

ОЦЕНКА РЕЗУЛЬТАТОВ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ИМПЛАНТАТОМ «СФЕН-Ц» (ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЕ СООБЩЕНИЕ)

Е.Ш. Ломтатидзе, В.Е. Ломтатидзе, С.В. Поцелуйко,
Ю.В. Грошев, Н.И. Ким, Д.В. Волченко, Д.П. Попов

Волгоградский государственный медицинский университет

За период с января 1999 г. по август 2004 г. тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава цементным эндопротезом «Сфен-Ц» выполнено у 113 пациентов (128 операций). Средний возраст больных на момент операции составил 65,5 лет (от 21 года до 87 лет). Оценка результатов проводилась через 3, 6, 12 мес после операции, далее ежегодно. При контрольном обследовании выполнялась рентгенография таза, проводилась оценка цементной техники по системе Barrack, динамики рентгенологической плотности на границах металл—цемент, цемент—кость бедренного компонента по системе Gruen, состояния ацетабулярного компонента по DeLee и Charnley. Функциональный результат оценивался по системам Merle d'Aubigne и Postel в модификации Charnley и по Harris. Средний срок наблюдений составил $20,3 \pm 10,8$ мес (от 3 до 68 мес). Отдаленные результаты изучены у 87 пациентов (94 сустава). При рентгенологическом исследовании признаков износа полиэтиленовых чашек и остеолита в области вертлужной впадины и проксимальном отделе бедра не обнаружено. Клинических признаков нестабильности, требующих ревизионного эндопротезирования, не отмечено.

From January 1999 to August 2004 total hip replacement with cement SFEN-C implants was performed in 113 patients (128 joints). Average age of patients at surgery was 65.5 years (from 21 to 87). Results were evaluated 3, 6, 12 months after operation and then yearly. At control examination pelvic radiography, assessment of cement technique by Barrack, dynamics of radiographic density at the metal-cement borders, cement-bone of femoral component by Gruen as well as acetabular component by DeLee and Charnley were performed. Functional result was evaluated by Merle d'Aubigne and Postel systems in modification by Charnley and by Harris. Mean follow-up was 20.3 ± 10.8 months (from 3 to 68 months). Long-term results were studied in 87 patients. No signs of polyethylene shell wear and acetabular and proximal femur osteolysis were detected. No clinical symptoms of instability requiring re-operation were noted.

Впервые бедренный компонент эндопротеза тазобедренного сустава цементной фиксации в форме клина и с гладкой полированной поверхностью был применен в клинической практике в 1970 г. [33]. За прошедшие с тех пор 30 с лишним лет его геометрическая конфигурация не претерпела существенных изменений (например, «Exeter Universal»). Выживаемость этих имплантатов в течение 15–20 лет достигает 97% [11, 15, 24].

Форма клина с изменением угла клиновидности от 5 до 15° (в зависимости от фирмы-производителя) обеспечивает передачу нагрузки через цементную мантию на кортикальную кость, трансформируя при этом срезающие напряжения на границе цемент—кость в сжимающие [5, 15, 24]. Клиновидная форма ножки эндопротеза позволяет добиваться ее стабильной фиксации в костномозговом канале. Форма двойного клина ножки равномерно распределяет нагрузку на цементную мантию и кость по всей длине бедренного компонента. Исследование этого феномена отечественными и зарубежными учеными привело к созданию концепции «taper-lock» [5, 6, 30]. Ее смысл сводится к следующему: полированная ножка

протеза, имеющая форму клина, скользит в цементной мантии [5], благодаря чему длительно сохраняется контакт на границе кость—цемент, что предотвращает развитие остеолита [14]. При этом естественный процесс проседания ножки не приводит к нарушениям функции тазобедренного сустава, постоянно поддерживая бедренный компонент в стабильном состоянии в течение многих лет [6, 7, 23, 27].

Если единая концепция дизайна ножки протеза в настоящее время сформирована, то проблема выбора материала для производства имплантата до конца не решена. Чаще всего ножка бедренного компонента изготавливается из нержавеющей стали («Exeter», «Hawmedica International»), кобальт-хром-молибденового сплава (CPT, «Zimmer»). Значительно реже для этого используют материалы на основе титановых сплавов — «Ultima TPS» [26] и «Сфен-Ц» («Имплант МТ», Россия [1]). Существует мнение, что титан имеет низкие антифрикционные свойства и это способствует раннему прогрессированию остеолита и нестабильности имплантата вследствие повышенного образования продуктов износа на границе металл—цемент [25].

Современный перечень представленных на мировом рынке эндопротезов включает 82 бедренных компонента цементной фиксации, разрешенных для применения [9]. В этот перечень входят всего 5 ножек из титановых сплавов. Вместе с тем ряд зарубежных и отечественных специалистов считают, что возможности титана и его сплавов не исчерпаны [1, 4, 11, 22, 31]. Титановые сплавы превосходят кобальт-хром-молибденовые по таким показателям, как прочность и биосовместимость [11]. Кроме того, титан имеет пониженный модуль упругости, что способствует снижению циклических стрессовых нагрузок (stress shielding) на проксимальный отдел ножки [1, 16]. Главным недостатком титановых сплавов является низкая стойкость к абразивному износу в парах трения с цементом и сверхвысокомолекулярным полиэтиленом [1]. Однако применение высоких технологий, в частности термоводородной обработки [4] и ионно-вакуумного азотирования [3], позволило создать на основе титановых сплавов эрозионно стойкие материалы, реализованные в производстве компонентов эндопротеза тазобедренного сустава цементной фиксации «Сфен-Ц» [1].

Целью данного исследования была предварительная оценка опыта тотального замещения тазобедренного сустава эндопротезом «Сфен-Ц» цементной фиксации, серийно выпускаемым фирмой «Имплант МТ».

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Эндопротез тазобедренного сустава «Сфен-Ц» (рис. 1) состоит из бедренного и вертлужного компонентов. Бедренный компонент, состоящий из клиновидной ножки и сферической головки, характеризуется пропорциональным увеличением для каждого последующего типоразмера угла клина во фронтальной плоскости, расстояния от продольной оси ножки до центра ротации (офсета) и длины шейки.



Рис. 1. Эндопротез «Сфен».

Главной особенностью ножек «Сфен-Ц» является использование клина как основного элемента для передачи нагрузки от имплантата к бедренной кости, эффективность которого была доказана 30-летним опытом применения аналогичных конструкций в зарубежных клиниках. Конструкция и технология изготовления ножек «Сфен-Ц» [1, 3, 5] позволяют

прогнозировать их длительную работоспособность в цементной мантии в условиях знакопеременных функциональных нагрузок. В частности:

- отсутствие концентраторов на боковых кромках клина обеспечивает минимальный уровень напряжений на границе имплантат—цемент и цемент—кость;
- специальная микроструктура поверхностного слоя ножки, изготовленной из титанового сплава ВТ6 (Ti-6Al-4V), обеспечивает низкий коэффициент трения на поверхности раздела имплантат—цементная мантия, что гарантирует длительную работоспособность цементной мантии даже при ее толщине 1 мм;
- использование радиально-упругого централизатора нагрузки и пробки для костномозгового канала позволяет создать равнотолщинную цементную мантию и обеспечить не только оптимальные биомеханические условия передачи нагрузки, но и герметизацию костномозгового канала;
- прямоугольная форма поперечного сечения со скругленной медиальной частью обеспечивает исключительно высокую антиротационную устойчивость ножки.

Головка эндопротеза, выполненная в виде сферы диаметром 28 мм, фиксируется на шейке ножки при помощи стандартного конуса Морзе 1214. Головка изготавливается из материала на основе титана — «Тиудина» со специальной поверхностной обработкой, обеспечивающей ее высокую работоспособность в паре с ацетабулярным компонентом из сверхвысокомолекулярного полиэтилена.

Вертлужный компонент эндопротеза представлен полнопрофильными и низкопрофильными полусферическими чашками, изготавливаемыми из сверхвысокомолекулярного полиэтилена «Хирулен» ISO 5834-2 производства Германии.

В период с января 1999 г. по август 2004 г. на клинических базах кафедры травматологии и ортопедии с ВПХ ВолГМУ с использованием цементного эндопротеза «Сфен-Ц» выполнено 128 операций тотального эндопротезирования тазобедренного сустава у 113 пациентов (у 15 больных операция произведена на обоих суставах). Женщин среди них было 68, мужчин — 45. Средний возраст больных на момент операции составил 65,5 лет (от 21 года до 87 лет) (табл. 1).

Табл. 1. Распределение больных по возрасту

Возраст на момент операции, лет	Число больных
20–29	2
30–39	12
40–49	10
50–59	17
60–69	36
70–79	33
80–89	3

Табл. 2. Распределение больных по видам патологии

Диагноз	Число больных
Диспластический коксартроз	10
Первичный деформирующий коксартроз	31
Посттравматический коксартроз	3
Посттравматический асептический некроз головки бедренной кости	5
Идиопатический асептический некроз головки бедренной кости	11
Болезнь Бехтерева	4
Ревматоидный артрит	18
Ложный сустав шейки бедренной кости	5
Перелом шейки бедренной кости	22
Центральный вывих бедра	1
Перелом вертлужной впадины	2
Нестабильность эндопротеза Мура—ЦИТО	1

Наибольшей по численности была группа больных с первичным деформирующим артрозом тазобедренного сустава (табл. 2).

В предоперационном периоде и после операции пациентов распределяли по категориям в соответствии с системой Merle d'Aubigne и Postel в модификации Charnley [13] (табл. 3).

Техника операции

Операции эндопротезирования тазобедренного сустава выполняли в положении больного на боку, под общей анестезией (69 больных), комбинированной общей и спинномозговой (32) или перидуральной (12). Во всех случаях использовали наружный доступ Гардинга.

После рассечения капсулы и связок тазобедренного сустава головку бедренной кости вывихивали в рану. Головку резецировали осцилляторной пилой на 15–20 мм проксимальнее вершины малого вертела под углом 45° к оси бедра. Костномозговой канал обрабатывали с помощью конической развертки-проводника и клиновидных рапшилей, обеспечивающих создание костного ложа для цементной мантии в проксимальном и медиальном отделах канала. Дистально бедренный канал бло-

кировали на нужной глубине костной или полимерной пробкой.

При обработке вертлужной впадины производили удаление остеофитов, декортикацию (по возможности) стенок и крыши впадины. Кортикальный слой, расположенный краниально от контура «фигуры слезы» до основания остеофита, оставляли интактным. С помощью специального инструмента создавали множественные анкерные отверстия.

Костный цемент перемешивали рукой в течение 1,5–2 мин. На дистальный конец ножки устанавливали полимерный централизатор, предотвращающий ее смещение от оси бедренного канала.

Ацетабулярные укрепляющие кольца Мюллера были применены у 5 пациентов (6 операций) при синдроме Отта (рис. 2). В этих случаях в дно вертлужной впадины помещали фрагмент резецированной головки, с которого предварительно удаляли хрящ. Костный аутоотрансплантат фиксировали к тазу укрепляющим кольцом с помощью винтов. Низкопрофильную чашку устанавливали на цементе в кольце.

Костная пластика крыши вертлужной впадины фрагментом из удаленной головки бедра была произведена у 4 пациентов (4 операции) с диспластическим коксартрозом (рис. 3). Удаленную головку распиливали вдоль и пополам, в наацетабулярной зоне отслаивали периост, укладывали туда один из фрагментов распиленной головки и укрепляли его винтами. При этом сферичность дна вертлужной впадины увеличивалась, что позволяло

Рис. 2. Эндопротезирование тазобедренного сустава имплантатом «Сфен-Ц» с применением укрепляющего кольца. Пунктирной линией обозначен аутоотрансплантат из головки бедренной кости, консолидировавшийся с дном вертлужной впадины через 4 года после операции.

**Табл. 3.** Распределение больных по категориям Merle d'Aubigne и Postel в модификации Charnley

Время обследования	Категория по Charnley	Число операций эндопротезирования	Боль	Функция	Объем движений
			баллы		
До операции	A	81	2,6	2,5	2,8
	B	30	2,5	2,2	2,7
	C	17	2,3	2,1	2,1
После операции	A	68	5,5	5,3	5,4
	B	14	5,5	5,1	5,1
	C	12	5,4	5,1	5,0

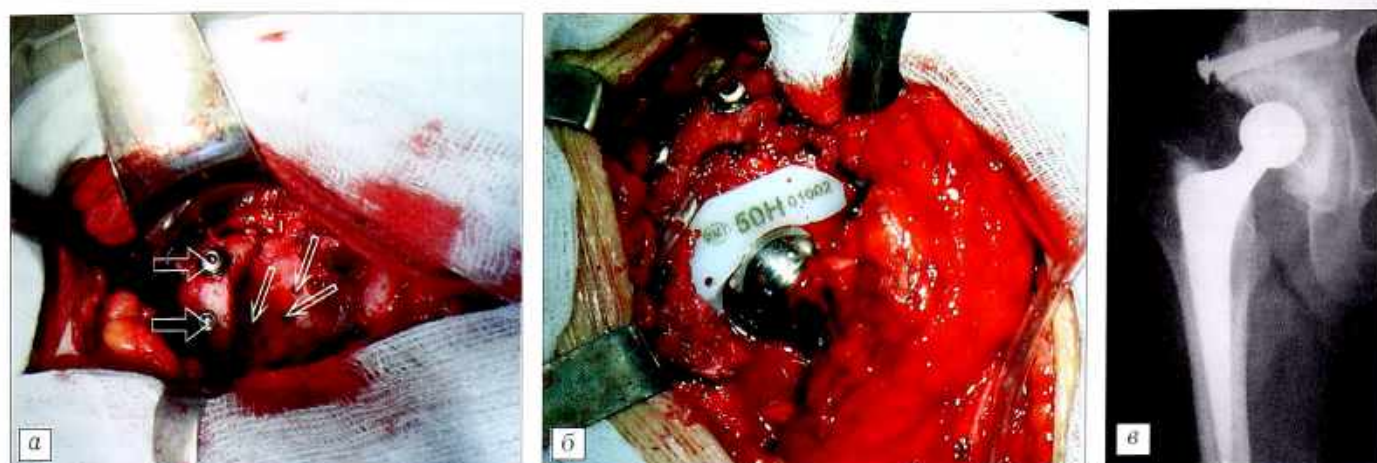


Рис. 3. Эндопротезирование тазобедренного сустава имплантатом «Сфен-Ц» с аутопластикой крыши вертлужной впадины.

а — из аутогравитанта (удаленная головка бедренной кости) сформирована крыша вертлужной впадины (толстые стрелки), созданы анкерные отверстия (тонкие стрелки). В целом глубина впадины увеличилась; *б* — установлена низкопрофильная чашка с антилюксации компонентом, конечность в положении приведения и наружной ротации; *в* — рентгенограмма через 4 года после операции.

расширить площадь контакта ацетабулярного компонента, особенно в верхней трети вертлужной впадины, создав для него дополнительную опору.

Для профилактики инфекционных осложнений использовали антибиотики цефалоспоринового ряда (цефутоксим 1,5 г внутривенно во время вводного наркоза и две следующие дозы по 750 мг с интервалом 8 ч) и порошкообразный гентамицин (1 г в костный цемент).

Профилактика тромбозов и тромбоза глубоких вен состояла в ранней мобилизации больных, эластичном бинтовании нижних конечностей, возвышенном положении оперированной конечности на шине Белера, применении антикоагулянтов (эноксапарин 40 мг ежедневно до мобилизации больного). На 2-е сутки пациентам разрешали сидеть, на 3-и сутки — ходить с помощью костылей без нагрузки на оперированную ногу.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Оценка результатов проводилась через 3, 6, 12 мес после операции, далее ежегодно. При конт-

рольном обследовании выполнялась рентгенография таза в прямой проекции и оперированного сустава в проекции Лаунштейна (рис. 4). Функциональные результаты оценивались по системам Merle d'Aubigne и Postel в модификации Charnley [13] и Harris [18].

Рентгенологическая оценка состояния цементной мантии проводилась по системе Barrack и соавт. [10, 12], включающей 4 категории (А, В, С и D): категория А — равномерное и полное заполнение рентгеноконтрастным цементом пространства костномозгового канала вокруг ножки эндопротеза; категории В — наличие незначительных дефектов на границе цемент—кость; категория С — просветление рентгеновского изображения на границе цемент—кость протяженностью от 50 до 99% или неполная мантия; категория D — просветление до 100% или отсутствие цемента в области верхушки ножки.

Оценка динамики рентгенологической плотности на границах металл—цемент, цемент—кость проводилась по системе Gruen [17] в 7 зонах вок-



Рис. 4. Рентгенограммы тазобедренного сустава пациента с болезнью Бехтерева.

а — до операции;
б — через 1 год после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава имплантатом «Сфен-Ц».

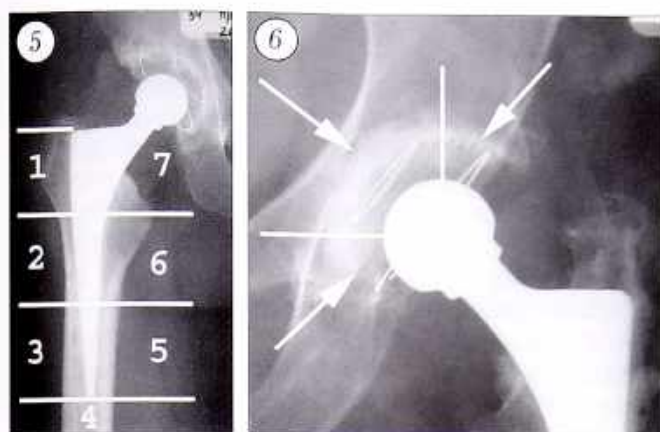


Рис. 5. Оценка состояния бедренного компонента по системе Gruen.

Рис. 6. Оценка состояния ацетабулярного компонента по DeLee и Charnley.

руг ножки эндопротеза (рис. 5). Состояние ацетабулярного компонента оценивалось по DeLee и Charnley [8] (рис. 6).

Средний срок наблюдения за больными составил $20,3 \pm 10,8$ мес (от 3 до 68 мес). Отдаленные результаты изучены у 87 из 113 пациентов (94 сустава). Четверо больных умерли в течение первых 2 лет по причинам, не связанным с операцией эндопротезирования.

Функциональная оценка

На момент осмотра из 87 пациентов 73 были социально реабилитированы, бытовая и трудовая активность восстановлена на удовлетворяющем их уровне. Средние показатели боли, функции и объема движений по системе Charnley для этой группы составили соответственно 5,6, 5,2, 5,3 балла, оценка по Harris — 94,7 балла (рис. 7). У ос-

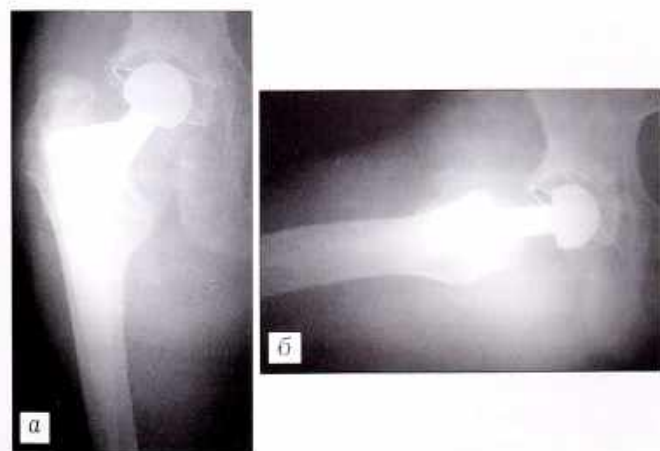


Рис. 7. Рентгенограммы больной К., страдающей ревматоидным артритом тазобедренного сустава, стероидиндуцированным остеопорозом, через 4 года после эндопротезирования имплантатом «Сфен-Ц».

Цементная мантия интактна. Клинико-функциональная оценка по Harris 100 баллов, объем движений полный.

тальных 14 пациентов активность ограничена, 7 из них большую часть времени вынуждены находиться в сидячем положении, одна пациентка передвигается в кресле-каталке. Показатели боли, функции и объема движений по Charnley составляют в среднем 5,1, 4,1, 4,1 балла, оценка по Harris — 69,7 балла.

Рентгенологическая оценка

Были оценены рентгенограммы оперированного сустава в прямой и аксиальных проекциях у 87 из 113 пациентов (94 сустава). По системе Barrack и соавт. [10, 12] большинство протезированных суставов (56) соответствовали категории В. К категории А отнесены 38 суставов. В 80% случаев отмечено варусное или вальгусное отклонение ножки не более 2° . Линии просветления во всех трех зонах на границе цемент—кость вокруг чашки обнаружены у 3 пациентов. Признаков эндостальной кавитации не выявлено ни в одном случае.

Проседание ножки оценивалось в очаге рентгенологического просветления зоны 1 путем измерения в краниальном направлении расстояния от плеча ножки эндопротеза до цементной мантии [15]. У 6 пациентов отмечена дистальная миграция менее 3 мм и у 3 больных — в пределах 3–4,9 мм. В 2 случаях ножка просела на 5 мм (табл. 4). Миграции ножки на границе цемент—кость, а также переломов цементной мантии выявлено не было. На момент проведения исследования явных признаков остеолита вокруг ножки эндопротеза ни у одного из 87 пациентов не обнаружено.

Табл. 4. Рентгенологическая оценка степени проседания ножки эндопротеза по Fowler и соавт.

Проседание ножки, мм	Число суставов
<1	83
1–1,9	4
2–2,9	2
3–3,9	1
4–4,9	2
>5	2

Осложнения

Из 128 случаев эндопротезирования в трех произошел вывих эндопротеза в раннем послеоперационном периоде. В двух из этих случаев причиной вывиха бедренного компонента был неправильный угол установки чашки (угол наклона 50 – 55°). Обе больные страдали ревматоидным артритом. Учитывая возможность повторения вывихов из-за чрезмерно вертикального положения чашки, у этих больных в раннем послеоперационном периоде (4–5 дней) произвели переустановку ацетабулярного компонента с углом наклона 40 – 45° . В последующем вывихов у них не было. Некорректную установку чашки можно отнести на счет неопытности хирурга.

Третий больной (42 года, рост 185 см, масса тела 115 кг, склонен к алкоголизму) был оперирован по поводу неправильно сросшегося перелома вертлужной впадины с вывихом бедра, разгибательной контрактуры тазобедренного сустава. Головка бедра находилась в состоянии подвывиха. Для профилактики вывихов во время операции была выполнена реконструкция крыши вертлужной впадины. На 3-и сутки после эндопротезирования в результате падения у больного произошел задний вывих бедренного компонента эндопротеза, который был успешно устранен под местной анестезией. Вывих повторялся в течение 2 лет 11 раз в положении сгибания бедра под углом 90° и внутренней ротации. От ревизионной операции больной отказался. Проводились занятия лечебной физкультурой. Вывихи повторялись все реже и на 3-й год прекратились. По нашему мнению, причиной рецидивирующих вывихов послужил травматический задний вывих бедренного компонента эндопротеза в раннем послеоперационном периоде, который сопровождался разрывом заднего капсульно-связочного аппарата оперированного сустава. Нестабильность элементов задней капсулы сустава была компенсирована лечебной физкультурой, направленной на укрепление ягодичных мышц и наружных ротаторов. В последние 2 года вывихи отсутствуют, жалоб пациент не предъявляет, клиническая оценка функционального состояния оперированного сустава по Harris 95 баллов, рентгенологических признаков остеолиза вокруг компонентов эндопротеза не определяется.

На момент проведения исследования миграция чашки выявлена в одном случае — у пациентки 38 лет, которой было выполнено двустороннее эндопротезирование. Через 4 мес после операции у нее развилась глубокая инфекция в области одного из эндопротезов. Установка этого эндопротеза производилась в несколько этапов, с предварительным низведением бедра скелетным вытяжением и в аппарате наружной фиксации. Через 1,5 года эндопротез удален.

ОБСУЖДЕНИЕ

Опыт поколений хирургов-ортопедов вырабатаны стандартные методы оценки качества эндопротезов. Из публикаций в специальных журналах и ежегодных национальных регистров развитых стран можно получать информацию о «выживаемости» (износостойкости) имплантатов, клинико-рентгенологической оценке их состояния, частоте ревизионных и повторных эндопротезирований, результатах исследования удаленных эндопротезов [2, 19, 20, 21, 28, 29, 32]. Наиболее признанными методиками оценки состояния эндопротеза тазобедренного сустава являются системы DeLee и Charnley, Gruen, Harris.

Пять лет назад, определяясь с выбором недорогого отечественного протеза для населения нашего региона, мы, к сожалению, не нашли в отечествен-

ной литературе анализа и оценок существующих имплантатов российского производства. Изучение зарубежных аналогов протезов с бедренным компонентом в форме клина и гладким покрытием по иностранным источникам позволило рационализировать этот трудный выбор.

Наше внимание привлек только что выпущенный тогда эндопротез «Сфен». Его биомеханическая концепция была ясна и понятна. Это форма двойного клина, безворотниковая ножка, титановая головка со специальным покрытием, обеспечивающим высокие трибологические свойства. К тому же этот имплантат прошел серьезную экспериментальную проверку и имел западные аналоги, концептуально схожие по целому ряду позиций [5, 33]. Выбранная нами конструкция позволила осуществить контролируемое пятилетнее внедрение пробной партии протезов с использованием проспективного метода исследования, включающего стандартные европейские методы оценки результатов.

Полученные нами пятилетние результаты приращения цементных имплантатов «Сфен-Ц» не уступают результатам зарубежных авторов, использующих эндопротезы с бедренным компонентом в форме клина («Exeter») [15, 24, 33]. Данные конечного элементного анализа *in vitro* и рентгеностереометрического исследования *in vivo* ножки «Exeter» показали, что форма двойного клина способствует достижению и сохранению прочной фиксации имплантата в цементной мантии, в том числе за счет его проседания при функциональной нагрузке [6]. Ряд авторов полагают, что для динамики проседания ножки «Exeter» в цементной мантии характерно быстрое начало миграции в ранние сроки с последующим ее замедлением. Поэтому раннее проседание ножки не является признаком ее нестабильности, и этот факт необходимо принимать во внимание при оценке и интерпретации данных по миграции компонентов [7].

Результаты контрольной рентгенографии позволяют предположить, что дистальная миграция бедренного компонента эндопротеза «Сфен-Ц» происходит на границе имплантат—цемент. При этом сохраняется взаимосвязь цементной мантии с костной тканью, что препятствует остеолизу на границе цемент—кость и развитию асептической нестабильности имплантата. Кроме того, у пациентов с рентгенологическими признаками проседания ножки в ранние сроки после операции отмечена удовлетворительная функция оперированной конечности в пятилетний период.

В течение 5 лет не было выявлено углового смещения, асептической нестабильности и переломов бедренного компонента. Несомненно, на «выживаемости» эндопротезов существенно сказывались надежность материалов и оптимальный дизайн, особенно если учесть, что значительная часть оперированных пациентов были моложе 60 лет и отличались высоким уровнем физической активности.

Изучая национальные регистры западных стран, мы пришли к выводу, что внедрению новой конструкции в широкую практику должно предшествовать проведение контролируемого исследования в течение 2–5 и более лет. Только после получения предварительных благоприятных результатов исследование должно быть продолжено на большем материале в специализированных клиниках. Прошедший такую проверку имплантат получает право на применение в широкой практике. Такой путь рентабелен для общества и государства. Наш пятилетний план внедрения данного вида эндопротеза предполагал именно эту ситуацию.

ВЫВОДЫ

1. Детальное исследование клинических результатов эндопротезирования тазобедренного сустава отечественным имплантатом «Сфен-Ц», проведенное в течение пятилетнего периода, показало его высокую надежность, обусловленную оптимальным дизайном, прочностью, коррозионной стойкостью материалов, созданных на основе титановых сплавов с использованием высоких технологий.

2. При рентгенологическом исследовании не обнаружено признаков износа полиэтиленовых чашек и остеолита в области вертлужной впадины и проксимальном отделе бедра.

3. Клинические наблюдения не выявили признаков нестабильности, требующих ревизионного эндопротезирования, в том числе у относительно молодых пациентов с высоким уровнем физической активности.

ЛИТЕРАТУРА

- Загородний Н.В., Ильин А.А., Карпов В.Н. и др. // Вестн. травматол. ортопед. — 2000. — N 2. — С. 73–76.
- Загородний Н.В. //Клин. геронтол. — 2001. — N 3–4. — С. 30–34.
- Ильин А.А., Бецкофен С.Я., Скворцова С.В. и др. //Металлы. — 2002. — N 3. — С. 6–15.
- Ильин А.А., Скворцова С.В., Мамонов А.М., Карпов В.Н. //Там же. — 2002. — N 3. — С. 105–110.
- Мамонов А.М., Палтеевич А.Р., Плющев А.Л., Харламов А.А. //Науч. труды МАТИ им. К.Э. Циолковского. — 2002. — Вып. 5 (77). — С. 396–400.
- Alfaro-Adrian H., Gill H.S., Murray D.W. //J. Bone Jt Surg. — 1999. — Vol. 81, N 1. — P. 130–134.
- Alfaro-Adrian J., Gill H.S., Murray D.W. //J. Arthroplasty. — 2001. — Vol. 16. — P. 598–606.
- Amstutz H.C., Smith R.K. //J. Bone Jt Surg. — 1979. — Vol. 61A. — P. 1161–1166.
- Annual Consumers Guide to total hip systems, 1st. //Orthop. Today Int. Edn Nov. — 1998. — Dec.
- Barrack R.L., Murloy R.D. Jr, Harris W.H. //J. Bone Jt Surg. — 1992. — Vol. 74B. — P. 385–389.
- Bowditch M., Villar R. //Ibid. — 2001. — Vol. 83B, N 5. — P. 680–685.
- Chambers I.R., Fender D., McCaskie A.W., Reeves B.C., Gregg P.J. //Ibid. — 2001. — Vol. 83B. — P. 838–842.
- Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. — Berlin etc., 1979.
- Eingartner C., Volkmann R., Kummel K., Weller S. //Swiss Surg. — 1997. — N 3. — P. 49–54.
- Fowler J.L., Gie G.A., Lee A.J.S., Ling R.S.M. //Orthop. Clin. North Am. — 1988. — Vol. 19, N 3. — P. 477–489.
- Grigoris P., Hamblen D. //J. Bone Jt Surg. — 1998. — Vol. 80B. — P. 941–943.
- Gruen T.A., McNeice G.M., Amstutz H.C. //Clin. Orthop. — 1979. — N 141. — P. 17–27.
- Harris W.H. //J. Bone Jt Surg. — 1969. — Vol. 51A, N 4. — P. 737–755.
- Huiskes R.N. //Clin. Orthop. — 1990. — N 261. — P. 27–38.
- Iwase T., Wingstrand L., Persson M.B. et al. //Acta Orthop. Scand. — 2002. — Vol. 73, N 1. — P. 54–59.
- Karrholm J. //Ibid. — 2003. — Vol. 74, N 1. — P. 1–3.
- Kelman G.J., Krackauer J.D., Adams S.A., Colwell C.W. //Orthop. Rev. — 1994. — Vol. 23. — P. 420–425.
- Lee A.J.C. //Interfaces in total hip arthroplasty /Ed. I.D. Learmonth. — Berlin etc., 1999. — P. 11–19.
- Ling R.S.M., Gie G.A., Timprley A.Y. //Autumn meeting of the British Orthopedic Ass. — 1992.
- Lombardi A.V., Mallori T.N., Vanghn B.K., Dronillard P. //J. Bone Jt Surg. — 1989. — Vol. 71A. — P. 1337–1342.
- Meek R.M.D., Michos I., Grigoris P., Hamblen D.L. //Int. Orthop. — 2002. — Vol. 26. — P. 356–360.
- Miles A.W., Gift S.E., Bannister G. //J. Bone Jt Surg. — 1990. — Vol. 72B. — P. 736–739.
- Ornstein E. //Acta Orthop. Scand. — 2002. — Vol. 73, Suppl. 306. — P. 9–24.
- Soderman P., Malchau H., Herberts P. et al. //Ibid. — 2001. — Vol. 72, N 2. — P. 113–119.
- Sporer S.M., Callaghan J.J., Olejniczak J.P. et al. //J. Bone Jt Surg. — 1999. — Vol. 81, N 4. — P. 481–492.
- Tompkins G.S., Lachiewicz P.F., DeMasi R. //J. Arthroplasty. — 1994. — Vol. 9. — P. 623–630.
- Visuri T., Turula B.K., Pulkkinen P., Nevalainen J. //Acta Orthop. Scand. — 2002. — Vol. 73, N 3. — P. 287–290.
- Williams H.D.W., Browne G., Gie G.A. et al. //J. Bone Jt Surg. — 2002. — Vol. 84B. — P. 324–334.

