

© Коллектив авторов, 2015

РАННИЕ И СРЕДНЕСРОЧНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ПЕРВИЧНОГО ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА С ПРИМЕНЕНИЕМ ЭНДОПРОТЕЗА ИЛЬЗА

С.П. Миронов, А.В. Балберкин, Н.В. Загородний, В.Н. Карпов,
А.Ф. Колондаев, Д.А. Шавырин, Д.А. Снетков

ФГБУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова»
Минздрава России, ГБОУ ВПО «МАТИ — Российский государственный технологический университет
им. К.Э. Циолковского», Москва, РФ

Статья посвящена рассмотрению проблем эндопротезирования тазобедренного сустава в условиях широкого внедрения этой операции в медицинскую практику и оценке перспектив применения клиновидных бедренных ножек бесцементной фиксации на примере высокотехнологичного отечественного эндопротеза Ильза. Рассмотрены технические характеристики имплантата, особенности хода операций с его использованием, ранние и среднесрочные клинические и рентгенологические результаты 581 оперативного вмешательства. В сроки 1, 2 и 3 года после операции отмечено стабильное улучшение функции тазобедренного сустава — с 37,6 балла по Харрису до операции до 89,3, 92,2 и 89,1 балла соответственно. Выживаемость бедренного компонента через 6 лет после операции составила 98,6%, общая — 96,2%. Доказана универсальность данного бедренного компонента, позволяющая добиваться надежной первичной и вторичной его фиксации у абсолютного большинства пациентов. Полученные данные позволяют говорить о надежности клиновидных бедренных ножек эндопротезов тазобедренного сустава и значительных перспективах применения в широкой клинической практике.

Ключевые слова: деформирующий коксартроз, переломы и ложные суставы шейки бедренной кости, клиновидная ножка, остеоинтеграция, ремоделирование, нестабильность, перипротезный перелом.

Early and Mid-Term Results of Primary Hip Arthroplasty Using Il'za Endoprosthesis

S.P. Mironov, A.V. Balberkin, N.V. Zagorodniy, V.N. Karpov,
A.F. Kolondaev, D.A. Shavyrin, D.A. Snetkov

Central Institute of Traumatology and Orthopaedics named after N.N. Priorov,
MATI Russian State Technological University, Moscow, Russia

The problems of hip arthroplasty under conditions of wide introduction of that surgical intervention into clinical practice and the perspectives of cementless wedge-shaped femoral stems use are discussed on the example of high-technology home endoprosthesis "Il'za" are discussed. Technical characteristics of the implant, peculiarities of surgical procedure with its application, early and mid-term clinical and roentgenologic results of 581 operations are considered. Stable deterioration of hip function has been noted in 1, 2 and 3 years after operation — from 37.6 points by Harris hip score to 89.3, 92.2, and 89.1 points, respectively. Survival of the femoral component in 6 years after arthroplasty made up 98.6%, general survival — 96.2%. Universality of this femoral component that enables to achieve its stable primary and secondary fixation in the absolute majority of patients is proved. The achieved data allow to talk of the reliability of wedge-shaped femoral hip stems and significant prospective for their use in wide clinical practice.

Key words: deforming coxarthrosis, femoral neck fractures and pseudarthrosis, wedge-shaped stem, osteointegration, remodeling, instability, periprosthetic fracture.

Введение. Заболевания и последствия травматических повреждений суставов конечностей занимают одно из лидирующих мест в структуре болезни костно-мышечной системы. В нашей стране их доля превышает 1/3 среди взрослого населения в целом и 40% — у лиц пенсионного возраста [1]. Нередко их диагностика и последующее кон-

сервативное лечение осуществляются на поздних стадиях, что не позволяет добиться клинически значимого результата. В таких ситуациях на первый план выходит оперативное лечение, ведущую роль в котором в последние годы все чаще играет эндопротезирование крупных суставов, обеспечивающее значительное улучшение качества жизни

в ближайшем и отдаленном периоде после оперативного вмешательства [2, 3].

Эндопротезирование крупных суставов конечностей, в первую очередь тазобедренного, в последние годы получило массовое распространение и в нашей стране. Число таких операций за последние 10 лет увеличилось на порядок, превысив в 2013 г. 85 000, и продолжает расти [1].

Общемировой тенденцией является постоянное увеличение доли операций по эндопротезированию, проводимых не в ведущих ортопедических центрах, а в травматолого-ортопедических отделениях региональных, областных и городских больниц, что, несомненно, сказывается на частоте интра- и послеоперационных осложнений [4–6]. Подтверждением этому является опережающий, на 10–15% в год, рост числа затратных и сопряженных с повышенным риском осложнений ревизионных эндопротезирований [7]. Одним из решений этой не только медико-социальной, но и экономической проблемы является использование в клинической практике надежных, долговечных, простых в применении имплантатов.

Нами проведена оценка клинического опыта, ранних и среднесрочных результатов использования клиновидной ножки бесцементной фиксации Ильза в ходе первичного эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с заболеваниями и травмами тазобедренного сустава.

ПАЦИЕНТЫ И МЕТОДЫ

Под наблюдением находились 511 больных (мужчин 236, женщин 275, возраст от 28 до 81 года (средний $58,6 \pm 4,3$ года)), которым была выполнена 581 операция. Продолжительность наблюдения составила в среднем 3,93 года (от 1 до 9 лет).

Деформирующий коксартроз имел место у 460 пациентов (в том числе диспластический коксартроз у 67), переломы и ложные суставы шейки бедренной кости — у 51. Сопутствующий остеопороз диагностирован в 96 наблюдениях.

В предоперационном периоде выполняли необходимое клиническое, лабораторное обследование, ультразвуковую доплерографию (УЗДГ) вен нижних конечностей. Проводили прямую обзорную рентгенографию обоих тазобедренных суставов с захватом проксимального отдела диафизов бедренных костей и рентгенографию интересующего тазобедренного сустава по Лауэнштейну. Для предоперационного планирования использовали прозрачные шаблоны компонентов эндопротеза, которые накладывали на рентгенограммы тазобедренного сустава, выполненные в двух проекциях

В качестве бедренного компонента использовали клиновидную ножку бесцементной фиксации Ильза (рис. 1). Ножка выполнена в форме двойного клина и в поперечном сечении имеет прямоугольный профиль с симметричным закруглением латеральной и медиальной сторон (рис. 2, а). Данная особенность профиля увеличивает до 8 раз площадь контакта с кортикальной костью в области максимальной передачи нагрузки по сравнению с похожими ножками SL-Plus или Alloclassic и обеспечивает более равномерное распределение и передачу нагрузки на костные структуры (рис. 2, б, 3). Угол клина в сагиттальной плоскости по всей длине ножек составляет 2° , во фронтальной — $5^\circ 43'$. Шейчно-диафизарный угол стандартных ножек составляет 135° , а латерализованных ножек — 128° . Шейка ножек заканчивается конусом Морзе размером 12/14 мм с шероховатой поверхностью ($R_z 6-40$ мкм), обеспечивающей надежную фиксацию головки. Ножки изготавливаются из титанового сплава BT6 (Ti-6Al-4V) или BT20 (Ti-6Al-1V-Mo-2Zr) с шероховатой поверхностью ($R_z 30-60$ мкм).

Бедренные головки эндопротеза имеют диаметр 28 мм с коническим отверстием под конусом

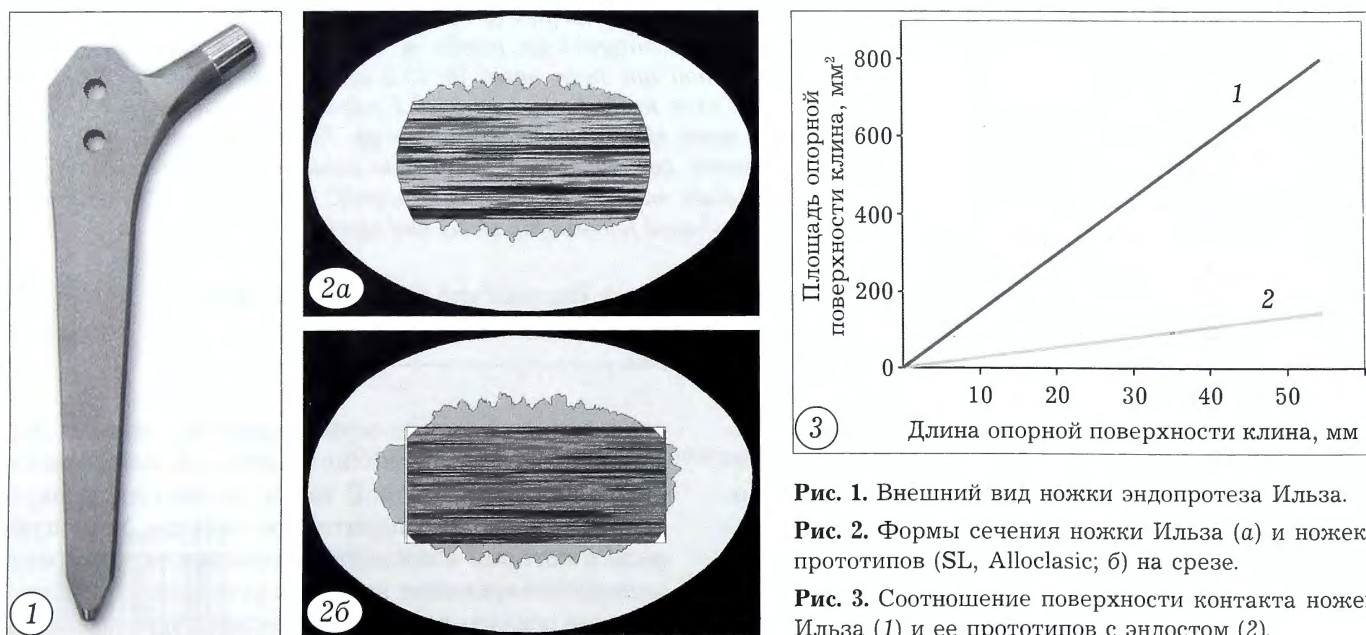


Рис. 1. Внешний вид ножки эндопротеза Ильза.

Рис. 2. Формы сечения ножки Ильза (а) и ножек-прототипов (SL, Alloclassic; б) на срезе.

Рис. 3. Соотношение поверхности контакта ножек Ильза (1) и ее прототипов с эндостом (2).

Морзе 12×14 мм, существует 5 типоразмеров. Головки изготавливаются из титанового сплава ВТ6 (Ti-6Al-4V) или титанового сплава ВТ20 с уникальной для этого компонента ультрадисперсной микроструктурой типа А₁ по ИСО 5832-3, с наноструктурированной коррозионно- и износостойкой поверхностью, которая исключает износ головки и минимизирует износ полиэтилена, обеспечивая низкий коэффициент трения в паре со сверхвысокомолекулярным полиэтиленом [8].

Противопоказанием к использованию ножки Илза служили резко выраженные деформации либо дефекты проксимального отдела бедренной кости, являвшиеся следствием системных наследственных заболеваний скелета или травм и исключавшие надежную первичную «пресс-фит» фиксацию.

В качестве вертлужного компонента применяли чашки различных способов фиксации (пресс-фит, винтовые, цементируемые) и фирм («Имплант МТ», «Smith&Nephew», ЭСИ, «DePuy», «Implant-cast» и др.).

У всех пациентов с I и у части — со II степенью дисплазии вертлужной впадины по Crowe использовали «пресс-фит» вертлужные компоненты [9]. При более тяжелой степени недоразвития имплантировали винтовые чашки, при необходимости выполняли пластику тела подвздошной кости ауто-трансплантатом из резецируемой головки бедренной кости.

Чашки цементной фиксации использовали в 18 (3,1%) случаях у лиц преклонного возраста при тяжелом остеопорозе из-за невозможности надежной фиксации «пресс-фит» компонента.

Показанием к монополярному эндопротезированию у 29 (5%) пациентов послужил старческий возраст с тяжелыми когнитивными расстройствами, отягощенным неврологическим анамнезом, при условии наличия сохранной вертлужной впадины [10].

Операции проводили в положении на здоровом боку из доступа по Hardinge. Использовали стандартный набор инструментов, прикладываемый к эндопротезу. При обработке бедренной кости особое внимание уделяли соосности направления рашпелей и костномозгового канала, правильному соотношению их размера и диаметра канала, а также избегали слишком травматического воздействия на костную ткань, что являлось средством профилактики интраоперационных переломов. При необходимости избыток костной крошки укладывали по передней или задней поверхности в ходе обработки костномозгового канала рашпилем в образовавшееся свободное пространство.

Всем больным проводили антибиотико- и тромبوпрофилактику по стандартным схемам. Ультразвуковую доплерографию вен нижних конечностей повторяли на следующий день после операции и перед выпиской.

В послеоперационном периоде выполняли стандартный комплекс реабилитационно-восстановительных мероприятий, рассчитанный на 2-недельное пребывание в стационаре, с последующим продолжением в поликлинических условиях до 3 мес. У ослабленных пациентов старческого возраста, пациентов с тяжелым течением ревматоидных заболеваний реабилитацию проводили по индивидуальной программе.

Оценку функционального состояния пораженного сустава до операции, спустя 6 мес, 1 год после операции и на момент последнего осмотра проводили по Харрису [11]. Выживаемость эндопротезов оценивали с помощью метода Каплана — Мейера.

Рентгенологический контроль и повторные осмотры пациентов выполняли на следующий день после операции, через 3, 6, 12 мес, далее ежегодно. При оценке рентгенологических результатов операций выявляли признаки остеоинтеграции компонентов эндопротеза, оценивали выраженность процессов ремоделирования костной ткани их ложа в зонах Груена (для ножки) и DeLee — Charnley (для чашки), соосность ножки во фронтальной и сагиттальной плоскостях, плотность ее контакта с эндостом, углы наклона и антеверсии (ретроверсии) чаши, наличие и характеристику зон остеолитиза вокруг компонентов эндопротеза (форма, распространенность по зонам интереса, ширина) [8, 12, 13].

РЕЗУЛЬТАТЫ

В ходе оперативных вмешательств у всех больных было достигнуто корректное положение ножки эндопротеза (отклонение от оси бедренной кости не превышало 2°, отсутствовали ретроторсия или избыточная антеторсия, достигалась значительная зона контакта ножки с эндостом по медиальной и латеральной сторонам). Угол наклона ацетабулярного компонента варьировал от 33° до 56° (в среднем 44,7°), антеверсия — от 0° до 25°. У всех пациентов покрытие чаши было полным или удовлетворительным. Качество цементной мантии при фиксации цементного компонента во всех случаях оказалось достаточным.

В ходе импакции ножки у 7 (1,2%) пациентов возникли перипротезные переломы типа A2 по системе Vancouver [14], что потребовало удаления ножки, наложения серкляжных лент или швов перед окончательной имплантацией ножки и последующей коррекции реабилитационно-восстановительного лечения (ходьба без нагрузки на оперированную конечность в течение 2 мес и последующий индивидуальный режим ЛФК). При этом удалось избежать значимой миграции ножек эндопротезов и последующего развития асептической нестабильности, а также снижения функционального результата через 1 год после операции.

Вывихи эндопротеза в сроки от 2 дней до 6 мес после операции имели место в 12 (2,1%) случаях.

Причиной данного осложнения явились выраженные изменения мышц и капсульно-связочного аппарата на фоне ревматоидных заболеваний либо грубые нарушения ортопедического режима. После закрытого или открытого (с заменой вкладыша чаши на специальный, с запирающим кольцом) вправления реабилитационно-восстановительное лечение проводилось по индивидуальной программе, предусматривающей ношение в течение 6 нед жесткого шарнирного отводящего ортеза тазобедренного сустава. Рецидивов вывихов не было.

При контрольной УЗДГ в сроки от 1 до 14 сут после операции у 8 (1,4%) больных, несмотря на полноценную профилактику тромбоэмболических осложнений, выявлены флотирующие тромбы глубоких вен оперированной конечности, в связи с чем проведена экстренная установка кава-фильтра.

Среди пациентов старше 60 лет в сроки от 1,5 до 6 мес после операции в 8,4% наблюдений развилась клиническая картина выраженной люмбоишиалгии на стороне вмешательства, что потребовало лечения у невролога, с одной стороны, и дополнительного обследования с целью исключения осложнений непосредственно эндопротезирования — с другой.

В позднем послеоперационном периоде имели место 6 (1%) случаев перипротезных переломов (при падениях) проксимального отдела бедренной кости (типы V1 и V2) и 1 — вертлужной впадины (стабильный, без смещения отломков). Сращение переломов было достигнуто в ходе консервативного лечения, однако у 3 больных впоследствии потребовались ревизионные операции ввиду миграции и нестабильности соответственно бедренного и вертлужного компонентов эндопротезов.

Глубокие нагноения в позднем послеоперационном периоде в сроки от 2 до 2,5 лет отмечены дважды (0,3%) и потребовали ревизий с удалением

имплантата и формированием неоартроза. Поверхностные нагноения, купированные консервативно, имели место в 11 (1,9%) случаях.

Летальность в раннем послеоперационном периоде составила 0,5%.

В сроки 1, 2 и 3 года после операции отмечено стабильное улучшение функции тазобедренного сустава — с 37,6 балла по Харрису до операции до 89,3, 92,2 и 89,1 балла соответственно.

Не отмечено существенной разницы в достигнутом функциональном результате у пациентов с умеренно выраженной дисплазией (I–II степени) тазобедренного сустава (90,1 балла через 1 год после операции) по сравнению с общей группой. В то же время у соматически ослабленных больных преклонного возраста после монополярного эндопротезирования сохранялись эпизодические боли в бедре и тазобедренном суставе при ходьбе без дополнительной опоры, легкая хромота, а каждый второй пациент через год после операции передвигался преимущественно с помощью трости, что сказывалось на общей оценке функционального результата в группе — 76,2 балла по Харрису.

Выживаемость бедренного компонента (по методу Каплана — Мейера) через 6 лет после операции составила 98,6%, общая — 96,2%.

Рентгенологические изменения костного ложа имплантата чаще (57%) характеризовались развитием слабо выраженной гипертрофии кортикального слоя, прилежащего к имплантату, во 2-й, 3-й, 5-й или 6-й зонах Груена, а также 1-й зоне DeLee — Charnley, возникавшей через 8–15 мес после операции, и постепенно нараставшей к 24 мес. У большинства пациентов в эти же сроки выявлялось снижение рентгенологической плотности костной ткани большого вертела (7-я зона Груена) и 2-й зоны DeLee — Charnley. Почти у половины больных на рентгенограммах в изученные сроки не удавалось выявить значимых признаков ремоделирования кортикального слоя проксимального отдела бедренной кости (рис. 4).

Линейные зоны резорбции костной ткани вдоль ножки эндопротеза (в 1-й и 7-й зонах Груена), толщиной менее 1 мм, не сопровождающиеся проявлениями нестабильности или формированием «пьедестала», в последующем не прогрессировавшие и не повлиявшие на функциональный результат, обнаружены при контрольном обследовании в сроки от 12 до 18 мес в 4,8% наблюдений. В основном это были мужчины моложе 55 лет, склонные к более активной реабилитации и нарушениям ортопедического режима. Гипертрофия кортикального слоя во 2, 3, 5 и 6-й зонах Груена у этой группы пациентов была во всех случаях достаточно выражена.

Дистальная миграция ножки эндопротеза, отмеченная в единичных случаях, не превышала 2 мм, не сопровождалась клиническими проявлениями нестабильности и не сказывалась на функциональном результате.



Рис. 4. Отсутствие выраженного ремоделирования костного ложа ножки Илизарова на рентгенограмме в отдаленные сроки (спустя 7 лет) после операции.

Среди 87 пациентов, сроки наблюдения за которыми составили от 6 до 9 лет, у 45 (51,7%) отмечено нарушение центрации головки эндопротеза в чашке с миграцией ее в задневерхнем направлении, величина которой во всех случаях составила 1–2 мм. У 11 пациентов с чашками цементной фиксации в сроки от 7 до 9 лет признаков износа узла трения на контрольных рентгенограммах не отмечалось.

Формирование гетеротопических оссификатов имело место в 8,8% случаев. Их выраженность соответствовала 1-й и 2-й степени по Брукеру, что не требовало повторных вмешательств и не влияло на итоговый функциональный результат.

У больных с выраженным остеопорозом (по данным денситометрии) в отличие от пациентов общей группы восстановления массы костной ткани до исходных значений в среднем по всем зонам Груена к 12-му месяцу после операции не происходило. Наиболее выраженной эта потеря была через 6–9 мес после операции в 1-й и 7-й зонах, где нередко превышала 50%. Несмотря на это в данной группе ни в одном случае не отмечено признаков асептической нестабильности. Благодаря индивидуально проводимому реабилитационно-восстановительному лечению удалось избежать падений с развитием перипротезных переломов, резко отягощающих соматический статус пожилых пациентов.

ОБСУЖДЕНИЕ

Анализ отдаленных результатов (более 15–20 лет) эндопротезирования тазобедренного сустава выявил ряд нерешенных проблем, связанных с недостаточным знанием взаимоотношений между имплантатом и окружающим его костным ложем. Так, было обнаружено, что стрессовое ремоделирование костной ткани вокруг массивных имплантатов, замедляясь к 1,5–2 годам после операции, не прекращается полностью и во все последующие годы, вследствие чего в отдаленном периоде резко возрастает риск перипротезных переломов, нестабильности эндопротезов, а сложность ревизионных операций растет из-за формирования массивных дефектов костной ткани [15].

Попытки цементной фиксации массивных имплантатов с целью более равномерного распределения нагрузок на костную ткань принципиально не изменили характер отдаленных негативных изменений перипротезного костного ложа. Надежды на достижение положительных результатов эндопротезирования в отдаленные (15–20 и более лет) сроки после операции в настоящее время все больше связывают с использованием бесцементных компонентов, в частности бедренных проксимальной фиксации [16–22].

Ставший в последнее десятилетие сравнительно доступным при разработке имплантатов и оценке результатов эндопротезирования математический метод конечных элементов (FEA) позволил

объективизировать полученные клинические данные и дал толчок к развитию новых направлений в эндопротезировании [12, 13, 23, 24].

Математическое обоснование конструкции ножки Ильза проводилось в соответствии с современными требованиями, с учетом биомеханики взаимодействия имплантата и модели бедренной кости, методом конечных элементов, что позволило выработать оптимальные требования к форме, структуре поверхности и механическим свойствам материалов имплантата [25–27].

Проведенные расчеты показали отсутствие дистальной передачи нагрузок на бедренную кость; подобный тип фиксации ножки эндопротеза было предложено называть промежуточным — преимущественно в подвертельной области [23].

Доказано, что в отличие от ножек анатомической формы с воротником при росте вертикальной нагрузки на клиновидные ножки существенно возрастает их ротационная стабильность, что снижает риск развития асептической нестабильности [24, 28].

Проведенный нами анализ распределения участков гипертрофии кортикального слоя по зонам Груена в зависимости от формы бедренного канала подтверждает мнение об универсальности данного типа ножки эндопротеза [29]. Так, почти в половине случаев заметной гипертрофии не развивалось, что свидетельствует о большой площади контакта имплантата с костным ложем и достаточно равномерном распределении нагрузки. В остальных случаях участки гипертрофии были слабо выражены и локализовались в дистальных отделах 2-й и 6-й зон либо проксимальных отделах 3-й и 5-й зон Груена. Ни в одном случае не было отмечено формирования «пъедестала» у основания ножки.

Особенностью бедренного компонента эндопротеза Ильза является его прямоугольное сечение со сглаженными краями. Это позволяет значимо увеличить контакт с эндостом медиальной и латеральной поверхности кортикального слоя бедренной кости. Анализ полученных нами результатов подтверждает теоретически обоснованные преимущества данного дизайна. Так, дистальная миграция компонента, в отличие от ножек сходного дизайна, была исключительно редкой и ни в одном случае не превышала 2 мм. Линейные зоны резорбции вокруг ножки в 1-й и 7-й зонах Груена, свидетельствующие об отсутствии полной остеоинтеграции, сопровождающиеся избыточным ремоделированием костного ложа и риском развития асептической нестабильности, также выявлялись очень редко в отличие от исследований зарубежных коллег [17, 29, 30].

Универсальность ножки Ильза подтверждается тем, что ее надежная первичная фиксация и последующая остеоинтеграция достигались при различных типах строения проксимального отдела бедренной кости, что позволяло добиться от-

личных результатов эндопротезирования у абсолютного большинства пациентов [8, 31]. В связи с этим данный бедренный компонент можно назвать не промежуточным, а универсальным (рис. 5).

В нашей работе не было отмечено случаев нестабильности или повышения частоты перипротезных переломов в ходе имплантации у пациентов с остеопорозом. Тем не менее плотная установка клиновидного компонента требует осторожности и тщательного соблюдения техники операции, особенно при метаболических остеопатиях, регионарном остеопорозе или ревизионных операциях.

Согласно математическим расчетам методом конечных элементов после установки клиновидного бедренного компонента окончательное его заклинивание происходит лишь в результате циклических нагрузок при начале ходьбы в послеоперационном периоде, что исключает необходимость приложения чрезмерных усилий, сопровождающихся риском интраоперационного перелома, в ходе его имплантации.

Расчетное распределение относительного смещения ножки по ее длине при первичном нагружении, сразу после имплантации, силой в 3300 Н в 3-й и 5-й зонах Груена составляет 0,3–0,4 мм. При разгрузке упругая реакция кости лишь частично возвращает ножку к исходному положению, преодолевая трение на контактных поверхностях. При последующих нагружениях смещение ножек в осевом направлении уменьшается на 1–2 порядка. Таким образом, с увеличением числа циклов нагружения ножка «стабилизируется» в кости, и расчетная амплитуда циклических смещений в цикле «нагрузка–разгрузка» устанавливается на уровне не более 30 мкм в проксимальной части ножки и от 5 до 20 мкм — в дистальной, что позволяет добиться последующей надежной остеоинтеграции [8].

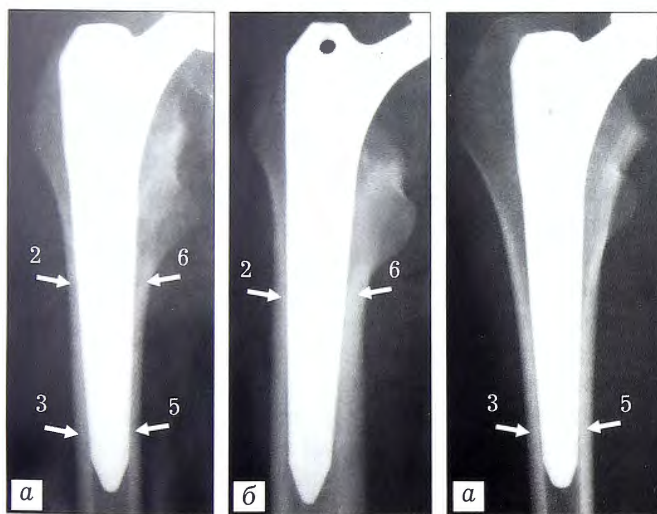


Рис. 5. Варианты первичной фиксации ножки Ильза в зависимости от индивидуальных анатомических особенностей бедренной кости.

а — наиболее частый вариант контакта в четырех зонах Груена, *б, в* — варианты контакта в двух зонах Груена.

Зоны Груена указаны стрелками.

С другой стороны, оригинальная форма сечения ножки Ильза требует особенно тщательной обработки костномозгового канала рашпилями с целью достижения наилучшей фиксации. Следует уделять особое внимание соблюдению соосности в ходе внедрения ножки. С этой целью необходимо вводить ее в разработанное костномозговое ложе рукой, лишь затем добывая на оставшиеся 1,5–2 см импактором, не прикладывая избыточных усилий.

Несмотря на сравнительную простоту имплантации и универсальность клиновидных ножек бесцементной фиксации, пренебрежение нюансами техники оперативного вмешательства чревато развитием осложнений. В целом частота интраоперационных переломов проксимального отдела бедренной кости при первичном эндопротезировании, по данным зарубежных авторов, составляет около 1%. Риск этого осложнения резко повышается при наличии остеопороза, деформаций или дисплазии проксимального отдела бедренной кости [32–34].

Согласно [35] риск переломов бедренной кости при установке бесцементных клиновидных имплантатов в резко измененное костное ложе очень высок и при нарушении техники имплантации может превышать 10%.

Высоки требования к инструментам для установки бесцементных клиновидных бедренных компонентов. Так, использование грубых рашпелей и осцилляторных пил, слишком грубая импакция повышают риск интраоперационных переломов бедренной кости в несколько раз [30, 35]. Метод компактизации костной ткани при установке клиновидных бесцементных бедренных ножек сочетает в себе как преимущества увеличения прочности первичной фиксации и окончательной их биоинтеграции, так и повышенный риск интраоперационного перелома, предъявляя особые требования к качеству инструментария и технике оперирующего ортопеда [36, 37].

Данные проведенных ранее экспериментов свидетельствуют о том, что применение головок эндопротезов Ильза с ультрадисперсной микроструктурой типа A_1 по ИСО 5832-3, с наноструктурированной коррозионно- и износостойкой поверхностью позволяет снизить износ в паре трения с полиэтиленом по сравнению с не только обычными сплавами титана, но и комохромом [8, 31].

Полученные в ходе трибологических испытаний значения крутящего момента для серийно выпускаемых узлов трения эндопротеза Ильза колебались в диапазоне от 1 до 1,3 Нм, коэффициент трения — от 0,032 до 0,041, что лучше норматива ГОСТа для тазобедренного сустава при подобных испытаниях (соответственно 1,5 Нм и 0,07). При испытаниях пары трения «сверхвысокомолекулярный полиэтилен — комохром» с размером головки 28 мм (серийный образец) крутящий момент составил 2,06 Нм, коэффициент трения — 0,065 [8].

Полученные нами клинические результаты полностью подтверждают данные трибологических экспериментов. Незначительная (не более 2 мм) децентрация головок эндопротезов, свидетельствующая об износе полиэтилена узла трения, в сроки от 6 до 9 лет после операции отмечена лишь примерно в 1/2 случаев, а при использовании цементуемых вертлужных компонентов не наблюдалась.

Заключение. Использование эндопротезов бесцементной фиксации для первичного эндопротезирования тазобедренного сустава становится в последние годы определяющей тенденцией в большинстве развитых стран. Особое внимание уделяется использованию прямоугольных в сечении клиновидных бедренных компонентов из титановых сплавов, позволяющих избежать выраженного ремоделирования костного ложа, сопровождающегося риском тяжелых осложнений в отдаленные (более 15–20 лет) сроки после операции.

Новые отечественные высокотехнологичные способы обработки титановых сплавов позволяют создать более износостойкие и устойчивые к циклическим нагрузкам компоненты эндопротезов, улучшить клинические результаты их применения.

Проанализированный нами опыт использования отечественного эндопротеза бесцементной фиксации Ильяза и полученные ранние и среднесрочные результаты свидетельствуют о перспективности применения этого имплантата при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава в различных возрастных группах. Доказана универсальность данного бедренного компонента, позволяющая добиваться надежной первичной и вторичной фиксации у абсолютного большинства пациентов, достигнуть преимущественно хороших и отличных результатов у лиц с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями тазобедренных суставов, переломами и ложными суставами шейки бедренных костей.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Андреева Т.М., Огрызко Е.В., Попова М.М. Травматизм, ортопедическая заболеваемость, состояние травматолого-ортопедической помощи населению России в 2013 году: Сборник. Под ред. С.П. Миронова. М.; 2014. [Andreeva T.M., Ogryzko E.V., Popova M.M. Traumatism, orthopaedic morbidity, state of traumatologic and orthopaedic care to the population in Russia in 2013. Mironov S.P., ed. Moscow: Teler; 2014 (in Russian)].
2. Allen Butler R., Rosenzweig S., Myers L., Barrack R.L. The Frank Stinchfield Award: the impact of socioeconomic factors on outcome after THA: a prospective, randomized study. Clin. Orthop. Relat. Res. 2011; 469 (2): 339–47.
3. Pedersen A.B., Baron J.A., Overgaard S., Johnsen S.P. Short- and long-term mortality following primary total hip replacement for osteoarthritis: a Danish nationwide epidemiological study. J. Bone Joint Surg. Br. 2011; 93 (2): 172–7.
4. Pitto R.P., Lang I., Kienapfel H., Willert H-G. The German Arthroplasty Register. Acta Orthop. Scand. (Suppl 305). 2002; 73: 30–3.
5. Soohoo N.F., Farnig E., Lieberman J.R., Chambers L., Zingmond D.S. Factors that predict short-term complication rates after total hip arthroplasty. Clin. Orthop. Relat. Res. 2010; 468 (9): 2363–71.
6. The Swedish hip arthroplasty register. Annual report 2005. Department of Orthopaedics Sahlgrenska University Hospital. August 2006.
7. Mahomed N.N., Barrett J.A., Katz J.N., Phillips C.B., Losina E., Lew R.A. et al. Rates and outcomes of primary and revision total hip replacement in the United States Medicare population. J. Bone Joint Surg. Am. 2003; 85 (1): 27–32.
8. Дустов Х.С. Результаты клинического применения отечественного эндопротеза «Ильза» при лечении больных с заболеваниями и повреждениями тазобедренного сустава. Дис. ... канд. мед. наук. М.; 2013 [Dustov Kh.S. Results of home implant "Il'za" use for the treatment of patients with hip joint pathology and injuries. Cand. med. sci. Diss. Moscow; 2013 (in Russian)].
9. Fousek J., Indrakova P. Total hip arthroplasty in post-dysplastic hip arthritis. Can type and position of the acetabular component influence longevity of the prosthesis? Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech. 2007; 74: 47–54 [Article in Czech].
10. Hopley C., Stengel D., Ekkernkamp A., Wich M. Primary total hip arthroplasty versus hemiarthroplasty for displaced intracapsular hip fractures in older patients: systematic review. BMJ. 2010; 340 (c2332): 1–14.
11. Harris W.H. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. J. Bone Joint Surg. Am. 1969; 51 (4): 737–55.
12. Елкин Д.В. Клинико-анатомическое обоснование применения бедренных компонентов дистальной фиксации при эндопротезировании тазобедренного сустава: Дис. ...канд. мед. наук. М.; 2008 [Elkin D.V. Clinical and anatomical substantiation of the use of distal fixation femoral components in hip arthroplasty. Cand. med. sci. Diss. Moscow; 2008 (in Russian)].
13. Загородный Н.В. Эндопротезирование при повреждении и заболеваниях тазобедренного сустава: Дис. ... д-ра мед. наук. М.; 1998 [Zagorodny N.V. Arthroplasty in hip joint injuries and diseases. Dr. med. sci. Diss. Moscow; 1998 (in Russian)].
14. Brady O.H., Kerry R., Masri B.A., Garbus D.S., Duncan K.P. The Vancouver classification of periprosthetic fractures of the hip: a rational approach to treatment. Techn. Orthop. 1999; 14: 107–14.
15. Mueller L.A., Nowak T.E., Haeberle L., Mueller L.P., Kress A., Voelk M. et al. Progressive femoral cortical and cancellous bone density loss after uncemented tapered-design stem fixation. Acta Orthop. 2010; 81 (2): 171–7.
16. Bourne R.B., Corten K. Cemented versus cementless stems: a verdict is in. Orthopedics. 2010; 33 (9): 638.
17. Carl H.D., Ploetzner J., Swoboda B., Weseloh G., Mueller L.A. Cementless total hip arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis using a tapered designed titanium hip stem minimum: 10-year results. Rheumatol. Int. 2011; 31 (3): 353–9.
18. Corten K., Bourne R.B., Charron K.D., Au K., Rora-beck C.H. What works best, a cemented or cementless primary total hip arthroplasty?: minimum 17-year followup of a randomized controlled trial. Clin. Orthop. Relat. Res. 2011; 469 (1): 209–17.
19. Kim Y.H., Choi Y., Kim J.S. Cementless total hip arthroplasty with ceramic-on-ceramic bearing in patients younger than 45 years with femoral-head osteonecrosis. Int. Orthop. 2010; 34 (8): 1123–7.
20. Kress A.M., Schmidt R., Holzwarth U., Forst R., Mueller L.A. Excellent results with cementless total hip

- arthroplasty and alumina-on-alumina pairing: minimum ten-year follow-up. *Int. Orthop.* 2011; 35 (2): 195–200.
21. *McLaughlin J.R., Lee K.R.* Uncemented total hip arthroplasty with a tapered femoral component: a 22- to 26-year follow-up study. *Orthopedics.* 2010; 33 (9): 639.
 22. *Yamada H., Yoshihara Y., Henmi O.* Cementless total hip replacement: past, present, and future. *J. Orthop. Sci.* 2009; 14: 228–41.
 23. Ильин А.А., Загородний Н.В., Мамонов А.М., Балберкин А.А., Карпов В.Н., Макунин В.И. и др. Обоснование конструкции и исследование биомеханического поведения клиновидной ножки цементной фиксации эндопротезов тазобедренного сустава. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2005; 3: 3–10 [Ili'in A.A., Zagorodniy N.V., Mamonov A.M., Balberkin A.A., Karpov V.N., Makunin V.I., et al. Substantiation of the design and study of biomechanical behavior of wedge-shaped cemented hip implant stem. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova.* 2005; 3: 3–10 (in Russian)].
 24. Палтеевич А.Р., Поляков О.А., Курников Д.А. и др. Компьютерное моделирование ротационной стабильности бедренных компонентов эндопротезов тазобедренного сустава. В кн.: Тезисы докладов Всероссийской научно-технической конференции «Новые материалы и технологии», НМТ-2004. М.: ЛАТМЭС; 2004: 81–2 [Paltievich A.R., Polyakov O.A., Kurnikov D.A., et al. Computer modeling of rotation stability of hip implant femoral components. In: *New materials and technologies, NMT-2004: Proc. All Rus. Scient.-Techn. Conf. Moscow: LATMES; 2004: 81–2* (in Russian)].
 25. Ильин А.А., Мамонов А.М., Скворцова С.В. и др. Некоторые инновационные технологии в производстве медицинских имплантатов из титановых сплавов. Технология легких сплавов. 2007; 3: 131–7 [Ili'in A.A., Mamonov A.M., Skvortsov S.V., et al. Certain innovation technologies in the production of medical implants made of titanium alloys. *Nekhnologii lyogkikh splavov.* 2007; 3: 131–7 (in Russian)].
 26. Ильин А.А., Скворцова С.В., Лукина Е.А., Карпов В.Н., Поляков О.А. Низкотемпературное ионное азотирование имплантатов из титанового сплава VT20 в различных структурных состояниях. Металлы. 2005; 2: 38–45 [Ili'in A.A., Skvortsov S.V., Lukina E.A., Karpov V.N., Polyakov O.A. Low-temperature ion nitriding of implants made of VT20 Ti alloy in different structural states. *Metally.* 2005; 2: 38–45 (in Russian)].
 27. Поляков О.А. Влияние технологических факторов на структуру и механические свойства компонентов эндопротезов из титанового сплава VT20: Дис. ... канд. техн. наук. М.; 2007 [Polyakov O.A. Effect of technologic factors on the structure and mechanical characteristics of implants made of VT20 Ti alloy. *Cand. tech. sci. Diss. Moscow; 2007* (in Russian)].
 28. *Thomson A., Lee A.J.* Torsional stability of a polished, collarless, tapered total replacement hip joint stem under vertical load: an in vitro investigation. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 2011; 225 (1): 77–85.
 29. *Dalury D.F., Gonzales R.A., Adams M.J.* Minimum 5-year results in 96 consecutive hips treated with a tapered titanium stem system. *J. Arthroplasty.* 2010; 25 (1): 104–7.
 30. *Greidanus N.V., Mitchell P.A., Masri B.A., Garbuz D.S., Duncan C.P.* Principles of management and results of treating the fractured femur during and after total hip arthroplasty. *Instr. Course Lect.* 2003; 52: 309–22.
 31. Балберкин А.В., Ильин А.А., Мамонов А.М., Карпов В.Н., Колондаев А.Ф., Баранецкий А.Л. и др. Применение отечественных эндопротезов «СФЕН-Ц» и «ИЛЬЗА» у больных остеопорозом. Кремлевская медицина. 2007; 1: 67–9 [Balberkin A.V., Ili'in A.A., Mamonov A.M., Karpov V.N., Kolondaev A.F., Baranetskiy A.L., et al. Use of Russian made endoprostheses “SFEN-TS” and “IL’ZA” in patients with osteoporosis. *Kremlyovskaya meditsina.* 2007; 67–9 (in Russian)].
 32. *Lewallen D.G., Berry D.J.* Periprosthetic fractures associated with hip arthroplasty. In: *Joint Replacement Arthroplasty.* 3rd ed., Philadelphia, Pa: Churchill Livingstone; 2003: 902–19.
 33. *Meek R.M.D., Norwood T., Smith R., Brenkel I.J., Howie C.R.* The risk of peri-prosthetic fracture after primary and revision total hip and knee replacement. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2011; 93 (1): 96–101.
 34. *Streit M.R., Merle C., Clarius M., Aldinger P.R.* Late periprosthetic femoral fracture as a major mode of failure in uncemented primary hip replacement. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2011; 93 (2): 178–83.
 35. *Berend K.R., Lombardi A.V. Jr.* Intraoperative femur fracture is associated with stem and instrument design in primary total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2010; 468 (9): 2377–81.
 36. *Kold S., Mouzin O., Bourgeault C., Søballe K., Bechtold J.E.* Femoral fracture risk in hip arthroplasty: smooth versus toothed instruments. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2003; 408: 180–8.
 37. *Kold S., Rahbek O., Zippor B., Bechtold J.E., Søballe K.* Bone compaction enhances fixation of hydroxyapatite-coated implants in a canine gap model. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.* 2005; 75 (1): 49–55.

Сведения об авторах: Миронов С.П. — академик РАН и РАМН, профессор, директор ЦИТО; Балберкин А.В. — доктор мед. наук, зав. отделением костной патологии взрослых ЦИТО; Загородний Н.В. — доктор мед. наук, профессор, зав. отделением эндопротезирования ЦИТО; Карпов В.Н. — доктор мед. наук, профессор кафедры материаловедения и технологии обработки материалов МАТИ — РГТУ; Колондаев А.Ф. — канд. мед. наук, врач отделения костной патологии взрослых ЦИТО; Шавырин Д.А. — доктор мед. наук, врач того же отделения; Снетков Д.А. — канд. мед. наук, врач того же отделения.

Для контактов: Колондаев Александр Федорович. 127299, Москва, ул. Приорова, д. 10, ЦИТО. Тел.: 8 (495) 450–37–49. E-mail: klnd@inbox.ru.