

М.В. Полулях, д.м.н., С.І. Герасименко, ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ

Сучасний погляд на первинне ендопротезування кульшового суглоба

Ендопротезування суглобів нині є однією з найбільш успішних операцій в ортопедичній хірургії. При цьому кращих результатів досягають у хворих похилого віку зі 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 й 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 такі 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 й 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 в парі вкладиш-чашка. Продукти зношування поліетилену спричиняють остеоліз стегнової кістки й кульшової западини, що призводить до розвитку гранулом та асептичної нестабільності протеза [6]. Зносостійкість поліетилену чашки збільшують шляхом поперекового «зшивання» полімерних ланцюгів молекул поліетилену, тобто створення так званого поліетилену з поперечними 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 більш виражену остеорезорбтивну дію на кісткову тканину [5, 12].

Зміни в чашці протеза стосуються форми, полірування й точнішої підгонки до зворотного боку поліетиленового вкладиша. Крім того, в сучасних моделях протезів обмежена кількість отворів для шурупів, а вільні від них отвори закривають відповідними заглушками. Існують моделі, у яких взагалі немає отворів, однак у таких випадках виникають труднощі з визначенням ступеня посадки чашки. Саме внутрішня поверхня й 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 уперед було застосування пари тертя М-М з розміром головки від 44 мм. Велика головка значно зменшує вірогідність вивиху протеза завдяки збільшенню так званої jump distance. Порівняльний аналіз 1181 випадку протезувань показав, що в середньому у 1,5% хворих виникали вивихи протезів, причому чим більший розмір головки, тим менша частота вивиху. У разі розміру головки 28 мм вивихи виникали у 3,7% пацієнтів, 32 мм — у 1,2%, 36 мм — у 0,2%. Крім того, пара М-М має менший коефіцієнт тертя (0,001-0,002 мм на рік) порівняно з парою метал-поліетилен і, відповідно, менше стирання [3]. Однак при застосуванні таких протезів у хворих підвищується вміст іонів Co^{3+} та Cr^{3+} у крові, тоді як 1-2%

населення в популяції мають алергію до металу. Крім того, розвиваються корозія металу за рахунок формування карбідів (сполук металів з вуглецем) та металоз, що збільшує стирання, а його продукти є причиною формування остеолізу і псевдопухлин [4, 7, 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 вдосконалення протезів з парою М-М було покриття головки кобальт-хромовим сплавом й ацетабулярного компонента — титан-нітритом (TiN), який під час термічної обробки набуває властивостей кераміки. А виготовлені зі сплаву цирконію і ніобію 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), підвищення 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 становить лише 1:2000 випадків за десятирічний період.

Кераміка — це один із найтвердіших матеріалів з низьким рівнем тертя й утворенням продуктів стирання, що в парі К-К становить лише 0,001 мм на рік [9]. Y.H. Kim і співавт. [11] узагалі 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 появи сторонніх звуків під час рухів.

Необхідно також звернути увагу на варіанти ніжок протезів, які підбирають відповідно до анатомічних особливостей каналу стегнової кістки хворого. Цікаві розробки представляють виробники протезів 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 впродовж останнього десятиріччя.

Аналіз нашого матеріалу показав, що на початку ХХІ ст. значну перевагу надавали протезам із цементним типом фіксації елементів, використання яких становило близько 80% випадків. Підґрунтям для цього було застосування кри-теріїв L. Spotorno. Сьогодні ми відійшли

від них, оскільки вважаємо, що вони не відповідають сучасним вимогам до протезування. У наш час домінують протези з безцементним типом фіксації елементів, частка яких досягає 80%. Переваги застосування такого типу фіксації полягають у відсутності токсичної дії цементу на організм пацієнта, можливості використання альтернативних пар тертя, скороченні тривалості 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 з вираженим остеопорозом, що не дозволяє досягти стабільної фіксації елементів протеза без застосування цементу.

Аналіз протезування у випадках переломів шийки стегна показав, що протези з цементним типом фіксації елементів використано у 38,8% пацієнтів. Середній вік цієї категорії хворих становив 79,9 року. Стосовно протезів із безцементним типом фіксації, пару тертя метал-поліетилен було встановлено 36,7% пацієнтів, середній вік яких становив 62 роки. Пари тертя М-Ппз і М-М застосовано у 16,3 та 8,1% хворих відповідно. Вік пацієнтів цих груп — до 60 років.

Іншу картину співвідношення кількості використаних цементних і безцементних протезів спостерігали у разі ендопротезування кульшового суглоба у хворих із коксартрозом. Протези з цементним типом фіксації елементів застосували 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% хворих (середній вік 57,4 року). Протези з парою тертя М-Ппз, К-Ппз, 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 використовують в осіб старших вікових груп.

У пацієнтів із 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 встановити протез із безцементною фіксацією.

Безцементні протези з парою тертя М-П використано у 51,3% хворих. Пари тертя М-Ппз, К-Ппз, К-К, М-М застосовано у 44,7% пацієнтів. Слід звернути увагу, що середній вік хворих цієї групи — до 45 років.

Тотальне ендопротезування кульшового суглоба з використанням протезів із цементною фіксацією було проведено також пацієнтам із черезвертлюговими переломами стегнової кістки. Показаннями до ендопротезування суглоба у разі черезвертлюгових переломів стегнової кістки були багатоуламкові нестійкі переломи вертельної ділянки стегнової кістки,



М.В. Полулях

виражений остеопороз проксимального відділу стегнової кістки, артроз кульшового суглоба III чи IV стадії у хворих похилого і старечого віку.

Висновки

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

Аналіз власних досліджень і дані наукових джерел свідчать, що збільшився віковий ценз застосування протезів із 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.

У пацієнтів молодого віку перевагу слід надавати парі тертя кераміка-кераміка, кераміка-крослінкований поліетилен, що мають низький коефіцієнт тертя і рівень стирання, високу біологічну сумісність, позбавлені корозії.

Література

1. Абельцев В.П. Эндопротезирование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе (оптимальные методы лечения): автореф. дис. ... докт. мед. наук / В.П. Абельцев. — М., 2004. — 49 с.
2. Metal-on-metal bearing in hip prosthesis generates 100-fold wear debris then metal-on-polyethylene / H. Aonissan, 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. Demuyne: 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 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 № 007, 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 № 008, 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 on uncemented threaded 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 hips / 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.