

ІНСТИТУТ ПАТОЛОГІЇ ХРЕБТА ТА СУГЛОБІВ  
ІМ. ПРОФ. М. І. СИТЕНКА АМН УКРАЇНИ

**БАНСАЛ АЛОК**

УДК 616.728. 2-089. 28-089. 168.1-06-071

**АСЕПТИЧНА НЕСТАБІЛЬНІСТЬ  
ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА.  
ДІАГНОСТИКА І ЛІКУВАННЯ.**

14.01.21 – травматологія та ортопедія

**Автореферат дисертації**  
на здобуття наукового ступеня  
кандидата медичних наук

Харків - 2000

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана в Інституті патології хребта та суглобів  
ім. проф. М. І. Ситенка АМН України

**Науковий керівник:** доктор медичних наук  
ФІЛШПЕНКО Володимир Акимович  
Інститут патології хребта та суглобів  
ім. проф. М. І. Ситенка АМН України,  
завідуючий клінікою ортопедичної артрології  
та ендопротезування.

**Офіційні опоненти:** доктор медичних наук, професор  
РИБАЧУК Олег Іванович  
Інститут травматології та ортопедії АМН України,  
керівник клініки травматології та ортопедії  
дорослих

доктор медичних наук, професор  
БОНДАРЕНКО Микола Степанович  
Харківська медична академія післядипломної  
освіти, професор кафедри травматології,  
ортопедії та комбустіології.

**Провідна установа:** Дніпропетровська державна медична академія,  
кафедра травматології, ортопедії та МСЕ, МОЗ України, м. Дніпропетровськ

Захист відбудеться “ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2000р. об 11.30 на засіданні  
спеціалізованої вченої ради Д. 64.607. 01 Інститута патології хребта та  
суглобів ім. проф. М.І. Ситенка АМН України (61024, м. Харків, вул.  
Пушкінська, 80)

З дисертацією можна ознайомитися в бібліотеці Інститута патології хребта  
та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка АМН України (61024, м. Харків, вул.  
Пушкінська, 80)

Автореферат розісланий “ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2000р.

Вчений секретар  
спеціалізованої вченої ради,  
доктор медичних наук

В.О. Радченко

**Актуальність проблеми.** Сучасний світовий рівень досягнень в рішенні проблеми лікування хворих з патологією кульшового суглоба характеризується широким і ефективним використанням ендопротезування (К. М. Сиваш, 1959; И. А. Мовшович, 1993; А. А. Корж, В. А. Танькут, 1995; В. А. Филиппенко и др., 1997; Г.В.Гайко и др., 1979, 1997; О. І. Рибачук і ін., 1996; А. Е. Лоскутов и др., 1996; В.М. Левенец і ін., 1996). Однак, незважаючи на запропоновану безліч конструкцій різних фірм, ендопротезування, як і досі, є складною економічною, організаційною і соціальною проблемою. Широкий діапазон конструкцій ендопротезів, що застосовуються, не забезпечує значного зниження кількості ускладнень, найчастішим з яких є нестабільність компонентів ендопротеза (Г. В. Гайко, Ю. В. Поляченко, О. І. Рибачук, 2000; О.Є. Лоскутов, 1999). Кількість публікацій, присвячених питанням нестабільності, щорічно збільшується, що підкреслює медичну і соціальну значущість цієї проблеми.

У нинішній час вже не викликає сумнівів, що причиною нестабільності є не тільки конструктивні особливості ендопротезів, але і недотримання техніки операції, невірний підбір ендопротеза й установка його компонентів, остеопороз, металоз (К. М. Сиваш, 1981; А. А. Корж, Н. И. Кулиш, 1987; Е. М. Morcher, 1998).

Для розробки заходів з профілактики асептичної нестабільності ведуться дослідження у різних напрямках: розробка нових конструкцій ендопротезів, різнобічний аналіз клінічних результатів, моделювання різноманітних анатомобіомеханічних ситуацій (В. М. Левенец, 1996; О. І. Рибачук, Л. П. Кукуруза, В. П. Торчинський, 1997; Hampton S.J. et al., 1980; T. Brown, 1984; D. Carter, 1983; H. Huiskes, 1987) і ін. Проте, далеко не всі питання цієї проблеми вивчено. Зокрема, предметом дискусії залишаються біомеханічні передумови розвинення нестабільності компонентів ендопротеза, аналізується положення чашки ендопротеза в тазовій кістці (К. М. Шерепо, 1999), ніжки в каналі стегнової кістки (P. Pelici, 1979; G. Hunter, 1982; M. Clayton, T. Stringer, 1983). До числа невирішених питань можна віднести недостатність чітких критеріїв діагностики різноманітних видів нестабільності, нез'ясованість ролі субхондральної пластинки кульшової западини у забезпеченні розподілу навантажень при ендопротезуванні, особливості розвинення нестабільності в різні терміни після операції, можливості профілактики нестабільності та подальшого її лікування.

У зв'язку з викладеним вище актуальність даної проблеми є очевидною. Чітко позначилася необхідність в уточненні і розробці окремих її положень, спрямованих на уточнення клініко-рентгенологічних і біомеханічних ознак нестабільності, можливостей її профілактики та лікування.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами і темами.** Дисертаційна робота виконана згідно з планом науково-дослідних робіт Харківського науково-дослідного інституту ортопедії та травматології ім. проф. М.І.Ситенка (шифр теми ОК. 993, держреєстрація №199 U 2003415. Особисто автором установлені причини больового синдрому у 42 хворих та запропоновані методики профілактики нестабільності ендопротеза).

**Мета роботи.** Виявлення можливих біомеханічних причин розвинення ранньої асептичної нестабільності ендопротеза кульшового суглоба і розробка рекомендацій з її профілактики, діагностики та лікування.

**Задачі дослідження:**

1. Визначити стан проблеми і тенденції її розвинення за даними літератури.
2. Визначити клінічні і рентгенологічні ознаки нестабільності тазового і стегнового компонентів ендопротеза.
3. Виявити можливі біомеханічні причини розвинення нестабільності ендопротеза.
4. Верифікувати результати біомеханічного експерименту шляхом проведення клініко-біомеханічних паралелей при асептичній нестабільності ендопротеза кульшового суглоба.
5. Розробити засоби лікування асептичної нестабільності компонентів ендопротеза й оцінити їх ефективність.
6. Розробити рекомендації з профілактики ранньої асептичної нестабільності компонентів ендопротеза кульшового суглоба.

*Об'єкт дослідження* - 42 пацієнта з асептичною нестабільністю ендопротеза кульшового суглоба.

*Предмет дослідження* — нестабільність тазового і стегнового компонентів ендопротеза кульшового суглоба і можливі біомеханічні передумови її розвинення.

*Методи дослідження* — клінічні, рентгенологічні та біомеханічні.

**Наукова новизна.** За допомогою методу кінцевих елементів установлено, що субхондральна пластинка кульшової западини грає важливу роль у перерозподілі напруження при ендопротезуванні, захищаючи губчасту кістку від високих напружень. Визначено також вимоги до оптимального положення чашки і ніжки ендопротеза.

Визначена необхідність відновлення дефектів кісткової тканини кульшової западини і стегнової кістки при реендопротезуванні .

**Практична значимість роботи.** Доведена необхідність збереження субхондральної пластинки при установі чашки ендопротеза у кульшову западину. Визначені основні клінічні та рентгенологічні ознаки розвинення асептичної нестабільності компонентів ендопротеза кульшового суглоба, що дозволило покращити діагностику нестабільності ендопротеза кульшового суглоба. З урахуванням виявлених біомеханічних причин нестабільності розроблені рекомендації з профілактики ранньої асептичної нестабільності компонентів ендопротеза і методики хірургічного лікування нестабільності із застосуванням кісткових алотрансплантатів, гідроксілапатитної кераміки і кісткового цементу. Результати дослідження використовуються у Харківському НДІ ортопедії та травматології ім. проф. М.І. Ситенка та Херсонській обласній лікарні.

**Особистий внесок здобувача.** Особисто автором вивчені стан проблеми асептичної нестабільності ендопротеза кульшового суглоба і тенденції її розвинення, проаналізовано 42 історії хвороби пацієнтів з нестабільністю ендопротезів. Автором запропоновані засоби клініко-рентгенологічної оцінки і діагностики асептичної нестабільності ендопротеза. Здобувач брав участь у 90% операцій, виконаних з приводу асептичної нестабільності ендопротеза. Запропоновано інтерпретацію результатів, отриманих при біомеханічних дослідженнях. Автором встановлені можливі біомеханічні причини розвинення нестабільності компонентів ендопротеза і запропоновані методики профілактики і лікування нестабільності.

**Апробація результатів дисертації.** Результати роботи доповідалися на III Українській науково-практичній конференції «Ендопротезування суглобів» (Київ-Дніпропетровськ, 1997); на Республіканській науково-практичній конференції, присвяченій 60-річчю з дня народження проф. О.І.Блискунова (Симферополь-Ялта, 1999), на Республіканській науково-практичній конференції «Клінічні аспекти ендопротезування кульшового суглоба» (Мариуполь, 2000), засіданні Харківського обласного товариства ортопедів-травматологів (2000).

**Публікації.** За матеріалами дисертації опубліковано 5 наукових робіт, три з яких – у провідних наукових фахових виданнях.

**Обсяг і структура дисертації.** Дисертація складається із вступу, 5 розділів, висновків, списку використаної літератури та додатків. Робота містить 183 сторінки машинописного тексту, 43 малюнка, 16 таблиць. Список використаної літератури включає 221 джерело, з них 174 іноземних.

## ЗМІСТ РОБОТИ

Асептична нестабільність ендопротеза кульшового суглоба, згідно з нашими та зарубіжними дослідженнями, зустрічається у віддалений термін з частотою до 40 відсотків. Ця патологія приводить до відновлення больового синдрому, порушує статико-динамічну функцію нижньої кінцівки та поперекового відділу хребта, що спонукає лікарів до проведення оперативних втручань. Причинами нестабільності можуть бути остеопороз, конструктивні особливості ендопротеза, зношення елементів ендопротеза в процесі функції та інші. Проте біомеханічні причини розвинення нестабільності, пов'язані з особливостями установки ендопротеза, вивчені недостатньо, їх вплив на строки виникнення патологічної рухомості компонентів ендопротеза потребують уточнення.

На підставі клінічних досліджень, проведених 42 хворим, установленно, що провідною клінічною ознакою асептичної нестабільності ендопротеза є біль в кульшовому суглобі. Особливості больового синдрому при нестабільності чашки ендопротезу полягають в тому, що біль локалізується у кульшовому суглобі, по передньо-боковій поверхні стегна, у пахвинній ділянці, а також виникають або посилюються при фізичному навантаженні (в положенні стоячи) і звичайно зникають у спокої. Після цього настає момент (звичайно в період підвищеного навантаження на оперований суглоб – піднімання, перенесення важких предметів, тривале ходіння), коли хворі відзначають дуже сильні постійні болі в цьому суглобі. У всіх хворих відзначалася кульгавість, що була пов'язана з больовим синдромом. У більшості хворих визначалося обмеження рухів в усіх площинах. При нестабільності ніжки ендопротеза болі частіше спостерігалися у верхній третині стегна з іррадіацією у колінний суглоб. У наших спостереженнях ці болі були наявні в усіх хворих. Найбільш характерним симптомом нестабільності ніжки ендопротеза є підсилення болю у стегні при аксіальному навантаженні.

При нестабільності чашки ендопротеза кульшового суглоба навколо неї на рентгенограмах виникає зона лізису кісткової тканини більше ніж на 2 мм, що була нами відзначена у всіх хворих. При дослідженні рентгензнімків у хворих із нестабільністю чашки в динаміці відзначається прогресування зони лізису до 5-6 мм. Найчастіше міграція чашки ендопротеза відзначалася у хворих з вилученням субхондральної пластинки кульшової западини.

Важливою рентгенологічною ознакою нестабільності чашки є зміна кута інклинації, що визначається на рентгенограмах, виконаних після операції і в період подальшого спостереження.

При виконанні рентгенографії кульшового суглоба у навантаженні визначається зміщення ніжки ендопротеза у дистальному напрямку по хіднику кістково-мозкового каналу, наявність зони лізису навколо ніжки більше ніж на 2 мм. Розсмоктування кісткової тканини навколо п'ятки ендопротеза є також ознакою нестабільності ніжки.

На рішення задачі виявлення можливих біомеханічних причин розвинення нестабільності компонентів ендопротезу нами проведено біомеханічне моделювання за допомогою методу кінцевих елементів.

Дослідження проводилися на моделі кульшового суглоба у площині фронтального перетину методом кінцевих елементів. Для побудови кінцево-елементної моделі було використано програму для комп'ютера, яка дозволяє враховувати фізичні та геометричні характеристики об'єкту, що моделюється, а також нелінійні властивості матеріалу (у тому числі гіперпружність). Плоска кінцево-елементна модель дозволяє реалізовувати навантаження, що виникають при одноопорному стоянні і ходінні. Кожна частина об'єкту – таз, стегнова кістка, чашка ендопротеза набирається у своїй системі координат, що дозволяє варіювати взаємне розташування. Субхондральна, кіркова і губчаста кістки, а також суглобовий хрящ прийнято однорідними та ізотропними. Товщина субхондральної кістки прийнята рівною 2 мм, кіркової – від 2 мм і вище, товщина хрящу постійна – 2 мм. У запропонованій моделі міститься 1130 вузлів, які об'єднані у 976 плоских чотирикутних елементів. Контакт між суглобовими хрящами западини і голівки забезпечується за допомогою 15 контактних елементів. Модуль пружності субхондральної кістки  $E_s$  прийнятий рівним 6900 МПа, губчастої –  $E_g=690$  МПа, відповідно до робіт Carter D. R. et al., 1983; Petty W. I et al., 1980. Розрахунок на цій моделі виконано у двох варіантах при збереженні субхондрального шару кульшової западини і при його вилученні. Стегновий компонент ендопротеза в обох варіантах установлювався відповідно нормі.

У процесі навантаження моделі тазова кістка разом із субхондральним шаром (рис. 1) западини за рахунок деформації опускається униз на металеву чашку ендопротеза, яка має жорсткість на порядок більшу, ніж субхондральний шар і на два порядки більшу, ніж губчаста кістка. При цьому субхондральний шар щільно прилягає або обтискує чашку і розтягується. У зв'язку з великою жорсткістю чашки зона розтягнень тут займає всю верхню половину субхондрального шару. Між субхондральним шаром і чашкою за відсутності хряща виникають збільшені (приблизно у два рази) контактні зусилля. Переміщення униз клубової кістки обмежується упиранням її коркового латерального шару у край чашки. У цьому шарі виникають великі стискальні напруження, зона дії яких починається від суб-

хондральної пластинки. Чашка під дією сили реакції стегнового компоненту прагне повернутися проти годинникової стрілки відносно латерального краю як точки опори. При цьому зона стискальних напружень у губчастій кістці, розташована звичайно над зоною максимальних напружень у субхондральній пластині, зміщується праворуч і встановлюється між субхондральною пластинкою і медіальною поверхнею кістки. Збільшується зона розтягальних напружень у губчастій кістці над субхондральним шаром вздовж центральної осі чашки і зменшується над нею.

За відсутності субхондральної пластинки (рис. 2) губчаста кістка, розташована над чашкою і медіально від чашки, включається в безпосереднє сприймання навантажень. Відсутність стабілізівної дії субхондральної кістки при перевантаженні може викликати відокремлення медіального краю клубової кістки від чашки. Цьому сприяє і форма чашки, що під дією сили реакції стегнового компоненту впливає як клин на значно менш жорстку губчасту кістку.

З порівняння двох розрахункових схем впливає, що при вилученні субхондральної пластинки зона напружень (за Мізесом) у губчастій кістці значно поширюється, захоплюючи сектор від центральної частини чашки ендопротеза до місця її опори у латеральний кірковий шар таза.

У надвертлюжній зоні напруження підвищуються з 3.33 МПа (лінія 3) до 6.67 МПа (лінія 5). Відзначимо, що у медіальній частині тазової кістки напруження практично не змінилися.

На підставі проведеного дослідження встановлено, що субхондральна пластинка має важливе механічне значення у перерозподілі напружень і захищає губчасту кістку від високих стискальних напружень. При вилученні субхондральної пластинки зона напружень у губчастій кістці значно поширюється, її величина зростає у два рази. При навантаженнях, вищих за фізіологічні, подальше зростання напружень може викликати резорбцію кісткової тканини навколо чашки ендопротеза, її нестабільність або протрузію.

Методом кінцевих елементів на аналогічній моделі ділянки таза і кульшового суглоба вивчено вплив орієнтації чашки ендопротеза на напружено-деформований стан ділянки кульшової западини. Було прийнято, що ніжку ендопротеза встановлено у каналі стегнової кістки центрально, а кути нахилу чашки ендопротеза змінювалися у межах 35°, 45°, 55°.

Як показали розрахунки, виконані нами в лабораторії біомеханіки (разом з З.М. Мітелевою, А.М. Чуйко, В.В. Органовим, 1999), збільшення кута нахилу чашки ендопротеза (від 45° до 55°) викликає підвищення стискувальних напружень в латеральній частині кульшової западини.

Концентрація напружень виникає у зоні “опори” краю чашки ендоп-

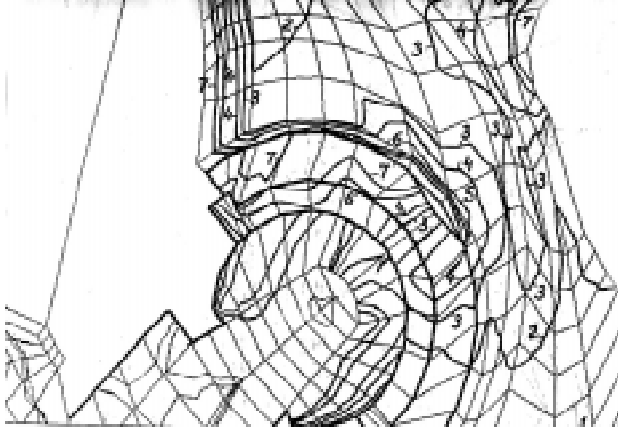


Рис.1 Розрахункова схема №2 зі збереженням субхондрального шару при установленому ендопротезі. Цифрами позначено контури лінії напружень за Мізесом. Лінія № 1 – напруження 0,00 МПа; лінія №2 – 1,667 МПа; лінії №3, 4 – відповідно 3,333 и 5,0 МПа; лінії №5, 6, 7 – 6,667; 8,333, 10,0 МПа

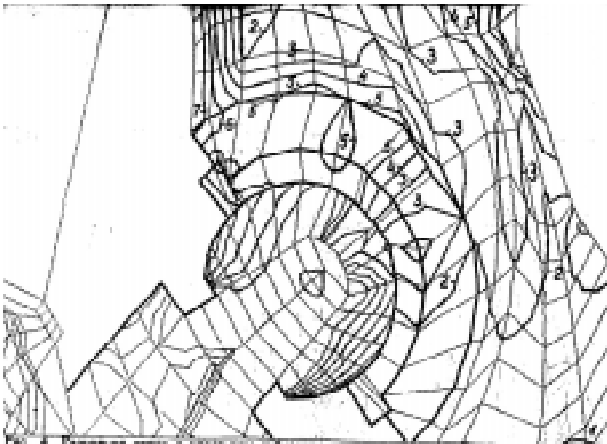


Рис. 2 Розрахункова схема №3 з видаленням субхондрального шару при установленому ендопротезі. Цифрами позначено контури лінії напружень за Мізесом. Лінія № 1 – напруження 0,00МПа; лінія №2 – 1,667 МПа; лінії №3, 4 – відповідно 3,333 та 5,0 МПа; лінії №5, 6, 7 – 6,667; 8,333; 10,0МПа

ротеза (ділянка склепіння западини). Аналогічно цьому зростають і напруження у губчастій кістці. У кількісному відношенні отримані величини стискальних напружень при розташуванні чашки ендопротеза під кутом  $55^\circ$  (вальгусне положення) є граничними для руйнівних напружень.

Відповідно цьому значно зростають і напруження в субхондральній пластинці западини й губчастій кістці.

Аналогічно надмірному вальгусному положенню чашки ендопротеза шкідливим є його варусне положення.

Нашими математичними дослідженнями встановлено, що орієнтація ендопротеза у вальгусному положенні під кутом  $35^\circ$  (тобто у середньому на  $10^\circ$  менше норми) викликає високі розтягувальні напруження в губчастій кістці, особливо медіальної частини надвертлюжної ділянки. На нашу думку, такий стан губчастої кістки, особливо тривалий, може викликати її руйнування.

Таким чином встановлено, що вальгусне і варусне положення чашки ендопротеза посилює механічну напруженість системи “кістка-ендопротез”, що може погіршити її стабільність. Оптимальним положенням гнізда ендопротеза є його нахил до горизонталі під кутом  $45^\circ$ , припускаються його коливання  $> 35^\circ$ , але  $< 55^\circ$ .

Проведене аналітико-концептуальне дослідження поведінки ніжки ендопротеза в каналі стегнової кістки встановило, що напруження у ніжці ендопротеза неоднорідні за знаками, величиною і розподілом. Підвищення напружень часто спостерігається на трьох рівнях ніжки ендопротеза: комірцева зона, середня частина і дистальна частина ніжки. Оптимальне положення ніжки ендопротеза у каналі стегнової кістки – нейтральне (осьове). Вальгусне положення ніжки супроводжується відносно симетричними стискальними напруженнями в ній, воно більш сприятливе, ніж варусне.

У клініці ортопедичної артрології та ендопротезування Харківського НДІ ортопедії та травматології ім. проф. М. І. Ситенка нами було обстежено 42 хворих з асептичною нестабільністю компонентів ендопротеза кульшового суглоба, яка розвинулася у терміни від 1 до 18 років після операції. Рання нестабільність у терміни від одного до п'яти років мала місце у 17 (40.4%) пацієнтів. В інших випадках клініко-рентгенологічна картина нестабільності компонентів ендопротеза виникла в терміни від 6 до 18 років. Використовувались такі конструкції ендопротезів: Герчева – 26 випадків, Сиваша – 9, ХНДІОТ - 6, Вірабова – один випадок.

У таблиці 1 і таблиці 2 відповідно наведено розподіл хворих із нестабільністю різних компонентів ендопротеза за термінами її розвинення, а також у залежності від статі і віку.

Таблиця 1. Розподіл хворих із нестабільністю різних компонентів ендопротеза за термінами її розвинення.

ДІАГНОЗ	Термін		ВСЬОГО
	до 5 років	більш 5 років	
Нестабільність чашки	9	5	14
Нестабільність ніжки	4	3	7
Нестабільність обох компонентів	4	17	21
Всього	17	25	42

Таблиця 2. Розподіл хворих із нестабільністю різних компонентів ендопротеза за віком і статтю

Стать	Вік				Всього
	до 40	41-50	51-60	старіше 60	
Чоловіки	5	6	1	5	17
Жінки	1	8	9	7	25
Всього:	6	14	10	12	42

При аналізі причин, які викликали розвинення нестабільності, враховувалися такі показники:

- вилучення під час ендопротезування субхондральної пластини кульшової западини;
- глибина заглиблення чашки ендопротеза;
- кут нахилу чашки та кут антеверсії;
- положення ніжки в каналі стегнової кістки (вальгусне, варусне, нейтральне);

Групу пацієнтів з ранньою асептичною нестабільністю компонентів ендопротеза ми вивчали за термінами і причинами виникнення нестабільності.

У перший рік після ендопротезування асептична нестабільність мала місце у двох хворих. В одному випадку спостерігалась нестабільність чашки ендопротеза з причини вилучення субхондральної пластинки кульшової западини під час оперативного втручання з метою більш повного заглиблення чашки. У другому випадку нестабільність обох компонентів ендопротеза кульшового суглоба з безцементною фіксацією виникла внаслідок прогресування остеопорозу, від лікування якого хвора утрималась.

Через два роки після операції асептична нестабільність виникла у п'яти хворих. В трьох випадках розвинулась нестабільність чашки, в одному – ніжки, і в одному – обох компонентів ендопротеза. Причинами нестабільності чашки у двох випадках було вилучення субхондральної пластинки

кульшової западини, а у одного хворого – неповне заглиблення чашки ендопротеза у кульшову западину (чашку було перекрито кістковою тканиною тільки на 1/3). Нестабільність ніжки та обох компонентів була пов'язана з наявністю остеопорозу.

Через три роки виникла асептична нестабільність ніжки ендопротеза у двох хворих і нестабільність чашки – у одного. При цьому у двох хворих нестабільність ніжки була пов'язана з неправильною установкою ніжки у варусному положенні в кістково-мозковому каналі. В одному випадку виникла нестабільність чашки внаслідок неповного її заглиблення в западину (чашку було перекрито кістковою тканиною тільки на 1/3).

Наприкінці четвертого року нестабільність чашки ендопротеза виникла у двох хворих. У першому випадку було усунуто субхондральну пластинку, а в другому – спостерігалася неправильна установка чашки з кутом нахилу 35° і кутом антеверсії - 25°.

Через п'ять років нестабільність спостерігалася у п'яти випадках. У двох випадках причиною нестабільності чашки було вилучення субхондральної пластинки і великі фізичні навантаження. У третьому випадку причиною нестабільності ніжки була неправильна її установка у варусному положенні. І в інших двох випадках спостерігалася нестабільність обох компонентів ендопротезів. В одній хворій причиною була наявність остеопорозу, а у другій – велике фізичне навантаження на фоні вилучення субхондральної пластинки кульшової западини.

В інших 25 випадках асептична нестабільність компонентів ендопротеза виникла в терміни від 6 до 18 років. У 12 хворих причиною з'явився остеопороз кісткової тканини. У чотирьох випадках нестабільність була пов'язана з реакцією кісткової тканини на метал ендопротеза (металоз). У чотирьох випадках нестабільність чашки, що виникла в терміни від 6 до 7 років, була пов'язана з неправильною установкою компонентів (кут нахилу чашки склав 27°, 34°, 62°, 72°, при антеверсії 10°, 15°, 27°, 23° відповідно). У п'яти хворих нестабільність обох компонентів виникла в терміни від 6 до 8 років і була пов'язана з великими фізичними навантаженнями.

Аналіз причин розвинення ранньої нестабільності чашки ендопротеза показує, що в більшості випадків до нестабільності веде вилучення субхондральної пластинки і неповне (менш, ніж на половину) заглиблення чашки у кульшову западину. Рідше причиною служить неправильна кутова орієнтація чашки. Рання нестабільність ніжки ендопротеза, як правило, розвивається у випадку установки її у варусному положенні. Рання нестабільність обох компонентів пов'язана, передусім, з наявністю остеопорозу і застосуванням ендопротеза з безцементним кріпленням у тих випадках, коли показано використання кісткового цементу.

Тобто, при дотриманні правил ведення хворих після ендопротезування розвинення ранньої нестабільності окремих компонентів ендопротеза кульшового суглоба з безцементним кріпленням зумовлено здебільшого біомеханічними причинами, у той час як нестабільність обох компонентів ендопротеза зумовлена передусім станом кісткової тканини пацієнта.

Що стосується пізньої асептичної нестабільності, то в її розвиненні біомеханічні причини грають значно меншу роль, а на перший план виходить остеопороз, металоз й інші чинники, пов'язані безпосередньо з конструктивними особливостями ендопротеза.

З 42 хворих з асептичної нестабільністю ендопротеза реендопротезування було проведено у 23, що склало 54,7%. Причому у трьох випадках замінено чашку, в п'яти – ніжку і у 15 хворих виконано повну заміну ендопротеза. З урахуванням індивідуальних особливостей хворих для заміни використовувались ендопротези фірм «Ортэн», «Инмед», «Zimmer», «Protek» та ін., всього 9 різноманітних конструкцій.

Тільки у двох хворих удалося виконати просту операцію повної заміни на іншу конструкцію ендопротеза з безцементною фіксацією та застосуванням цементу. В інших виникла потреба у використанні кісткових ауто-, алотрансплантатів, гідроксіапатитної кераміки і кісткового цементу для пластики кісткових дефектів кульшової западини і стегнової кістки.

У табл. 3. наведено дані щодо заміни тазових компонентів ендопротезів і характеру виконаних операцій в залежності від типу кісткового дефекту за D'Antonio J. A. et al.. (1989).

З таблиці видно, що частіше зустрічаються порожнинні дефекти кульшової западини (периферичний і центральний) - у 6 випадках з 14.

У табл. 4 наведено дані відносно характеру виконаних операцій із заміни ніжки ендопротезів у залежності від типу кісткового дефекту стегнової кістки за Campbell (1992).

З таблиці видно, що частіше (в 11 випадках з 16) зустрічаються порожнинні дефекти стегнової кістки (губчастий і кортикальний).

Наш підхід до лікування асептичної нестабільності ендопротеза засновано на індивідуальному виборі необхідної конструкції і обсягу операції. Це викликано тим, що більшість пацієнтів погоджувалася на проведення операції не тоді, коли з'явилися перші симптоми нестабільності, а через 1-3 роки після цього при повній втраті функції суглоба і розвинення значних кісткових дефектів як кульшової западини, так і стегнової кістки. Тому у 19 з 21 пацієнта виникла потреба в пластиці, причому тільки при заміні двох чашок і трьох ніжок дефекти удалося замінити цементом. В інших випадках для пластики використані кісткові ауто - і алотрансплантати і гранули щільної гідроксіапатитної кераміки.

Таблиця 3. Характер виконаних операцій із заміни чашки ендопротеза кульшового суглоба в залежності від типу кісткового дефекту кульшової западини.

Тип дефекту кульшової западини		Характер операції	Кісткова алло- або (і) керамопластика + <u>безцементне</u> кріплення чашки	Керамопластика + <u>цементне</u> кріплення чашки	Кісткова ауто-, алло- або керамопластика + протипротрузійний вкладиш + <u>цементне</u> кріплення чашки	Цементна фіксація чашки із заміщенням дефекту цементом	Всього
I тип (сегментарний)	Периферичний		2	-	-	1	3
	Центральний		-	-	2	-	2
II тип (порожнинний)	Периферичний		1	1	-	-	2
	Центральний		2	1	-	1	4
III тип – комбінований дефект			2	-	1	-	3
Всього			7	2	3	2	14

Таблиця 4. Характер виконаних операцій із заміни ніжки ендопротеза кульшового суглоба в залежності від типу кісткового дефекту стегнової кістки.

Тип дефекту стегнової кістки		Характер операції	Кісткова алопластика + <u>безцементна</u> фіксація ніжки ендопротеза	Кісткова алопластика + <u>цементна</u> фіксація ніжки	Цементна фіксація ніжки з пластикою дефекта кістковим цементом	Всього
II тип (порожнинний)	Губчатий		2	3	3	8
	Кортикальний		2	1	-	3
III тип – комбінований дефект			2	3	-	5
Всього			6	7	3	16

Розглянемо ретельніше характер виконаних операцій із заміни ендопротезів. Почнемо з аналізу даних, наведених у табл. 3.

Цілком очевидно, що частіше використано безцементне кріплення чашки ендопротеза в поєднанні з кістковою алопластикою або (і) застосуванням гідроксілапатитної кераміки (7 випадків з 14). Це викликано, поперше, невеликим віком пацієнтів (від 25 до 60 років, середній вік – 48

років), а, по-друге, нашим негативним ставленням до застосування поєднання масивної кісткової алопластики з цементним кріпленням чашки. Справа в тому, що в таких випадках цементну мантію, що фіксує чашку, практично повністю оточено кістковими алотрансплантатами, які недостатньо тривко пов'язані з кістковою тканиною кульшової западини і з часом розсмоктуються і заміщуються власною кістковою тканиною. Тому існує великий ризик зміщення чашки як в найближчому післяопераційному періоді, так і при перебудові кісткових трансплантатів, коли мікроухомість на межі “цемент-алотрансплантати” веде до формування масивної сполучнотканинної капсули та рецидиву нестабільності.

Застосування чашки з безцементним кріпленням дозволяє досягти або первинно-стабільної фіксації («Ортэн»), або залишає можливість самостабілізації навіть при невеликому зміщенні, викликаному перебудовою трансплантатів (“Инмед”, “Эталон”). В останні 1,5 – 2 роки пластику кісткових дефектів кульшової западини ми виконуємо, сполучаючи кісткові алотрансплантати зі щільною гідроксіапатитною керамікою. Кераміка, що розсмоктується та перебудовується значно повільніше, забезпечує міцність і сталість до навантаження зони пластики на період перебудови кісткових алотрансплантатів.

Крім того, при центральних сегментарних та діючих комбінованих дефектах кульшової западини виникає необхідність використання протипротрузійного вкладиша. Справа у тому, що в таких випадках кісткові трансплантати та кераміку для відтворення дна западини доводиться розміщувати на м'яких тканинах. Природно така пластика не дозволить укріпити чашку досить надійно, а протипротрузійний вкладиш, спираючись на збережені стінки западини, забезпечує можливість установалення чашки ендопротеза.

Пацієнтів після реєндопротезування ми спостерігали в терміни від одного до трьох років після операції з подальшою оцінкою результатів за шкалою Харриса (1969): гарні результати були у 15 хворих, (65,3%); задовільні – у 8 (34,7%).

За результатами аналізу 23 хворих після реєндопротезування кульшового суглоба (табл.5) відзначається різке поліпшення результатів у терміни від одного до трьох років, що пов'язано з реабілітацією пацієнтів, ходінням без додаткової опори, збільшенням сили та опороздатності оперованої кінцівки.

Таким чином, аналіз напружено-деформованого стану системи “кістка-ендопротез” підтвердив причинно-наслідковий зв'язок між елементами цієї системи і розвиненням ранньої асептичної нестабільності, що дозволяє сформулювати біомеханічні передумови, дотримання яких необхідне

Таблиця 5. Динаміка відновлення функціонального стану кульшового суглоба після реєндопротезування у хворих в залежності від віку та статі. Оцінка за шкалою Harris (1969)

Стать	Вік	Термін спостережень після операції					
		до операц, M±m, n	3 міс, M±m, n	6 міс, M±m, n	1 рік, M±m, n	2 роки, M±m, n	Зроки і більше, M±m, n
Жінки	від 20 до 49	32,07±0,80 4	75,55±1,6 4	76,47±1,03 4	77,13±2,1 3	75,23±0,00 1	73,37±0,00 1
	від 50 до 59	21,67±2,3 5	72,62±2,1 5	74,97±1,9 5	75,43±1,7 4	73,77±0,0 2	71,15±0,00 1
	від 60 і більше	19,06±2,6 7	70,51±1,7 7	72,33±1,4 7	73,35±1,6 5	71,64±3,1 4	69,74±0,00 2
Чоловіки	від 40 до 49	26,03±3,3 3	76,47±2,3 3	82,57±1,97 3	85,66±1,8 2	82,17±0,00 1	80,23±0,00 1
	від 50 до 59	18,03±2,2 2	73,90±1,88 2	78,77±2,1 2	79,54±1,75 2	76,71±0,00 1	72,55±0,00 1
	від 60 і більше	17,52±1,3 2	69,15±1,6 2	72,37±1,4 2	73,69±1,7 2	72,10±0,00 1	70,31±0,00 1

Прімітки: n - кількість хворих;  
M - середнє арифметичне;  
± m - стандартна похибка

при виконанні хірургічних втручань. Виявлені біомеханічні процеси було вивчено у хворих з ранньою асептичною нестабільністю компонентів ендопротеза кульшового суглоба. Клінічні дані повністю підтвердили результати теоретичних досліджень. Все це дозволило сформулювати вимоги з профілактики нестабільності компонентів ендопротеза. Розроблені методики реєндопротезування з урахуванням характеру кісткових дефектів та застосуванням пластики дозволили отримати позитивні результати в усіх оперованих хворих.

## ВИСНОВКИ

1. Ендопротезування кульшового суглоба є найбільш сучасним методом лікування тяжких патологічних змін у кульшовому суглобі. Найчастіше ускладнення ендопротезування – асептична нестабільність компонентів ендопротеза.

2. Основними клінічними ознаками асептичної нестабільності є біль в кульшовому суглобі при навантаженні, кульгавість, порушення опорності кінцівки і обмеження рухів у суглобі. Основні рентгенологічні ознаки – наявність зони лізису кісткової тканини навкруги компонентів ендопротеза (більше, ніж на 2 мм), міграція або їх протрузія, змінення кута інклинації чашки і положення ніжки ендопротеза в кістковому ложі.

3. Субхондральна пластинка кульшової западини сприяє перерозподілу напружень і захисту губчастої кістки від великих навантажень, а її вилучення визначає розвинення ранньої асептичної нестабільності чашки ендопротеза; оптимальний кут нахилу чашки може коливатись у межах  $>35^{\circ}$ , але  $<55^{\circ}$ ; необхідне повне перекриття чашки ендопротеза стінками кульшової западини; оптимальне положення ніжки ендопротеза в кістково-мозковому каналі стегнової кістки повинно бути нейтральним або вальгусним.

4. Розвинення ранньої асептичної нестабільності компонентів ендопротеза кульшового суглоба в перші п'ять років після операції в більшості випадків зумовлено біомеханічними причинами:

- вилученням субхондральної пластинки і неповним (менше ніж на половину) заглибленням чашки у кульшову западину;
- рідше – неправильною кутовою орієнтацією чашки і установкою ніжки у варусному положенні.

Причиною пізньої асептичної нестабільності є остеопороз, металоз і чинники, пов'язані з конструктивними особливостями ендопротеза.

5. Асептичну нестабільність компонентів ендопротеза можна усунути шляхом реендопротезування кульшового суглоба із застосуванням кісткового цементу, а при дефекті кісткових стінок – із застосуванням кісткової та керамопластики. До того ж, чим більша величина кісткових дефектів кульшової западини проксимального відділу стегнової кістки і, відповідно, масивніше пластика, тим більше показано застосування ревізійної конструкції ендопротеза з безцементним кріпленням. Центральні сегментарні дефекти кульшової западини потребують застосування протипротрузійного вкладишу.

6. Профілактичними заходами ранньої асептичної нестабільності є: збереження субхондральної пластинки під час операції, правильна кутова орієнтація компонентів ендопротеза, повне перекривання чашки ендопротеза стінками кульшової западини і установка ніжки в нейтральному або вальгусному положенні.

## **СПИСОК РОБІТ, ОПУБЛІКОВАНИХ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ**

1. Алок Бансал. Асептическая нестабильность эндопротеза тазобедренного сустава // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1998. — №3. — С.123-125.
2. Мителева З.М., Органов В.В., Чуйко А.Н., Алок Бансал. Роль субхондральной пластинки вертлужной впадины при эндопротезировании // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1999. — №1. — С.33-37.
3. Филиппенко В.А., Алок Бансал. Хирургическое лечение асептической нестабильности эндопротезов тазобедренного сустава // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2000. — №3. — С.46-50.
4. Филиппенко В. А., Мителева З. М., Танькут В. А., Алок Бансал. Клинико-биомеханические параллели при ранней асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2000. — №2. — С.53-55.
5. Філіпенко В. А., Танькут В. О., Алок Бансал. Діагностика і лікування асептичної нестабільності кульшового суглоба // Укр. Науково-практична конференція “Ендопротезування суглобів (показання, техніка, помилки)” Київ-Дніпропетровськ. — 1997. — С.81-83.

## АНОТАЦІЯ

Бансал А. Асептична нестабільність ендопротеза кульшового суглоба. Діагностика і лікування. — Рукопис. Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук зі спеціальності 14.01.21 — травматологія та ортопедія. Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка АМН України. м.Харків, 2000р.

В дисертації на підставі біомеханічного моделювання за допомогою методу кінцевих елементів, клінічних та рентгенологічних досліджень 42 хворих у віці від 24 до 78 років з асептичною нестабільністю компонентів ендопротеза кульшового суглоба визначено передумови розвинення нестабільності, розроблено діагностику й методи хірургічного лікування, запропоновано рекомендації з її профілактики.

На підставі біомеханічного моделювання за допомогою методу кінцевих елементів доведена важливість збереження субхондральної пластинки кульшової западини, що необхідно для перерозподілу напружень і захисту губчастої кістки від великих навантажень. Її видалення визначає розвинення ранньої асептичної нестабільності чашки ендопротеза; установлено, що оптимальний кут нахилу чашки знаходиться у межах  $> 35^\circ$ , але  $< 55^\circ$ ; необхідною умовою є повне перекривання чашки ендопротеза стінками кульшової западини; оптимальне положення ніжки ендопротеза у кістково-мозковому каналі стегнової кістки має бути нейтральним або вальгусним.

Установлено оптимальну хірургічну тактику в залежності від ступеня вираженості кісткових дефектів кульшової западини й проксимального відділу стегнової кістки. При збереженні цих структур показано реендопротезування із застосуванням кісткового цементу; при відсутності - установка безцементного ендопротеза із застосуванням кісткової та керамопластики.

**Ключові слова:** ендопротезування, асептична нестабільність, кульшовий суглоб, реендопротезування, біомеханічні причини, діагностика, лікування.

## АННОТАЦИЯ

Бансал А. «Асептическая нестабильность эндопротеза тазобедренного сустава. Диагностика и лечение» – рукопись. Диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук по специальности 14.01.21.- Травматология и ортопедия. Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины. г.Харьков, 2000г.

В диссертации на основе биомеханического моделирования с помощью методов конечных элементов, клинических, рентгенологических исследований 42 больных в возрасте от 24 до 78 лет с асептической нестабильностью компонентов эндопротеза тазобедренного сустава определены биомеханические предпосылки развития нестабильности, разработана диагностика и методы хирургического лечения, предложены рекомендации по профилактике с учетом биомеханических требований к установке эндопротеза.

На основании биомеханического моделирования с помощью метода конечных элементов доказана важность сохранения субхондральной пластинки вертлужной впадины, что необходимо для перераспределения напряжения и защиты губчатой кости от больших нагрузок. Ее удаление определяет развитие ранней асептической нестабильности чашки эндопротеза: установлено, что оптимальный угол наклона чашки находится в пределах  $>35^{\circ}$ , но  $< 55^{\circ}$ ; необходимым условием является полное перекрытие чашки эндопротеза стенками вертлужной впадины; оптимальное положение ножки эндопротеза в костно-мозговом канале бедренной кости должно быть нейтральным или вальгусным.

В зависимости от вида нестабильности эндопротеза больные распределены на три клинические группы:

I группа – с нестабильностью чашки – 14 пациентов;

II группа – с нестабильностью ножки – 7 пациентов;

III группа – с нестабильностью обоих компонентов эндопротеза – 21 пациент.

Установлена оптимальная хирургическая тактика в зависимости от степени выраженности костных дефектов вертлужной впадины и проксимального отдела бедренной кости. При сохранности этих структур показано резэндопротезирование с применением костного цемента; при отсутствии – установка бесцементного эндопротеза с применением костной и керамопластики.

Анализ напряженно-деформированного состояния системы «кость-эндопротез» подтвердил причинно-следственную связь между элементами

этой системы и развитием ранней асептической нестабильности, что позволяет сформулировать биомеханические предпосылки, соблюдение которых необходимо при выполнении хирургических вмешательств. Выявленные биомеханические процессы были изучены у больных с ранней асептической нестабильностью компонентов эндопротеза тазобедренного сустава. Клинические данные полностью подтвердили результаты теоретических исследований. Все это позволило сформулировать требования по профилактике нестабильности компонентов эндопротеза. Разработанные методики реэндопротезирования с учетом характера костных дефектов и с применением их пластики позволили получить положительные результаты у всех оперированных больных.

**Ключевые слова:** эндопротезирование, асептическая нестабильность, тазобедренный сустав, реэндопротезирование, биомеханические причины, диагностика, лечение.

## SUMMARY

Bansal A. Aseptic endoprosthetic instability of the hip joint. Diagnosis and treatment. Manuscript Scientific thesis work in the category of medical candidate under the specialty 14.01.21 – Traumatology and orthopedics. Institute of spine and Joint Disorders named after prof. M.I. Sitenko AMS. Kharkov, 2000.

On the basis of biomechanical modeling with the help of method of finite element, clinical, radiological analysis of 42 patients in the age groups of 24 to 78 years with aseptic endoprosthetic component instability of hip joint biomechanical factors responsible for the instability, investigation, modes of surgical treatment and been suggested the recommendation for prophylaxis of the instability.

Depending on the basis of the biomechanical analysis it has been proved that subchondral plate is very important for uniform transformation of bearing forces of the hip joint and protecting the cancellus bone from the forces as a result of overweight bearing. Removal of the subchondral plate can lead to aseptic instability of the acetabular components of the endoprosthesis. Optimal recommended angle of inclination of acetabular component is within the range of 35-55°. It is important to cover the prosthetic hip joint the help of acetabular walls: optimal position for the stem of the femoral component of endoprosthesis in the marrow cavity must be neutral or in valgus position.

Optimal surgical tactics are been established depending on the extent bone defects of the acetabulum and proximal femur. In absence of bone defects cemented reendoprosthesis is indicated. In cases with considerable bone defects non cemented reendoprosthesis combined with ceramic and bone graft.

**Key words:** endoprosthesis, aseptic instability, hip joint, reendoprosthesis, biomechanical factors, diagnosis, treatment.