

ФАКТОРЫ РИСКА И ВОЗМОЖНОСТИ ПРОФИЛАКТИКИ ВЫВИХОВ ПОСЛЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Д.В. Стафеев, Н.Н. Ефимов, Е.П. Сорокин,
Д.В. Чугаев, А.И. Гудз, А.А. Бояров

ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена»
Минздрава России, Санкт-Петербург, РФ

Обзор посвящен проблеме вывихов бедренного компонента эндопротеза после первичного и ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава. Проанализированы современные данные о зависящих и не зависящих от хирурга факторах риска возникновения данного осложнения. Рассмотрены возможности профилактики вывихов с использованием таких технических решений, как связанные вкладыши и системы двойной мобильности.

Ключевые слова: обзор литературы, эндопротезирование тазобедренного сустава, ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава, вывих, рецидивирующий вывих, связанный вкладыш, двойная мобильность.

Risk Factors and Potentialities of Dislocation Prevention after Total Hip Arthroplasty

D.V. Stafeev, N.N. Efimov, E.P. Sorokin, D.V. Chugaev, A.I. Gudz, A.A. Boyarov

Russian Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopedics named
after R. R. Vreden, St. Petersburg, Russia

The literature review is dedicated to the problem of femoral component dislocation after primary and revision total hip arthroplasty. Modern data on surgeon-dependent and -independent risk factors for this complication development are analyzed. Potentialities for dislocation prevention using constrained liners and dual mobility system are considered.

Key words: literature review, total hip arthroplasty, revision total hip arthroplasty, dislocation, recurrent dislocation, constrained liners, dual mobility.

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава (ТБС), как одна из наиболее успешных операций современной медицины, на сегодняшний день в мире выполняется более 1 млн раз в год, и потребность в ней постоянно растет. Например, в США ожидается увеличение числа выполняемых в год операций первичного эндопротезирования ТБС с 293 тыс. и ревизионного с 48 тыс. в 2010 г. до 512 тыс. и 66 тыс. соответственно к 2020 г. [1]. В России за 5 лет с 2008 г. число операций первичного эндопротезирования ТБС увеличилось вдвое и составило в 2013 г. чуть менее 55 тыс. [2]. По данным отчетов ЦИТО им. Н.Н. Приорова эндопротезирование ТБС было выполнено в 62 194 случаях в 2014 г. [3] и в 61 224 — в 2015 г. [4].

Одной из наиболее распространенных причин неудачного исхода тотального эндопротезирования ТБС является вывих бедренного компонента эндопротеза (далее «вывих») [5]. Частота вывихов после первичного эндопротезирования, по данным различных авторов, варьируется от 0,2 до 5% [6–11]. Риск возникновения первого вывиха можно оценивать не в виде постоянной величины, а как совокупный риск, меняющийся с течением времени. По данным [12], совокупный риск первого вывиха у пациентов с эндопротезом Charnley составил 1% в

срок 1 мес после операции и 1,9% — в срок до 1 года. Далее совокупный риск увеличивался примерно на 0,2% ежегодно, достигая 7% к 25 годам.

Также вывихи являются одной из ведущих причин ревизионных вмешательств [13]. В РНИИТО им. Р.Р. Вредена среди впервые выполненных ревизионных эндопротезирований ТБС в срок до 5 лет после первичной операции 12,5% выполнено по поводу вывиха [14]. Следует особо отметить, что вывихи после ревизионного эндопротезирования ТБС встречаются в 2–8 раз чаще, чем после первичной операции, частота же их возникновения может превышать 15% [7, 11, 15, 16].

Вывих является многофакторной проблемой [6, 10, 17, 18]. Факторы, предрасполагающие к вывиху, можно разделить на «хирургонезависимые» и «хирургозависимые». Если «хирургонезависимые» факторы, как правило, являются исходными данными, которые позволяют заранее прогнозировать повышенный риск данного осложнения, то «хирургозависимые» факторы определяются принятыми решениями и действиями оперирующего врача.

Что касается «хирургонезависимых» факторов, пациенты пожилого возраста и женщины традиционно считаются группами повышенного риска [8, 19]. Так, по данным [12, 18], у пациентов старше

Для цитирования: Стафеев Д.В., Ефимов Н.Н., Сорокин Е.П., Чугаев Д.В., Гудз А.И., Бояров А.А. Факторы риска и возможности профилактики вывихов после эндопротезирования тазобедренного сустава. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2017; 3: 63–72.

Cite as: Stafeev D.V., Efimov N.N., Sorokin E.P., Chugaev D.V., Gudz A.I., Boyarov A.A. Risk factors and potentialities of dislocation prevention after total hip arthroplasty. Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova. 2017; 3: 63–72.

70 лет риск вывиха выше в 1,2 раза, чем у более молодых пациентов, а у пациентов старше 80 лет — в 1,9 раза. Молодой возраст также может быть фактором риска. В исследовании [20] наименьшая частота вывиха имела место среди пациентов возрастной группы 50–69 лет. У пациентов моложе 50 и старше 70 лет риск был выше в 1,9 и 2,28 раза соответственно. Различные исследователи отмечали большую частоту вывихов у женщин по сравнению с мужчинами [8, 10], однако в литературе имеются и обратные данные [21–23].

В ходе целого ряда исследований установлено, что риск вывиха зависит от диагноза, по поводу которого выполняется эндопротезирование ТБС [8, 19, 21, 24]. Так, согласно данным [18], по сравнению с пациентами с идиопатическим коксартрозом у пациентов с диспластическим коксартрозом вероятность вывиха повышена в 1,2 раза, с воспалительным артритом — в 1,4 раза, асептическим некрозом головки бедренной кости (АНГБК) — в 1,6 раза, с переломом бедренной кости — в 1,8 раза. Частота вывиха после тотального эндопротезирования, выполненного по поводу перелома шейки бедренной кости, достигает 10,7% [25]. По данным [26], у пациентов с ревматоидным артритом вероятность вывиха в 3,8 раза выше, чем у больных с другими заболеваниями. Также при переломе шейки бедренной кости и АНГБК повышается риск ревизионного протезирования по поводу вывиха бедренного компонента эндопротеза в 3,9 и 3,7 раза соответственно [27].

К факторам риска относят предшествующие реконструктивные операции на ТБС. По данным T. Fujishiro и соавт. [22], риск увеличивается при наличии в анамнезе периацетабулярной остеотомии, особенно ротационной ацетабулярной остеотомии.

Плохое состояние здоровья пациента перед операцией согласно оценке по шкале Американской ассоциации анестезиологов (ASA) может отражать нарушение когнитивных и/или физических способностей больного и, следовательно, невозможность соблюдать ортопедический режим [26]. У пациентов с ASA 3 или 4 риск вывиха по сравнению с пациентами с ASA менее 3 по данным [26] выше в 3 раза, а по данным [28] — в 10 раз.

Еще одной группой «хирургонезависимых» факторов риска вывиха являются заболевания, сопровождающиеся нейромышечными нарушениями, когнитивные дисфункции и злоупотребление алкоголем [10, 19, 29].

Остается актуальным вопрос влияния ожирения на вероятность вывиха. Некоторые исследователи отмечают отсутствие статистически значимой разницы в частоте вывихов у больных с различным индексом массы тела (ИМТ) [9, 23, 26]. Большинство же хирургов считает, что ожирение является фактором риска вывиха [8, 10, 30]. В работе [31] были получены данные, что в сравнении с пациентами с ИМТ $<24,9$ кг/м² пациенты с ИМТ 25–29,9 кг/м² (избыточный вес) имели риск вывиха в первые 3 года после операции в 2,4 раза, а пациенты с

ИМТ >30 кг/м² (ожирение) — в 3,6 раз больше. E. Wagner и соавт. [32] по результатам анализа большой группы пациентов установили, что, начиная с ИМТ 35 кг/м², с увеличением индекса на каждую единицу риск вывиха в срок до 6 мес возрастает на 5%. Избыточный объем жировой ткани ограничивает амплитуду движений в ТБС и снижает вероятность импинджмента компонентов эндопротеза и костей [33], но при этом несет опасность развития внесуставного мягкотканного импинджмента при сгибании и приведении бедра, также способного вызывать вывих [32, 34, 35]. Влияние данного механизма особо значимо для женщин из-за особенностей распределения жировой ткани [35]. P. Hernigou и соавт. [30] отметили, что у пациентов, страдающих ожирением, снижение ИМТ в результате бариатрических операций, предшествовавших эндопротезированию ТБС, не приводит к уменьшению частоты вывихов, так как не всегда сопровождается значимым уменьшением окружности бедер. Авторы предположили, что BAI (body adiposity index) [36] может иметь большую ценность в сравнении с ИМТ для определения риска вывиха.

Очевидно, что пациенты с высокими функциональными требованиями к оперированному суставу могут спровоцировать вывих при занятиях спортом, однако низкий уровень физической активности также повышает риск облучаемого осложнения. С. Esposito и соавт. [20], использовав шкалу LEAS (Lower Extremity Activity Scores) [37], установили, что пациенты с вывихами были менее активны, чем пациенты без них (LEAS $8,5 \pm 3$ и $9,5 \pm 3,2$ соответственно). Среди пациентов моложе 50 лет разница в активности была более значима (LEAS 7 и 10 соответственно).

Особого внимания среди «хирургонезависимых» факторов заслуживает состояние мышц-абдукторов как главного мягкотканного стабилизатора ТБС, следовательно, его недостаточность может стать причиной вывиха [38].

Стоит отдельно выделить «хирургонезависимые» факторы риска вывиха после ревизионной артропластики ТБС. С изменением состояния тканей области ТБС меняется и вклад различных факторов в риск данного осложнения. К примеру, у больных с одним или более вывихом бедренного компонента в анамнезе риск возникновения вывиха после ревизионного эндопротезирования выше, чем у остальных пациентов, в 2,673 раза [39]. Наличие предшествующих ревизионных вмешательств повышает риск повторного вывиха после ревизии, выполненной по поводу рецидивирующих вывихов [40]. S. Jo и соавт. [16] также показали повышение риска повторного вывиха (в 1,94 раза) и повторной ревизии (в 1,97 раза) при наличии в анамнезе двух и более оперативных вмешательств на области ТБС.

По данным [39], риск вывиха после ревизионной артропластики также повышается в 2,672 раза у больных с несостоятельностью отводящего аппарата бедра. Авторы включали в это понятие несраще-

ние большого вертела, обширный дефект в месте прикрепления или отсутствие отводящих мышц.

Наличие дефектов вертлужной впадины затрудняет правильное позиционирование вертлужного компонента, а также восстановление центра ротации и натяжения отводящего аппарата бедра [41]. По данным [39], наличие дефектов вертлужной впадины типа 3А и более по классификации Paprosky повышало риск вывиха после ревизионного вмешательства примерно в 1,5 раза.

Отмечается повышенный риск вывиха после ревизионного эндопротезирования у пациентов с АНГБК в качестве первичного диагноза (в 7,7 раза в сравнении с другими первичными диагнозами). Обусловлено это может быть изменениями мягких тканей при длительном приеме кортикостероидов и тем, что асептический некроз может быть последствием чрезмерного употреблением алкоголя [11].

Что касается ожирения, Y. Kim и соавт. [34] показали, что после ревизионного эндопротезирования в группе пациентов с ИМТ $>35 \text{ кг/м}^2$ частота вывихов была в 6 раз больше, чем в группе пациентов с ИМТ $<30 \text{ кг/м}^2$. Отдельные авторы отмечают, что низкие значения ИМТ являются фактором риска рецидивирующих вывихов [11]. В других исследованиях на тему вывихов после ревизионной артропластики значимость ИМТ не отмечалась [16, 40].

Есть сообщения, что вывихи после ревизионных вмешательств, как и после первичных, чаще встречаются у пациентов старшей возрастной группы: при разнице в возрасте 10 лет риск повышается в 2,94 раза [11]. Однако большинство исследователей считает, что возраст, как и пол, не оказывает существенного влияния на частоту вывихов в условиях ревизионного эндопротезирования, уступая место другим факторам [16, 40, 42].

Помимо «хирургонезависимых» факторов, риск вывиха в значительной степени определяется работой хирурга.

Хирургический доступ традиционно считается фактором, влияющим на количество осложнений, в том числе вывихов [5, 6, 24]. Задние доступы к ТБС на более ранних этапах развития эндопротезирования считались значимым фактором риска вывиха, однако широкое внедрение в практику протокола восстановления задних мягкотканых структур при ушивании раны изменило картину. Так, по данным мета-анализа [43], при использовании заднего доступа без восстановления задних структур относительный риск вывиха повышается в 8,21 раза в сравнении с задним доступом с последующим восстановлением задних структур; частота вывихов при переднелатеральном, прямом латеральном и заднем (с восстановлением структур) доступах сопоставима и составляет 0,7, 0,43 и 1,01% соответственно.

Выявление отсутствия различий в количестве вывихов после переднебокового и заднего доступов является трендом современных публикаций [44, 45]. Однако, если ориентироваться на данные

национальных регистров эндопротезирования, то можно констатировать, что задний доступ к ТБС все же сопряжен с повышенным риском возникновения вывиха [18]. По данным [27], при заднем доступе в сравнении с прямым латеральным риск ревизионного вмешательства по поводу рецидивирующих вывихов повышен в 1,3 раза. Также необходимо отметить, что задний доступ особенно опасен с точки зрения вывихов в таких ситуациях высокого риска, как тотальное эндопротезирование по поводу перелома шейки бедренной кости. А. Enocson и соавт. [46] показали, что использование заднего доступа в сравнении с переднелатеральным у данной группы пациентов повышает вероятность вывиха в 6 раз.

Использование миниинвазивных доступов к ТБС традиционно вызывало настороженность с точки зрения повышенной вероятности малпозиции компонентов эндопротеза и, следовательно, вывихов бедренного компонента [19]. В работе [27] применение данных доступов сопряжено с повышением риска ревизионного вмешательства по поводу вывихов в 4,2 раза в сравнении с латеральными. Однако мета-анализ рандомизированных исследований не выявил значимых различий в частоте вывихов при применении миниинвазивных и «стандартных» доступов [47].

К определяемым хирургом параметрам, влияющим на вероятность вывиха, также относится диаметр головки эндопротеза. В теории увеличение диаметра головки обеспечивает профилактику вывиха следующим образом. Во-первых, увеличивается отношение диаметров головки и шейки, которое определяет амплитуду движений до возникновения импинджмента шейки о край вкладыша [48]. Во-вторых, увеличивается расстояние, на которое должна сместиться головка относительно вкладыша для вывиха — «дистанция прыжка» [48], в том числе и с учетом трехмерной кинематики ТБС [49]. Также может иметь место большее сопротивление вывиху мягких тканей, находящихся вокруг головки [29].

Н.Г. Захарян [17] не отмечал вывихов при использовании головок диаметром 36 мм, тогда как после имплантации головок диаметром 28 и 32 мм частота вывихов составила 3,1 и 2,3% соответственно. Т. Fujishiro и соавт. [22] подтвердили достоверное увеличение частоты вывихов при использовании головок диаметром менее 28 мм. По данным [23], использование головок 26 мм в сравнении с 32 мм повышало риск вывиха в 3,35 раза. D. Berry и соавт. [18] продемонстрировали повышение риска вывиха в 1,3 раза при уменьшении диаметра головки с 32 до 28 мм и в 1,7 раза — до 22 мм, при этом эффект от размера головки был наиболее заметен при заднем доступе. Более широкое введение в практику высокоперечносвязанного полиэтилена позволяет имплантировать головки диаметром 32 мм и более, в меньшей степени опасаясь повышенного объемного износа. К примеру, в рандомизированном исследовании [48] продемонстрирована значимая разница в частоте вывихов при использо-

вании головок диаметром 28 и 36 мм — 4,4 и 0,8% соответственно.

Традиционно считается, что неправильное позиционирование компонентов является еще одной из наиболее распространенных и значимых причин вывихов [17, 19, 21, 29, 50]. Избыточная инклинация вертлужного компонента может приводить к вывиху даже при приведении бедра без глубокого сгибания и наружной ротации. При почти горизонтальном положении вывих может произойти в начале сгибания, особенно при недостаточной антеверсии. В случае установки вертлужного компонента с избыточной антеверсией возможен передний вывих при приведении и незначительной наружной ротации [6].

Позиционирование вертлужного компонента следует рассматривать как компромисс между снижением вероятности вывиха и минимизацией износа пары трения, с этой точки зрения диапазон «идеальной позиции» уже, чем принято считать, и зависит от диаметра головки и позиции бедренного компонента. По данным компьютерного анализа при разных комбинациях диаметра головки и значений антеверсии бедренного компонента она находилась в пределах 37–48° инклинации и 12–22° антеверсии. Оптимальная инклинация увеличивается при уменьшении диаметра головки и увеличении антеверсии ножки. Оптимальная антеверсия, наоборот, увеличивается при увеличении диаметра головки и уменьшении антеверсии ножки. Так, при головке диаметром 36 мм и антеверсии ножки эндопротеза 20° идеальная ориентация вертлужного компонента составила $46 \pm 12^\circ$ инклинации и $15 \pm 4^\circ$ антеверсии [51]. Современными клиническими требованиями к ориентации вертлужного компонента являются 30–40° инклинации и 15–25° антеверсии. Однако желаемая позиция достигается далеко не во всех случаях [6].

Еще в 1970-е годы G. Lewinnek представил значения 30–50° наклона и 5–25° антеверсии вертлужного компонента как «безопасную зону» с точки зрения вывихов. Несмотря на небольшой объем исследования и доказанную связь ориентации только с передними вывихами, «безопасная зона Lewinnek» стала широко признанной. По результатам исследования [38], позиция вертлужного компонента за пределами «окна» в 35–50° инклинации и 5–25° антеверсии являлась фактором риска, повышающим вероятность вывиха в 3,4 раза. В работе [9] при эндопротезировании из заднего доступа мальпозиция вертлужного компонента относительно «безопасной зоны Lewinnek» была определена как самостоятельный фактор, повышающий вероятность вывиха в 1,88 раза. Авторы предложили сузить безопасную зону антеверсии при заднем доступе до 10–25°, при мальпозиции относительно этих значений риск повышается в 2,7 раза.

Однако в целом ряде исследований показано, что установка вертлужного компонента в правильном положении по Lewinnek не является надежным способом профилактики вывиха. F. Pierchon и

соавт. [52] определили, что из 38 вывихов в 11 случаях вертлужные компоненты находились в «безопасной зоне». В работе [20] не было обнаружено значимых различий в ориентации вертлужного компонента между группой пациентов с вывихами и контрольной группой. Таким образом, авторы не смогли подтвердить существование «безопасной зоны» с точки зрения позиции только вертлужного компонента.

Что касается позиционирования бедренного компонента, T. Fujishiro и соавт. [22] продемонстрировали уменьшение вероятности вывиха при антеверсии бедренного компонента в пределах 20–40° (такие большие значения обусловлены повышенной частотой диспластического коксартроза у японских пациентов). Средняя антеверсия бедренного компонента была значительно меньше в группе пациентов с задним вывихом, чем в группах пациентов без вывихов и с передним вывихом. В свою очередь F. Pierchon и соавт. [52] не обнаружили зависимости частоты вывихов от версии бедренного компонента по данным КТ.

В настоящее время в мировой литературе отмечается тенденция к оценке позиционирования компонентов эндопротеза с точки зрения суммарной антеверсии вертлужного и бедренного компонентов. Требования к антеверсии вертлужного компонента традиционно формируются с допущением, что будет достигнута оптимальная антеверсия бедренного компонента. Поскольку позиционирование бедренного компонента может в большой степени определяться анатомией проксимального отдела бедренной кости, L. Dorr и соавт. [53] рекомендовали использование так называемой техники комбинированной антеверсии, которая заключается в обработке бедренной кости в первую очередь, оценке достигнутой антеверсии бедренного компонента и последующем позиционировании вертлужного компонента таким образом, чтобы суммарная антеверсия компонентов находилась в желаемых пределах.

Предложены следующие рекомендации по значениям задаваемой суммарной антеверсии: 40–60° [28], 25–50° [53], 25–35° для мужчин и 25–45° для женщин [54], а также методики математических расчетов. По результатам моделирования на основе данных КТ [55] соблюдение большинства описанных рекомендаций по суммарной антеверсии позволяет избежать импинджмента компонентов эндопротеза при движениях в объеме повседневной активности в 90% случаев. Однако вероятность костного контакта и импинджмента кости и компонентов эндопротеза не учитывается в рекомендациях по суммарной антеверсии: импинджмент различных видов при движениях той же амплитуды встречался примерно в половине случаев. Тем не менее через 1 год после операции пациенты, у которых суммарная антеверсия компонентов находилась в рекомендованных пределах, демонстрировали большую амплитуду сгибания бедра и внутренней ротации в положении 90° сгибания, что

можно считать значимым достижением, снижающим вероятность заднего вывиха [55].

Согласно [28] при выходе значений суммарной антеверсии за пределы $40-60^\circ$ риск вывиха повышался в 6,9 раза, что согласуется с данными, полученными T. Fujishiro и соавт. [22]: средняя суммарная антеверсия была значительно больше в группе пациентов с передним вывихом и существенно меньше в группе пациентов с задним вывихом в сравнении с пациентами без вывихов. Y. Nakashima и соавт. [23] продемонстрировали снижение риска вывихов при использовании техники комбинированной антеверсии с целевыми значениями $40-60^\circ$ при эндопротезировании из заднего доступа в сравнении с операциями без использования данной техники (отношение рисков 5,79).

Помимо правильного взаимопозиционирования компонентов необходимо уделять внимание удалению остеофитов как возможной причины импинджмента. Компьютерное моделирование демонстрирует, что при разделении правой вертлужной впадины на зоны циферблата наличие остеофитов в зонах от 1 до 2 ч и от 7 до 8 ч ограничивает амплитуду движений бедра [56].

Также от хирурга требуется должным образом восстановить биомеханику сустава. E. Garcia-Rey и соавт. [38] оценили зависимость частоты вывихов от состояния отводящего аппарата бедра посредством связанных с ним рентгенометрических параметров. Авторы показали, что частота вывихов снижается с увеличением рычага мышц-абдукторов. Они предложили рентгенологическую «безопасную зону» для рычага мышц-абдукторов в 56–64 мм и для высоты большого вертела относительно центра ротации в $-2-5$ мм. Выход этих параметров за указанные границы повышал риск вывиха в 2,6 раза.

Наиболее значимые «хирургозависимые» факторы риска вывиха после ревизионного эндопротезирования ТБС частично отличаются от таковых при первичном вмешательстве. Например, хирургический доступ не является статистически значимым фактором, влияющим на вероятность вывиха [16, 42].

Объем ревизии — самостоятельный фактор риска в случае выполнения операции по поводу рецидивирующего вывиха. Так, замена вертлужного компонента эндопротеза снижала вероятность повторного вывиха и повторной ревизии (отношение рисков 0,46 и 0,6 соответственно) [16]. В исследовании [40] после ревизии по поводу рецидивирующих вывихов риск повторного вывиха был выше при сохранении обоих компонентов и замене вкладыша, чем при замене вертлужного компонента. Данное обстоятельство можно объяснить нераспознаванием малъпозиции вертлужного компонента либо решением не менять малъпозиционированный, но хорошо фиксированный вертлужный компонент. Замена только вертлужного компонента с сохранением бедренного также является фактором риска, поскольку ограничивает выбор диаметра головок и возможность восстановления натяжения мягких

тканей [57]. В свою очередь G. Alberton и соавт. [42] не обнаружили статистически значимых различий частоты вывихов в зависимости от объема ревизионного вмешательства при его выполнении по причинам, отличным от рецидивирующих вывихов и глубокой инфекции.

При ревизионном вмешательстве по сравнению с первичными операциями наблюдается более выраженный эффект увеличения диаметра головки и целесообразна имплантация головок диаметром более 32 мм. Показано, например, что частота вывиха после имплантации головки диаметром 32 мм составила 8,7% против 1,1% при использовании головок диаметром 36 и 40 мм. Что касается ревизионного эндопротезирования по поводу рецидивирующих вывихов, использование головки диаметром 36 мм и более снижало вероятность повторного вывиха и повторной ревизии (отношение рисков 0,39 и 0,37 соответственно) [16]. Согласно данным [40] имплантация головки 28 мм в сравнении с головками большего диаметра повышала вероятность вывиха в 4,27 раза.

При ревизионном эндопротезировании на частоту вывихов также влияет дизайн вкладыша — имплантация антилюксационного вкладыша снижала частоту вывихов при замене только вертлужного компонента с 8,4 до 3,8%, при замене обоих компонентов — с 8 до 2,3% [42].

Помимо головок большего диаметра и антилюксационных вкладышей для профилактики вывиха как после первичного эндопротезирования в ситуациях с высоким риском, так и после ревизионного вмешательства хирургам доступны более сложные технические решения, повышающие стабильность искусственного сустава: связанные вкладыши и системы двойной мобильности.

Связанные вкладыши представлены моделями с различным дизайном — имеются биполярные системы (с одной парой трения) и триполярные (с двумя парами трения), но принцип их работы в любом случае заключается в удерживании головки эндопротеза в вертлужном компоненте посредством запирающего механизма. Недостатком такого технического решения обычно является меньшая амплитуда движений и высокий риск импинджмента шейки бедренного компонента о вкладыш. При возникновении импинджмента, который приводил бы к подвывиху или вывиху бедренного компонента стандартного эндопротеза, в случае со связанным вкладышем силы передаются на имеющиеся интерфейсы, на сам полиэтиленовый вкладыш и запирающий механизм [58]. В исследовании удаленных связанных вкладышей почти во всех случаях наблюдалось повреждение полиэтилена той или иной степени в результате импинджмента, также был обнаружен повышенный объемный износ полиэтилена в сравнении со стандартными вкладышами [58]. Распространение получила классификация механизмов развития несостоятельности системы со связанным вкладышем, предложенная O. Guyen и соавт. [59]: тип I —

нестабильность вертлужного компонента, тип II — разобщение вкладыша и вертлужного компонента, тип III — несостоятельность запирающего механизма, тип IV — вывих головки, тип V — инфекция.

Существующий разброс данных о результатах применения связанных вкладышей можно объяснить различиями в показаниях к применению данных систем и особенностями конкретных моделей [59, 60].

Имеются сообщения о хороших результатах применения цементного вертлужного компонента с запирающим механизмом при первичном эндопротезировании в ситуациях с высоким риском вывиха. В двух группах пациентов, с различными неврологическими нарушениями в одной и с переломами шейки бедренной кости в другой, продемонстрированы частота вывиха 2% и отсутствие повышения риска нестабильности вертлужного компонента [61, 62].

В работе [63], посвященной анализу результатов большого числа операций эндопротезирования ТБС с имплантацией связанных вкладыша ранних моделей, частота вывихов и имплантатспецифических осложнений составила 18,6%, нестабильности вертлужного компонента — 7,6%. Среди пациентов, которым ревизионное вмешательство выполнялось по поводу рецидивирующих вывихов, частота повторных вывихов достигла 28,9%. Немного лучшие результаты продемонстрировали C. Della Valle и соавт. [64] — частота вывихов составила 16% после ревизионных вмешательств с имплантацией связанного вкладыша по поводу рецидивирующего вывиха или неадекватной стабильности эндопротеза при пробном вправлении.

По результатам анализа ревизорпротезирования с имплантацией триполярной связанной системы показано, что в 4 случаях из 43 потребовалось повторное ревизионное вмешательство (2 случая I типа несостоятельности по Guyen, по одному случаю II и III типов). При этом состояние отводящего аппарата бедра не влияло на выживаемость системы [65].

В двух современных исследованиях оценивались результаты ревизионного эндопротезирования с имплантацией новой модели связанного вкладыша (допускающего большую амплитуду движений при правильном позиционировании) по поводу рецидивирующих вывихов и невозможности обеспечить достаточную стабильность стандартным вкладышем (обычно из-за недостаточности отводящего аппарата). Так, при среднем сроке наблюдения 38 мес частота вывихов и асептической нестабильности составила по 5% [66]. В. Chalmers и соавт. [60], по результатам наблюдения в среднем в течение 3,5 лет, вывихи констатировали в 14% случаев, повреждения запирающего механизма — в 5% и нестабильность вертлужного компонента — в 3,5%. Факторами риска повторных вывихов являлись количество предшествующих операций на суставе, рецидивирующий вывих как показание к ревизорпротези-

рованию, сохранение вертлужного компонента и использование головки диаметром 28 мм в сравнении с головками диаметром 32 и 36 мм [60].

Система двойной мобильности — современная альтернатива связанным вкладышам — совмещает в себе принцип низкофрикционной артропластики и идею повышения стабильности за счет увеличения диаметра головки. Биомеханическая особенность заключается в том, что в каждый момент времени функционирует одна из двух пар трения, что ограничивает износ полиэтилена, при этом система в целом обеспечивает большую амплитуду движений до импинджмента и имеет большую «дистанцию прыжка» [49, 67]. Риск повышенного износа полиэтилена, тем не менее, является потенциальным недостатком систем двойной мобильности, особенно актуальным для молодых и активных пациентов [67, 68]. Также описано имплантатспецифическое осложнение, требующее ревизорпротезирования — внутривитреальный вывих. Под этим термином понимается разобщение головки эндопротеза и вкладыша (меньшей пары трения). Осложнение наблюдается в среднем через 9 лет и происходит из-за износа и повреждения полиэтилена в малой паре трения [69]. Развитию внутривитреального вывиха может способствовать нарушение подвижности в большой паре трения [70]. Осложнение развивается с частотой, не превышающей 3,2%, более характерно для молодых и активных пациентов, а также в условиях использования головки диаметром 22 мм, приводящем к уменьшению отношения диаметров головки и шейки эндопротеза [71]. Для снижения вероятности повреждения полиэтиленового вкладыша и развития внутривитреального вывиха целесообразно использовать бедренные компоненты с узкой и полированной шейкой [70].

При первичном эндопротезировании ТБС система двойной мобильности является надежной мерой профилактики вывиха для пациентов со значимыми факторами риска. Так, например, при имплантации системы пациентам с неврологическими заболеваниями вывихи не наблюдались [7, 69], в группе пациентов с ожирением частота вывихов составила 1,3% [72]. После имплантации данной системы при переломе шейки бедра у пожилых пациентов частота вывихов составила 1,4% [73].

Современные системы двойной мобильности с высокоперпендикулярно связанным полиэтиленом вызывают интерес как средство минимизации вероятности вывихов даже при первичном эндопротезировании без повышенного риска [68]. В исследовании [74] при использовании современной «анатомической» модели при первичном эндопротезировании в срок от 2 до 6 лет вывихов не наблюдалось, с точки зрения других результатов операции система не уступала «традиционному» варианту эндопротеза. Однако до получения достоверных данных об отдаленных результатах, особенно у пациентов с высокими функциональными требованиями к суставу, имплантация систем двойной мобильности при первичном эндопротезировании без повышенного

риска вывиха оправдано только в рамках исследований [68].

При ревизионном эндопротезировании ТБС система двойной мобильности также является эффективным средством профилактики вывихов [67]. Ревизионные вмешательства по различным показаниям по прошествии в среднем 7,3 года сопровождалась вывихами в 1,5% случаев [75]. После ревизионного эндопротезирования с заменой только вертлужного компонента на систему двойной мобильности по прошествии 3 лет вывихов не было [57]. D. Plummer и соавт. [76] не наблюдали вывихов и асептической нестабильности компонентов в средний срок наблюдения 2,4 года у группы пациентов высокого риска (рецидивирующие вывихи, несостоятельность связанного вкладыша, недостаточность отводящего аппарата и недостаточная стабильность при пробном вправлении).

Что касается ревизионного эндопротезирования по поводу рецидивирующих вывихов, в группе из 54 пациентов наблюдали 1 вывих и 2 внутрисуставных вывиха [77]. По данным [78], после имплантации системы двойной мобильности по поводу рецидивирующих вывихов в 2% случаев потребовалось повторное вмешательство по причине вывиха бедренного компонента. Факторами риска повторных операций являлись молодой возраст и наличие предшествующих ревизионных эндопротезирований ТБС в анамнезе.

Заключение. Проблема вывихов бедренного компонента эндопротеза преследует хирургов и пациентов на протяжении всей истории эндопротезирования ТБС. По мере внедрения в практику современных моделей эндопротезов и совершенствования хирургической техники частота вывихов снизилась в сравнении с продемонстрированной в ранних исследованиях, но в связи с постоянным увеличением количества ежегодно выполняемых операций рассчитывать на уменьшение абсолютного числа пациентов с вывихами бедренного компонента эндопротеза не приходится. Проблема вывихов, безусловно, является многофакторной. Большое разнообразие конструктивных особенностей различных моделей эндопротезов, обстоятельств, зависящих от техники и опыта хирурга, а также ортопедических и соматических характеристик самих пациентов затрудняет оценку какого-либо фактора в отдельности. Для получения достоверных сведений о результатах эндопротезирования с точки зрения наличия вывихов требуется длительное и полное наблюдение за пациентами, так как поздние вывихи могут происходить через годы и даже десятилетия после операции. Не все факторы могут быть должным образом оценены ретроспективно, особенно затруднительной представляется оценка состояния мышц-абдукторов как главного мягкотканного стабилизатора сустава. Каждый хирург, занимающийся эндопротезированием ТБС, должен помнить наиболее важные факторы, предрасполагающие к вывиху, чтобы в ходе предоперационного обследования выявлять

пациентов повышенного риска и обращать должное внимание на интраоперационные находки, определяющие вероятность вывиха. Пожалуй, основными и самыми универсальными мерами профилактики вывиха являются соблюдение общепринятых рекомендаций по хирургической технике, бережное отношение к мягким тканям и максимально точное взаимопозиционирование компонентов. На современном этапе в арсенале хирургов есть такие методы профилактики вывихов в ситуациях высокого риска, как антилюксационные вкладыши, головки больших диаметров, системы двойной мобильности и связанные вкладыши. Однако в любом случае механическое повышение стабильности сустава влечет за собой риск возникновения иных проблем, специфичных для различных конструкций. Требуется более детальная оценка преимуществ и недостатков различных технических решений по профилактике вывихов с позиций стабильности, износа пары трения, имплантатспецифических осложнений и других характеристик, в том числе экономической эффективности для определения целесообразности применения у пациентов различных групп. Необходимо формирование общих рекомендаций по профилактике вывихов в случаях повышенного риска на основании данных масштабных и максимально методологически правильных исследований.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Kurtz S.M., Ong K.L., Lau E., Bozic K.J. Impact of the economic downturn on total joint replacement demand in the United States: updated projections to 2021. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2014; 96 (8): 624-30. doi: 10.2106/JBJS.M.00285.
2. Коваленко А.Н., Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Черный А.Ж. Обеспечивают ли новые и более дорогие имплантаты лучший результат эндопротезирования тазобедренного сустава? *Травматология и ортопедия России.* 2015; 1: 5-20 [Kovalenko A.N., Shubnyakov I.I., Tikhilov R.M., Cherny A.Z. Do new and more expensive implants provide better outcomes in total hip arthroplasty? *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2015; 1: 5-20 (in Russian)]. doi: 10.21823/2311-2905-2015-0-1-5-20.
3. Миронов С.П., ред. Травматизм, ортопедическая заболеваемость, состояние травматолого-ортопедической помощи населению России в 2014 году. М.; 2015 [Mironov S.P., ed., Andreeva T.M., Ogryzko E.V., Popova M.M. Traumatism, orthopaedic morbidity, state of trauma and orthopaedic care to population in Russia in 2014. Moscow; 2015 (in Russian)].
4. Миронов С.П., ред. Травматизм, ортопедическая заболеваемость, состояние травматолого-ортопедической помощи населению России в 2015 году. М.; 2016 [Mironov S.P., ed., Andreeva T.M., Ogryzko E.V., Popova M.M. Traumatism, orthopaedic morbidity, state of trauma and orthopaedic care to population in Russia in 2015. Moscow; 2016 (in Russian)].
5. Абдулнасыров Р.К., Киреев С.И., Марков Д.А. и др. Зависимость риска вывихов головки эндопротеза тазобедренного сустава от вида примененного доступа (обзор). *Саратовский научно-медицинский журнал.* 2016; 12 (2): 175-81 [Abdulnasyrov R.K., Kireev S.I., Markov D.A. et al. The access dependence of endoprosthesis head dislocation in hip replacement (review). *Saratov Journal of Medical Scientific Research.* 2016; 12 (2): 175-81 (in Russian)].

6. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., ред. Руководство по хирургии тазобедренного сустава. т. 2. СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена; 2015 [Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., ed. Manual on hip surgery. V. 2. St. Petersburg: RNNITO named after R. R. Vreden; 2015 (in Russian)].
7. Шильников В.А., Байбородов А.Б., Денисов А.О., Ефимов Н.Н. Двойная мобильность ацетабулярного компонента как способ профилактики вывиха головки эндопротеза тазобедренного сустава. Травматология и ортопедия России. 2016; 22 (4): 107-113 [Shilnikov V.A., Baiborodov A.B., Denisov A.O., Efimov N.N. Dual mobility acetabular component as a way to prevent head dislocation of the hip. Traumatology and orthopedics of Russia. 2016; 22 (4): 107-113 (in Russian)]. doi: 10.21823/2311-2905-2016-22-4-107-113.
8. D'Angelo F., Murena L., Zatti G., Cherubino P. The unstable total hip replacement. Indian J. Orthop. 2008; 42 (3): 252-9. doi: 10.4103/0019-5413.39667.
9. Danoff J.R., Bobman J.T., Cunn G. et al. Redefining the acetabular component safe zone for posterior approach total hip arthroplasty. J. Arthroplasty. 2016; 31 (2): 506-11. doi: 10.1016/j.arth.2015.09.010.
10. Sanchez-Sotelo J., Berry D.J. Epidemiology of instability after total hip replacement. Orthop. Clin. North. Am. 2001; 32 (4): 543-52.
11. Yoshimoto K., Nakashima Y., Yamamoto T. et al. Dislocation and its recurrence after revision total hip arthroplasty. Int. Orthop. 2016; 40 (8): 1625-30. doi: 10.1007/s00264-015-3020-3.
12. Berry D.J., von Knoch M., Schleck C.D., Harmsen W.S. The cumulative long-term risk of dislocation after primary Charnley total hip arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am. 2004; 86 (1): 9-14.
13. Capón-García D., López-Pardo A., Alves-Pérez M.T. Causes for revision surgery in total hip replacement. A retrospective epidemiological analysis. Rev. Esp. Cir. Ortop. Traumatol. 2016; 60 (3): 160-6. doi: 10.1016/j.recot.2016.01.002.
14. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.И. и др. Структура ранних ревизий эндопротезирования тазобедренного сустава. Травматология и ортопедия России. 2014; (2): 5-13 [Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., Kovalenko A.I. et al. The structure of early revisions after hip replacement. Traumatology and orthopedics of Russia. 2014; (2): 5-13 (in Russian)]. doi: 10.21823/2311-2905-2014-0-2-5-13.
15. Garbuz D.S., Marsi B.A., Duncan C.P. et al. The Frank Stinchfield Award: Dislocation in revision THA: do large heads (36 and 40 mm) result in reduced dislocation rates in a randomized clinical trial? Clin. Orthop. Relat. Res. 2012; 470 (2): 351-6. doi: 10.1007/s11999-011-2146-x.
16. Jo S., Jimenez Almonte J.H., Sierra R.J. The cumulative risk of re-dislocation after revision THA performed for instability increases close to 35% at 15 years. J. Arthroplasty. 2015; 30 (7): 1177-82. doi: 10.1016/j.arth.2015.02.001.
17. Захарян Н.Г. Вывихи после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М.; 2008 [Zakharyan N.G. Dislocation after total hip replacement. Cand. med. sci. Dis. Moscow; 2008 (in Russian)].
18. Berry D.J., von Knoch M., Schleck C.D., Harmsen W.S. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am. 2005; 87 (11): 2456-63. doi: 10.2106/JBJS.D.02860.
19. Загородний Н.В., Захарян Н.Г., Карданов А.А. и др. Факторы риска возникновения вывиха после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава (обзор литературы). Травматология и ортопедия России. 2008; 4: 111-6 [Zagorodny N.V., Zakharyan N.G., Kardanov A.A. et al. The factors of the risk of dislocation initiation after total hip arthroplasty (literature review). Traumatology and orthopedics of Russia. 2008; 4: 111-6 (in Russian)].
20. Esposito C.I., Gladnick B.P., Lee Y.Y. et al. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty. J. Arthroplasty. 2015; 30 (1): 109-13. doi: 10.1016/j.arth.2014.07.009.
21. Молодов М.А., Даниляк В.В., Ключевский В.В. и др. Факторы риска вывихов тотальных эндопротезов тазобедренного сустава. Травматология и ортопедия России. 2013; 2: 23-30 [Molodov M.A., Danilyak V.V., Kluchevsky V.V. et al. Risk factors for total hip arthroplasty dislocations. Traumatology and orthopedics of Russia. 2013; 2: 23-30 (in Russian)]. doi: 10.21823/2311-2905-2013--2-23-30.
22. Fujishiro T., Hiranaka T., Hashimoto S. et al. The effect of acetabular and femoral component version on dislocation in primary total hip arthroplasty. Int. Orthop. 2016; 40 (4): 697-702. doi: 10.1007/s00264-015-2924-2.
23. Nakashima Y., Hirata M., Akiyama M. et al. Combined anteversion technique reduced the dislocation in cementless total hip arthroplasty. Int. Orthop. 2014; 38 (1): 27-32. doi: 10.1007/s00264-013-2091-2.
24. Ключевский В.В., Даниляк В.В., Белов М.В. и др. Вывихи после тотального замещения тазобедренного сустава: факторы риска, способы лечения. Травматология и ортопедия России. 2009; 3: 136-7 [Kluchevsky V.V., Danilyak V.V., Belov M.V. et al. Dislocations after total hip replacement: risk factors, treatment techniques. Traumatology and orthopedics of Russia. 2009; 3: 136-7 (in Russian)].
25. Iorio R., Healy W.L., Lemos D.W. et al. Displaced femoral neck fractures in the elderly: outcomes and cost effectiveness. Clin. Orthop. Relat. Res. 2001; 383: 229-42.
26. Khatod M., Barber T., Paxton E. et al. An analysis of the risk of hip dislocation with a contemporary total joint registry. Clin. Orthop. Relat. Res. 2006; 447: 19-23. doi: 10.1097/01.blo.0000218752.22613.78.
27. Hailer N.P., Weiss R.J., Stark A., Kärrholm J. The risk of revision due to dislocation after total hip arthroplasty depends on surgical approach, femoral head size, sex, and primary diagnosis. Acta Orthop. 2012; 83 (5): 442-8. doi: 10.3109/17453674.2012.733919.
28. Jolles B.M., Zangger P., Leyvraz P.F. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. J. Arthroplasty. 2002; 17 (3): 282-8.
29. Казгманов С.В., Загородний Н.В., Нухдин В.И., Буравцова М.Е. Лечение пациентов с вывихами головки эндопротеза тазобедренного сустава. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2012; 1: 30-4 [Kargamanov S.V., Zagorodny N.V., Nuzhdin V.I., Buravtsova M.E. Treatment of patients with dislocation of hip implant head. Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorov. 2012; 1: 30-4 (in Russian)].
30. Hernigou P., Trousselier M., Roubineau F. et al. Dual-mobility or constrained liners are more effective than preoperative bariatric surgery in prevention of THA dislocation. Clin. Orthop. Relat. Res. 2016; 474 (10): 2202-10. doi: 10.1007/s11999-016-4859-3.
31. Sadr Azodi O., Adami J., Lindström D. et al. High body mass index is associated with increased risk of implant dislocation following primary total hip replacement: 2,106 patients followed for up to 8 years. Acta Orthop. 2008; 79 (1): 141-7. doi: 10.1080/17453670710014897.
32. Wagner E.R., Kamath A.F., Fruh K.M. et al. Effect of body mass index on complications and reoperations after total hip arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am. 2016; 98 (3): 169-79. doi: 10.2106/JBJS.O.00430.
33. Hayashi S., Nishiyama T., Fujishiro T. et al. Obese patients may have more soft tissue impingement following primary total hip arthroplasty. Int. Orthop. 2012; 36 (12): 2419-23. doi: 10.1007/s00264-012-1701-8.

34. Kim Y., Morshed S., Joseph T. et al. Clinical impact of obesity on stability following revision total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2006; 453: 142-6. doi: 10.1097/01.blo.0000246529.14135.2b.
35. Elkins J.M., Daniel M., Pedersen D.R. et al. Morbid obesity may increase dislocation in total hip patients: a biomechanical analysis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2013; 471 (3): 971-80. doi: 10.1007/s11999-012-2512-3.
36. Bergman R.N., Stefanovski D., Buchanan T.A. et al. A better index of body adiposity. *Obesity* (Silver Spring). 2011; 19 (5): 1083-9. doi: 10.1038/oby.2011.38.
37. Saleh K.J., Mulhall K.J., Bershadsky B. et al. Development and validation of a lower-extremity activity scale. Use for patients treated with revision total knee arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2005; 87 (9): 1985-94. doi: 10.2106/JBJS.D.02564.
38. García-Rey E., García-Cimbrelo E. Abductor biomechanics clinically impact the total hip arthroplasty dislocation rate: a prospective long-term study. *J. Arthroplasty.* 2016; 31 (2): 484-90. doi: 10.1016/j.arth.2015.09.039.
39. Wetters N.G., Murray T.G., Moric M. et al. Risk factors for dislocation after revision total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2013; 471 (2): 410-6. doi: 10.1007/s11999-012-2561-7.
40. Carter A.H., Sheehan E.C., Mortazavi S.M. et al. Revision for recurrent instability: what are the predictors of failure? *J. Arthroplasty.* 2011; 26 (6 Suppl): 46-52. doi: 10.1016/j.arth.2011.03.021.
41. Турков П.С., Прохоренко В.М., Павлов В.В. Компьютерная навигация при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. Современное искусство медицины. 2013; 2-3 (10-11): 40-3 [Turkov P.S., Prokhorenko V.M., Pavlov V.V. Computer navigation in primary and revision total hip arthroplasty. *Sovremennoe iskusstvo medicini.* 2013; 10-11 (2-3): 40-43 (in Russian)].
42. Alberton G.M., High W.A., Morrey B.F. Dislocation after revision total hip arthroplasty: an analysis of risk factors and treatment options. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2002; 84 (10): 1788-92.
43. Kwon M.S., Kuskowski M., Mulhall K.J. et al. Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2006; 447: 34-8. doi: 10.1097/01.blo.0000218746.84494.df.
44. Malek I.A., Royce G., Bhatti S.U. et al. A comparison between the direct anterior and posterior approaches for total hip arthroplasty: the role of an 'Enhanced Recovery' pathway. *Bone Joint J.* 2016; 98-B (6): 754-60. doi: 10.1302/0301-620X.98B6.36608.
45. Maratt J.D., Gagnier J.J., Butler P.D. et al. No difference in dislocation seen in anterior vs posterior approach total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2016; 31 (9 Suppl): 127-30. doi: 10.1016/j.arth.2016.02.071.
46. Enocson A., Hedbeck C.J., Tidermark J. et al. Dislocation of total hip replacement in patients with fractures of the femoral neck. *Acta Orthop.* 2009; 80 (2): 184-9. doi: 10.3109/17453670902930024.
47. Xu C.P., Li X., Song J.Q. et al. Mini-incision versus standard incision total hip arthroplasty regarding surgical outcomes: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *PloS One.* 2013; 8 (11): e80021. doi: 10.1371/journal.pone.0080021.
48. Howie D.W., Holubowycz O.T., Middleton R., Large Articulation Study Group. Large femoral heads decrease the incidence of dislocation after total hip arthroplasty: a randomized controlled study. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2012; 94 (12): 1095-102. doi: 10.2106/JBJS.K.00570.
49. Nevelos J., Johnson A., Heffernan C. et al. What factors affect posterior dislocation distance in THA? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2013; 471 (2): 519-26. doi: 10.1007/s11999-012-2559-1.
50. Турков П.С., Прохоренко В.М., Павлов В.В. Способ оценки положения компонентов эндопротеза тазобедренного сустава. Патент РФ № 2525206; 2014 [Turkov P.S., Prokhorenko V.M., Pavlov V.V. Method for assessing position of hip implant components. Patent RF, N 2525206; 2014 (in Russian)].
51. Elkins J.M., Callaghan J.J., Brown T.D. The 2014 Frank Stinchfield award: the "landing zone" for wear and stability in total hip arthroplasty is smaller than we thought: a computational analysis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2015; 473 (2): 441-52. doi: 10.1007/s11999-014-3818-0.
52. Pierchon F., Pasquier G., Cotten A. et al. Causes of dislocation of total hip arthroplasty. CT study of component alignment. *J. Bone Joint Surg.* 1994; 76 (1): 45-8.
53. Dorr L.D., Malik A., Dastane M., Wan Z. Combined anteversion technique for total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2009; 467 (1): 119-27. doi: 10.1007/s11999-008-0598-4.
54. Ranawat C., Maynard M. Modern techniques of cemented total hip arthroplasty. *Tech. Orthop.* 1991; 6: 17-25. doi: 10.1097/00013611-199109000-00004.
55. Weber M., Woerner M., Craiovan B. et al. Current standard rules of combined anteversion prevent prosthetic impingement but ignore osseous contact in total hip arthroplasty. *Int. Orthop.* 2016; 40 (12): 2495-504. doi:10.1007/s00264-016-3171-x.
56. Rodriguez-Elizalde S., Yeager A.M., Ravi B. et al. Computerized virtual surgery demonstrates where acetabular rim osteophytes most reduce range of motion following total hip arthroplasty. *HSS J.* 2013; 9 (3): 223-8. doi: 10.1007/s11420-013-9337-9.
57. Civinini R., Carulli C., Matassi F. et al. A dual-mobility cup reduces risk of dislocation in isolated acetabular revisions. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2012; 470 (12): 3542-8. doi: 10.1007/s11999-012-2428-y.
58. Noble P.C., Durrani S.K., Usrey M.M. et al. Constrained cups appear incapable of Meeting the Demands of Revision THA. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2012; 470 (7): 1907-16. doi: 10.1007/s11999-011-2212-4.
59. Guyen O., Lewallen D.G., Cabanela M.E. Modes of failure of Osteonics constrained tripolar implants: a retrospective analysis of forty-three failed implants. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2008; 90 (7): 1553-60. doi: 10.2106/JBJS.G.00317.
60. Chalmers B.P., Arsoy D., Sierra R.J. et al. High failure rate of modular exchange with a specific design of a constrained liner in high-risk patients undergoing revision total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2016; 31 (9): 1963-9. doi: 10.1016/j.arth.2016.02.021.
61. Hernigou P., Filippini P., Flouzat-Lachaniette C.H. et al. Constrained liner in neurologic or cognitively impaired patients undergoing primary THA. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2010; 468 (12): 3255-62. doi: 10.1007/s11999-010-1340-6.
62. Hernigou P., Ratte L., Roubineau F. et al. The risk of dislocation after total hip arthroplasty for fractures is decreased with retentive cups. *Int. Orthop.* 2013; 37 (7): 1219-23. doi: 10.1007/s00264-013-1911-8.
63. Berend K.R., Lombardi A.V. Jr., Mallory T.H. et al. The long-term outcome of 755 consecutive constrained acetabular components in total hip arthroplasty examining the successes and failures. *J. Arthroplasty.* 2005; 20 (7 Suppl 3): 93-102. doi: 10.1016/j.arth.2005.06.001.
64. Della Valle C.J., Chang D., Sporer S. et al. High failure rate of a constrained acetabular liner in revision total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2005; 20 (7 Suppl 3): 103-7. doi: 10.1016/j.arth.2005.05.005.
65. Zywił M.G., Mustafa L.H., Bonutti P.M., Mont M.A. Are abductor muscle quality and previous revision surgery predictors of constrained liner failure in hip arthroplasty? *Int. Orthop.* 2011; 35 (6): 797-802. doi: 10.1007/s00264-010-0962-3.

66. Mäkinen T.J., Fichman S.G., Rahman W.A. et al. The focally constrained liner is a reasonable option for revision of unstable total hip arthroplasty. *Int. Orthop.* 2016; 40 (11): 2239-45. doi: 10.1007/s00264-015-3082-2.
67. De Martino I., Triantafyllopoulos G.K., Sculco P.K., Sculco T.P. Dual mobility cups in total hip arthroplasty. *World J. Orthop.* 2014; 5 (3): 180-7. doi: 10.5312/wjo.v5.i3.180.
68. Chughtai M., Mistry J.B., Diedrich A.M. et al. Low frequency of early complications with dual-mobility acetabular cups in cementless primary THA. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2016; 474 (10): 2181-7. doi: 10.1007/s11999-016-4811-6.
69. Mohammed R., Hayward K., Mulay S. et al. Outcomes of dual-mobility acetabular cup for instability in primary and revision total hip arthroplasty. *J. Orthop. Traumatol.* 2015; 16 (1): 9-13. doi: 10.1007/s10195-014-0324-9.
70. Philippot R., Boyer B., Farizon F. Intraprosthetic dislocation: a specific complication of the dual-mobility system. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2013; 471 (3): 965-70. doi: 10.1007/s11999-012-2639-2.
71. Combes A., Migaud H., Girard J. et al. Low rate of dislocation of dual-mobility cups in primary total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2013; 471 (12): 3891-900. doi: 10.1007/s11999-013-2929-3.
72. Maisongrosse P., Lepage B., Cavaignac E. et al. Obesity is no longer a risk factor for dislocation after total hip arthroplasty with a double-mobility cup. *Int. Orthop.* 2015; 39 (7): 1251-8. doi: 10.1007/s00264-014-2612-7.
73. Adam P., Philippe R., Ehlinger M. et al. Dual mobility cups hip arthroplasty as a treatment for displaced fracture of the femoral neck in the elderly. A prospective, systematic, multicenter study with specific focus on postoperative dislocation. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2012; 98 (3): 296-300. doi: 10.1016/j.otsr.2012.01.005.
74. Epinette J.A. Clinical outcomes, survivorship and adverse events with mobile-bearings versus fixed-bearings in hip arthroplasty - a prospective comparative cohort study of 143 ADM versus 130 trident cups at 2 to 6-year follow-up. *J. Arthroplasty.* 2015; 30 (2): 241-8. doi: 10.1016/j.arth.2014.09.022.
75. Wegrzyn J., Tebaa E., Jacquiel A. et al. Can dual mobility cups prevent dislocation in all situations after revision total hip arthroplasty? *J. Arthroplasty.* 2015; 30 (4): 631-40. doi: 10.1016/j.arth.2014.10.034.
76. Plummer D.R., Christy J.M., Sporer S.M. et al. Dual-mobility articulations for patients at high risk for dislocation. *J. Arthroplasty.* 2016; 31 (9 Suppl): 131-5. doi: 10.1016/j.arth.2016.03.021.
77. Guyen O., Pibarot V., Vaz G. et al. Use of a dual mobility socket to manage total hip arthroplasty instability. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2009; 467 (2): 465-72. doi: 10.1007/s11999-008-0476-0.
78. Hailer N.P., Weiss R.J., Stark A., Kärrholm J. Dual-mobility cups for revision due to instability are associated with a low rate of re-revisions due to dislocation. *Acta Orthop.* 2012; 83 (6): 566-71. doi: 10.3109/17453674.2012.742395.

Сведения об авторах: Стафеев Д.В. — канд. мед. наук, врач травматолог-ортопед отделения №7, преподаватель кафедры травматологии и ортопедии РНИИТО им. Р.Р. Вредена; Ефимов И.И. — аспирант РНИИТО им. Р.Р. Вредена; Сорокин Е.П. — канд. мед. наук, врач травматолог-ортопед отделения №7, науч. сотр. отделения диагностики заболеваний и повреждений ОДС; Чугаев Д.В., Гудз А.И. — врачи травматологи-ортопеды отделения №7, лаборанты-исследователи отделения диагностики заболеваний и повреждений ОДС; Бояров А.А. — врач травматолог-ортопед отделения №9, младший науч. сотр. отделения патологии тазобедренного сустава.

Для контактов: Стафеев Дмитрий Викторович. E-mail: dvstafeev@rniito.ru; stafeevd@gmail.com.

Contact: Stafeev Dmitry V. — cand. med. sci, trauma and orthopaedic surgeon, department №7, chair of traumatology and orthopaedics of the RSRI of TO n.a. R.R. Vreden. E-mail: dvstafeev@rniito.ru; stafeevd@gmail.com.

ВНИМАНИЮ АВТОРОВ!

При направлении статей в редакцию просим обращать особое внимание на правильность представления иллюстративного материала.

Прилагаемые иллюстрации (фотографии, рисунки, чертежи, диаграммы) по качеству должны быть пригодными для полиграфического воспроизведения. Фотографии должны быть контрастными, рисунки — четкими, чертежи и диаграммы выполняются тушью или печатаются на принтере с высоким разрешением. Дополнительные обозначения (стрелки, буквы и т.п.) даются только на одном экземпляре рисунка. На обороте каждой иллюстрации ставятся номер рисунка, фамилия автора и пометки «верх» и «низ». Фотоотпечатки с рентгенограмм желательно присылать со схемой.

Иллюстрации могут быть представлены в электронной версии — обязательно как отдельные графические файлы (без дополнительных обозначений — стрелок, букв и т.п.): в формате TIFF (разрешение 400 dpi), векторные рисунки — в виде публикации Corel Draw, диаграммы — в виде таблиц данных Excel. Используются следующие типы носителей: CD, DVD, Flash-носители, дискеты 1,44 MB, возможна доставка материала по электронной почте. При этом обязательно прилагаются распечатанные иллюстрации.

Подписи к рисункам печатаются на отдельном листе с указанием номера рисунка. В тексте обязательно дается ссылка на каждый рисунок. В подписях приводится объяснение значения всех кривых, букв, цифр и других условных обозначений. В подписях к микрофотографиям указывается увеличение (окуляр, объектив) и метод окраски или импрегнации материала.