

РЕВИЗИОННОЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПРИ АСЕПТИЧЕСКОЙ НЕСТАБИЛЬНОСТИ БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

А.В. Сементковский

*ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им Р.Р. Вредена» Минздравсоцразвития России
директор – д.м.н. профессор Р.М. Тихилов
Санкт-Петербург*

Изложены классификации дефектов бедренной кости, описаны основные современные методики ревизионного эндопротезирования при асептической нестабильности бедренного компонента и проведена оценка результатов их использования в клинике.

Ключевые слова: ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава, бедренный компонент, асептическая нестабильность.

REVISION TOTAL HIP ARTHROPLASTY IN PATIENTS WITH ASEPTIC LOOSENING OF FEMORAL STEM (REVIEW)

A.V. Sementkovsky

The paper presents literature data with regard to the classification of femoral bone loss defects. It also describes the contemporary techniques of revision total hip arthroplasty in patients with aseptic loosening of the femoral component and provides the evaluation of the treatment outcomes of the described approaches.

Key words: revision hip arthroplasty, femoral stem, aseptic loosening.

В последнее время в связи с общим старением населения, урбанизацией, экологическими проблемами наблюдается неуклонный рост заболеваний органов опорно-двигательной системы, в том числе крупных суставов. Одним из самых эффективных методов лечения этой патологии являются операции эндопротезирования, количество которых ежегодно возрастает. Если в начале 80-х годов XX века в мире ежегодно проводилось около 300 тысяч подобных операций, то в 2005 году только в США выполнено около 285 тысяч [27].

Наиболее широкое распространение получило эндопротезирование тазобедренного сустава, которое позволяет устранить болевой синдром, восстановить объем движений в суставе, достаточный для полноценной жизни, скорректировать длину конечности и в относительно короткие сроки вернуть пациента к полноценной жизни [1, 2, 22, 59].

В ближайшие годы после операции у подавляющего числа больных отмечаются хорошие результаты, но с течением времени они ухудшаются, и все большее количество пациентов нуждается в ревизионных операциях [4, 20].

По данным AAOS, 17% выполненных в США в 2000 г. операций эндопротезирования были ревизионными, а в некоторых крупных центрах их количество составляет до 30%.

Наиболее часто причиной ревизионного эндопротезирования является асептическое расшатывание компонентов – 34–94% случаев. Затем следуют глубокое нагноение, рецидивирующие вывихи, механическое разрушение имплантов, перипротезные переломы [5, 25, 28]. Первые признаки асептического расшатывания компонентов эндопротеза не имеют клинической симптоматики и обычно выявляются при рентгенологическом обследовании пациента в виде зоны резорбции на границе имплантат – кость. Болевой же синдром обычно развивается при возникновении подвижности имплантата. Этот процесс имеет прогрессирующее течение, и единственным методом помощи пациенту является повторное хирургическое вмешательство. Объем ревизионной операции зависит от состояния костного ложа, наличия, размера и локализации костных дефектов, типа предыдущего протеза [3, 6, 35]. Важнейшим фактором, определяющим объем вмешательства и выбор

импланта, является степень разрушения и наличие дефектов костной ткани бедра.

Существует несколько классификаций дефектов бедренной кости. В США распространена классификация AAOS, разработанная в 1993 году D. Antonio [14] как для первичного, так и для ревизионного эндопротезирования. В ней выделены две основные категории дефектов: сегментарные и кавитарные (полостные). Дополнительными категориями являются расширение (эктазия), смещение, стеноз, переломы кости. Эта классификация позволяет очень точно охарактеризовать особенности каждого дефекта бедренной кости. Однако она достаточно громоздка и носит описательный характер, что затрудняет ее использование при предоперационном планировании.

В 1988 г. T.H. Malloy с соавторами предложили свою классификацию, в основе которой лежит степень потери кортикальной и губчатой кости на протяжении бедра [33].

Классификация, предложенная W.G. Paprosky с соавторами в 2004 г., является результатом совершенствования предыдущей классификации [17].

В ней выделены четыре типа дефектов проксимального отдела бедренной кости:

I тип – минимальная потеря губчатой кости в области метаэпифиза бедра с интактной кортикальной и губчатой костью диафиза бедра; дефицит костной ткани отсутствует; сохранена опорная функция метаэпифиза бедра;

II тип – значительная потеря губчатой кости в области метаэпифиза бедра (истончение, полости, зоны склероза как локальные, так и затрагивающие весь отдел); возможно наличие кортикальных дефектов в метаэпифизе; губчатая и кортикальная кость диафиза не изменены; имеется дефицит костной ткани метаэпифиза, опорные свойства кости на этом участке значительно снижены;

III тип – в патологический процесс вовлечена костная ткань диафиза бедренной кости (этот тип дефекта подразделяется на две группы в зависимости от величины разрушения диафиза бедренной кости);

III а тип – значительный дефицит губчатой и кортикальной кости в области метаэпифиза с потерей опорной функции кости; дефицит губчатой и кортикальной костной ткани диафиза бедра с сохранением более 4 см интактной кости в области перешейка; опорная функция проксимальной части диафиза бедра снижена;

III в тип – значительная потеря губчатой и кортикальной кости в области метаэпифиза с потерей опорной функции кости; дефицит как губчатой истончение, полости), так и корти-

кальной (истончение, перфорации) костной ткани диафиза бедра с сохранением менее 4 см нормальной кости в области перешейка; опорная функция проксимальной части диафиза бедра серьезно снижена;

IV тип – разрушение губчатой и кортикальной кости на большом протяжении диафиза бедра с образованием сегментарных дефектов, перипротезных переломов, нарушением оси бедра; интактная кость может сохраняться в области дистального метаэпифиза бедра; опорная функция диафиза бедра потеряна.

На ранних этапах развития ревизионного эндопротезирования применялись в основном цементные бедренные компоненты. К преимуществам цементной технологии эндопротезирования, в первую очередь, относится надежная фиксация компонента непосредственно во время операции, и как следствие, возможность ранней активизации больного. Благодаря пластическим свойствам костного цемента его можно использовать для заполнения костных дефектов проксимального отдела бедра, что улучшает опорные свойства кости. Поэтому краткосрочные результаты ревизионных операций, выглядят обнадеживающими, но в течение довольно короткого времени результаты стремительно ухудшаются [46, 51]. Одной из причин этого является значительное снижение качества костной ткани при ревизионном эндопротезировании, остеосклероз, что существенно снижает площадь контакта и силу сцепления между цементом и костной тканью. Y. Dohmae с соавторами определили, что сила сцепления между костным цементом и костью при ревизионной операции составляет в среднем 20,6% от силы сцепления при первичном эндопротезировании, а при повторном реэндопротезировании снижается до 6,8% [18]. Также возникают проблемы с введением цемента в дистальную часть бедра и его прессованием при использовании длинных ревизионных ножек.

Анализ среднесрочных результатов показал, что асептическая нестабильность бедренного компонента возникает в 29–53% случаев [7, 40, 46].

Совершенствование методик цементного эндопротезирования, в частности использование пробок костномозгового канала, тщательное промывание кости, использование пульсирующего лаважа и ретроградного введения костного цемента, а также разработка новых моделей цементных бедренных компонентов, позволили улучшить результаты. Частота асептического расшатывания бедренного компонента в течение 10 лет снизилась до 10% [26, 49]. Выявлена ее корреляция со степенью разрушения бедрен-

ной кости. При незначительных дефектах выживаемость компонента достигает 96%, в то время как при обширных дефектах бедра не достигает 70% [8].

Все это привело к тому, что цементные бедренные компоненты используются в настоящее время в основном лишь при выполнении ревизий у пациентов с незначительными дефектами бедренной кости. Только применение импакционной костной пластики позволило несколько расширить возможности цементных методик реэндопротезирования тазобедренного сустава [12, 31, 34, 45].

Суть данной методики заключается в укреплении бедренной кости в области дефекта специальной сеткой из полиэстера, мерселена или металла, фиксирующейся вокруг бедра или вводимой в костномозговой канал, с последующим тугим заполнением канала костной крошкой из губчатой аллокости. Затем рашпилями формируется ложе для введения костного цемента и бедренного компонента эндопротеза. Эта методика позволяет заполнить дефекты губчатой кости и не дает трансплантатам выйти в мягкие ткани через дефекты кортикальной кости. Таким образом, создаются условия для ремоделирования костной ткани, что значительно улучшает прогноз при последующих ревизиюх. При этих операциях более важной является полноценная импакция аллокости, нежели тип установленного протеза [32]. Частота асептического расшатывания бедренного компонента при использовании данной методики составляет до 10% при оценке среднесрочных результатов [12, 31, 45].

Плотное введение аллотрансплантатов и бедренного компонента в ослабленную бедренную кость значительно увеличивает риск перипротезных переломов бедра, частота которых составляет до 25% [45]. Поэтому многие авторы рекомендуют предварительно укреплять бедренную кость серкляжами или кортикальными аллотрансплантатами.

Следующей особенностью данной методики является отсутствие прямого контакта костного цемента с собственной костью пациента, вследствие чего при частичной резорбции аллокости возможно проседание бедренного компонента, частота которого достигает 22% [19]. Проседание более 5 мм ведет к снижению натяжения ягодичных мышц, увеличивает риск вывиха и способствует сохранению хромоты [34]. Тщательная подготовка трансплантатов, их плотное введение и удаление жира уменьшают величину оседания бедренного компонента [53].

Е. de Thomasson [15] использовал модифицированную методику костной пластики, при

которой дистально примерно пятая часть цементной мантии контактирует непосредственно с костью бедра. Он наблюдал 45 пациентов со средние сроки 3,5 года. Проседание ножки менее 5 мм было выявлено только в 4 случаях, а хорошие результаты лечения получены у 91% пациентов.

При массивных дефектах проксимального отдела бедренной кости для профилактики перипротезных переломов целесообразно использовать удлиненные бедренные компоненты, перекрывающие зону дефекта [12].

Таким образом, данная методика позволяет восстановить костную массу и может использоваться при значительных разрушениях бедренной кости. Однако большой процент перипротезных переломов, частое и значительное оседание бедренного компонента, техническая сложность и травматичность данного вмешательства, а также необходимость длительной разгрузки сустава ограничивают широкое распространение данной методики.

Высокий процент неудовлетворительных исходов реэндопротезирования с использованием цементных методик, а также обнадуживающие результаты применения бесцементных бедренных компонентов при первичном эндопротезировании привели к тому, что их стали использовать и при ревизионных операциях.

При бесцементной имплантации бедренных компонентов необходимо получить надежную первичную фиксацию, осевую и ротационную стабильность, что обеспечивает в дальнейшем биологическую фиксацию компонента путем врастания кости в пористую поверхность эндопротеза.

С середины 90-х годов использование длинных ревизионных полнопокрытых бедренных компонентов стало «золотым стандартом» в ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. Основная зона фиксации эндопротеза в этом случае приходится на дистальную часть диафиза бедра, где качество костной ткани удовлетворительное или хорошее. Это позволяет получить плотный контакт между бедренным компонентом и костью, обеспечить первичную осевую и ротационную стабильность и, как следствие, способствует хорошей биологической фиксации компонента [56, 58].

J.R. Moreland и M.L. Bernstein определили, что частота врастания кости в пористую поверхность эндопротеза коррелирует со степенью заполнения костномозгового канала бедренным компонентом. При заполнении ножкой эндопротеза более 90% костномозгового канала проседание ножки не превышало 2 мм и не было ни одного случая асептического расшатывания, в

то время как при заполнении менее чем на 75% оседание ножки составило в среднем 7 мм и 100% ножек были нестабильны [38].

Для обеспечения первичной осевой и ротационной стабильности необходимо, чтобы протез и кость плотно контактировали на протяжении 4–6 см. Этого бывает достаточно для достижения биологической фиксации даже при наличии дефектов проксимального отдела бедра.

Долгосрочные результаты использования подобных бедренных компонентов обнадеживают. По некоторым данным, в сроки более 10 лет только у 1,9–6% пациентов развилось асептическое расшатывание бедренного компонента [24, 37, 41, 43].

Серьезной проблемой при использовании данных бедренных компонентов является развитие stress-shielding синдрома, проявляющегося снижением плотности костной ткани в проксимальном отделе бедренной кости из-за шунтирования нагрузок и увеличения плотности кости в области дистального конца ножки протеза. Это может сопровождаться болями в средней трети бедра при нагрузке.

W.G. Paprosky с соавторами сообщают, что признаки stress-shilding выявлены через 8 лет у 6% пациентов после ревизионной операции [43].

J.R. Moreland [38] наблюдал развитие stress-shilding у 7% пациентов со стабильным бедренным компонентом спустя в среднем 9,3 года после операции. Причем его частота коррелирует со степенью остеопороза и диаметром бедренного компонента. По данным M.C. Nadaud с соавторами, признаки stress-shilding наблюдались у 22% пациентов при сроке наблюдения в среднем 6,4 года [41].

При установке данных бедренных компонентов существуют и технические сложности. Вследствие большой длины бедренного компонента, выраженного остеосклероза и физиологической кривизны бедренной кости довольно часто, до 30% случаев, при использовании полнопокрытых бедренных компонентов происходят интраоперационные переломы бедренной кости [36].

Так же имеются сообщения и о переломах дистально фиксированной ножки эндопротеза. По данным С.А. Busch с соавторами, достоверно доказанной причиной перелома является отсутствие проксимальной опоры протеза на бедренную кость на фоне избыточного веса больного при диаметре бедренного компонента меньше 13,5 мм [11].

Очень перспективным в реэндопротезировании является использование ревизионных

конических бедренных компонентов Вагнера. При их применении благодаря большому количеству острых граней увеличивается площадь контакта между костью и протезом, сохраняется эндостальное кровоснабжение бедренной кости, обеспечивается высокая ротационная стабильность. Коническая форма обеспечивает самоакливание при нагрузке, хотя это и может вести к оседанию бедренного компонента. Анализ среднесрочных и долгосрочных результатов оперативного лечения с применением данных конструкций показал, что асептическая нестабильность компонента развивалась в 0,7–7,5% случаев [10, 23]. В то же время при использовании ножек Вагнера достаточно велик риск развития осложнений. Например, оседание бедренного компонента может достигать 72% [9, 52], а интраоперационные переломы бедренной кости – 30% [55].

Таким образом, длинные ревизионные бедренные компоненты дистальной фиксации зарекомендовали себя лучшим образом при достаточно выраженных дефектах бедренной кости (тип III а III в по Paprosky), несмотря на высокий процент осложнений, для снижения которых необходимо тщательное предоперационное планирование и точное соблюдение технологии проведения ревизионной операции. В то же время, использование данных бедренных компонентов бедра приводит к серьезной травматизации костной ткани бедра на большом протяжении, что может быть причиной значительной потери костной массы при развитии нестабильности эндопротеза и значительно затруднить проведение последующих ревизий.

Именно с этим связана тенденция последнего времени – использование так называемых «консервативных» методик ревизионного эндопротезирования. Их суть состоит в максимальном сохранении костной массы бедра, в фиксации бедренного компонента в измененную костную ткань проксимального отдела бедренной кости.

В частности, в последние годы в ревизионной хирургии стали использовать первичные эндопротезы с гидроксиапатитовым покрытием. Благодаря быстрому врастанию костной ткани в такой имплантат достигается надежная вторичная фиксация компонента, что дает отличный результат. Частота асептического расшатывания подобных бедренных компонентов составляет не более 4,4%, при сроке наблюдений более 10 лет [29, 47, 48]. Однако во всех представленных наблюдениях операции проводились только при минимальных дефектах бедренной кости (I и II тип по Paprosky), поэтому состояние костной ткани способствовало

быстрому врастанию бедренного компонента.

Таким образом, при использовании ножек с проксимальной фиксацией очень важно состояние костной ткани проксимальной части бедра. При достаточной ее сохранности можно ожидать хороший долгосрочный результат ревизии, при значительных же дефектах, результат обычно неудовлетворителен. В то же время, при сохранении дистальной части диафиза бедра создается запас костной ткани для возможных последующих оперативных вмешательств. К сожалению, применение данных конструкций ограничивается их использованием только при минимальных потерях костной массы бедра.

Более перспективным является применение клиновидных бедренных компонентов прямоугольного сечения с промежуточным типом фиксации. Эти имплантаты имеют относительно небольшую длину, но благодаря своей форме обладают высокой ротационной стабильностью и надежной первичной фиксацией. Фиксация бедренных компонентов типа Zweymuller осуществляется в верхней трети диафиза бедренной кости, непосредственно в кортикальную кость, что позволяет использовать эти протезы при значительной потере кости в метаэпифизе бедра. Прямоугольное сечение позволяет получить надежную первичную фиксацию даже в склерозированном костномозговом канале, не нарушая при этом кровоснабжение бедренной кости. При оценке среднесрочных результатов частота асептического расшатывания бедренного компонента составила от 0 до 2,8% [42, 30]. Таким образом, данный бедренный компонент с успехом применяется в ревизионном эндопротезировании при умеренно выраженных дефектах бедренной кости, позволяя не только получить стабильную фиксацию компонента, но и минимально травмировать костную ткань бедра.

Актуальным вопросом современной ревизионной хирургии является эндопротезирование при массивных дефектах бедренной кости. Именно для решения этой проблемы были разработаны модульные бедренные компоненты.

Дистальные части протеза имеют разную длину и соответствующую анатомическому изгибу кривизну, что обеспечивает стабильную фиксацию в дистальном отделе бедренной кости, а различные по форме проксимальные части модульного протеза способствуют максимально плотному контакту между костью и протезом в проксимальном метаэпифизе бедра. Поэтому асептическое расшатывание компонента составляет всего 2–8% [13, 44, 57]. Модульность протеза также позволяет точно

подобрать оффсет и скорректировать угол антеверсии, что уменьшает опасность вывихов в послеоперационном периоде. Однако модульные бедренные компоненты достаточно дороги, сложны в установке и требуют наличия большого количества инструментария. Кроме того, при использовании этих конструкций возрастает риск перипротезных переломов и есть опасность разрушения конструкции в месте соединения частей протеза [44].

Улучшить результаты реэндопротезирования при массивных дефектах бедра могут бесцементные бедренные компоненты с дистальным блокированием. Эта методика позволяет получить первичную фиксацию и ротационную стабильность при помощи блокирования винтами дистальной части бедренного компонента, а наличие модульных систем позволяет достичь максимального контакта с сохранившейся костью [21, 50, 54]. И хотя в срок до 10 лет асептическое расшатывание может достигать 15%, этот способ в сочетании с костной пластикой является самой существенной альтернативой онкологическим протезам бедра при массивной потере кости у пациентов с IV типом дефекта бедра по Paprosky.

Таким образом, в настоящее время имеется достаточно много методик и конструкций для выполнения ревизионного эндопротезирования при асептической нестабильности бедренного компонента. На наш взгляд, основным фактором, определяющим выбор той или иной конструкции, должна быть адекватная оценка степени разрушения бедренной кости, а основной задачей при выполнении ревизии – не только получение максимально стабильной фиксации компонента, но и максимальное сохранение бедренной кости и создание условий для ее ремоделирования.

Литература

1. Воронцова, Т.Н. Социально-биологическая и клинко-диагностическая характеристика пациентов, перенесших ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава (по материалам Федерального регистра эндопротезирования крупных суставов конечностей) / Т.Н. Воронцова // Эндопротезирование в России : всерос. сб. науч. статей. – Казань ; СПб., 2005. – Вып. 1. – С. 253–258
2. Корнилов, Н.В. Состояние эндопротезирования крупных суставов в Российской Федерации / Н.В. Корнилов // Эндопротезирование крупных суставов : матер. симп. – М., 2000. – С. 49–52.
3. Неверов, В.А. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава. / В.А. Неверов, С.М. Закари. – СПб. : Образование, 1997. – 112с.
4. Николаев, А.П. Оценка результатов эндопротезирования тазобедренного сустава / А.П. Николаев,

- А.Ф. Лазарев, А.О. Рагозин // Эндопротезирование крупных суставов : матер. симп. — М., 2000. — С. 78—79.
5. Нуждин, В.И. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / В.И. Нуждин, В.В. Троценко, Т.П. Попова, С.В. Каграманов // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2001. — № 2. — С. 66—71.
 6. Тихилов, Р.М. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава / Р.М. Тихилов. В.М. Шаповалов. — СПб. : РНИИТО им. Р.Р.Вредена, 2008. — 301 с.
 7. Amstutz, H.C. Revision of aseptic loose total hip arthroplasties / H.C. Amstutz [et al.] // Clin. Orthop. — 1982. — N 170. — P. 21—33.
 8. Bardou-Jacquet, J. Primary aseptic revision of the femoral component of a cemented total hip arthroplasty using a cemented technique without bone graft / J. Bardou-Jacquet // Orthop. Traumatol. Surg. Res. — 2009. — Vol. 95, N 4. — P. 243—248.
 9. Bircher, H.P. The value of the Wagner SL revision prosthesis for bridging large femoral defects / H.P. Bircher [et al.] // Orthopade. — 2001. — Vol. 30. — P. 294.
 10. Böhm, P. Femoral revision with the Wagner SL revision stem: evaluation of one hundred and twenty-nine revisions followed for a mean of 4.8 years / P. Böhm, O. Bischel // J. Bone Joint Surg. — 2001. — Vol. 83-A. — P. 1023—1031.
 11. Busch, C.A. Fractures of distally-fixed femoral stems after revision arthroplasty / C.A. Busch [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 2005. — Vol. 87-B. — P. 10.
 12. Buttaro, M.A. Impacted bone allografts and a cemented stem after failure of an uncemented stem: preliminary results / M.A. Buttaro [et al.] // Hip Int. — 2009. — Vol. 19, N 3. — P. 221—226.
 13. Cameron, H.U. Orthopaedic crossfire — stem modularity is unnecessary in revision total hip arthroplasty: in opposition / H.U. Cameron // J. Arthroplasty. — 2003. — Vol. 18, N 3. — P. 101—103.
 14. D'Antonio, J.D. Classification of femoral abnormalities in total hip arthroplasty / J.D. D'Antonio [et al.] // Clin. Orthop. — 1993. — N 133. — P. 133—139.
 15. de Thomasson E. Modified Exeter technique in revision hip surgery: does distal fixation of the stem affect allograft transformation? / E. de Thomasson [et al.] // Arthroplasty. — 2005. — Vol. 20, N 4. — P. 473—480.
 16. Della Valle, C.J. Classification and an algorithmic approach to the reconstruction of femoral deficiency in revision total hip arthroplasty / C.J. Della Valle, W.G. Paprosky // J. Bone Joint Surg. — 2003. — Vol. 85-A, Suppl. 4. — P. 1-6.
 17. Della Valle, C.J. The femur in revision total hip arthroplasty evaluation and classification / C.J. Della Valle, W.G. Paprosky // Clin. Orthop. — 2004. — N 420. — P. 55—62.
 18. Dohmae, Y. Reduction in cement-bone interface shear strength between primary and revision arthroplasty / Y. Dohmae [et al.] // Clin. Orthop. — 1988. — N 236. — P. 214—220.
 19. Eldridge, J.D. Massive early subsidence following femoral impaction grafting / J.D. Eldridge [et al.] // J. Arthroplasty. — 1997. — Vol. 12. — P. 535—540.
 20. Fevang, B.T. Improved results of primary total hip replacement / B.T. Fevang [et al.] // Acta Orthop. — 2010. — Vol. 81, N 6. — P. 649—659.
 21. Fink, B. Distal interlocking screws with a modular revision stem for revision total hip arthroplasty in severe bone defects / B. Fink, A. Grossmann, M. Fuerst // J. Arthroplasty. — 2010. — Vol. 25, N 5. — P. 759—765.
 22. Flugsrud, G.B. Risk factors for total hip replacement due to primary osteoarthritis: a cohort study in 50,034 persons / G.B. Flugsrud [et al.] // Arthritis Rheum. — 2002. — Vol. 46, N 3. — P. 675—682.
 23. Grünig, R. Three- to 7-year results with the uncemented SL femoral revision prosthesis / R. Grünig, E. Morscher, P.E. Ochsner // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 1997. — Vol. 116, N 4. — P. 187—197.
 24. Hamilton, W.G. Extensively porous-coated stems for femoral revision: a choice for all seasons / W.G. Hamilton [et al.] // J. Arthroplasty. — 2007. — Vol. 22, N 4. — P. 106—110.
 25. Havelin, L.I. The Nordic Arthroplasty Register Association: a unique collaboration between 3 national hip arthroplasty registries with 280,201 THRs / L.I. Havelin [et al.] // Acta Orthop. — 2009. — Vol. 80, N 4. — P. 393—401.
 26. Haydon, C.M. Revision total hip arthroplasty with use of a cemented femoral component. Results at a mean of ten years / C.M. Haydon [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 2004. — Vol. 86-A, N 6. — P. 1179—1185.
 27. Iorio, R. Orthopaedic surgeon workforce and volume assessment for total hip and knee replacement in the United States: preparing for an epidemic / R. Iorio [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 2008. — Vol. 90-A, N 7. — P. 1598—605.
 28. Jafari, S.M. Revision hip arthroplasty: infection is the most common cause of failure / S.M. Jafari [et al.] // Clin. Orthop. — 2010. — N 468. — P. 2046—2051.
 29. Kelly, S.J. The use of a hydroxyapatite-coated primary stem in revision total hip arthroplasty / D.J. Kelly, S.J. Incavo, B. Beynon // J. Arthroplasty. — 2006. — Vol. 21. — P. 64—71.
 30. Korovessis, P. High medium-term survival of Zweymuller SLR- Plus stem used in femoral revision / P. Korovessis, T. Repantis // Clin. Orthop. — 2009. — N 467. — P. 2032—2040.
 31. Mahoney, C.R. Femoral revision with impaction grafting and a collarless, polished, tapered stem / C.R. Mahoney [et al.] // Clin. Orthop. — 2005. — N 432. — P. 181—187.
 32. Malkani, A.L. Histological and mechanical evaluation of impaction grafting for femoral component revision in a goat model / A.L. Malkani [et al.] // Orthopedics. — 2005. — Vol. 28. — P. 49.
 33. Mallory, T.H. Preparation of the proximal femur in cementless total hip revision / T.H. Mallory // Clin. Orthop. — 1988. — N 235. — P. 47—60.
 34. Marmorat, J.L. Femoral revision using cemented stem and compacted bone graft: femoral migration analysis / J.L. Marmorat [et al.] // Rev. Chir. Orthop. — 2006. — Vol. 92. — P. 125—132.
 35. Maurer, S.G. Reconstruction of the failed femoral component and proximal femoral bone loss in revision hip surgery / S.G. Maurer, A.C. Baitner, P.E. Di Cesare // J. Am. Acad. Orthop. Surg. — 2000. — Vol. 8. — P. 354—363.
 36. Meek, R.M. Intraoperative fracture of the femur in revision total hip arthroplasty with a diaphyseal fitting stem / R.M. Meek [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 2004. — Vol. 86-A, N 3. — P. 480—485.

37. Moon, K.H. Revision total hip arthroplasty using an extensively porous coated femoral stem / K.H. Moon [et al.] // *Clin. Orthop.* – 2009. – N 1. – P. 105–109.
38. Moreland, J.R. Femoral revision hip arthroplasty with uncemented, porous-coated stems / J.R. Moreland, M.L. Bernstein // *Clin. Orthop.* – 1995. – N 319. – P. 141–150.
39. Moreland, J.R. Cementless femoral arthroplasty of the hip: minimum 5 year follow-up / J.R. Moreland, M.A. Moreno // *Clin. Orthop.* – 2001. – N 393. – P. 194–201.
40. Morrey, B.F. Complications with revision of the femoral component of total hip arthroplasty / B.F. Morrey, B.F. Kavanagh // *J. Arthroplasty.* – 1992. – Vol. 7. – P. 71–79.
41. Nadaud, M.C. Cementless revision total hip arthroplasty without allograft in severe proximal femoral defects / M.C. Nadaud [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2005. – Vol. 20. – P. 738–744.
42. Oetgen, M.E. Revision total hip arthroplasty using the Zweymuller femoral stem / M.E. Oetgen, M.H. Huo, K.J. Keggi // *J. Orthop. Traumatol.* – 2008. – Vol. 9, N 2. – P. 57–62.
43. Paprosky, W.G. Minimum 10-year results of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty / W.G. Paprosky, N.V. Greidanus, J. Antoniou // *Clin. Orthop.* – 1999. – N 369. – P. 230–342.
44. Park, M.S. A distal fluted, proximal modular femoral prosthesis in revision hip arthroplasty / M.S. Park [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2010. – Vol. 25, N 6. – P. 932–938.
45. Pekkarinen, J. Impaction bone grafting in revision hip surgery: a high incidence of complications / J. Pekkarinen [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* – 2000. – Vol. 82-B. – P. 103.
46. Pellicci, P.M. Long-term results of revision total hip replacement: a follow-up report / P.M. Pellicci [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* – 1985. – Vol. 67-A. – P. 513–516.
47. Pinaroli, A. Conservative femoral stem revision: avoiding therapeutic escalation / A. Pinaroli [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2009. – Vol. 24, N 3. – P. 365–373.
48. Raman, R. Revision of cemented hip arthroplasty using a hydroxyapatite-ceramic-coated femoral component / R. Raman [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* – 2005. – Vol. 87-B. – P. 1061–1067.
49. Sinha, R.K. Long-stem cemented calcar replacement arthroplasty for proximal femoral bone loss / R.K. Sinha, S.Y. Kim, H.E. Rubash // *J. Arthroplasty.* – 2004. – Vol. 19. – P. 141-150.
50. Sotereanos, N. Revision total hip arthroplasty with a custom cementless stem with distal cross-locking screws: early results in femora with large proximal segmental deficiencies / N. Sotereanos [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* – 2006. – Vol. 88-A. – P. 1079–1084.
51. Stromberg, C.N. A multicentre 10-year study of cemented revision total hip arthroplasty in patients younger than 55 years old- a follow-up report / C.N. Stromberg, P. Herberts // *J. Arthroplasty.* – 1994. – Vol. 9. – P. 595–601.
52. Suominen, S. Revision total hip arthroplasty in deficient proximal femur using a distal load-bearing prosthesis / S. Suominen, S. Santavirta // *Ann. Chir. Gynaecol.* – 1996. – Vol. 85, N 3. – P. 253–262.
53. Van der Donk, S. Rinsing morselized allografts improves bone and tissue ingrowth / S. Van der Donk [et al.] // *Clin. Orthop.* – 2003. – N 408. – P. 302–310.
54. Volkmann, R. Revision arthroplasty – femoral aspect: the concept to solve high grade defects / R. Volkmann [et al.] // *Int. Orthop.* – 2003. – Vol. 27. – P. 24–28.
55. Weber, M. Femoral revision using the Wagner stem: results at 2–9 years / M. Weber [et al.] // *Int. Orthop.* – 2002. – Vol. 26. – P. 36–39.
56. Weeden, S.H. Minimal 11-year follow-up of extensively porous-coated stems in femoral revision total hip arthroplasty / S.H. Weeden [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2002. – Vol. 17, Suppl. 3 – P. 134–137.
57. Weiss, R.J. Minimum 5-year follow-up of a cementless, modular, tapered stem in hip revision arthroplasty / R.J. Weiss [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2011. – Vol. 26, N 1. – P. 16–23.
58. Whiteside, L.A. Major femoral bone loss in revision total hip arthroplasty treated with tapered, porous-coated stems / L.A. Whiteside // *Clin. Orthop.* – 2004. – N 429. – P. 222–226.
59. Williams, H.D.W. The Exeter universal cemented femoral component at 8 to 12 years: a study of the first 325 hips / H.D.W. Williams // *J. Bone Joint Surg.* – 2002. – Vol. 84-B. – P. 324–334.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

Сементковский Анатолий Владимирович – врач травматолог-ортопед отделения № 13 ФГУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздравсоцразвития России
e-mail.: orthop@mail.ru.