

УДК 616.728.2–089.28

## Методы подбора ножки эндопротеза при первичном бесцементном эндопротезировании тазобедренного сустава

**В.А. Филиппенко, О.А. Подгайская, А.И. Жигун**

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины», Харьков

**Ключевые слова:** тазобедренный сустав, эндопротезирование

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава по частоте выполнения, сложности и объему хирургического вмешательства, опасности осложнений занимает одно из основных мест в ортопедической хирургии. По мере увеличения количества больных с имплантированными эндопротезами неуклонно возрастает частота ревизионных вмешательств. По данным зарубежных авторов, в течение первого года после имплантации требуют замены 0,7 % эндопротезов, а затем, в течение каждого последующего года до 10 лет — 2,2 %, в дальнейшем частота ревизий значительно увеличивается. Поэтому уже сейчас соотношение первичного и ревизионного эндопротезирования в крупнейших ортопедических клиниках мира составляет 4:1 и даже 3:1, а в ближайшем будущем на каждые две операции первичного эндопротезирования будет приходиться замена одного из компонентов или всего эндопротеза [1, 33].

Одним из наиболее частых осложнений остается асептическая нестабильность компонентов эндопротеза. При этом чаще развивается нестабильность бедренного компонента (ножки) [8–10]. В связи с чем перед хирургами и разработчиками имплантатов ставятся задачи по профилактике данного осложнения, усовершенствованию дизайна и методики установки ножки эндопротеза и предоперационного планирования.

Основным условием достижения первичной стабильной фиксации, которая во многом определяет окончательную (биологическую) фиксацию, является максимально возможная площадь контакта между бедренным компонентом и костной тканью [10, 24]. Для описания первичной фиксации бесцементных ножек применяют понятия посадки (fit) и заполнения (fill). Первое определяется как отношение площади поверхности ножки эндопротеза, контактирующей с внутренним

кортикальным слоем, к общей площади ножки на исследуемом участке. Второе — отношение объема ножки к объему костномозгового канала на данном участке.

Одним из способов успешного использования конструкций является тщательный подбор оптимального бедренного компонента и его правильная пространственная установка. В настоящее время подбор осуществляют приложением шаблона с изображением ножки к рентгенограмме бедренной кости [6,10]. При этом край шаблона ниже малого вертела должен контактировать с внутренним краем кортикального слоя. Соответствие эндопротеза проксимальному отделу бедренной кости в первую очередь определяют в области дуги Адамса, где и отмеряют высоту опиловки шейки бедренной кости и уровень погружения ножки протеза в кость. К сожалению, данный метод имеет свои недостатки. Немаловажным фактором в адекватном выполнении данного метода подбора компонентов эндопротеза является правильность выполнения рентгенограмм. Так, российские авторы при сравнении результатов планирования и размеров установленных бедренных компонентов доказали, что в 60% случаев размер установленного имплантата на 2–3 мм превышал планируемый при контролируемом увеличении рентгеновского снимка в прямой проекции и практически всегда соответствовал размеру, определявшемуся в боковой проекции. Ретроспективно исследовав это явление, они установили, что 12% прямых рентгенограмм было выполнено с нарушением (2 % — в положении избыточной внутренней ротации, 10 % — наружной). Данное положение бедренной кости на снимке привело к искажению изображения в сторону уменьшения размеров эндопротеза при планировании с помощью стандартных шаблонов [2, 6].

Более того, проблема состоит в том, что канал бедренной кости не всегда соответствует форме ножки конкретной модели. В проксимальном отделе бедренной кости выделяют головку, шейку, большой и малый вертел, подвертельную область и начальную часть диафиза протяженностью до истмуса — наиболее узкой части костномозгового канала. Форма данного участка бедренной кости отличается вариабельностью, а представление о его истинной трехмерной форме на основании стандартных рентгенограмм весьма затруднительно.

Таким образом, данный вопрос явился предметом исследований многих ученых при разработке ножек бесцементных эндопротезов с тех пор, как Noble в 1988 проанализировал рентгенограммы 200 анатомических препаратов бедренных костей, а Dai et al. в 1985 г. выполнили компьютерную томографию (КТ) 30 бедренных костей. Woolson отметил разницу данных измерений между КТ и действительными размерами костномозгового канала в 1,6–3 мм [18, 31, 34]. Ряд авторов акцентировали внимание на более высокой точности определения размеров бедренного канала по КТ в сравнении с рентгенограммами, указывая на возможность допущения технической ошибки при выполнении снимков (неточность в оценке увеличения и ротации бедра) [17]. С другой стороны, Iguchi et al. представили исследование, в котором они довольно точно описали размер и форму канала по стандартным рентгенограммам, при этом разница составила менее 1 мм от истинного размера [19].

Для описания особенностей проксимального отдела бедренной кости в числовом выражении в литературе представлены разные показатели. Так, Noble et al. описывали анатомическую форму данной области с использованием индекса сужения костномозгового канала (CFI-canal flare index), который рассчитывается как отношение медиолатеральной ширины канала на уровне 20 мм выше середины малого вертела, т.е. зоны остеотомии шейки, к ширине на уровне истмуса. Данный показатель колебался от 2,4 до 7,0 со средним значением 3,8. В соответствии с указанным индексом были выделены формы костномозгового канала в виде дымохода (CFI-менее 3,0), формы бокала шампанского (CFI-4,7 и более) и нормального типа (CFI-3,0–4,7). Сходным показателем является кортико-морфологический индекс (КМИ). Он не идентичен CFI, так как на его значение влияет толщина кортикального слоя, поэтому КМИ является показателем не только сужения костномозгового канала, но и качества костной ткани [7].

Наибольшая вариабельность в геометрии проксимального отдела бедренной кости рядом авторов отмечается в метафизарной части, так что был отдельно выделен метафизарный индекс сужения канала (MCFI) как отношение медиолатеральной ширины на уровнях 20 мм выше и 20 мм ниже верхушки малого вертела. Massin et al. избрали для описания метафизарный индекс, определяющийся как отношение ширины канала на уровне 20 мм выше малого вертела и на уровне его средней части. Этот показатель, отображающий только самую проксимальную часть кости выше малого вертела, составлял от 1,3 до 2,2. Husmann et al., используя компьютерную томографию, определяли отдельные индексы сужения для передней, задней, латеральной и медиальной кривизны внутреннего контура канала бедренной кости. При этом в ходе исследования отмечалась значительная вариабельность. Медиальный индекс сужения менялся в диапазоне от 1,3 до 6,5, передний — от 0,8 до 5,6. Корреляции между ними не было установлено, и авторы выделили 9 морфологических типов строения бедренной кости [25, 32].

Форма бедренного канала чрезвычайно разнообразна, а обеспечить наиболее точное соответствие формы имплантата эндостальной поверхности бедренной кости весьма затруднительно. Данная классификация указывает на необходимость выбора ножки эндопротеза, которая максимально заполнила бы костномозговой канал.

Многие авторы исследовали послеоперационное заполнение (fill) и посадку (fit) бесцементных ножек по рентгенограммам. Так, Kim исследовал степень соответствия ножки канала на трех уровнях, и адекватность интрамедуллярного заполнения считали удовлетворительной, если контакт кость – эндопротез в проксимальной части канала составлял не менее 80% в прямой проекции и не менее 70 % — в боковой [14, 19]. Оптимальное заполнение проксимальной части метафиза имплантатом способствует первичной стабильной фиксации и более физиологической передаче нагрузки на кость. Endh et al. исследовали соответствие только на уровне истмуса, разделяя пациентов с достаточным контактом и без него, без числового выражения, отмечая также, что недостаточное заполнение канала является основной причиной нестабильности [16]. Mulliken исследовал по отдельности посадку в метафизе и заполнение в диафизарной части [15]. Hayes et al. указывали на значительные погрешности при измерении заполнения канала и посадки по рентгенограммам в сравнении с поперечными срезами КТ [17].

Модель ножки эндопротеза тазобедренного сустава, полностью соответствующая проксимальному отделу бедренной кости, на сегодняшний день остается недостижимой по причине невозможности создания материала и пространственной структуры, которые копируют бы нормальную кость со всеми присущими ей свойствами. На данный момент существуют методы создания индивидуальных эндопротезов, однако в силу их высокой стоимости они не нашли широкого распространения [10]. Так, даже при изготовлении индивидуальных бесцементных эндопротезов с проксимальным гидроксипатитным покрытием из 55 случаев эндопротезирования у пяти (9 %) больных спустя 7 лет отмечалась боль в бедре. При дальнейшем ретроспективном исследовании было выявлено, что кортикальный индекс и CFI были меньшими, а диаметр ножки — большим в 11 (20 %) случаях с последующим развитием stress-shielding синдрома [26].

В рамках одного из первых направлений создания ножек прослеживалась тенденция к максимально возможному приближению формы эндопротеза к модели бедренной кости. Такую концепцию называют «анатомической». Другая концепция предусматривает внедрение в кость прямых ножек, изготовленных без учета физиологических изгибов проксимального отдела бедренной кости. Некоторые серии наблюдений демонстрируют неоднозначное влияние посадки и заполнения имплантатом бедренного канала на клинический результат. Хороший результат применения таких ножек может наблюдаться либо при проксимальной, либо при дистальной плотной их посадке и заполнении канала. Имеются также сведения и об отсутствии существенного влияния таковых типов фиксации на клинический результат. Неоднозначность мнений по данному вопросу свидетельствует об отсутствии явных преимуществ анатомических ножек перед прямыми.

Таким образом, вариабельность формы, размеров, пространственной ориентации проксимального отдела бедренной кости, а также наличие конструкций с различной формой ножки и типом фиксации определяют необходимость обеспечения первичной стабильной фиксации эндопротеза для максимальной площади контакта «эндопротез — костная ткань».

В ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины» разработан метод подбора ножки эндопротеза с помощью компьютерной графики. Данный метод основан на подборе типоразмера имплантата, позволяющем определить площадь контакта между

поверхностью эндопротеза и эндостальной поверхностью бедренной кости. При достаточном значении площади достигается первичная стабилизация ножки. В результате проведенного нами исследования было выявлено, что площадь контакта ножки и бедренной кости должна составлять не менее 60 % от общей площади ножки [10]. Этот показатель был выбран нами в качестве объективного критерия подбора ножки эндопротеза. По данным российских авторов, степень заполнения бедренного канала эндопротезом, превышающая 50%, считается показателем правильного выбора имплантата [3, 4].

Обилие различных конструкций, разработанных в разное время, порождает трудности в создании развернутой и внятной их классификации. Тем не менее, существуют логически обоснованные подходы к систематизации ножек эндопротезов, которые облегчают выбор необходимого компонента для каждого конкретного случая.

Среди прямых ножек эндопротезов имеется большой ассортимент бедренных компонентов, отличающихся зоной наиболее прочной фиксации в костной ткани, что определяется в основном зоной нанесения пористого слоя, имеющего значение для обеспечения вторичной (биологической) фиксации. В ходе исследования выявлено, что полное пористое покрытие ножки не только не улучшает долгосрочную стабильность, но и приводит к усиленной резорбции костной ткани, поэтому применение такого покрытия при первичном эндопротезировании нежелательно [27]. Вполне достаточным является нанесение покрытия на проксимальную часть ножки, которая контактирует с губчатой костью. Ножка может иметь клиновидную, коническую или сложносоставную форму с различной кривизной поверхности. По данным литературы, в ходе сравнения плотности контакта между конической и цилиндрической формами ножек выявлено, что коническая характеризуется проксимальным контактом с губчатой костью, а цилиндрическая — контактом с кортикальной костью дистальной части бедренной кости [11, 12, 14, 21]. Таким образом, в зависимости от уровня фиксации различают бедренные компоненты проксимального, промежуточного и дистального типов.

Фиксация проксимальной части ножки в губчатой кости обеспечивает наиболее физиологическое распределение нагрузки на губчатую и кортикальную кость шейки бедренной кости через воротник имплантата либо только на губчатую кость проксимального отдела бедренной кости, тем самым вызывает минимальные изменения диафизарного

отдела. Так, для максимального сохранения кости в проксимальной части и с целью уменьшения риска возникновения stress-shielding синдрома созданы ультракороткие и безножковые бедренные компоненты. Данный тип фиксации практически в «чистом» виде представлен трабекулярной ножкой Corf-Holz [13, 28]. Созданный в 1989 г. бедренный компонент Mayo Conservative Hip представляет собой клин в двух проекциях, изготовленный из титанового сплава, с волокнистой сетью на поверхности метафизарной части. Он позволяет достичь многоточечного контакта с внутренней поверхностью канала [23]. Третье поколение эндопротезов с плотной проксимальной посадкой и короткой дистальной конической частью показало хорошие результаты спустя 6 лет, без случаев развития нестабильности, с удовлетворительным контактом кость — эндопротез [20]. Долгосрочный же эффект данных имплантатов не известен. Бедренный компонент “Zimmer-Versys” аналогично предполагает фиксацию в губчатой кости, поэтому его производитель рекомендует применять его у относительно молодых пациентов без признаков остеопороза. Обязательным условием при установке ножек с данным типом фиксации является хорошее качество костной ткани проксимального отдела бедренной кости.

К промежуточному типу фиксации относятся ножки дизайна Цваймюллера. Нами в клинике наиболее часто применяются бедренные компоненты “Biomet Taper-Lock”, “DePuy-Coraile”. Обязательным условием их успешной фиксации является контакт боковых поверхностей с кортикальным слоем на большом протяжении от малого вертела до истмуса. По данным литературы, ножки такого типа фиксации демонстрируют отличную стабильность в течение длительного времени [22, 29, 30].

Для ножек дистального типа фиксации обязателен контакт ее дистального отдела с кортикальным слоем в области истмуса бедренной кости. К ним можно отнести ножки отечественного эндопротеза «Ортэн», также “AML De-Puy” [5]. К преимуществу диафизарной фиксации относится то, что можно избежать трудностей, возникающих в связи с различными анатомическими особенностями проксимальной части бедра, и добиться плотного контакта с кортикальным слоем интрамедуллярного канала. Однако в случае необходимости ревизионного эндопротезирования выполнение данной задачи вызовет сложности.

Таким образом, каждый тип фиксации должен применяться обоснованно. Оптимальным эндопротезом является такой, после имплантации которого создаются условия для благоприятного

распределения нагрузок. Одним из главных моментов является адекватный подбор типа фиксации и дизайна ножки эндопротеза соответственно форме бедренного канала.

При выборе бедренного компонента мы ориентируемся на форму проксимального отдела бедренной кости, выбирая конструкцию, которая обеспечивала бы максимально возможную площадь контакта кость — эндопротез. Как правило, при конической форме канала мы применяем ножки клиновидной формы с промежуточным типом фиксации. Проксимальный тип — при полностью сохраненном проксимальном отделе бедренной кости. Если же канал цилиндрической формы, мы выбираем прямые анатомические ножки с возможностью дистальной фиксации.

В целом, мы придерживаемся концепции достижения максимальной проксимальной фиксации, учитывая те моменты, что такой тип фиксации наиболее физиологично передает нагрузки на бедренную кость. А изменения плотности костной ткани, наблюдаемые после операции, более благоприятны с точки зрения выполнения ревизионного эндопротезирования, так как не затрагивают зону истмуса.

## Литература

1. Городний И.П. Профилактика, диагностика и лечение асептического расшатывания компонентов эндопротеза тазобедренного сустава: автореф. дис. на соискание уч. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / И.П. Городний. — Санкт-Петербург, 1999. — 20 с.
2. Елкин Д.В. Клинико-анатомическое обоснование применения бедренных компонентов дистальной фиксации при эндопротезировании тазобедренного сустава: автореф. дис. на соискание уч. степени канд. мед. наук : спец. 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / Д.В. Елкин. — Москва, 2008. — 20 с.
3. Загородний Н.В. Эндопротезирование при повреждениях и заболеваниях тазобедренного сустава: автореф. дис. на соискание уч. степени док. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / Н.В. Загородний. — Москва, 1998. — 32 с.
4. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава эндопротезами нового поколения / Н.В. Загородний // Вестн. травматол. и ортопед. им Н.Н. Приорова. — 1999. — № 4. — С. 28–34.
5. Концепция обеспечения стабильности фиксации бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «ОРТЭН» / А.Е. Лоскутов., В.Л. Красовский, А.Е. Олейник и др. // Ортопед., травматол. — 2000. — № 2.
6. Кузин В.В. Комплексная система повышения эффективности первичного эндопротезирования тазобедренного сустава: дис. доктора мед.наук: 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / В.В. Кузин. — М., 2004. — 324 с.
7. Минасов Б.Ш. Предоперационное планирование эндопротезирования тазобедренного сустава / Б.Ш. Минасов, Ф.Ф. Мухаметов, А.Р. Билялов, Р.Р. Гильмутдинов. — Уфа: Здравоохранение Башкортостана, 2003. — 100 с.
8. Определение напряженно-деформированного состояния системы «эндопротез-кость» при различных степенях их



- контакта / В.А. Филиппенко, З.М. Мителева, Д.Е. Петренко и др. // Ортопед., травматол. — 2003. — № 3.
9. Особенности подбора ножек бесцементного эндопротеза при первичном эндопротезировании / В.А. Филиппенко, Д.Е. Петренко, О.А. Подгайская и др.: зб. наук. праць «Актуальні питання ортопедії травматології». — Запоріжжя, 2008. — Вип. 73, кн. 2. — С. 69–72.
  10. Петренко Д.Е. Профилактика ранней асептической нестабильности ножки эндопротеза тазобедренного сустава: автореф. дис. на соискание уч. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / Д.Е. Петренко. — Харьков, 2004. — 20 с.
  11. Предпосылки развития асептической нестабильности тотального бесцементного эндопротеза тазобедренного сустава / Г.В. Гайко, В.М. Подгаецкий, О.М. Сулима и др. // Ортопед., травматол. — 2008. — № 4.
  12. A quantitative analysis of bone support comparing cementless tapered and distal fixation total hip replacements / J.L. Howard, A.J. Hui, R.B. Bourne et al. // J. Arthroplasty. — 2004. — Vol. 19. — Issue 3. — P. 266–273.
  13. Bionic-workshop / R. Erhatic-Sirnig, F. Copf, V. Pisot et al. // Bistra/Slovenien, 2003.
  14. Comparison of Porous-Coated Titanium Femoral Stems with and without Hydroxyapatite Coating / Y-H. Kim, J-S. Kim, S-H. Oh et al. // J. Bone Joint Surg. — 2003. — Vol. 85. — P. 1682–1688.
  15. Early radiographic results comparing cemented and cementless total hip arthroplasty / B.D. Mulliken, N. Nayak, R.B. Bourne et al. // J. Arthroplasty. — 1996. — Vol. 11. — P. 24–33.
  16. Engh C.A. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress-shielding and clinical results / C.A. Engh, J.D. Bobyn, A.H. Glassman // J. Bone Joint Surg. Br. — 1987. — Vol. 69-B. — P. 45–55.
  17. Errors of radiographic estimation of fit and fill of cementless femoral components / D.E. Hayes, J.K. Taylor, H.A. Paul et al. // Orthop. Trans. — 1991. — Vol. 16. — P. 533.
  18. Geometric and biomechanical analysis of the human femur / K.R. Dai, K.N. An, T.J. Hein et al. // Orthop. Trans. — 1988. — Vol. 10. — P. 256.
  19. Iguchi H. Accuracy of using radiographs for custom hip stem design / H. Iguchi, J. Hua, P.S. Walker // J. Arthroplasty. — 1996. — Vol. 11. — Issue 3. — P. 312–321.
  20. Kim Y-H. Cementless total hip arthroplasty with a close proximal fit and short tapered distal stem (third-generation) prosthesis / Y-H. Kim // J. Arthroplasty. — 2002. — Vol. 17. — Issue 7. — P. 841–850.
  21. Kim Y.-H. Long-term results of the cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis / Y.-H. Kim. // J. Bone Joint Surg. Br. — 2005. — Vol. 87-B. — Issue 5. — P. 623–627.
  22. Long-term Results for the Uncemented Zweymuller/Alloclassic Hip Endoprosthesis: A 15-Year Minimum Follow-Up of 320 Hip Operations / A. Suckel, F. Geiger, L. Kinzl // J. Arthroplasty. — 2008.
  23. Morrey B.F. A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study / B.F. Morrey, R.A. Adams, M. Kessler // J. Bone Joint Surg. Br. — 2000. — Vol. 82-B. — P. 952–958.
  24. Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis / W.B. Steensa, V.B. Viethb, C.B. Porembacet et al. // J. Arthroplasty. — 2002. — Vol. 17. — Issue 4. — P. 267–273.
  25. Three-dimensional morphology of the proximal femur / O.B. Husmann, J.B. Rubin, P.B. Leyvraz et al. // J. Arthroplasty. — 1997. — Vol. 12. — Issue 4. — P. 444–450.
  26. Tomography Based Custom-Made Stem for Dysplastic Hips in Japanese Patients / K.B. Kawate, Y.B. Ohneda, T.B. Ohmura et al. // J. Arthroplasty. — 2009. — Vol. 24. — Issue 1. — P. 65–70.
  27. Reaveny T.M. Mechanical consequences of bone ingrowth in a hip prosthesis inserted without cement / T.M. Reaveny, D.L. Bartel // J Bone Joint Surg. Am. — 1995. — Vol. 77. — P. 911–923.
  28. Subchondral compact bone presented as part of hydro- and thermodynamic system in femoral head and of a femoral condyle shock adsorber / F. Copf, H. Witte, D. Ravnik et al. // Ортопед., травматол. — 2006. — № 4. — С. 39–46.
  29. Swanson T.V. The Tapered Press Fit Total Hip Arthroplasty: A European Alternative / T.V. Swanson // J. Arthroplasty. — 2005. — Vol. 20. — P. 63–67.
  30. Ten to Twelve-Year Results With the Zweymüller Cementless Total Hip Prosthesis / Ton M.J. Vervest, Patricia G. Anderson, Freek van Hout // J. Arthroplasty. — 2005. — Vol. 20. — Issue 3. — P. 362–368.
  31. The anatomic basis of femoral component design / P.C. Noble, J.W. Alexander, L.J. Lindahl et al. // Clin. Orthop. — 1988. — Vol. 235. — P. 148–165.
  32. The anatomic basis of the concept of lateralized femoral stems. A frontal plane radiographic study of proximal femur / P. Massin, Geasis, E. Astoin et al. // J. Arthroplasty. — 2000. — Vol. 15. — P. 93–101.
  33. Total hip arthroplasties: What are the reasons for revivion? / Slif D. Ulrich, Thorsten M. Seyler, D. Bennet et al. // Inter. Orthop. — 2008. — Vol. 32. — № 5. — P. 597–604.
  34. Woolson S.T. Tree-dimensional imaging of bone from computerized tomography / S.T. Woolson, L.L. Fellingham, A. Vassiliadis // Clin. Orthop. — 1986. — Vol. 202. — P. 239–248.