

УДК 616.728.2-001.6-08:004.94-028.22](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872017223-29>

Графоаналітичне обґрунтування можливості виникнення, профілактики та лікування вивиху головки ендопротеза кульшового суглоба внаслідок хибного положення його компонентів

О. М. Овчинніков

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

Objective: to determine the mechanisms of the dislocation of the head of the hip joint endoprosthesis on the basis of the graphoanalytical modeling method and to correct the wrong position of its components. Methods: graphical-analytical modeling. Results: it has been established that there are two mechanisms of dislocation of the head of the hip joint endoprosthesis, related to its size and compliance with the angles of inclination and anteversion of the cup and antithesis of the endoprosthesis stem. The loss of contact area can also occur due to the wear of the friction pair. The most stable are endoprostheses with large-diameter heads, which allow increasing the shoulder strength, which counteracts the disabling effect. As a measure to prevent dislocations, you can use liners with a visor that prevent the dislocation of the head or neck of the endoprosthesis of a reduced diameter. If the endoprosthesis cup has too much angle of inclination or insufficient cup anteversion and/or antithesis of the stem, but there is a stable anchorage, a liner with a visor can also be used. The angle of the movement of the endoprosthesis head due to the use of a liner with a visor decreases with increasing diameter of the heads, which also indicates the advantage of using them to prevent dislocation of the endoprosthesis. Conclusions: in the hip joint endoprosthetics for the prevention of head dislocation, it is important to observe the correct position of its components. If it is not possible to install the components of the endoprosthesis within the limits that prevent the appearance of dislocation of the head, and also for the purpose of its elimination, it is advisable to use liners with a visor in combination with large diameter heads. The choice of the neck of the endoprosthesis with a reduced diameter reduces the risk of its dislocations. Key words: hip joint, dislocation of endoprosthesis head, graphoanalytical modeling, mechanism, large diameter head, liner with visor.

Цель: на основе метода графоаналитического моделирования определить механизмы возникновения вывихов головки эндопротеза тазобедренного сустава (ТБС) и исправления ошибочного положения его компонентов. Методы: графоаналитическое моделирование. Результаты: установлено, что существуют два механизма вывиха головки эндопротеза ТБС, связанные с ее размерами и соблюдением углов наклона и антеверсии чаши, антеторсии ножки эндопротеза. Потеря площади контакта может возникать также вследствие износа пары трения. Наиболее стабильными являются эндопротезы с головками большого диаметра, которые позволяют увеличить плечо силы, противодействующей приводящему к вывиху моменту. В качестве меры предотвращения вывихов можно использовать лайнеры с козырьком, которые препятствуют вывихиванию головки или шейки ножки эндопротеза уменьшенного диаметра. Если чашка эндопротеза имеет слишком большую величину угла наклона или недостаточна антеверсия чаши и/или антеторсия ножки, но есть стабильное закрепление, также можно использовать лайнер с козырьком. Угол ограничения движений головки эндопротеза за счет применения лайнера с козырьком уменьшается с увеличением диаметра головок, что также свидетельствует о преимуществе их использования для предотвращения вывихов эндопротеза. Выводы: при эндопротезировании ТБС для профилактики возникновения вывиха головки эндопротеза важно соблюдать правильное положение его компонентов. При невозможности установки компонентов эндопротеза в пределах, предотвращающих возникновение вывиха головки, а также с целью его устранения целесообразно применять лайнеры с козырьком в сочетании с головками большого диаметра. Выбор шейки эндопротеза уменьшенного диаметра снижает риск ее вывихов. Ключевые слова: тазобедренный сустав, вывих головки эндопротеза, графоаналитическое моделирование, механизм, головка большого диаметра, лайнер с козырьком.

Ключові слова: кульшовий суглоб, вивих головки ендопротеза, графоаналітичне моделювання, механізм, головка великого діаметра, лайнер із козирком

Вступ

Ендопротезування є основним методом лікування важких стадій коксартрозу та наслідків травм кульшового суглоба [5, 8, 10, 13]. Вивих головки ендопротеза кульшового суглоба залишається одним із найчастіших ускладнень у післяопераційному періоді [2, 6, 9, 17]. Згідно з результатами аналізу вивихів головки ендопротеза (National Arthroplasty Registries in Australia and Sweden (2008), large national revision THA cohort Bozic et al., USA (2009)), вони є найчастішими причинами, які зумовлюють виконання ревізійних хірургічних втручань, за поширеністю випереджаючи такі ускладнення після ендопротезування кульшового суглоба, як асептична нестабільність компонентів ендопротеза й інфекції [12, 17, 22, 23]. Вивих головки ендопротеза кульшового суглоба є наслідком імпінжменту між компонентами ендопротеза та/або між кістковими анатомічними структурами кульшового суглоба (великий вертлюг, стінки кульшової западини, осифікати) [4, 14, 16, 21].

Моделювання для дослідження об'єктів пізнання реалізується через побудови умовного виду, сприйманого за певними характеристиками, як аналога цих об'єктів, тобто моделі, що розглядається як гомоморфне відображення оригіналу (модельованого об'єкта). Одним із різновидів моделювання є графоаналітичне, яке полягає в поданні явищ, об'єктів і їхнього розташування в просторі у вигляді графічних образів [1, 3, 7, 11]. Графоаналітичне моделювання моделі ендопротеза кульшового суглоба дозволяє отримати чіткіше уявлення про процеси контактних взаємовідносин, що відбуваються між компонентами ендопротеза, механізми виникнення вивиху головки ендопротеза та виправлення хибного положення компонентів ендопротеза [3, 7].

Мета роботи: на основі методу графоаналітичного моделювання визначити механізми виникнення вивихів головки та виправлення хибного положення компонентів ендопротеза кульшового суглоба.

Матеріал та методи

Аналіз механізмів виникнення вивиху головки ендопротеза кульшового суглоба та виправлення хибного положення його компонентів проведено за допомогою графоаналітичного моделювання. Для цього побудовано геометричну модель ендопротеза кульшового суглоба у вигляді кульового шарніра з центром обертання в точці O

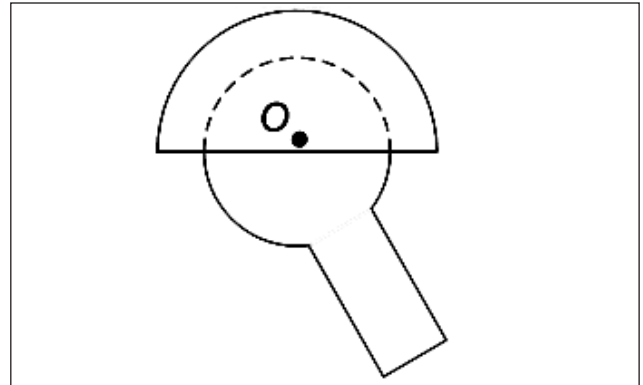


Рис. 1. Схема ендопротеза кульшового суглоба у вигляді кульового шарніра з центром обертання в точці O

протеза кульшового суглоба у вигляді кульового шарніра з центром обертання в центрі кулеподібної головки (рис. 1).

Геометричні параметри головки, чашки та конуса ніжки ендопротеза відповідали їхнім реальним розмірам. Графоаналітичне моделювання проведено в лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» для конуса ніжки ендопротеза з діаметром в основі головки 14 мм, діаметром головки від 22 до 40 мм та застосуванням лайнера з 10° козирком.

Результати та їх обговорення

На нашу думку, можливі два різних механізми вивиху головки з чашки ендопротеза.

Перший пов'язаний із переміщенням центра обертання головки в іншу точку і виникає в разі досягнення межі обертання.

На рис. 2 показано, що під час досягнення межі обертання з'являється контакт шийки ендопротеза з чашкою в точці A . Якщо в цьому випадку зберігається вплив сили F , яка призвела ендопротез до цього стану, то під її дією в точці A виникає крутний момент M . Величина крутного моменту визначається як добуток величини сили F та довжини плеча її дії:

$$M = Fl, \quad (1)$$

де F — величина діючої сили; l — відстань від точки прикладання сили F до точки обертання M .

Умови рівноваги для головки ендопротеза відносно точки A будуть виглядати, як показано на рис. 2, б, а математично їх можна записати рівнянням:

$$Fl = F_1 l_1, \quad (2)$$

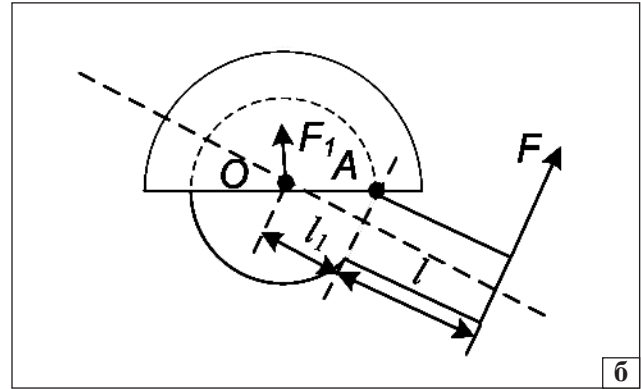
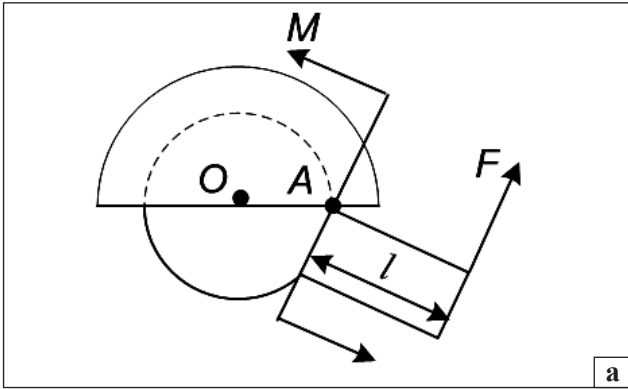


Рис. 2. Схема сил та їхніх моментів, які діють на головку ендопротеза в разі досягнення межі обертання

де F_1 — величина сили, що утримує головку ендопротеза в чашці; l_1 — діаметр головки ендопротеза.

Ураховуючи, що м'язи, які забезпечують рухомість стегна, здатні розвивати силу значно більшу за силу утримання головки ендопротеза в чашці ($F_{max} \gg F_1$), а відстань від точки їх кріплення до точки обертання перевищує діаметр головки ендопротеза ($l > l_1$), легко зрозуміти, що вивих головки не є надскладним завданням. Водночас тренуваність м'язів, що забезпечують стабільність кульшового суглоба, дає змогу значно розширити діапазон їхньої силової дії й відповідно, більші можливості регулювання умов рівноваги ендопротеза.

Одним із способів розв'язання проблеми вивиху головки ендопротеза можна вважати використання лайнера чашки з козирком (рис. 3).

У випадку досягнення головкою ендопротеза межі обертання козирок лайнера створює для неї контрпор. При цьому виникає сила реакції опори N , яка, у свою чергу, утворює крутний момент M_1 , спрямований протилежно моменту сил M , який призводить до вивиху головки:

$$M_1 = Nd, \tag{3}$$

де N — сила реакції опори; d — діаметр головки ендопротеза.

$$M = Fl, \tag{4}$$

де F — сила реакції опори; l — довжина шийки ендопротеза.

Умови стабільності головки можна відобразити у вигляді формули:

$$Fl = Nd. \tag{5}$$

Виходячи з формули (5), можна зробити висновок, що вибір головки ендопротеза максимального діаметра, також є способом запобігання її вивихів, оскільки це збільшує плече дії сили реакції опори, що підтверджено даними літератури [14, 15, 16, 23]. Гранична величина сили реакції опори N визначається показником межі міцності матеріалу, з якого виготовлено лайнер.

Основним технічним показником, який впливає на можливість вивиху головки ендопротеза, є максимальна кутова її рухомість у чашці (рис. 4).

Як видно на схемі (рис. 4), максимальна кутова рухомість обмежена товщиною шийки ендопротеза. Тому для визначення цього показника необхідно розрахувати кут, який займає шийка ендопротеза (рис. 5).

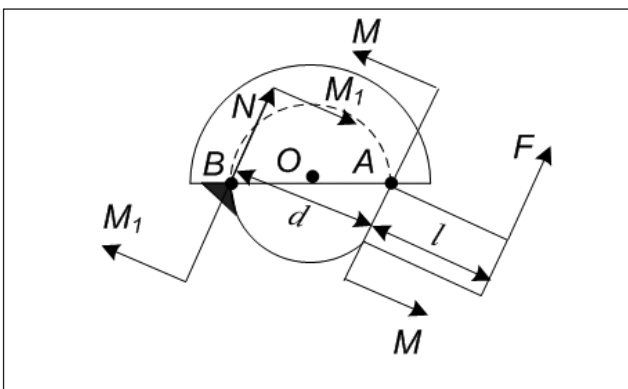


Рис. 3. Схема сил та їхніх моментів, які діють на головку ендопротеза в разі досягнення межі обертання за умов використання лайнера з козирком

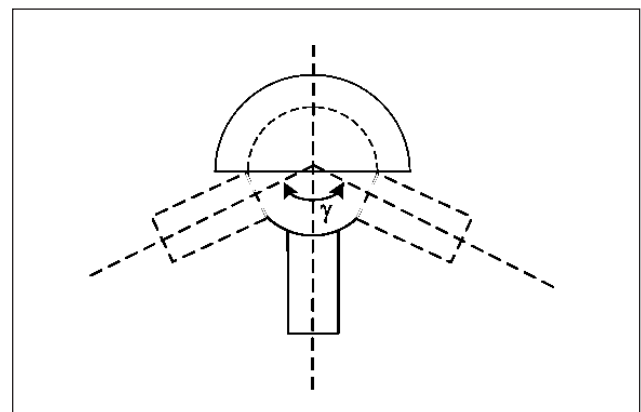


Рис. 4. Схема максимальної кутової рухомості головки ендопротеза

Згідно з рівнянням, наведеним у [2], довжина хорди визначається за формулою:

$$b = 2r \cdot \sin \frac{\alpha}{2}, \quad (6)$$

де b — товщина шийки ендопротеза в основі головки; r — радіус головки ендопротеза; α — кут, обмежений шийкою ендопротеза.

Виконуємо перетворення рівняння (6) для визначення величини кута α , який обмежено шийкою ендопротеза:

$$\sin \frac{\alpha}{2} = \frac{b}{2r}. \quad (7)$$

Таким чином, отримуємо рівняння для визначення кута α :

$$\alpha = 2 \arcsin \frac{b}{2r}. \quad (8)$$

Стандартні ендопротези практично всіх світових виробників мають конусну шийку, діаметр якої в основі головки становить 14 мм, тобто:

$$b = \text{const} = 14 \text{ мм}. \quad (9)$$

Виходячи із вказаного, можна зробити висновок, що вибір шийки ендопротеза зменшеного діаметра також є заходом запобігання її вивихів, водночас треба зауважити, що зі зменшенням діаметра послаблюється і міцність шийки.

Головки ендопротезів виробляють стандартними, але вони мають декілька типорозмірів [19, 20]. Скористаємось рівнянням (9) для розрахунку величини максимальної кутової рухомості для ендопротезів із різними типорозмірами головки. Для порівняння зміни величини кутової рухомості від величини діаметра головки ендопротеза приймаємо кутову рухомість ендопротеза з найменшим діаметром головки (22 мм) за 100%. Зміни кутової рухомості ендопротезів із головками

більших діаметрів оцінюємо у відсотках від найменшої головки за формулою:

$$\Delta\alpha = \frac{\alpha_{\min}}{\alpha_n} \cdot 100\%, \quad (10)$$

де α_{\min} — величина кутової рухомості ендопротеза з головою діаметром 22 мм; α_n — із головками більших діаметрів.

Результати розрахунків наведено в табл. 1.

Використання лайнера з козирком, окрім корисної дії утворення сили, яка протидіє вивиху, водночас обмежує кут рухомості головки ендопротеза. Для розрахунку величини кута обмеження рухів козирком лайнера скористаємось схемою, наведеною на рис. 6.

Козирок лайнера перекриває сектор головки ендопротеза на дузі довжиною x . Відповідно, козирок лайнера обмежує рух головки на величину центрального кута $\Delta\beta$, який спирається на дугу x . Отже, дуга x є частиною окружності головки ендопротеза, яку визначимо за формулою [2]:

$$l = 2\pi r, \quad (11)$$

де r — радіус окружності головки ендопротеза.

Уся окружність має кут 360° , тому складемо пропорцію, де довжина окружності головки

Таблиця 1

Зміни величини максимальної кутової рухомості ендопротезів кульшового суглоба залежно від типорозмірів головки

Діаметр головки, мм	Кут рухомості, %
22	100
26	105
28	107
32	110
36	112
40	114

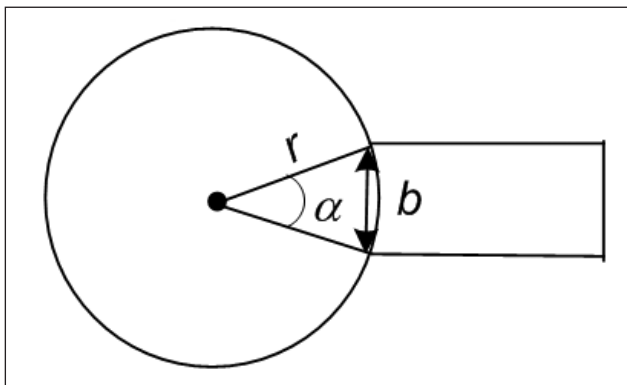


Рис. 5. Схема визначення центрального кута окружності, який опирається на хорду

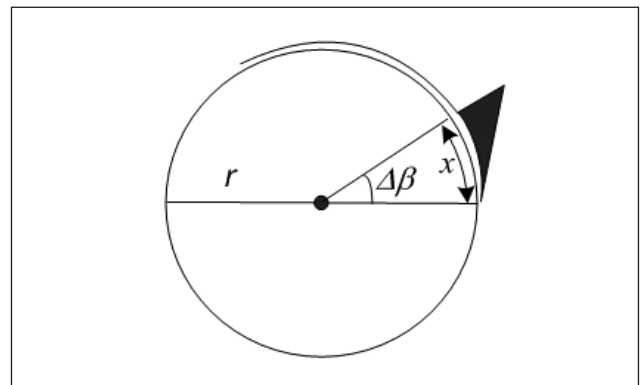


Рис. 6. Схема розрахунку величини кута обмеження руху головки ендопротеза завдяки лайнеру з козирком

ендопротеза відноситься до довжини дуги x , як кут у 360° до величини кута, який спирається на цю дугу:

$$\frac{l}{x} = \frac{360^\circ}{\Delta\beta}, \quad (12)$$

де l — довжина окружності головки ендопротеза; x — довжина козирка лайнера чашки ендопротеза; $\Delta\beta$ — величина кута обмеження руху головки.

Підставимо значення довжини окружності головки ендопротеза з рівняння (11) до рівняння (12), отримуємо:

$$\frac{2\pi r}{x} = \frac{360^\circ}{\Delta\beta}. \quad (13)$$

Після перетворення рівняння (13) одержимо формулу визначення величини кута обмеження рухів головки ендопротеза:

$$\Delta\beta = \frac{x \cdot 360^\circ}{2\pi r}. \quad (14)$$

Виходячи з того, що довжина козирка лайнера x чашки дорівнює 5 мм, проведемо розрахунки величини кута обмеження рухів ендопротезів із головками різних типорозмірів за допомогою формули (14). Результати розрахунків наведено в табл. 2.

Таблиця 2

Величини кута обмеження рухів ендопротезів із головками різних типорозмірів

Діаметр головки, мм	Кут обмеження рухів, град.
22	13
26	11
28	10
32	9
36	8
40	7

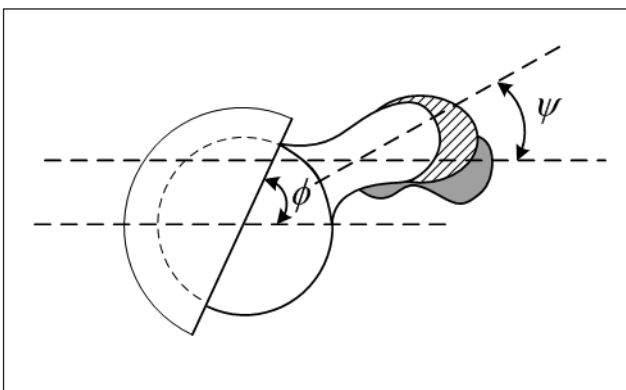


Рис. 7. Схема встановлення ендопротеза кульшового суглоба: ϕ — кут антеверсії чашки, ψ — кут антеторсії ніжки

Як показали розрахунки, величина кута обмеження рухів головки ендопротеза внаслідок використання лайнера з козирком зменшується зі збільшенням величини діаметра головки. Це є ще одним аргументом на користь використання головок великого діаметра для запобігання вивихів ендопротеза.

Виникнення змодельованої нами ситуації можливе як у випадках травматичного характеру, коли в результаті неконтрольованих дій обсяг руху в кульшовому суглобі перевищує максимальну величину кутової рухомості ендопротеза (наприклад, падіння на льоду в «шпагат»), так і внаслідок інтраопераційних помилок. Щоб з'ясувати характер впливу помилок під час установлення ендопротезів кульшового суглоба, розглянемо схему на рис. 7.

На обсяг рухів ендопротеза кульшового суглоба впливають два компоненти — кут антеверсії чашки ϕ , рекомендована величина якого становить 15° – 25° [15, 18, 24] та кут антеторсії ψ ніжки ендопротеза, рекомендована величина якого визначається в межах 10° – 20° [15, 18, 24]. Відхилення величини одного з цих компонентів призводить до обмеження рухів ендопротеза в одному з напрямків на величину похибки, що сприяє реалізації змодельованого нами механізму вивиху головки ендопротеза. Але можливі ситуації, коли похибки щодо дотримання рекомендованих показників кутів антеверсії та антеторсії можуть компенсувати одна одну. У такому випадку потрібно дотримуватись величини кута антеторсії, що не перевищує кут антеверсії, а різниця між ними не більше ніж 10° , тобто:

$$0 \leq \phi - \psi \leq 10^\circ. \quad (15)$$

Якщо величина кута антеверсії буде меншою а величину кута антеторсії, виникнуть проблеми зі зовнішньою ротацією стегна.

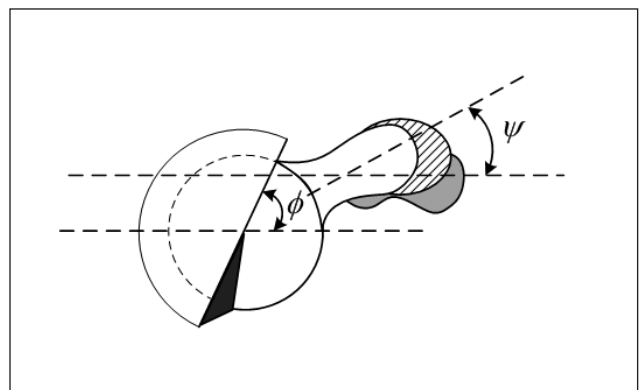


Рис. 8. Схема використання лайнера з козирком за умов надлишкового кута антеверсії

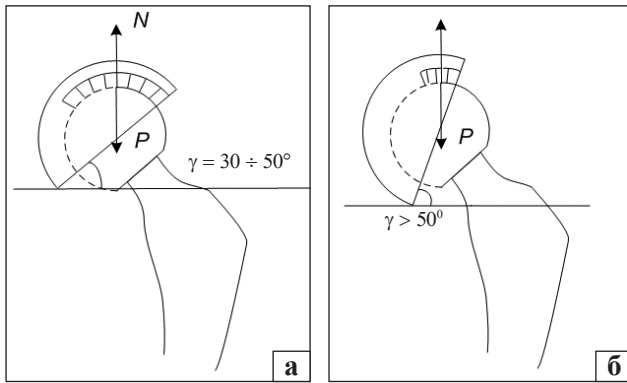


Рис. 9. Схема встановлення ендопротеза кульшового суглоба з кутом нахилу чашки: а) у межах 30° – 50° ; б) понад 50°

У випадку, коли кут антеверсії перевищує кут антеторсії більш ніж на 10° , можуть виникати проблеми з внутрішньою ротацією стегна. Рішенням у випадку занадто високого кута антеверсії може бути використання лайнера з козирком (рис. 8).

У цьому випадку козирок лайнера обмежує залишкові рухи внутрішньої ротації та утворює додаткову силу, яка протидіє вивихувальному моменту (рис. 3).

Другий механізм реалізації вивиху головки ендопротеза кульшового суглоба пов'язаний із недотриманням величини кута нахилу чашки під час установлення чашки. Рекомендують дотримуватись величини кута нахилу чашки в межах 30° – 50° [15, 18, 24] (рис. 9).

Така установка чашки дає можливість розподілити навантаження по обидва боки від верхньої точки кривизни кульової поверхні головки ендопротеза, що забезпечує її стабільне положення. Як відомо [4], система вважається стійкою, коли вектор сили ваги проходить через площу опори. Чим більша площа опори, тим стійкіша система. Тому збільшення кута нахилу чашки призводить до втрати стійкості головки ендопротеза.

У ситуаціях, коли кут нахилу чашки ендопротеза занадто великий, але вона стабільно закріплена, рішенням також може бути використання лайнера з козирком (рис. 10).

Таке технічне рішення дає додатковий кут $\Delta\beta$ опори, який нівелює певною мірою інтраопераційні помилки під час установлення чашки ендопротеза. Як показали розрахунки (табл. 2), величина кута додаткової опори завдяки козирку лайнера становить від 7° до 13° залежно від діаметра головки.

Втрата площі контакту може відбуватися також через знос пари тертя, що призводить до сковзання

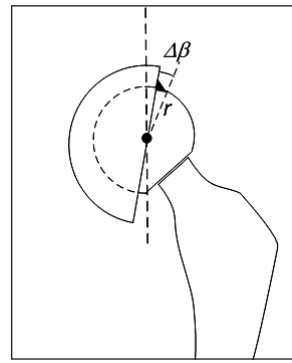


Рис. 10. Схема встановлення ендопротеза кульшового суглоба з козирком на лайнері

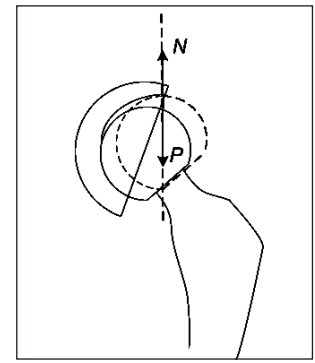


Рис. 11. Схема зміщення головки ендопротеза в разі зносу пари тертя

головки ендопротеза із зони стійкої рівноваги до зони нестабільності, а також до зменшення сили протидії вивиху головки через втрату контакту з боком, протилежним боку зносу (рис. 11).

Виправлення положення компонентів ендопротеза кульшового суглоба можливо за умови однієї лише заміни пари тертя — головки та/або лайнера з козирком (за стабільності чашки та ніжки ендопротеза), без тотального видалення та заміни чашки та/або ніжки ендопротеза.

Висновки

Методом графоаналітичного моделювання доведено два основні механізми виникнення вивиху головки ендопротеза кульшового суглоба, а саме: виникнення контакту шийки ендопротеза з чашкою в разі досягнення межі обертання та недотримання величини кута нахилу під час установлення чашки ендопротеза.

Ендопротези кульшового суглоба з головками великого діаметра забезпечують більший обсяг рухів, що, в свою чергу, є сприятливим чинником для запобігання вивихів та дає змогу збільшити плече дії сили реакції опори, що протидіє силі, яка вивихує головку ендопротеза.

Використання лайнера з козирком також є заходом запобігання вивихів головки завдяки утворенню контртуру.

Вибір шийки ендопротеза зменшеного діаметра також є заходом запобігання її вивихів.

Беручи до уваги результати проведеного дослідження, можна зробити висновок про доцільність застосування головок великого діаметра в поєднанні з лайнером із козирком для профілактики, виправлення та лікування вивихів головки ендопротеза.

Конфлікт інтересів. Автор декларує відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Бронштейн И. Н. Справочник по математике для инженеров и учащихся ВТУЗов / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев. — 13-е изд., испр. — М. : Наука, 1986. — 544 с.
2. Вакуленко В. М. Вывихи после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава / В. М. Вакуленко, А. В. Вакуленко, А. А. Неделько // Травма. — 2014. — Т. 15, № 3. — С. 47–55.
3. Голованов Н. Н. Геометрическое моделирование / Н. Н. Голованов. — М. : Academia, 2011. — 272 с.
4. Загородний Н. В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика / Н. В. Загородний. — М. : ГЭОТАР-Медиа, 2012. — С. 503–545.
5. Лоскутов А. Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: достижения и перспективы / А. Е. Лоскутов, А. Е. Олейник // Диагностика та лікування. — 2006. — № 1–2. — С. 136–140.
6. Осложнения при эндопротезировании тазобедренного сустава / В. А. Филиппенко, В. А. Танькут, А. В. Танькут, А. И. Жигун // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2010. — № 2. — С. 11–16. — DOI: 10.15674/0030-59872010211-16.
7. Системный анализ в геометрическом моделировании : монография / под ред. А. Г. Кремлева. — Екатеринбург : изд-во УГГУ, 2014. — 171 с.
8. Стан та перспективи ендопротезування суглобів / Г. В. Гайко, С. І. Герасименко, М. В. Полулях, В. П. Торчинський : тези доповідей XIV з'їзду ортопедів-травматологів України. — Одеса, 2006. — С. 423–425.
9. Тихилов Р. М. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава / Р. М. Тихилов, В. М. Шаповалов. — СПб., 2008. — С. 259–262.
10. Филиппенко В. А. Эволюция проблемы эндопротезирования суставов / В. А. Филиппенко, А. В. Танькут // Международный медицинский журнал. — 2009. — Т. 15, № 1 (57). — С. 70–74.
11. Яворский Б. М. Справочник по физике для инженеров и студентов вузов / Б. М. Яворский, А. А. Детлаф, А. К. Лебедев. — 8-е изд., перераб. и испр. — М. : Издательство Оникс, 2006. — 1056 с.
12. Courpied J. P. Total hip arthroplasty, state of the art for the 21st century / J. P. Courpied, J. H. Caton // Int. Orthop. — 2011. — Vol. 35 (2). — P. 149–150. — DOI: 10.1007/s00264-011-1207-9.
13. Coventry M. B. Late dislocations in patients with Charnley total hip arthroplasty / M. B. Coventry // J. Bone and Joint Surg. Am. — 1985. — Vol. 67-A (6). — P. 832–841.
14. Dislocation in revision THA: do large heads (36 and 40 mm) result in reduced dislocation rates in a randomized clinical trial? / D. S. Garbuz, B. A. Masri, C. P. Duncan [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — Vol. 470 (2). — P. 351–356. — DOI: 10.1007/s11999-011-2146-x.
15. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties / G. E. Lewinnek, J. L. Lewis, R. Tarr [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 1978. — Vol. 60-A. — P. 217–220.
16. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty / D. J. Berry, M. Knoch, C. D. Schleck, W. S. Harmsen // J. Bone Joint Surg. Am. — Vol. 87 (11). — P. 2456–2463. — DOI: 10.2106/JBJS.D.02860.
17. European surgical orthopaedics and traumatology. The EFORT Textbook / Ed. G. Bentley. — Springer, 2014. — P. 2495–2511.
18. Harris W. H. Advances in surgical technique for total hip replacement: without and with osteotomy of the greater trochanter / W. H. Harris // Clin. Orthop. — 1980. — № 146. — P. 188–204.
19. Lachiewicz P. F. Dislocation of primary total hip arthroplasty with 36 and 40 mm femoral heads / P. F. Lachiewicz, E. S. Soileau // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2006. — № 453. — P. 153–155. — DOI: 10.1097/01.blo.0000238851.31368.e7.
20. Lachiewicz P. F. Low early and late dislocation rates with 36- and 40-mm heads in patients at high risk for dislocation / P. F. Lachiewicz, E. S. Soileau // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2013. — Vol. 471 (2). — P. 439–443. — DOI: 10.1007/s11999-012-2379-3.
21. Malik A. Impingement with total hip replacement / A. Malik, A. Maheshwari, L. D. Dorr // J. Bone Joint Surg. Am. — 2007. — Vol. 89 (8). — P. 1832–1842. — DOI: 10.2106/JBJS.F.01313.
22. Seki M. Analysis of optimal range of socket orientations in total hip arthroplasty with use of computer-aided design simulation / M. Seki, N. Yuasa, K. Ohkuni // J. Orthop. Res. — 1998. — Vol. 16. — P. 513–517.
23. Tansey R. J. Large diameter heads: is bigger always better? / R. J. Tansey, G. L. Green, F. S. Haddad // Seminars in Arthroplasty. — 2015. — Vol. 26 (1). — P. 16–19. — DOI: 10.1053/j.sart.2015.04.004.
24. What safe zone? The vast majority of dislocated THAs are within the Lewinnek safe zone for acetabular component position / M. P. Abdel, P. Roth, M. Jennings [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2016. — Vol. 474 (2). — P. 386–391. — DOI: 10.1007/s11999-015-4432-5.

Стаття надійшла до редакції 17.05.2017

GRAPH ANALYTICAL STUDY OF THE POSSIBILITY OF PREVENTION AND TREATMENT OF DISLOCATION OF THE HIP JOINT HEAD BECAUSE OF THE INCORRECT POSITION OF ITS COMPONENTS

O. M. Ovchynnikov

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, Kharkiv, Ukraine

✉ Oleh Ovchynnikov: shabalov2009@yandex.ru