

УДК 616.728.2-089.843

Досвід первинного ендопротезування кульшового суглоба

**М. В. Полулях, С. І. Герасименко, А. С. Герасименко,
А. М. Бабко, В. М. Громадський**

ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», Київ

The article analyses total hip arthroplasty performed within 2000–2010 at the Institute's Hospital of Joint Diseases in Adults. For 2010, the ratio of prostheses made with cement and cementless types of fixing as well as friction pairs in prostheses with a cementless type of fixing were assessed. An increasing number of hip arthroplasty operations in the course of time were revealed. The age of patients, in whom prostheses with a cement type of fixing were used, rose. A larger arsenal of cementless prostheses makes it possible to choose a device differentially in each particular case. In young patients, one should prefer such friction pairs as ceramics–ceramics, metal–metal with TiN coating or an alloy of zirconium with niobium, ceramics–cross-linked polyethylene. The metal–polyethylene pair is indicated for elderly and senile people.

В роботі представлено аналіз тотального ендопротезування тазобедренного суглоба, виконаного в течение 2000–2010 рр. в клініці захворювань суглобів у дорослих ІТО НАМН України. Оцінено співвідношення кількості встановлених протезів з цементним і безцементним типом фіксації, а також пар трення протезів в разі безцементного типу фіксації за 2010 р. Встановлено збільшення числа операцій ендопротезування тазобедренного суглоба з течією часу, вік пацієнтів, у яких використовують протези з цементним типом фіксації. Розширення арсеналу безцементних протезів дозволяє диференційовано вибирати пристрій в кожному конкретному разі. У молодих пацієнтів перевагу слід віддавати парі трення кераміка–кераміка, метал–метал з TiN покриттям або сплавом цирконія і ніобію, кераміка–поліетилен з поперечними зв'язками. Пара метал–поліетилен показана людям старших вікових груп.

Ключові слова: ендопротезування суглобів, кераміка, пара тертя, «cross linking» поліетилен

Ендопротезування суглобів нині є однією з самих успішних операцій в ортопедичній хірургії. При цьому кращі результати досягають у хворих похилого віку із зниженою фізичною активністю. У молодих пацієнтів значно активніший стиль життя, що, звісно, впливає на термін функціонування протезу. Через 10 років 8–20 % хворих потребують ревізійного ендопротезування [1, 14]. Тому сучасні розробки спрямовані на збільшення терміну функціонування протезів, особливо у пацієнтів молодого віку, що досягається застосуванням сучасних матеріалів у виробництві протезів. Удосконалення протезів відбувається в багатьох напрямках: оптимізують форму, методи фіксації та покриття чашки і ніжки протеза, пари тертя між головкою та ацетабулярним компонентом, розміри головки.

Сьогодні значну увагу приділяють парам тертя між головкою та чашкою протезів. Найбільш поширеними є пари тертя: метал — поліетилен (М–П), кераміка–кераміка (К–К), кераміка–поліетилен з поперечними зв'язками (К–Ппз), метал–метал (М–М). Зазначені пари тертя мають свої переваги і недоліки, а для кожного конкретного хворого необхідно вибирати «золоту середину».

Найпоширенішим у наш час залишається протез з парою тертя метал–поліетилен. Однак поліетилен у цій парі тертя має досить високий рівень стирання — від 0,1 до 0,5 мм на рік [2, 15]. Необхідно враховувати, що воно відбувається як у парі головка–вкладиш, так і вкладиш–чашка. Продукти зносу поліетилену спричиняють остеоліз стегнової кістки і кульшової западини, що призводить до розвитку

гранульом та асептичної нестабільності протеза [6]. Зносостійкість поліетилену чашки збільшують шляхом поперекового «зшивання» полімерних ланцюгів молекул поліетилену, тобто створення так званого поліетилену з поперековими зв'язками («cross linking»), який має значно вищі механічні властивості. Таку чашку можна застосовувати в парах тертя М–Ппз та К–Ппз. Наукові дані свідчать, що протрузія поліетилену в парі М–Ппз становить 0,03–0,06 мм на рік [11]. Однак суттєвим недоліком Ппз є його знижена еластичність, що спричиняє крихкість та вираженішу остеорезорбтивну дію на кісткову тканину через більші розміри частинок дебрису [5, 12].

Зміни в чашці протеза стосуються форми, полірування та точнішої підгонки до зворотного боку поліетиленового вкладиша. Крім того, в сучасних моделях протезів обмежено кількість отворів для шурупів, а вільні від них отвори закривають відповідними заглушками. Існують моделі, у яких взагалі немає отворів, однак у таких випадках виникають складнощі з визначенням ступеня посадки чашки. Саме внутрішня поверхня і отвори є джерелом стирання поліетилену, продукти якого проникають через отвори в чашці і викликають остеоліз дна кульшової западини. Триває дискусія між прихильниками різьбових чашок і чашок, що запресовуються.

Кроком вперед було застосування пари тертя М–М з розміром головки від 44 мм. Велика головка значно зменшує вірогідність вивиху протеза завдяки збільшенню так званого «jump distance». Порівняльний аналіз 1 181 протезувань показав, що в середньому у 1,5 % хворих виникали вивихи протезів, причому, чим більший розмір головки, тим менший відсоток виникнення вивиху. У випадку розміру головки 28 мм вивихи виникали у 3,7 % пацієнтів, 32 мм — 1,2 %, 36 мм — 0,2 %. Крім того, пара М–М має менший коефіцієнт тертя (0,001–0,002 мм/рік) порівняно з парою метал–поліетилен і відповідно менше стирання [3]. Однак у разі застосування таких протезів у хворих підвищується вміст іонів Co^{3+} та Cr^{3+} у крові, тоді як 1–2 % людей у популяції мають алергію до металу. Крім того, розвиваються корозія металу за рахунок формування карбідів (сполука металів з вуглецем) та металоз, що збільшує стирання, а його продукти є причиною формування остеолізу та псевдопуплин [7, 4, 8]. Дослідження J. J. Jacobs і співавт. [10] показали, що кобальт і хром проникають навіть через плацентарний бар'єр від матері з протезом кульшового суглоба до дитини.

Наступним кроком щодо удосконалення протезів з парою М–М було покриття кобальт хромого сплаву головки і ацетабулярного компоненту титан–нітритом (TiN), який під час термічної обробки набу-

ває властивостей кераміки. А виготовлені із сплаву цирконія і ніобія протези покращують трибологічні властивості пар тертя. Такі протези мають низку переваг: зменшення проникнення іонів металів до організму, що запобігає алергії, збільшення міцності покриття поверхонь тертя, запобігання корозії металу (формуванню карбідних сполук металу з вуглецем), збільшення трибологічних властивостей пар тертя і відповідно довговічність протеза.

Прогресом у протезуванні було застосування кераміки. Пару тертя кераміка–кераміка вперше використав француз Pierre Boutin у 1970 р. Клінічні апробації протезів з керамічними парами тертя були досить невдалими через крихкість кераміки. У сучасних протезах четвертого покоління застосовують тверду кераміку, тому теоретично можливість переломів складає лише 1:2000 випадків за десятирічний період.

Кераміка — це один із найтвердіших матеріалів з низьким рівнем тертя і утворенням продуктів стирання, що в парі К–К становить лише 0,001 мм/рік [9]. Y. H. Kim і співавт. [11] взагалі не виявили протрузії в парі тертя К–К. Очевидні біосумісність та біоінертність, стійкість до зношування кераміки забезпечують тривале використання протезів у молодих активних пацієнтів. Однак трапляються випадки сторонніх звуків під час рухів.

Необхідно також звернути увагу на варіанти ніжок протезів, які підбирають відповідно до анатомічних особливостей каналу стегнової кістки пацієнта. Цікаві розробки представляють виробники для пацієнтів молодого віку — протези маленького розміру з фіксацією у проксимальному відділі стегна, подовжені ніжки та ніжки з урахуванням фізіологічних вигинів стегна. Однак треба зауважити, що такий широкий арсенал протезів з'явився в Україні лише упродовж останніх років.

Матеріал і методи

В основу роботи покладено аналіз результатів тотального ендопротезування кульшового суглоба за 10 років (2000–2010 рр.) у клініці захворювань суглобів у дорослих ІТО НАМН України. Проведено аналіз співвідношення пар тертя із безцементним типом фіксації елементів протезів за 2010 р. Так, із 261 операції протезування кульшових суглобів у 2010 р. з приводу коксартрозу було 99 (37,9 %), перелому шийки стегна — 49 (18,8 %), асептичного некрозу головки стегнової кістки — 38 (14,6 %), ревматичних захворювань — 25 (9,6 %), черезвертельних переломів стегнової кістки — 15 (5,7 %). Ревізійне ендопротезування виконано у 35 (13,4 %) хворих.

Однополюсні протези сьогодні згадуємо у історичному аспекті. Останній такий протез у клі-

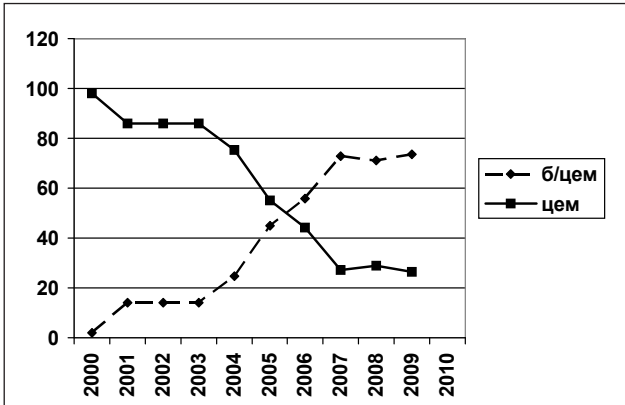


Рис. 1. Криві співвідношення застосування протезів з цементним і безцементним типом фіксації з 2000 до 2010 рр.

ніці був поставлений у 2005 р. хворій старечого віку з переломом шийки стегна. Тепер техніка виконання тотального протезування не дає значних переваг однополюсному ендопротезуванню, оскільки на закриття операційної рани витрачають більше часу, ніж на встановлення протеза. Однак ідея застосування головок великих розмірів, як в однополюсних протезах, знову актуальна.

Результати та їх обговорення

Аналіз нашого матеріалу показав, що на початку XXI ст. значну перевагу надавали протезам з цементним типом фіксації елементів, які склали близько 80 % випадків (рис. 1). Підґрунтям для цього було застосування критеріїв L. Spotorno. Сьогодні ми відійшли від них, оскільки вважаємо, що вони не відповідають сучасним вимогам протезування. Тепер домінують протези з безцементним типом фіксації елементів, які сягають 80 %. Переваги застосування такого типу фіксації полягають у відсутності токсичної дії цементу на організм хворого, можливості використання альтернативних пар тертя, скороченні часу хірургічного втручання.

Протези з цементним типом фіксації ми застосовуємо у хворих похилого та старечого віку з остеопорозом кісток та фізичним станом, який ускладнює використання милиць, а також у пацієнтів з ревматичними захворюваннями із вираженим остеопорозом, що не дозволяє досягти стабільної фіксації елементів протеза без застосування цементу.

Аналіз протезування у випадку переломів шийки стегна за 2010 р. показав, що протези з цементним типом фіксації елементів застосовано у 38,8 % хворих. Середній вік цієї категорії хворих становив 79,9 років. Стосовно протезів з безцементним типом фіксації пару тертя метал–поліетилен було встановлено у 36,7 % хворих, середній вік яких складав 62 роки. Пари тертя М–Пз і М–М використано у 16,3 % та

8,1 % хворих відповідно. Вік пацієнтів цих груп був до 60 років (рис. 2).

Іншу картину співвідношення кількості цементних і безцементних протезів спостерігали у разі ендопротезування кульшового суглоба у хворих з коксартрозом (рис. 3). Протези з цементним типом фіксації елементів застосовували лише у 7 % пацієнтів, середній вік яких становив 71 рік. Серед безцементних протезів найбільш поширеною була пара тертя М–П, яку використано у 63,6 % пацієнтів, середній вік 57,4 роки. Протези з парою тертя М–Пз, К–Пз, К–К, М–М застосовані у 29,4 % пацієнтів. Таким чином, як і у хворих з переломом шийки стегна, протези з цементним типом фіксації елементів застосовують у осіб старших вікових груп.

У пацієнтів з ревматичними захворюваннями, яким було виконано ендопротезування кульшового суглоба, протези з цементним типом фіксації застосовано тільки у 4 % осіб молодого віку, їм через виражений остеопороз неможливо було поставити протез із безцементною фіксацією (рис. 4).

Безцементні протези з парою тертя М–П застосовано у 51,3 % хворих. Пари тертя М–Пз, К–Пз, М–М використано у 44,7 % пацієнтів. Треба звернути увагу, що середній вік хворих цієї групи був до 45 років.

Тотальне ендопротезування кульшового суглоба із застосуванням протезів з цементною фіксацією було проведено 15 хворим з черезвертлюговими переломами стегнової кістки. Показаннями до ендопротезування суглоба у випадку черезвертлюгових переломів стегнової кістки були багаточасткові нестійкі переломи вертельної ділянки стегнової кістки або артроз кульшового суглоба III чи IV стадії у хворих похилого та старечого віку.

У клініці не знайшли поширення різьбові чашки, до речі, така тенденція зберігається у багатьох країнах. Ми застосовуємо безцементні чашки з «press-fit» фіксацією, у яких стабільність досягається завдяки розсвердлюванню кульшової западини на 1–2 мм

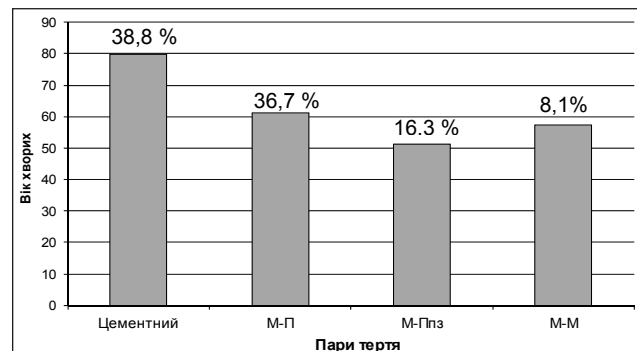


Рис. 2. Гістограма залежності типу фіксації елементів протеза від віку хворих з переломами шийки стегна

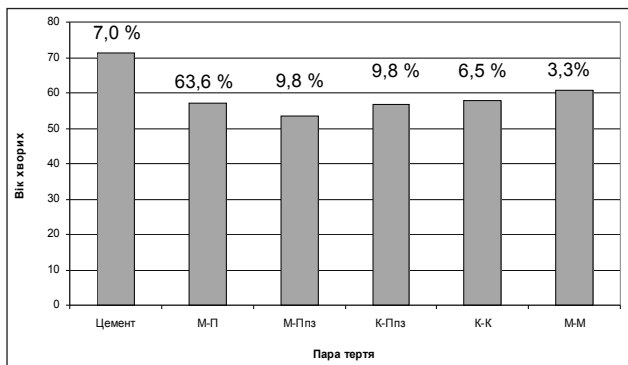


Рис. 3. Гістограма залежності типу фіксації елементів протеза від віку хворих з коксартрозом кульшового суглоба

менше, ніж розмір чашки. Навіть шурупи застосовують тільки у 15–20 % випадків, коли зафіксовано остеопороз кісток кульшової западини.

Висновки

Кількість ендпротезувань кульшового суглоба збільшується з кожним роком, змінюється не тільки кількісний, а й якісний склад протезів.

Аналіз власних досліджень і наукові джерела свідчать, що збільшився віковий ценз застосування протезів з цементним типом фіксації (після 70–75 років), а критерієм вибору пари тертя є особливості кісткової тканини та фізичний стан хворого. Значно розширився спектр безцементних протезів, що дає можливість диференційовано підходити до вибору протеза в кожному конкретному випадку.

Пара метал–поліетилен має суттєвий недолік, а саме значне стирання поліетилену з формуванням осередків остеолізу. Пара метал–метал підвищує вміст іонів кобальту та хрому в крові, що може викликати алергію та розвиток корозії металу у результаті формування карбідів (сполука металів з вуглецем), що збільшує стирання.

Альтернативою зазначеним імплантатам є протези з парою тертя метал–метал з різними покриттями, які усувають ці недоліки. Пара кераміка–кераміка має низький коефіцієнт тертя і рівень стирання, високу біологічну сумісність, позбавлена корозії.

У молодих пацієнтів перевагу слід віддавати парі тертя кераміка–кераміка, метал–метал з TiN покриттям та сплаву цирконію і ніобію, можливе застосування пари кераміка–«cross-linking» поліетилен. Пара метал–поліетилен показана пацієнтам старших вікових груп.

Список літератури

1. Абельцев В. П. Эндпротезирование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе (оптимальные методы лечения): автореф. дис. ... докт. мед. наук /

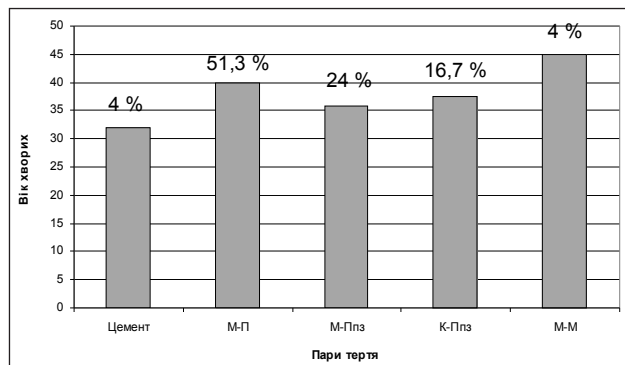


Рис. 4. Гістограма залежності типу фіксації елементів протеза кульшового суглоба від віку хворих з ревматичними захворюваннями

2. В. П. Абельцев. — М., 2004. — 49 с.
2. Metal-on-metal bearing in hip prosthesis generates 100-fold wear debris than metal-on-polyethylene / H. Anissson, A. Stark, T. Gustafson et al. // *Acta Orthop. Scan.* — 1999. — Vol. 70, № 6. — P. 578–582.
3. Six year results of prospective study metal ion levels in young patients with metal-on-metal hip resurfacing / J. Daniel, Y. Ziaee, C. Prathan, D. J. Mc Minn // *J. Bone Jt. Surg.* — 2009. — Vol. 91-B. — P. 176–179.
4. High Early Revision Rate due to Pseudotumor Formation in Metal-on-Metal Large Head Diameter / P. Deprez, L. V. Berge, M. Demuyck: AAOS 2010 Annual Meeting. THA. Paper № 007.
5. Digas G. New polymer materials in total hip arthroplasty. Evaluation with radiostereometry bone densitometry, radiography and clinical parameters / G. Digas // *Acta Orthop.* — 2005. — Vol. 76, № 315. — P. 4–82.
6. Dorn P. F. Metal versus polyethylene wear particles in fatal hip replacements / P. F. Dorn, P. A. Campbell, H. C. Amstutz // *Clin. orthop. Rel. Res.* — 1996. — Vol. 329. — P. 206–216.
7. Corrosion in Retrieved High Carbon Chrome Hips / D. Van Citters et al. // Paper No014, AAOS 2010.
8. Hart A. et al. High blood Cobalt levels can be used to predict Failure of Metal-on-Metal hips / A. Hart et al. // Paper No007, AAOS 2010.
9. Hernigen P. Zirconium and alumina ceramics in comparison with stainless-steel heads. Polyethylenes wear after a minimum ten-year follow-up / P. Hernigen, T. Bahrami // *J. Bone Jt. Surg.* — 2003. — Vol. 85-B, № 4. — P. 504–509.
10. Metal ion Levels in Maternal and Placental Blood Following Metal-on-Metal Arthroplasty / J. J. Jacobs et al. // Paper No008, AAOS 2010.
11. Kim Y.H. Intermediate Results of Simultaneous Alumina-on-Alumina Bearing and Alumina-on-Highly Crosslinked Polyethylene Bearing Total Hip Arthroplasties / Y. H. Kim, Y. W. Choi, O. R. Kwon // *J. Arthroplasty.* — 2009. — Vol. 24. — S. 885–891.
12. Dissociation of the metal inlay from the polyethylene liner in uncemented threated cup / I. Milosev, R. Trebse, S. Kovac et al. // *Arch. Orthop. Trauma Surg.* — 2005. — Vol. 123, № 2. — P. 134–141.
13. Primary total hip arthroplasty without the use of bone cement: a 10-year follow-up of 157 hip / P. H. Hsieh, C. H. Shin, P. C. Lee et al. // *Chang Gung Med. J.* — 2002. — Vol. 25, № 5. — P. 298–305.
14. Sporer S. M. Hip revision In: OKU: Hip and Knee Reconstruction 3. AAOS. / M. S. Sporer, W. G. Paprosky. — 2006. — P. 457–474.
15. Temporal radiographic texture analysis in the detection of periprosthetic osteolysis / J. R. Wilkie, M. L. Giger, M. R. Chinander et al. // *Med. Phys.* — 2008. — Vol. 35. — P. 377–387.