

РЕЗУЛЬТАТЫ ПРИМЕНЕНИЯ МОНОЛИТНЫХ И МОДУЛЬНЫХ БЕДРЕННЫХ КОМПОНЕНТОВ ПРИ РЕВИЗИОННОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Н.В. Загородний, В.И. Нуждин, К.М. Бухтин, С.В. Каграманов

ФГБУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова»
Минздрава России, Москва, РФ

Проанализированы результаты 28 операций ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава с применением бедренных компонентов дистальной фиксации. В ходе 18 операций были установлены ревизионные ножки Wagner SL (1-я группа), в ходе 10 — модульные ревизионные ножки Cerafit revision (2-я группа). Средний срок наблюдения составил 3 года. Подробно описаны ход операции, особенности обработки костного канала перед установкой бедренного компонента эндопротеза. В 1-й группе отличные результаты получены у 2 (11,11%) больных, хорошие — у 8 (44,44%), удовлетворительные — у 4 (22,22%), неудовлетворительные — у 4 (22,22%), во 2-й группе — у 2 (20%), 4 (40%), 3 (30%) и 1 (10%) соответственно. Неудовлетворительные результаты лечения были обусловлены нагноением и дистальной миграцией бедренного компонента. Частота интраоперационных расколов или переломов бедренной кости в исследуемых группах не превышала аналогичные показатели при ревизионном эндопротезировании другими имплантатами. Учитывая очевидные интраоперационные преимущества, использование модульных бедренных компонентов в сложных случаях является хорошей альтернативой монолитным ножкам.

Ключевые слова: ревизионное эндопротезирование, модульные ножки, бесцементная фиксация.

Results of Monolithic and Modular Femoral Components Use at Total Hip Revision Arthroplasty

N.V. Zagorodniy, V.I. Nuzhdin, K.M. Bukhtin, S.V. Kagramanov

Results of 28 total hip revision arthroplasties using distal fixation stems were analyzed. In 18 operations revision stems Wagner SL (1st group) and in 10 interventions modular revision stems Cerafit revision (2nd group) were used. Mean follow up period made up 3 years. Course of operation and peculiarities of bone canal treatment prior to stem implantation were described in detail. In 1st group excellent results were achieved in 2 (11.11%), good in 8 (44.44%) satisfactory in 4 (22.22%) and poor in 4 (22.22%) of patients. In 2nd group in 2 (20%), 4 (40%), 3 (30%) and 1 (10%) patient, respectively. Poor treatment outcomes resulted from suppuration and distal migration of femoral component. Rate of intraoperative femur cracks and fractures for two study groups was not higher than at revision arthroplasty using other implants. Taking into account intraoperative advantages the use of modular femoral components in complicated cases is a good alternative to monolithic stems.

Key words: revision arthroplasty, modular stems, cementless fixation.

Ревизия нестабильного бедренного компонента эндопротеза сопровождается сложностями, связанными с плохим качеством и недостатком костной ткани, измененной геометрией и выраженными дефектами бедра, которые возникают после остеотомий, выполняемых с целью извлечения ножки эндопротеза и цементной мантии. Эти факторы влияют на стабильность нового имплантата. Во многих случаях стандартная техника операции, которая используется при первичном эндопротезировании, является несостоятельной. Применение бесцементных, покрытых пористым напылением, или конических со структурированной поверхностью монолитных ножек, доказавшее свою эффек-

тивность, становится «золотым» стандартом для многих хирургов при проведении ревизионных операций [1–4].

В качестве альтернативы модульные ревизионные ножки позволяют хирургам подобрать каждый компонент в зависимости от интраоперационной ситуации. Независимая обработка проксимальной и дистальной части бедра и полная адаптация устанавливаемой ножки в бедренном канале предупреждает возникновение stress-shielding синдрома [5–8]. Кроме того, длина конечности, оффсет и антеверсия компонента могут быть подобраны индивидуально. Лишь несколько исследователей дали оценку использования модульных бедренных

компонентов, причем их мнения довольно противоречивы и вызывают острые дискуссии [9]. К настоящему времени в отечественной и зарубежной литературе практически не освещены вопросы сравнительного применения модульных и монолитных ревизионных ножек эндопротезов.

В отделении эндопротезирования ЦИТО им. Н.Н. Приорова накоплен определенный опыт использования модульных бедренных компонентов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. Учитывая возрастающую актуальностью поднимаемой проблемы, целью настоящего исследования было изучение результатов их применения в сравнении с монолитными бедренными эндопротезами.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

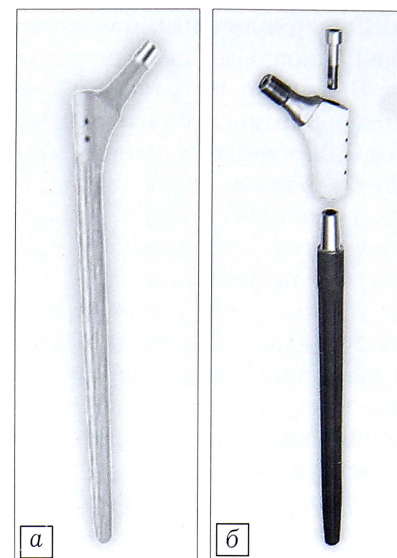
За период с 1992 по 2011 г. было выполнено 28 ревизионных операций (28 пациентов) с использованием компонентов дистальной фиксации конструкции Wagner. Монолитная ревизионная ножка Wagner SL компании «Zimmer» была установлена 18 пациентам (1-я группа), а ее модульный вариант Cerafit revision компании «CeraVer» — 10 (2-я группа). Женщин было 20, мужчин — 8, их возраст на момент операции составил от 30 до 79 лет (средний возраст 56 лет). Среднее время наблюдения за пациентами составило 3 года. Исследуемые группы были сопоставимы по полу, возрасту, характеру сопутствующих соматических заболеваний и типам дефектов бедренной кости.

Характеристика устанавливаемых компонентов (рис. 1). Ножка Wagner SL дистальной фиксации выполнена в форме прямого конического стержня с углом конуса 2° , который в поперечном сечении имеет круглую форму с 8 достаточно острыми продольными ребрами, обеспечивающими прочную ротационную стабильность и отличное врезание в кортикальный слой бедренной кости. Ревизионный стержень имеет 4 типоразмера длиной от 190 до 305 мм и диаметром от 14 до 25 мм. Цельнометаллическая ревизионная конструкция выполнена из титанового сплава марки Protasul и имеет шероховатую микрогеометрию поверхности. Первичная механическая фиксация стержня происходит в дистальном отделе бедра, что позволяет обойти область фиксации предыдущего имплантата. Вторичная (биологическая) фиксация достигается за счет костного врастания внутри бедренного канала. Модульный вариант ножки Wagner не имеет принципиально значимых конструктивных отличий, обеспечивающих первичную фиксацию эндопротеза, но в отличие от монолитной ножки компании «Zimmer» в ней используется гидроксиапатитное покрытие проксимального компонента для обеспечения остеоинтеграции (вторичной фиксации) эндопротеза в кость.

Показаниями для использования ножки Wagner были: нестабильность тотального эндопротеза тазобедренного сустава — 19 (67,86%) случаев, пе-

Рис. 1. Внешний вид эндопротезов.

а — монолитная ревизионная ножка Wagner SL («Zimmer»),
б — модульная ревизионная ножка Cerafit revision («CeraVer»).



рипротезный перелом бедренной кости — 5 (17,86%), перелом ножки эндопротеза — 3 (10,71%), деформация бедренной кости после неоднократных остеотомий — 1 (3,57%) случаев.

Тип перипротезного перелома определяли по Ванкуверской классификации повреждений бедренной кости [10].

Для определения состояния костной ткани бедра вокруг эндопротеза до ревизии и при анализе отдаленных результатов использовали классификацию Американской ассоциации ортопедов (AAOS), согласно которой оценивают два параметра: уровень максимального поражения бедренной кости и степень остеолитиза парапротезной костной ткани (см. таблицу) [11]:

Дефекты типа I не встречались ни у одного пациента, так как они соответствуют рентгенологической картине стабильного эндопротеза.

По рентгенограммам дополнительно оценивали иные признаки нестабильности ножек эндопротезов: образование костного пьедестала в области конца бедренного компонента, stress-shielding синдром, наличие кистовидной перестройки костной ткани бедренной кости. Обращали внимание на образование параартикулярных оссификатов в области гнезда эндопротеза, что часто свидетельствовало о несостоятельности компонентов. Кроме того, проводили оценку целостности, положения и расстояния между сосед-

Распределение больных в зависимости от выраженности дефекта бедренной кости по классификации AAOS.

Дефект бедренной кости	Число больных
Уровень 1 тип III	1
Уровень 1 тип III	15
Уровень 1 тип III	13
Уровень 1 тип III	3
Уровень 1 тип III	6
Всего ...	28

ними серкляжными швами в сравнении с послеоперационными рентгенограммами.

Выделяли интраоперационные осложнения, к которым относятся расколы кости и повреждения большого вертела, ранние осложнения, наступившие в течение 6 мес после операции, поздние — наступившие через 6 и более месяцев. Общий результат оперативного лечения оценивали по 4-уровневой шкале [11].

Данные собирали во время плановых обследований пациентов, из записей амбулаторных карт, в ходе телефонного опроса, анкетирования по почте и изучения историй болезней пациентов, поступивших на реэндопротезирование ревизионных конструкций.

Методика операции. Все операции выполняли в положении больного на боку из переднебокового разреза по Хардингу, с косметической целью производили иссечение послеоперационного рубца. При необходимости разрез продлевали дистально. Послойно рассекали кожу, подкожно-жировую клетчатку, фасцию. Над верхушкой большого вертела частично раздвигали волокна передней порции *m. gluteus medius*, а ниже большого вертела — при помощи распатора — волокна *m. vastus lateralis*, которые субпериостально отделяли от передней поверхности бедренной кости на половину ее окружности. Разрезы соединяли по латеральной поверхности большого вертела, а мягкие ткани отсекали по передней поверхности сустава до гнезда эндопротеза, после чего иссекали рубцовые ткани для полной визуализации вертлужного компонента эндопротеза.

Для удаления бесцементной ножки эндопротеза по всему периметру с помощью тонких пластинчатых долот и спиц производили мобилизацию остатков врастания костной ткани. Чтобы максимально сохранить костную ткань и не перфорировать бедро, обработку осуществляли по поверхности металлической ножки, иногда со снятием структурированного напыления. При цементной фиксации мантию вместе с ножкой при помощи долот мобилизовали по границе цемент — кость. В некоторых случаях такая обработка позволяла удалить ножку целиком со всем цементом. Если конструкция ножки не предусматривала использование специального инструментария для ее извлечения, при помощи костодержателя удерживали шейку и по инструменту проводили легкие и осторожные удары. После удаления ножки и видимых остатков цемента оценивали костные дефекты и выбирали модель бедренного компонента.

Перед установкой бедренного компонента дистальной фиксации диафиз бедра обрабатывали риммерами возрастающих размеров, причем уровень обработки был ниже зоны остеотомий на 5–10 см. Учитывая длину разверток, основной сложностью на данном этапе было правильное определения оси бедра, чтобы не допустить перфорации бедренного канала вне зоны визуального контро-

ля ниже операционной раны. Для достижения этой цели проксимальный отдел бедренной кости полностью освобождали от мягких тканей и восстанавливали ось бедренного канала в этой зоне. Нестабильность эндопротеза часто сопровождалась большой потерей губчатой кости большого вертела. Измененная анатомия кости серьезно осложняла ориентацию инструментов, и даже незначительное отклонение от оси могло привести к перфорации кортикального слоя в дистальном отделе бедра. В связи с этим при необходимости большой вертел частично резецировали. Во время обработки бедренного канала следили за тем, чтобы разверткой обрабатывалась именно кость и чтобы остатки цемента не послужили причиной установки ножки недостаточного диаметра, что неумолимо привело бы к ранней нестабильности эндопротеза. На этом этапе мы не использовали мягкие риммеры, так как плотность остатков цемента превышает плотность костной ткани, что может осложниться отклонением риммера и перфорацией стенки бедренного канала. По мере обработки диафиза бедра увеличивали размер используемых разверток. Обработка кости развертками двух последних размеров сопровождалась характерным звуком, который свидетельствовал о достаточном контакте кости и инструмента. В большинстве моделей эндопротезов дистальной фиксации размер риммера был меньше размера ножки на 0,5 см. Перед окончательной установкой бедренного компонента выполняли функциональные тесты для проверки длины конечности и натяжения мягких тканей, а также проверяли ориентацию ножки. При использовании модульных эндопротезов этот важный этап значительно облегчался, так как коррекция ориентации проксимального компонента возможна уже при стабильно установленной дистальной составной части ножки эндопротеза. После подбора имплантата необходимой длины и достижения правильной ориентации составные компоненты модульного эндопротеза фиксировали между собой при помощи специальной заглушки, которую закручивали в области пятки проксимального компонента. Перед установкой ножки, если проводили остеотомии бедра, костные фрагменты транспонировали обратно и фиксировали при помощи серкляжных швов. При необходимости осуществляли костную пластику дефектов в области проксимального отдела бедра. Поскольку размер устанавливаемого компонента превышал диаметр развертки, при установке ножки наносили осторожные удары, которые сопровождалась погружением ножки на 2–3 мм. Деликатность установки ножки являлась ключевым моментом для предупреждения взрывного перелома бедренной кости. По нашему мнению, установка прямых ножек опаснее с точки зрения риска перфорации бедра, чем использование анатомичных эндопротезов. Имплантацию ножки заканчивали подбором и

установкой головки необходимого размера, после чего вправляли бедренный компонент эндопротеза в ацетабулярный.

РЕЗУЛЬТАТЫ

В 1-й группе были зафиксированы следующие осложнения: интраоперационные (раскол бедренной кости) — у 1 (5,56%) пациента; ранние послеоперационные — нагноение эндопротеза — у 2 (11,11%) больных, обширная гематома мягких тканей — у 3 (16,67%), тромбоз общей бедренной вены — у 1 (5,56%); поздние послеоперационные — нагноение эндопротеза — у 1 (5,56%), вывих головки эндопротеза и дистальная миграция компонента — по 1 (5,56%) пациенту.

Результаты лечения при использовании ножки Wagner SL у 2 (11,11%) больных оценены как отличные, у 8 (44,44%) — как хорошие, у 4 (22,22%) — как удовлетворительные, у 4 (22,22%) — как неудовлетворительные. Удовлетворительные результаты были обусловлены гематомами, интраоперационным расколом бедра, неудовлетворительные — нагноением и дистальной миграцией бедренного компонента.

Таким образом, отличные и хорошие результаты в 1-й группе отмечены у 10 пациентов, что составляет 55,56%.

Во 2-й группе регистрировали следующие осложнения: интраоперационные — расколы бедренной кости — у 2 (20%) пациентов; ранние послеоперационные — вывих эндопротеза — у 1 (10%) пациента, обширная гематома мягких тканей — у 1 (10%), кровотечение из послеоперационной раны — по 1 (10%) больному; поздние послеоперационные — дистальная миграция компонента, вывих головки эндопротеза — также по 1 (10%) больному.

Результаты лечения при использовании модульной ножки Cerafit revision у 2 (20%) больных оценены как отличные, у 4 (40%) — как хорошие, у 3 (30%) — как удовлетворительные, у 1 (10%) — как неудовлетворительные. Удовлетворительные результаты были обусловлены гематомой в мягких тканях, кровотечением и вывихом головки эндопротеза, неудовлетворительные — дистальной миграцией бедренного компонента.

В целом отличные и хорошие результаты во 2-й группе зафиксированы у 6 пациентов, что составляет 60% (рис. 2).

ОБСУЖДЕНИЕ

Исторически появление сборных конструкций было огромным прорывом в эндопротезировании. Повсеместное внедрение модульных головок в 1980-х годах способствовало более точному воссозданию биомеханики тазобедренного сустава, достижению необходимого натяжения мягких тканей и стабильности компонентов эндопротеза в гнезде трения. Острота проблемы нестабильности эндопротезов, вызванной воздействием продуктов износа в паре трения, уменьшилась, и к настоящему

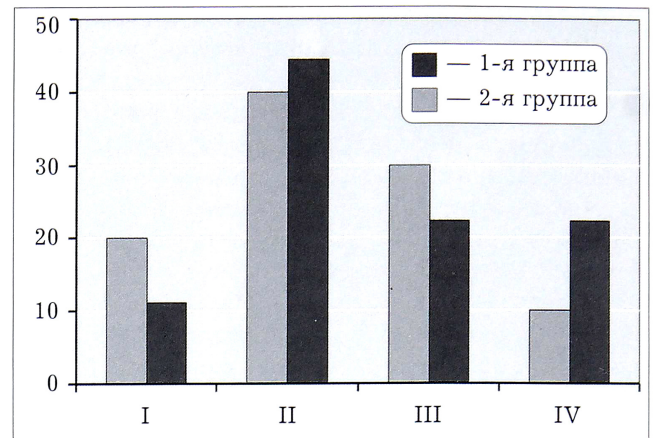


Рис. 2. Результаты лечения больных по группам.

I — отличные, II — хорошие, III — удовлетворительные, IV — неудовлетворительные.

времени использование модульных головок является обычным в эндопротезировании. В течение последнего десятилетия получила развитие концепция сборных конструкций — появились модульные шейки эндопротезов, обеспечивающие оптимальную ориентацию компонентов в узле трения, а также модульные бедренные компоненты, преимущественно используемые при ревизионном эндопротезировании.

Мы применяли ножку Wagner при самых тяжелых дефектах бедренной кости, которые соответствуют типу III дефицита костной ткани по классификации AAOS на всех уровнях бедренной кости. В 12 (42,86%) операциях использовался трансфemorальный доступ. Чаще всего (9 (32,14%) случаев) мы выполняли окончательную остеотомию, которую использовали для удаления остатков цемента и дистальных фрагментов сломанных ножек эндопротезов. Клиновидную, косую и продольную остеотомию использовали по 1 разу. Кровопотеря при ревизиях с использованием ножки Wagner составила от 600 до 5200 мл, т. е. в среднем 2264 мл, против 1510 мл — средней кровопотери при ревизиях. Средняя продолжительность операций с использованием ножки Wagner составила 167 мин (от 110 до 220 мин) против 125 мин, которые в среднем занимала у нас ревизионная операция.

Использование модульных ревизионных бедренных компонентов имеет ряд интраоперационных преимуществ. Установка любой монолитной конструкции сопряжена со сложностями при достижении правильной ориентации головки эндопротеза, оффсета и антеверсии. Эти сложности побуждают к поиску компромиссов при выборе длины ножки, ее диаметра, типа фиксации и величины проксимальной части ножки с целью достижения стабильного центра ротации. Наиболее часто данные проблемы возникают при лечении свежих и неправильно сросшихся перипротезных переломов бедра, которые сопровождаются ротационным смещением отломков. Ревизионная операция в таких случаях имеет две основные цели: замена не-

стабильного бедренного компонента и стабилизация костных отломков при помощи длинной ножки эндопротеза. Таким образом, кроме воссоздания биомеханики тазобедренного сустава необходимо использовать ревизионную ножку с диаметром, полностью соответствующим диаметру бедренного канала. Учитывая неповторимые особенности любого перипротезного перелома бедра, типоразмеры монолитных ножек могут не в полной мере соответствовать поставленным целям. Например, у одной из пациенток после успешной стабилизации отломков бедра при помощи монолитной ножки Wagner SL для достижения необходимого натяжения мягких тканей и восстановления длины конечности появилась необходимость применения специализированной удлинненной головки XXXXL, что не самым лучшим образом сказывается на биомеханике тазобедренного сустава. Кроме того, корректная ориентация монолитной ножки с одновременной репозицией костных отломков во время имплантации была достигнута только благодаря многолетнему опыту ведущего хирурга (рис. 3). Использование модульной ножки позволяет в таких ситуациях разделить имплантацию бедренного компонента на два этапа: сначала стабилизировать костные отломки при помощи дистальной составной части ножки, а затем подобрать необходимую длину, диаметр и ориентацию проксимальной части эндопротеза.

С другой стороны, несмотря на очевидные интраоперационные преимущества в сравнении с монолитными ножками, применение ревизионных модульных эндопротезов так и не получило широкого распространения потому, что у большинства хирургов остается повышенная настороженность

по поводу поломки конструкций в месте соединения составных элементов — дополнительного металл-металлического узла [12, 13].

При использовании модульных ножек для лечения перипротезных переломов бедра, а также при выполнении остеотомий место контакта составных частей эндопротеза часто оказывается на уровне максимального дефекта бедренной кости и, следовательно, в зоне минимальной костной поддержки (рис. 4). В отличие от монолитных ножек, которые в средней трети имеют максимальную площадь поперечного сечения, модульные конструкции на этом уровне для комплиментарности всех компонентов имеют одинаковый диаметр узла соединения составных элементов. Многие авторы отмечают, что бедренные конструкции с малым диаметром поперечного сечения характеризуются более высоким риском переломов [14–17]. Кроме того, есть сообщения, что использование скользящей остеотомии большого вертела во время операции ослабляет бедренную кость на уровне контакта составных частей модульного эндопротеза, что также способствует развитию усталостных переломов бедренных конструкций [18, 19]. Анализ неудач использования модульного эндопротеза Modular Revision Hip Systems (“Zimmer”), который начали устанавливать за рубежом с 2003 г., показал, что главной причиной неудовлетворительных результатов лечения был усталостный перелом конструкции. Данный факт разработчик объяснил недостаточной костной поддержкой эндопротеза в проксимальном отделе кости [20]. Из вышесказанного можно сделать вывод, что наличие костных дефектов бедренной кости на уровне контакта составных частей модульного эндопротеза иг-

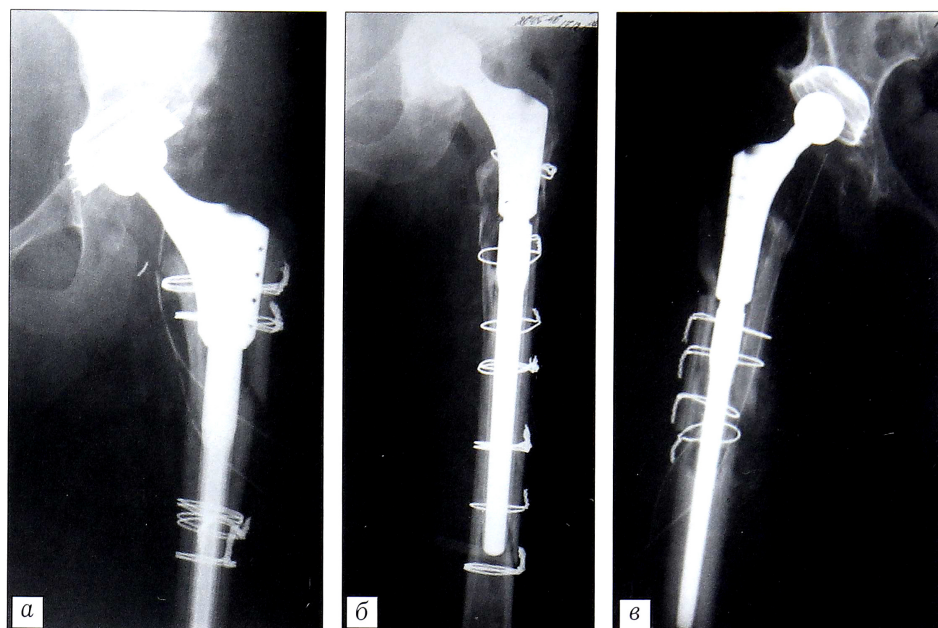


Рис. 3. Рентгенограммы больной С. 41 года с диагнозом: несросшийся перипротезный перелом правой бедренной кости типа ВЗ, состояние после остеосинтеза.

а — до ревизионной операции; *б* — после ревизионной операции с использованием ревизионной ножки Wagner SL; *в* — через 6 мес после ревизионной операции.

Рис. 4. Послеоперационные рентгенограммы больных с максимальными костными дефектами на уровне узла соединения модульной ножки.

а, б — костные дефекты после проведенных остеотомий;
в — костный дефект после перипротезного перелома типа ВЗ. Выполнена пластика дефекта с использованием кортикального аллотрансплантата.



рает немаловажную роль в поломках конструкций и это нужно учитывать при подготовке к ревизионной операции.

Помимо костных дефектов, важное значение имеют и материалы, из которых выполнены эндопротезы. D. Lakstein и соавт. [21] провели лабораторный анализ сломанных модульных ножек и пришли к выводу, что самым важным фактором при развитии переломов эндопротезов является наличие повреждений конуса узла сборки модульных конструкций, которые приводят к его коррозии и развитию усталостного перелома. Также в зарубежной литературе встречаются сообщения о случаях переломов модульной шейки по причине коррозии в области ее сочленения с ножкой эндопротеза [22–24]. Электролитная коррозия, которая, кроме поломки эндопротезов, приводит к асептической нестабильности их компонентов, является известной проблемой в эндопротезировании. Тканевая жидкость по физическим свойствам является электролитом, поэтому при установке в организм двух и более металлов возникает разность потенциалов, которая нарушает физиологические процессы в кости, следствием чего является изменение костной структуры [25]. Можно заключить, что проблема переломов модульных эндопротезов является системной технологической проблемой.

Тем не менее значительное число авторов указывает, что случаи поломки модульных ножек эндопротезов на составные части все же носят единичный характер [26, 27]. D. Lakstein и соавт. [28], проанализировав отдаленные результаты 72 операций в течение 5–10 лет, сообщили только об 1 случае перелома модульной ножки. Подводя итоги данной проблемы, ряд исследователей оценивают риск перелома модульной конструкции как низкий [14, 28, 29]. Однако, учитывая серьезные последствия такого осложнения, при подготовке к

ревизионной операции важно правильно оценивать предрасполагающие факторы к перелому конструкции, среди которых избыточная масса тела пациента, его активность, значительные дефекты бедренного канала в месте контакта модульных элементов, наличие stress-shielding синдрома, а также использование ножек с малой площадью поперечного сечения [14, 15, 17, 19, 26, 30, 31]. В нашей работе переломов ножек эндопротезов не было.

Модульные бедренные компоненты с широким выбором проксимальной и дистальной частей спроектированы для достижения максимальной стабильности и адаптации к геометрии бедренной кости, обеспечивая корректное и стабильное положение центра ротации. Чтобы предупредить атрофию проксимального отдела бедренной кости, вызываемую стрессовым эффектом, бедренный компонент эндопротеза должен обеспечивать передачу нагрузки на кость проксимально, так как при стабильной дистальной фиксации может возникать stress-shielding синдром, сопровождающийся значительной потерей массы костной ткани в проксимальном отделе кости [7]. Контакт между имплантатом и костью должен быть максимальным, чтобы обеспечивать полную фиксацию. При использовании модульных эндопротезов это может быть достигнуто идеальной адаптацией эндопротеза на всем протяжении кости, проксимально и дистально. Другие факторы, определяющие клинические результаты, остаются неизменными: натяжение мягких тканей, правильная ориентация компонентов и сохранение целостности диафиза бедра в месте первичной фиксации ножки эндопротеза.

В 1 случае на послеоперационных рентгенограммах была выявлена перфорация кортикального слоя бедренной кости модульной ножкой эндопротеза. Было принято решение о проведении повторной операции. Во время ревизии бедренный ком-

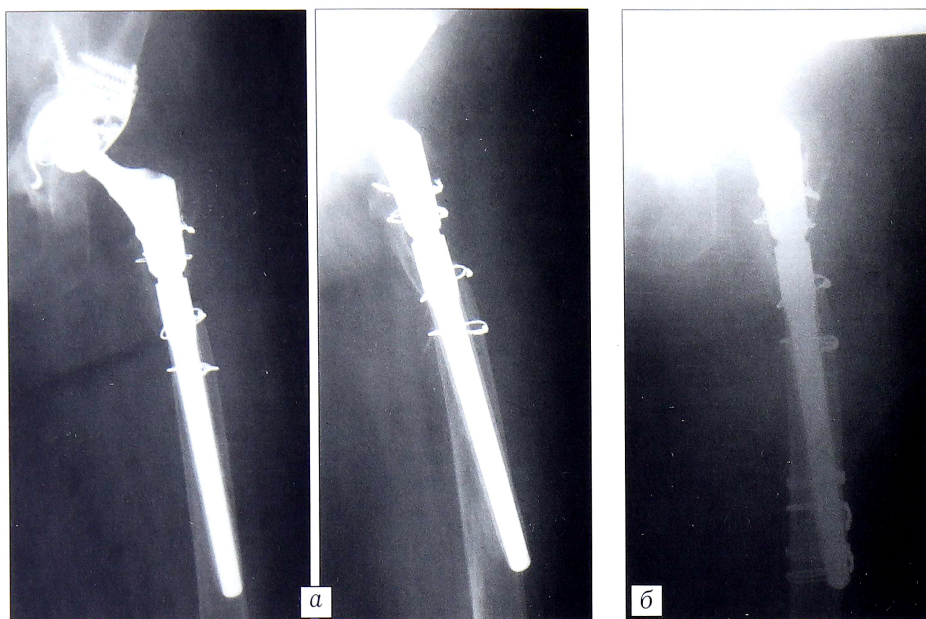


Рис. 5. Рентгенограммы больного с перфорацией кортикального слоя ножкой Cerafit revision в дистальном отделе бедра.

а — после операции;
б — после укрепления бедренной кости в месте перфорации с использованием 4 серкляжных швов.

понт оказался стабильным и надежно фиксированным в кортикальном слое бедренной кости. В результате было проведено дополнительное укрепление бедра серкляжными швами, и выполнения костной пластики кортикальными трансплантатами не потребовалась (рис. 5).

Частота интраоперационных расколов или переломов бедренной кости в исследуемых группах не превышала аналогичные показатели при ревизионном эндопротезировании другими эндопротезами. Важно отметить, что частота этих осложнений уменьшается с увеличением опыта хирурга [32]. Осложнения, включая миграцию, гетеротопическую оссификацию, интраоперационные расколы и нагноения, встречаются с одинаковой частотой при использовании как модульных, так и моноконтинентных компонентов дистальной фиксации [33–35].

В исследуемых группах мы зарегистрировали по 1 случаю дистальной миграции модульной и моноконтинентной ножек эндопротезов. Основные причины этого осложнения — ранняя избыточная нагрузка на эндопротез при избыточной массе тела.

Значительное снижение доли положительных результатов при использовании ножки Wagner SL (“Zimmer”) обусловлено 3 (16,67%) случаями нагноения эндопротезов. Мы связываем эти осложнения с обострением скрытой инфекции, а также с использованием аллотрансплантатов, стерильность которых вызывала сомнение.

Заключение. Методики ревизий эндопротезов тазобедренного сустава с использованием модульных бедренных компонентов находятся на начальном этапе развития, когда внедрение новых концепций в лечении сопровождается скепсисом и осторожностью со стороны опытных хирургов. Критические отзывы по поводу переломов модульных компонентов на составные части ввиду коррозии основаны на единичных случаях переломов кон-

рукций. Учитывая очевидные интраоперационные преимущества, использование модульных бедренных компонентов при тяжелых ревизионных операциях является хорошей альтернативой моноконтинентным ножкам. При дальнейшем совершенствовании методик сцепления сборного эндопротеза и внедрении новых материалов проблема единичных случаев переломов модульных конструкций будет решена. В ближайшем будущем применение модульных бедренных эндопротезов, несомненно, станет методом выбора при проведении сложных ревизионных операций, которые сопровождаются значительными изменениями анатомии бедренной кости.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Byhm P., Bichsel O.* Femoral revision with the Wagner SL revision stem: evaluation of one hundred and twenty-nine revisions followed for a mean of 4,8 years. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2001; 83 (7): 1023–31.
2. *Engh C.A. Jr, Ellis T.J., Koralewicz L.M., McAuley J.P., Engh C.A. Sr.* Extensively porous-coated femoral revision for severe femoral bone loss: minimum 10-year follow-up. *J. Arthroplasty.* 2002; 17 (8): 955–60.
3. *Paprosky W.G., Greidanus N.V., Antoniou J.* Minimum 10-year results of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1999; (369): 230–42.
4. *Weeden S.H., Paprosky W.G.* Minimal 11-year follow-up of extensively porous-coated stems in femoral revision total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2002; 17 (4 Suppl 1): 134–7.
5. *Cameron H.U.* The 3–6 year results of a modular noncemented low-bending stiffness hip implant. A preliminary study. *J. Arthroplasty.* 1993; 8 (3): 239–43.
6. *Kwong L.M., Miller A.J., Lubinus P.* A modular distal fixation option for proximal bone loss in revision total hip arthroplasty: a 2- to 6-year follow-up study. *J. Arthroplasty.* 2003; 18 (3 Suppl 1): 94–7.
7. *Mulroy W.F., Harris W.H.* Revision of the total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques for aseptic loosening of the femoral component. *J. Bone Jt Surg. Am.* 1996; 78 (3): 325–30.

8. Wirtz D.C., Heller K.D., Holzwarth U., Siebert C., Pitto R.P., Zeiler G., Blencke B.A., Forst R. A modular femoral implant for uncemented stem revision in THR. *Int. Orthop.* 2000; 24: 134–8.
9. Kuster G., Walde T.A., Willert H.G. Five- to 10-year results using a noncemented modular revision stem without bone grafting. *J. Arthroplasty.* 2008; 23 (7): 964–70.
10. Garbus D.S., Masri B.A., Duncan C.P. Fractures of the femur following. In: Steinborg M.E., Garino S.P., eds. *Revision Total hip Arthroplasty*. Philadelphia, PA: Lippincott—Williams & Wilkins. 1999: 493–503.
11. Загородний Н.В., Нурдин В.И., Бухтин К.М., Каграманов С.В. Результаты применения бедренных компонентов цементной фиксации при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова.* 2012; 3: 32–8.
12. Barrack R.L. Orthopaedic Crossfire-stem modularity is unnecessary in revision total hip arthroplasty: in the affirmative. *J. Arthroplasty.* 2003; 18 (3 Suppl 1): 98–100.
13. Garbus D.S., Toms A., Masri B.A., Duncan C.P. Improved outcome in femoral revision arthroplasty with tapered fluted modular titanium stems. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2006; 453: 199–202.
14. Busch C.A., Charles M.N., Haydon C.M., Bourne R.B., Rorabeck C.H., Macdonald S.J., McCalden R.W. Fractures of distally-fixed femoral stems after revision arthroplasty. *J. Bone Jt Surg. Br.* 2005; 87 (10): 1333–6.
15. Della Valle A.G., Becksaax B., Anderson J., Wright T., Nestor B., Pellicci P.M., Salvati E.A. Late fatigue fracture of a modern cemented [corrected] cobalt chrome stem for total hip arthroplasty: a report of 10 cases. *J. Arthroplasty.* 2005; 20: 1084–8.
16. Kishida Y., Sugano N., Ohzono K., Sakai T., Nishii T., Yoshikawa H. Stem fracture of the cementless spongy metal L beck hip prosthesis. *J. Arthroplasty.* 2002; 17 (8): 1021–7.
17. Woolson S.T., Milbauer J.P., Boby J.D., Yue S., Maloney W.J. Fatigue fracture of a forged cobalt-chromium-molybdenum femoral component inserted with cement. A report of ten cases. *J. Bone Jt Surg. Am.* 1997; 79: 1842–8.
18. Lakstein D., Kosashvili Y., Backstein D., Safir O., Lee P., Gross A.E. The long modified extended sliding trochanteric osteotomy. *Int Orthop.* 2011; 35 (1):13–7.
19. Miner T.M., Momberger N.G., Chong D., Paprosky W.L. The extended trochanteric osteotomy in revision hip arthroplasty: a critical review of 166 cases at mean 3-year, 9-month follow-up. *J. Arthroplasty.* 2001; 16 (8 Suppl 1): S188–94.
20. Pattyn C., Mulliez A., Verdonk R., Audenaert E. Revision hip arthroplasty using a cementless modular tapered stem. *Int. Orthop. (SICOT).* 2012; 36 (1): 35–41.
21. Lakstein D., Eliaz N., Levi O., Backstein D., Kosashvili Y., Safir O., Gross A.E. Fracture of cementless femoral stems at the mid-stem junction in modular revision hip arthroplasty systems. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2011; 93 (1): 57–65.
22. Atwood S.A., Patten E.W., Bozic K.J., Pruitt L.A., Ries M.D. Corrosion-induced fracture of a double-modular hip prosthesis: a case report. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2010; 92 (6):1522–25.
23. Wilson D.A., Dunbar M.J., Amirault J.D., Farhat Z. Early failure of a modular femoral neck total hip arthroplasty component: a case report. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2010; 92 (6): 1514–7;
24. Wright G., Sporer S., Urban R., Jacobs J. Fracture of a modular femoral neck after total hip arthroplasty: a case report. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2010; 92 (6): 1518–21.
25. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика: Руководство. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2011.
26. Buttaro M.A., Mayor M.B., Van Citters D., Piccaluga F. Fatigue fracture of a proximally modular, distally tapered fluted implant with diaphyseal fixation. *J. Arthroplasty.* 2007; 22 (5): 780–3.
27. Ovesen O., Emmeluth C., Hofbauer C., Overgaard S. Revision total hip arthroplasty using a modular tapered stem with distal fixation: good short-term results in 125 revisions. *J. Arthroplasty.* 2010; 25 (3): 348–54.
28. Lakstein D., Backstein D., Safir O., Kosashvili Y., Gross A.E. Revision total hip arthroplasty with a porous-coated modular stem: 5 to 10 years follow-up. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2010; 468 (5): 1310–5.
29. Murphy S.B., Rodriguez J. Revision total hip arthroplasty with proximal bone loss. *J. Arthroplasty.* 2004; 19 (4 Suppl 1): 115–9.
30. Andriacchi T.P., Galante J.O., Belytschko T.B., Hampton S. A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses. *J. Bone Jt Surg. Am.* 1976; 58 (5): 618–24.
31. Mollan R.A., Watters P.H., Steele R., McClelland C.J. Failure of the femoral component in the Howse total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1984; 190: 142–7.
32. Davidson D., Pike J., Garbus D., Duncan C.P., Masri B.A. Intraoperative periprosthetic fractures during total hip arthroplasty. Evaluation and management. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2008; 90 (9): 2000–12.
33. Engh C.A., Culpepper W.J., Kassapidis E. Revision of loose cementless prostheses to larger porous-coated components. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1998; (347): 168–178.
34. Krishnamurthy A.B., MacDonald S.J., Paprosky W.G. 5- to 13-year Follow up study on cementless femoral components in revision Surgery. *J. Arthroplasty.* 1997; 12 (8): 839–47.
35. Moreland J.R., Bernstein M.L. Femoral revision hip arthroplasty with uncemented, porous-coated stems. *Clin. Orthop.* 1995; 319: 141–50.

REFERENCES

1. Buhm P., Bichsel O. Femoral revision with the Wagner SL revision stem: evaluation of one hundred and twenty-nine revisions followed for a mean of 4,8 years. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2001; 83 (7): 1023–31.
2. Engh C.A. Jr, Ellis T.J., Koralewicz L.M., McAuley J.P., Engh C.A. Sr. Extensively porous-coated femoral revision for severe femoral bone loss: minimum 10-year follow-up. *J. Arthroplasty.* 2002; 17 (8): 955–60.
3. Paprosky W.G., Greidanus N.V., Antoniou J. Minimum 10-year results of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1999; (369): 230–42.
4. Weeden S.H., Paprosky W.G. Minimal 11-year follow-up of extensively porous-coated stems in femoral revision total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2002; 17 (4 Suppl 1): 134–7.
5. Cameron H.U. The 3–6 year results of a modular noncemented low-bending stiffness hip implant. A preliminary study. *J. Arthroplasty.* 1993; 8 (3): 239–43.
6. Kwong L.M., Miller A.J., Lubinus P. A modular distal fixation option for proximal bone loss in revision total hip arthroplasty: a 2- to 6-year follow-up study. *J. Arthroplasty.* 2003; 18 (3 Suppl 1): 94–7.
7. Mulroy W.F., Harris W.H. Revision of the total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques for aseptic loosening of the femoral component. *J. Bone Jt Surg. Am.* 1996; 78 (3): 325–30.

8. Wirtz D.C., Heller K.D., Holzwarth U., Siebert C., Pitto R.P., Zeiler G., Blencke B.A., Forst R. A modular femoral implant for uncemented stem revision in THR. *Int. Orthop.* 2000; 24: 134–8.
9. Kuster G., Walde T.A., Willert H.G. Five- to 10-year results using a noncemented modular revision stem without bone grafting. *J. Arthroplasty.* 2008; 23 (7): 964–70.
10. Garbus D.S., Masri B.A., Duncan C.P. Fractures of the femur following. In: Steinborg M.E., Garino S.P., eds. *Revision Total hip Arthroplasty*. Philadelphia, PA: Lippincott—Williams & Wilkins. 1999: 493–503.
11. Zagorodniy N.V., Nuzhdin V.I., Bukhtin K.M., Kagramanov S.V. Results of Cemented Femur Components Application at Total Hip Revision Arthroplasty. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova.* 2012; 3: 32–8 (in Russian).
12. Barrack R.L. Orthopaedic Crossfire-stem modularity is unnecessary in revision total hip arthroplasty: in the affirmative. *J. Arthroplasty.* 2003; 18 (3 Suppl 1): 98–100.
13. Garbus D.S., Toms A., Masri B.A., Duncan C.P. Improved outcome in femoral revision arthroplasty with tapered fluted modular titanium stems. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2006; 453: 199–202.
14. Busch C.A., Charles M.N., Haydon C.M., Bourne R.B., Rorabeck C.H., Macdonald S.J., McCalden R.W. Fractures of distally-fixed femoral stems after revision arthroplasty. *J. Bone Jt Surg. Br.* 2005; 87 (10): 1333–6.
15. Della Valle A.G., Becksaax B., Anderson J., Wright T., Nestor B., Pellicci P.M., Salvati E.A. Late fatigue fracture of a modern cemented [corrected] cobalt chrome stem for total hip arthroplasty: a report of 10 cases. *J. Arthroplasty.* 2005; 20: 1084–8.
16. Kishida Y., Sugano N., Ohzono K., Sakai T., Nishii T., Yoshikawa H. Stem fracture of the cementless spongy metal L&beck hip prosthesis. *J. Arthroplasty.* 2002; 17 (8): 1021–7.
17. Woolson S.T., Milbauer J.P., Bohn J.D., Yue S., Maloney W.J. Fatigue fracture of a forged cobalt-chromium-molybdenum femoral component inserted with cement. A report of ten cases. *J. Bone Jt Surg. Am.* 1997; 79: 1842–8.
18. Lakstein D., Kosashvili Y., Backstein D., Safir O., Lee P., Gross A.E. The long modified extended sliding trochanteric osteotomy. *Int. Orthop.* 2011; 35 (1):13–7.
19. Miner T.M., Momberger N.G., Chong D., Paprosky W.L. The extended trochanteric osteotomy in revision hip arthroplasty: a critical review of 166 cases at mean 3-year, 9-month follow-up. *J. Arthroplasty.* 2001; 16 (8 Suppl 1): S188–94.
20. Pattyn C., Mulliez A., Verdonk R., Audenaert E. Revision hip arthroplasty using a cementless modular tapered stem. *Int. Orthop. (SICOT).* 2012; 36 (1): 35–41.
21. Lakstein D., Eliaz N., Levi O., Backstein D., Kosashvili Y., Safir O., Gross A.E. Fracture of cementless femoral stems at the mid-stem junction in modular revision hip arthroplasty systems. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2011; 93 (1): 57–65.
22. Atwood S.A., Patten E.W., Bozic K.J., Pruitt L.A., Ries M.D. Corrosion-induced fracture of a double-modular hip prosthesis: a case report. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2010; 92 (6):1522–25.
23. Wilson D.A., Dunbar M.J., Amirault J.D., Farhat Z. Early failure of a modular femoral neck total hip arthroplasty component: a case report. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2010; 92 (6): 1514–7;
24. Wright G., Sporer S., Urban R., Jacobs J. Fracture of a modular femoral neck after total hip arthroplasty: a case report. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2010; 92 (6): 1518–21.
25. Zagorodniy N.V. Total hip arthroplasty. Principles and practice: Manual. Moscow: GEOTAR-Media; 2011 (in Russian).
26. Buttarro M.A., Mayor M.B., Van Citters D., Piccaluga F. Fatigue fracture of a proximally modular, distally tapered fluted implant with diaphyseal fixation. *J. Arthroplasty.* 2007; 22 (5): 780–3.
27. Ovesen O., Emmeluth C., Hofbauer C., Overgaard S. Revision total hip arthroplasty using a modular tapered stem with distal fixation: good short-term results in 125 revisions. *J. Arthroplasty.* 2010; 25 (3): 348–54.
28. Lakstein D., Backstein D., Safir O., Kosashvili Y., Gross A.E. Revision total hip arthroplasty with a porous-coated modular stem: 5 to 10 years follow-up. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2010; 468 (5): 1310–5.
29. Murphy S.B., Rodriguez J. Revision total hip arthroplasty with proximal bone loss. *J. Arthroplasty.* 2004; 19 (4 Suppl 1): 115–9.
30. Andriacchi T.P., Galante J.O., Belytschko T.B., Hampton S. A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses. *J. Bone Jt Surg. Am.* 1976; 58 (5): 618–24.
31. Mollan R.A., Watters P.H., Steele R., McClelland C.J. Failure of the femoral component in the Howse total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1984; 190: 142–7.
32. Davidson D., Pike J., Garbus D., Duncan C.P., Masri B.A. Intraoperative periprosthetic fractures during total hip arthroplasty. Evaluation and management. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2008; 90 (9): 2000–12.
33. Engh C.A., Culpepper W.J., Kassapidis E. Revision of loose cementless prostheses to larger porous-coated components. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1998; (347): 168–178.
34. Krishnamurthy A.B., MacDonald S.J., Paprosky W.G. 5- to 13-year Follow up study on cementless femoral components in revision Surgery. *J. Arthroplasty.* 1997; 12 (8): 839–47.
35. Moreland J.R., Bernstein M.L. Femoral revision hip arthroplasty with uncemented, porous-coated stems. *Clin. Orthop.* 1995; 319: 141–50.

Сведения об авторах: Загородний Н.В. — профессор, доктор мед. наук, зав. отделением эндопротезирования крупных суставов; Нуждин В.И. — канд. мед. наук, ведущий науч. сотр. того же отделения; Каграманов С.В. — канд. мед. наук, науч. сотр. того же отделения; Бухтин К.М. — аспирант того же отделения.

Для контактов: Бухтин Кирилл Михайлович. Москва, 123060 а/я 55. Тел.: +7 (926) 833-00-31. E-mail: k.bouhtin@gmail.com.