

## ШЛЯХИ ПРОФІЛАКТИКИ АСЕПТИЧНОЇ НЕСТАБІЛЬНОСТІ СТЕГНОВОГО КОМПОНЕНТУ ЕНДОПРОТЕЗУ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

Починаючи з 1938р., коли Wiles[21] виконав першу повну заміну кульшового суглобу металевим ендопротезом, ендопротезування пройшло великим шляхом великих досягнень. Справжня революція в ендопротезуванні пов'язана з пропозиціями J.Charnley, який в 1969 р. імплантував штучний кульшовий суглоб на кістковому цементі з використанням матеріалів з низьким коефіцієнтом тертя.

Зростання кількості операцій призводить до збільшення ускладнень та необхідності ревізій. Найбільш частою причиною ревізійного ендопротезування є асептичне розхитування компонентів – 34-94% випадків[19].

До теперішнього часу наявність в світовій практиці різноманітних моделей стегнових компонентів не гарантує стабільне багаторічне функціонування в організмі. Це спонукає науковців активізувати роботу у вивченні причин асептичної нестабільності, шляхів її попередження, систематизації у виборі моделі феморального компоненту та розробки нових ніжок ендопротезу кульшового суглобу.

На думку Galante, ще в 1985р., сучасному хірургу необхідна уніфікована форма передопераційного та післяопераційного аналізу реконструктивно-відновної хірургії кульшового суглобу[7]. Для вирішення цього питання згідно з рішенням Міжнародного Товариства Хірургів-Ортопедів та травматологів (SICOT), в 1991р. було засновано комісію з документації та системного аналізу. Спільно з Американською Академією Ортопедів комісія розробила єдину номенклатуру системи стандартів для хірургії кульшового суглобу [16].

Brown T. D., Ferguson A. B. [2] вважають, що одним із шляхів запобігання асептичної нестабільності є правильне просторове розташування ніжки ендопротеза кульшового суглоба у стегновому каналі.

J.R.Moreland та M.J.Bernstein в 1995р. визначили, що частота вrostання в пористу поверхню ендопротезу корелюється зі ступінню заповнення кістково-мозкового каналу стегновим компонентом. При заповненні каналу менш ніж 75% просідання ніжки становили близько 7мм і 100% ніжок були нестабільні [13].

Huggler A.H., Schreiber A. [11] опублікували причини асептичної нестабільності, яка на їхню думку, виникає в результаті резорбції кістки, що прилягає до ендопротезу, внаслідок попадання продуктів зношування рухомих частин. Використання низько-фрикційної пари тертя може лише відстрочити в часі, але не виключити асептичну нестабільність.

На теперішній час точно не відомо, що відбувається після імплантації між нішкою та кістковою тканиною, а тільки пропонуються різні теорії, які мають більше або менше обґрунтовані докази процесів, що відбуваються в цьому сполученні. Тому, якщо інші ускладнення ендопротезування знижуються до мінімуму, то в профілактиці ранньої нестабільності ніжки значних досягнень майже не відзначається. Найбільш інтенсивно вивчаються дві основні теорії – біомеханічна та запальна. Сенс першої полягає в тому, що між нішкою та кістковою тканиною виникають несприятливі взаємодії, які пов'язані з різницею у якості матеріалів [1].

Прихильники іншої теорії: Kurtz S, Springer B.D. вважають, що нестабільність ніжки виникає у зв'язку з реактивним запаленням в кістковій тканині реактивного характеру [15]. Будь-який фактор, що збільшує біомеханічну напруженість системи “ендопротез-кістка” з урахуванням високого навантаження на кульшовий суглоб, сприяє розхитуванню імплантата. В нормі трабекулярна структура губчастості кістки відіграє дуже важливу роль в механізмі розподілення навантажень, але цю кістку видаляють хірургічним шляхом та заміщують її штучним матеріалом, який має зовсім інші властивості.

Відсутність опори дуги Адамса, викликана розхитуванням або резорбцією, призводить до нестабільності під назвою кронштейн Gruen. За даними E.Chao та M.Coventry із клініки Мейо, в більшості випадків спостережень нестабільностей феномен кронштейн Gruen був присутній та в 42% ніжки була встановлена в варусному положенні [3].

Важливим фактором, який визначає об'єм повторного втручання та вибір імплантата, є ступінь зруйнованості та наявність дефектів кісткової тканини стегна. Існує декілька класифікацій дефектів стегнової кістки. Найбільш розповсюджені

ною є класифікація запропонована W.G.Paprosky з співав. в 2003р, яка є результатом вдосконалення попередньої [5]. В ній виділено 4 типи дефектів проксимального відділу стегнової кістки.

На сучасному етапі ранні прояви асептичної нестабільності можна запідозрити завдяки двоенергетичній абсорбціометрії (DEXA). Gruen T.A. та De Lee J.G. описали 7 зон навколо стегнового компоненту [10]. Ступінь кістково-мінеральної щільності стегна в 7-ми Gruen зонах дозволяє провести аналіз та вжити профілактично-лікувальні заходи [6].

Частота незадовільних результатів залежить не тільки від типу фіксації, а й від специфічної будови ендопротезу. Згідно даних John J. Callaghan, Aaron G. Rozenberg, Harry E. Rubash компоненти ендопротезів, які використовували раніше без шорховатості або без покриття, спостерігали високу частоту ранньої нестабільності [12].

В останні роки спостерігається тенденція до збільшення кількостей артропластик кульшового суглобу у молодих пацієнтів. Сучасними вимогами до ендопротезування КС у них на думку багатьох ортопедів є: малоінвазивність хірургічної техніки, фізіологічний розподіл навантаження та максимальне збереження кісткової тканини проксимального відділу стегна. Дані вимоги, згідно публікації Synder M, Drobniowski M, Pruszczyski B, Sibicki M. в 2009р [20], задовольняють короткі ніжки ендопротезу. Автори провели спостереження через 6-16 міс. за 28 пацієнтами, яким імплантували короткі ніжки Metha. В результатах виявлено покращення шкали Harris Hip Score від 54 до 97 балів. В одній ніжці було рентгенологічно виявлено явища лізису в середній частині імпланту але без патологічних клінічних проявів.

Santori F.S. підтверджує думку про важливість збереження кістки та фізіологічний розподіл навантаження в проксимальному відділі стегна [18]. В 2010р. публікує результати спостереження за імплантацією індивідуально-виготовлених коротких ніжок з гідроксиапатитовим покриттям. Спостереження провів у 109 пацієнтів через 8 років. Всі стегнові компоненти залишалися стабільними навіть при відсутності діафізарної частини імпланту, яка є у стандартних ніжках.

Ghera S, Pavan L. вважають, що запорукою відмінних результатів при імплантації коротких ніжок є відповідний підбір пацієнтів та точна хірургічна техніка. В 2009 р. автори опублікували спостереження за 65 артропластиками з використанням ніжки DePuy Proxima Hip в термін 1,7 років. Показники за шкалою Харріса зросли від 51 до 91. Ускладнення включили в себе 1 перелом стегна, 1 поверхнева інфекція та 3 глибоких тромбози [8].

Goebel D, Schultz W. [9] провели спостереження за 30 результатами імплантування ніжки Mayo Zimmer у 26 фізично активних хворих через 67-87 місяців. 4 пацієнта прооперовані з обох сторін. Ранніх ускладнень, пов'язаних з операцією, не було виявлено. Даний дизайн ніжки, згідно результатів авторів, є відмінний при відповідних показах.

Kim YH, Choi Y, Kim JS. [14] в 2010р. опублікували результати порівняння в зміні кістково-мінеральної щільності навколо коротких, метафізарних та звичайних анатомічних стегнових компонентах. Автори денситометрично вивчали ступінь stress shielding стегна, клінічні та рентгенологічні результати в 2 групах пацієнтів. Результати проводили в 60 пацієнтів (50 суглобів) кожної групи через 3,3 роки. В 1 групі були імплантовані короткі та метафізарні ніжки. В 2 групі – звичайні метафізарні та діафізарні ніжки. Кістково-мінеральна щільність в 1 групі була підвищена в 1 зоні та зменшена в 7 зоні. В 2 групі кістково-мінеральна щільність в 1 та 7 зонах була значно зменшена. Клінічні та рентгенологічні результати в обох групах не відрізнялись. Жоден з компонентів обох груп не потребував ревізії.

Pons M. [17] в 2010р. представив результати спостереження через 38 місяців імплантації коротких ніжок short-stem CFP system (Collum Femoris Preserving). Ревізійної заміни не потребувала жодна ніжка. Короткий термін спостереження не дозволяє заявити категоричних висновків.

S.Herman провів аналіз після імплантування 628 ендопротезів Corf-Holz через 10-14 років. Трабекулярно-орієнтований біонічний ендопротез Corf-Holz має «порожнисту» будову і дозволяє проростанню, а не приростанню спонгіозної кістки проксимального відділу стегна, через ендопротез. Не було виявлено жодного рентгенологічного лізису навколо ендопротезу. Лише в 1 випадку було виконано заміну ніжки з приводу інфекційного запалення. При гістологічному дослідженні було виявлено повноцінну структуру кістки, яка міцно інтегрована в ендопротезі [4].

## Висновки

Незважаючи на вдосконалення методик імплантації, різноманітність моделей та дизайнерів ніжок ендопротезу кульшового суглобу частота виникнення асептичної нестабільності не зменшується.

Точне доопераційне планування, вибір найбільш оптимального хірургічного доступу, типу ендопротеза, який найкраще адаптований до морфологічної ситуації, досвід хірурга є важливими складовими в досягненні відмінних результатів.

Сплав титану є найбільш розповсюдженим

матеріалом для виробництва ендопротезу. Його якості міцні, стійкі до втоми, а коефіцієнт еластичності наближений до кістки.

Використання стегнових компонентів з малою площею пористого покриття або поганим прикріпленням останнього призводить до невдач при первинному ендопротезуванні.

Трабекулярна структура губчастої кістки виконує роль амортизатора та демпфера динамічних навантажень, що збільшує тривалість функціонування імплантату при фізіологічному навантаженні. Вона містить в собі гідродинамічну систему. Але цю частину кістки видаляють хірургічним шляхом та заміщують її штучним матеріалом – ендопротезом, який має зовсім інші властивості.

Біонічні трабекулярно-орієнтовані ніжки радикально відрізняються від класичних. Їх дизайн дозволяє зберегти губчасту кістку та інтегруватись через ніжку, що сприяє надійній фіксації.

Враховуючи різноманітність ніжок та зростання асептичної нестабільності виникає місце для наукових розробок та спостережень в пошуку стабільних імплантів.

## Література

1. Пернер К. Ревизионные операции с использованием эндопротезов Zweymuller-Системы. // Весник травматологии и ортопедии. — 1998. — N 3. — С. 33
2. Brown T. D., Ferguson A. B. The development of computational stress analysis of the femoral head / J. Bone Joint Surg. — 1978 — Vol. 60-A — P. 619.
3. Chao E.Y.S., Coventry M.B. Fracture of the femoral component after total hip replacement // J. Bone Joint Surg. — 1981 — Vol. 63-A, №5— P. 1078 — 1094.
4. Copf F., Ravnik D., Pisot V. et. al. Bionic-workshop, Bistra, Slovenien, 30-31.5.2003- 101p.
5. Della Valle, C.J. Classification and an algorithmic approach to the reconstruction of femoral deficiency in revision total hip arthroplasty / C.J.Dela Valle, W.G.Paprosky // J. Bone Joint Surg. — 2003. — Vol.85 —A, Suppl. 4. P. 1-6.
6. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop Related Res 1976;(121):20–32.
7. Galante G. The need for standardized system for evaluation of total hip surgery. // J. Bone Joint Surg. —1985. -67(A): 511.
8. Ghera S, Pavan L. The DePuy Proxima hip: a short stem for total hip arthroplasty. Early experience and technical considerations. Hip Int. 2009 Jul-Sep;19(3):215-220.
9. Goebel D, Schultz W. The Mayo cementless

femoral component in active patients with osteoarthritis. Hip Int. 2009 Jul-Sep;19(3):206

10. Gruen TA, McNeice GM, et al. “Modes of failure” of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. Clin Orthop Related Res 1979;(141):17–27.
11. Huggler A.H., Schreiber A. Alloarthroplastik des Huftgelenkes. — Stuttgart, 1978. — S. 108-110.
12. John J. Callaghan, Aaron G. Rozenberg, Harry E. Rubash. The Adult Hip. Lippincott Williams & Wilkins. — 2007.
13. Moreland, J.R. Femoral revision hip arthroplasty with uncemented, porous-coated stems / J.R Moreland, M.L.Bernstein // Clin. Orthop. — 1995. — N 319. — P. 141 — 150.
14. Kim YH, Choi Y, Kim JS. Comparison of Bone Mineral Density Changes Around Short, Metaphyseal-Fitting, and Conventional Cementless Anatomical Femoral Components. J Arthroplasty. 2010 Dec 3.

**Повний список літератури знаходиться в редакції**

## Резюме

**Косяков А.Н., Бурьянов А.С., Бондарь В.К.**

### **Асептическая нестабильность бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава. Обзор литературы**

*Представлен обзор литературы асептической нестабильности бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава. Описаны её причины, патогенез, классификации, клинические проявления. Сплав титана считается наиболее подходящим материалом для изготовления имплантов. Пересматривается демпферная роль спонгиозной кости, как существенно важной для биомеханического распределения нагрузок в искусственном суставе. Актуальными остаются дискуссии об усовершенствовании методик имплантации, разработки различных моделей и дизайнов ножек. Предложены возможные пути решения.*

**Ключевые слова:** тазобедренный сустав, коксартроз, асептическая нестабильность бедренного компонента эндопротеза, ревизионное эндопротезирование.

## Resume

**Kosiakov A., Bur'yanov A, Bondar V.**

### **Aseptic instability of the femoral component endoprosthesis hip joint. A review of the literature**

*Literature review of aseptic instability of the femoral component endoprosthesis hip joint. Description of causes, pathogenesis, classifications and clinical manifestations. Titanium alloy is considered the most suitable material for the manufacture of implants. The damping role of cancellous bone is reconsidered with its considerable importance in biomechanical load distribution in the artificial joint. Pressing debates remain about refinements in implant methodology, various models of development and stem design. Feasible decision paths are proposed.*

**Key words:** hip joint, coxarthroses, aseptic instability of the femoral component endoprosthesis hip joint, revision hip replacement.