

© В.В. Павлов, В.М. Прохоренко, 2016

ВЫВИХИ БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА: ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПРОСТРАНСТВЕННОГО ВЗАИМОРАСПОЛОЖЕНИЯ КОМПОНЕНТОВ

В.В. Павлов, В.М. Прохоренко

ФГБУ «Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна»
Минздрава России, ГБОУ ВПО «Новосибирский государственный медицинский университет»
Минздрава России, Новосибирск, РФ

Частым осложнением эндопротезирования тазобедренного сустава является вывих бедренного компонента. В 44% случаев он является следствием некорректного положения компонентов эндопротеза. Целью исследования было оценить эффективность разработанного способа определения положения компонентов эндопротеза в ходе предоперационного планирования ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава при рецидивирующих вывихах бедренного компонента. Обследовано 30 пациентов в возрасте 25 до 76 лет с рецидивирующими вывихами бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава после первичного эндопротезирования. Первым этапом выполняли обзорную рентгенограмму таза в переднезадней проекции с целью верификации вывиха, вторым этапом — МСКТ таза, бедренных костей и коленных суставов. Выстраивая необходимые нам линии и углы, объективно оценивали корректность положения компонентов эндопротеза тазобедренного сустава. По результатам измерения пациенты были разделены на 3 группы, в каждой из которых был использован соответствующий вариант оперативного лечения. Предложенная методика предоперационного планирования позволила объективно определить причину вывиха бедренного компонента, выбрать адекватный вариант хирургического вмешательства и в 96,7% случаев исключить риск рецидива вывиха бедренного компонента эндопротеза.

Ключевые слова: вывих бедренного компонента эндопротеза, положение компонентов эндопротеза тазобедренного сустава, ревизионное оперативное вмешательство.

Dislocations of the Femoral Component of Hip Implant: Determination of Spatial Relative Position of Components.

V.V. Pavlov, V.M. Prokhorenko

Tsiv'yan Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics;
Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk, Russia

Dislocation of the femoral component is a common complication of total hip arthroplasty. In 44% of cases it results from the incorrect position of implant components. The aim of the study was to evaluate the efficacy of the elaborated method for determination of implant components position at preoperative planning of revision hip arthroplasty in recurrent dislocations of the femoral component. Thirty patients aged 25 – 75 years with recurrent femoral component dislocation after primary hip arthroplasty were examined. To verify the dislocation a plain anterior-posterior roentgenogram of pelvis was performed followed by MSCT of pelvis, femoral bones and knee joints. Drawing up of necessary lines and angles enabled to evaluate objectively the correctness of hip implant components position. By measurement results all patients were divided into 3 groups and in each group an appropriate type of surgical intervention was used. The proposed methods of preoperative planning enabled to determine objectively the cause of femoral component dislocation, to choose an adequate variant of surgical intervention and to exclude the risk of femoral component dislocation recurrence in 96.7% of cases.

Key words: dislocation of the femoral component, position of hip implant components, revision surgery.

Введение. Вывихи занимают второе место среди осложнений эндопротезирования тазобедренного сустава и являются одной из основных причин ревизионного вмешательства после асептической нестабильности [1]. Под вывихами мы понимаем нарушение конгруэнтности в трибологической паре протеза, возникающее за счет бедренного компо-

нента, а под дислокацией — смещение компонентов эндопротеза относительно места их первичной фиксации. Частота вывихов бедренного компонента после первичного эндопротезирования составляет 4% [2], а после ревизионных операций достигает 20% [3]. Согласно Австралийскому Регистру артропластик тазобедренного сустава 1999–2011 гг., на

40 160 операций зарегистрировано 5720 случаев вывихов бедренного компонента, что составило 14,2%. Расходы на лечение рецидивирующих вывихов в США достигают 15 млн долларов ежегодно [4].

Известно, что элементы, формирующие тазобедренный сустав (проксимальный отдел бедренной кости, ацетабулярная впадина), имеют различное пространственное положение [5]. Для проксимального отдела бедренной кости — это антеретроторсия, для шейки бедренной кости — антеретроверсия, для головки бедренной кости — антеретрофлексия, для плоскости входа в ацетабулярную впадину — антеретроклинация.

Наиболее стабильными и взаимосвязанными величинами являются геометрические параметры головки, шейки и проксимального эпифиза [5]. Однако именно эти анатомические образования подвергаются хирургической агрессии в ходе стандартного эндопротезирования. Ввиду вариативности угловых параметров, характеризующих положение проксимального отдела бедренной кости и ацетабулярной впадины, включая торсионные углы, вопрос о возможности установки эндопротеза в соответствии с анатомическим аналогом остается нерешенным. При планировании ревизионного вмешательства оценку пространственного положения компонентов эндопротеза проводят на предмет выявления соответствия друг другу ацетабулярного и бедренного компонентов, определяя антеретроторсию бедренного компонента и анте- и ретроклинацию ацетабулярного компонента. Особое значение это приобретает при рецидивирующих вывихах бедренного компонента. При этом положение компонентов должно быть верифицировано в рамках системы «протез–кость» с использованием современных средств лучевой диагностики.

Цель исследования: оценить эффективность разработанного способа определения положения компонентов эндопротеза при проведении предоперационного планирования ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава при рецидивирующих вывихах бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава.

ПАЦИЕНТЫ И МЕТОДЫ

За период 2009–2012 гг. обследовано 30 пациентов с рецидивирующими вывихами бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава после первичного эндопротезирования, из них 13 мужчин и 17 женщин в возрасте от 25 до 76 лет (средний возраст 51,3 года). У 5 пациентов рецидивы вывихов бедренного компонента имели место 2 раза, у 13 — 4, у 12 — более 4 раз. Срок от первичного эндопротезирования до госпитализации по поводу рецидива варьировал от 2 нед до 5 лет. При раннем (до 4 нед) вывихе пациентам (6 человек) выполнялось закрытое вправление, но при активизации пациента вывих повторялся.

При поступлении у всех пациентов собирали анамнез с целью выявления признаков нарушения ортопедического режима, проводили клиническое

обследование, выполняли рентгенографию таза и тазобедренных суставов в двух проекциях, МСКТ таза и коленных суставов с последующей оценкой по предложенной методике [6].

После верификации вывиха на обзорной рентгенограмме таза в переднезадней проекции (рис. 1) вторым этапом выполняли МСКТ таза, бедренных костей и коленных суставов. С помощью рабочей станции для обработки изображений Vitrea 2 или K-PACS в режиме контрастирования «Bones» мы выявляем анатомические ориентиры и выстраиваем необходимые нам линии и углы. Вариантом нормы пространственного расположения компонентов эндопротеза тазобедренного сустава мы считаем для бедренного компонента от 0° до 15° антеторсии, для ацетабулярного — от 10° до 15° антеверсии с инклинацией 30–40° [7].

Для определения положения ацетабулярного компонента эндопротеза на выбранном слайсе проводим линию 1 через передние края подвздошно-крестцовых сочленений во фронтальной плоскости на уровне верхней замыкательной пластинки S1-позвонка (рис. 2). Далее перемещаемся на слайс



Рис. 1. Обзорная рентгенограмма таза в переднезадней проекции.

Передний вывих бедренного компонента эндопротеза правого тазобедренного сустава.

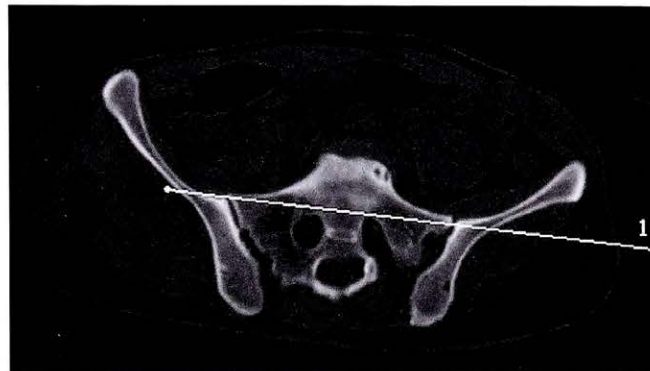


Рис. 2. Данные МСКТ после обработки в режиме контрастирования «Bones». Линия проведена через передние края подвздошно-крестцовых сочленений во фронтальной плоскости на уровне верхней замыкательной пластинки S1-позвонка.

с изображением ацетабулярного компонента на уровне максимальных значений его диаметра, при этом на экране монитора сохраняем ранее проведенную линию 1. Затем проводим линию 2 параллельно плоскости впадины к линии 1. Полученное значение образованного угла α вычитается от 90° (воображаемого перпендикуляра к линии 1) — разница является искомым значением поворота ацетабулярного компонента. Оно может быть как положительным и отрицательным, что соответствует анте- и ретроверсии, так и нейтральным — нулевым относительно фронтальной плоскости. В нашем примере (рис. 3) угол между линиями составляет 44° , соответственно антеверсия ацетабулярного компонента составила 46° . Построенный угол β (см. рис. 3), равный 70° , опосредованно отражает антеверсию истинной вертлужной впадины. Она равна разнице между 90° и 70° , т. е. 20° .

С целью определения необходимой коррекции положения ацетабулярного компонента проводим сравнение антеверсии ацетабулярного компонента (в нашем примере равной 46°) с «анатомической антеверсией» впадины — 20° и выявляем, что ацетабулярный компонент установлен некорректно, с избыточной антеверсией. Для устранения этого положения требуется его коррекция кзади как минимум на 26° . Учитывая рекомендации отдельных авторов [7, 8] о 5–10-градусной антеверсии ацетабулярного компонента, положение должно быть скорректировано на 41 – 36° кзади.

Для определения положения бедренного компонента в системе «протез–кость» выбираем слайс, на котором хорошо просматривается проксимальная часть бедренного компонента на уровне шейки (см. рис. 3). Проводим линию 4, соответствующую продольной оси проксимальной части бедренного компонента, и затем, при сохранении линии 4 на экране, переходим на слайс с хорошо выраженными мышечками коленного сустава, на котором вышеуказанная линия будет линией 1 (рис. 4). Далее проводим линию 2, соответствующую *surgical epicondylar axis*, проходящей через бугор латерального мыщелка и борозды медиального мыщелка. Образованный угол γ между линией 1, перенесенной с предыдущего слайса, и линией 2, соответствующей *surgical epicondylar axis*, равен торсии бедренного компонента.

Для того чтобы сделать заключение о корректности торсии бедренного компонента в конкретном случае полученное значение торсии 32° сравниваем с должными величинами (10 – 15° торсии) и делаем вывод об избыточной торсии и необходимости поворота до физиологической торсии бедренного компонента кзади на 17 – 22° или установки его в нейтральное положение с коррекцией на 32° кзади.

Таким образом, мы воспроизводим измерения антеверсии бедренной кости как на аутопсийном материале, но только не измеряем угол скручивания бедренной кости, а оцениваем ротационное угловое положение бедренного компонента относительно мыщелков бедренной кости. Значение полу-

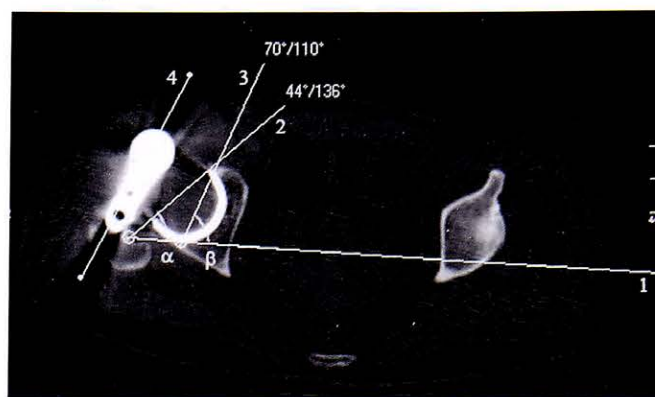


Рис. 3. Данные МСКТ после обработки в режиме контрастирования «Bones». Изображение на уровне правой вертлужной впадины и надацетабулярного массива слева с ацетабулярным компонентом в его максимальных значениях диаметра.

1 — линия, проведенная через передние края сочленений во фронтальной плоскости на уровне верхней замыкательной пластинки S1-позвонка и перенесенная на выбранный слайс; 2 — линия, проведенная параллельно плоскости ацетабулярного компонента эндопротеза; 3 — линия, проведенная параллельно плоскости вертлужной впадины; 4 — линия, проведенная продольно оси проксимальной части бедренного компонента; α — угол, образованный линиями 1 и 2; β — угол, образованный линиями 1 и 3.

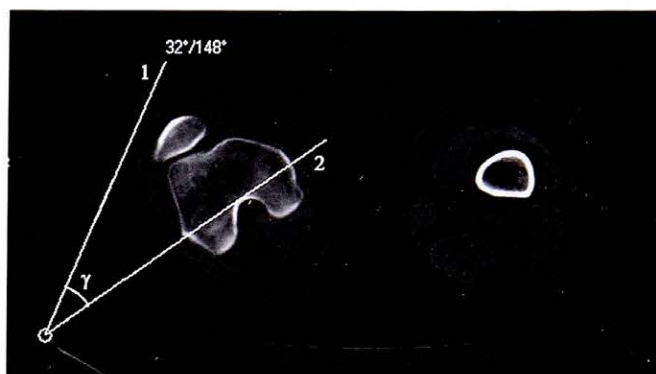


Рис. 4. Данные МСКТ после обработки в режиме контрастирования «Bones». Изображение на уровне мыщелков правого коленного сустава. Объяснения в тексте.

ченного угла сравниваем с должными величинами антеверсии бедренной кости и делаем вывод о соответствующем положении бедренного компонента.

Данный способ имеет некоторые нюансы, которые следует учитывать при его применении. Если бедренный компонент бесцементного протеза с металлической головкой вправлен, то помехи, возникающие при проведении МСКТ, затрудняют визуализацию компонентов, несмотря на использование режима «Bones» в K-PACS. В связи с этим желательно проводить оценку при невправленном бедренном компоненте. В случае цементного эндопротеза с керамической головкой компоненты визуализируются хорошо даже при вправленном бедренном компоненте.

РЕЗУЛЬТАТЫ

При рецидивирующих вывихах бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава необходимо ответить на вопрос, за счет какого одного или обоих компонентов эндопротеза возникает дис-

локация? Соответственно выделяют три варианта анатомического несоответствия пространственной ориентации компонентов эндопротеза тазобедренного сустава, в зависимости от которого выбирают способ оперативного лечения.

В 11 наблюдениях причиной вывиха являлась некорректная установка ацетабулярного компонента эндопротеза. Из них в 8 случаях наблюдалась антеверсия, равная $33,1 \pm 2,2^\circ$, и в 3 — ретроверсия, равная $5,3 \pm 3,8^\circ$. Среднее положение ацетабулярного компонента в горизонтальной плоскости составило $27,8 \pm 5^\circ$. Всем пациентам было выполнено ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава, в ходе которого устраняли избыточную антеверсию ($n=8$) или ретроверсию ($n=3$) ацетабулярного компонента. Среднее положение ацетабулярного компонента после операции равнялась $12 \pm 5^\circ$.

У 9 пациентов причиной вывиха стала некорректная установка бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава, из них у 6 наблюдалась антеторсия, равная $27,8 \pm 3,2^\circ$, и у 3 — ретроторсия, равная $5,3 \pm 5,8^\circ$. Среднее значение торсии составило $35,55 \pm 5^\circ$. Пациентам этой группы также проведено ревизионное вмешательство: удаление бедренного компонента эндопротеза и установка другого типа компонента эндопротеза для устранения неправильной ориентации и формирования нового направления бедренного канала в горизонтальной плоскости. Одному пациенту выполнена замена нейтральной длинной шейки на длинную шейку с ретрофлексией; в 5 наблюдениях устранена антеторсия бедренного компонента, в 3 — ретроторсия. Среднее положение бедренного компонента после операции равнялось $7 \pm 5^\circ$.

В 10 случаях причиной вывиха являлась некорректная установка обоих компонентов эндопротеза. Среднее положение ацетабулярного компонента эндопротеза в горизонтальной плоскости соответствовало $27 \pm 3^\circ$, бедренного — $24 \pm 5^\circ$. В совокупности отклонение обоих компонентов эндопротеза от нормы составило $21,72 \pm 6^\circ$, что является достаточным для реализации риска вывиха бедренного компонента эндопротеза. Целью ревизионных вмешательств было полностью переустановить компоненты эндопротеза. Во всех случаях устраняли антеверсию ацетабулярного и антеторсию бедренного компонентов. После операции совокупное отклонение обоих компонентов составило $9 \pm 5^\circ$. Однако у лиц пожилого возраста, по нашему мнению, возможно выполнять только переустановку тазового компонента эндопротеза при условии использования системы двойной мобильности. В этом случае необходимо учитывать, что отклонение обоих компонентов эндопротеза в целом не должно превышать 25° .

Всем больным проведен очный (18) и заочный (12) повторный осмотр через 6 и 12 мес. Рецидив вывиха бедренного компонента эндопротеза отмечен в 1 наблюдении на 16-й неделе после операции и был расценен как результат нарушения режима. Поскольку

положение компонентов было правильным, то была выполнена замена головки головкой на 2 размера больше. Удлинение оперированной конечности (18 мм) компенсировалось подпяточником с контралатеральной стороны.

ОБСУЖДЕНИЕ

Предложенные методы предоперационного планирования при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава основаны прежде всего на плоскостных рентгеновских изображениях, выполненных с конкретного фокусного расстояния (120 см) [4, 9, 10]. Планирование любой операции, осуществляемое с использованием обзорной рентгенограммы таза и рентгенограммы тазобедренного сустава в прямой и боковой проекциях, проводится для определения размеров эндопротеза, анатомических ориентиров, позволяющих корректно установить компоненты эндопротеза, тем самым обеспечить необходимый офсет и устранить разницу в длине нижних конечностей. Примерочные шаблоны, предлагаемые производителями протезов для подбора компонентов эндопротеза, также основаны на плоскостных рентгенограммах, выполненных при стандартных укладках. Подбор компонентов эндопротезов может также производиться по рентгенограммам с совмещением прилагаемых шаблонов при помощи ИТ-программ, так называемых «планировщиков», например mediCAD. Программа разработана для облегчения адаптации шаблонов протезов разных производителей к электронным рентгенологическим снимкам и применяется на этапе предоперационного планирования и для протоколирования хода операции. В ней плоскостные изображения костей, образующих тазобедренный сустав, совмещаются с заложенными в программу шаблонами имплантатов различных фирм.

Математические модели, используемые для создания трехмерной модели тазобедренного сустава на основе КТ, позволяющей эффективно подобрать эндопротез и провести кинематические расчеты, находятся еще на стадии разработок и далеки от совершенства [11].

Компьютерная томография, выполняемая на предоперационном этапе, в ходе операции, легла в основу целой отрасли ортопедической хирургии (Computer-Assisted Orthopedic Surgery (CAOS). A. Di Gioia и соавт. [12] впервые разработали технологию применения КТ-изображений, полученных в предоперационном периоде, для последующей навигации в ходе операции. Вначале ее применяли при установке только вертлужного компонента протеза. При использовании навигационной системы средняя величина инклинации чашки составила 43° (95% доверительный интервал (ДИ): 0,97), а величина антеверсии — $22,2^\circ$ (95% ДИ: 1,72). В связи с высокой лучевой нагрузкой при использовании КТ были разработаны безлучевые системы навигации, эффективность которых оказалась сравнимой с та-

ковой систем на основе КТ-навигации [13]. Согласно критериям Stiel [14], рентгенологически инклинация/антеверсия чашки протеза должна составлять $40 \pm 10^\circ / 15 \pm 10^\circ$; у 17% пациентов, у которых применялась КТ-навигация, эти значения выходили за допустимые пределы, тогда как при использовании безлучевой навигации доля выходящих за пределы результатов составила лишь 7%.

Фирмой BBraun «OrthoPilot® HipSuite» разработаны способы оптической навигации для контроля торсии при имплантации бедренного компонента [15]. В этом случае датчики, контролирующие антеверсию бедренного компонента, располагаются на бедренном инструментарии и связаны навигацией с датчиками, локализованными на оси мыщелков коленного сустава. Использовать данную систему диагностики и контроля возможно только в ходе проведения операции. Роль компьютерной навигации, несомненно, высока, но она служит инструментом реализации во время операции цели, поставленной на предоперационном этапе, при выявлении некорректной установки компонентов эндопротеза. В послеоперационном периоде ее роль утрачивается.

Многоплоскостные пространственные варианты расположения элементов тазобедренного сустава требуют разработки специальных программ предоперационного планирования при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава. Это дорогостоящее мероприятие и выполнимо не во всех учреждениях. При этом поток больных с каждым годом растет. Задачи предоперационного планирования в случае ревизионного вмешательства направлены на определение адреса хирургического воздействия. Оценка касается ротационного положения бедренного компонента и анте- и ретроположения ацетабулярного компонента. Существующих методов планирования на основании плоскостных изображений явно недостаточно. Касаются они преимущественно определения антеверсии ацетабулярного компонента с помощью математических расчетов, предложенных R. Pradhan и R. McLaren [16, 17]. Все они основаны на представлении ацетабулярного компонента эндопротеза в виде эллипса на рентгенограмме в переднезадней проекции. Построение геометрической фигуры с обозначением углов и высоты дает возможность вывести формулу и рассчитать приблизительную величину антеверсии ацетабулярного компонента. Критерии расчета положения бедренного компонента отсутствуют, и его пространственное положение оценивается эмпирически.

Так как МСКТ является наиболее информативным методом диагностики патологических изменений костной ткани, представляется обоснованным применять ее для более точной оценки положения компонентов эндопротеза. Р.Б. Денисова и соавт. [18] действительно говорят об обязательном выполнении МСКТ с целью оценки состояния сустава, но, по их мнению, МСКТ тазобедренного сустава может использоваться как уточняющая методика, по-

зволяющая детализировать структурные костные изменения вертлужной впадины и проксимального отдела бедренной кости перед эндопротезированием. В послеоперационном периоде ее возможности они считают ограниченными из-за артефактов, которые не позволяют проводить анализ пространственных взаимоотношений компонентов.

В настоящее время в зарубежной литературе встречаются указания на обязательное выполнение МСКТ для оценки патологии сустава, но при этом отсутствуют описания методик предоперационного планирования, основанных на данных МСКТ, что не позволяет полностью учитывать индивидуальные особенности тазобедренного сустава при предоперационном планировании [16].

Все это, включая недостатки предложенных способов исследования проксимального отдела бедренной кости и малую изученность пространственного положения костных структур проксимального отдела бедренной кости, диктует необходимость разработки новых методов анализа и предоперационного планирования вмешательств на тазобедренном суставе.

Заключение. Предложенный способ оценки положения компонентов эндопротеза тазобедренного сустава на основе данных МСКТ позволяет объективно определить пространственное положение ацетабулярного компонента и ротационное угловое смещение бедренного компонента, тем самым установить причину рецидивирующих вывихов бедренного компонента эндопротеза на предоперационном этапе. Полученные данные позволяют установить показания для ревизионного эндопротезирования и спланировать необходимый объем ревизии, адресно устранить некорректное положение компонентов с переустановкой их в соответствующей плоскости. Используя предложенную методику предоперационного планирования, в 96,7% случаев удается исключить риск рецидива вывиха бедренного компонента эндопротеза при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. Для осуществления данного способа не требуется дополнительного оборудования, сам способ прост в исполнении и может быть реализован в любом лечебно-профилактическом учреждении, где есть томограф с соответствующим программным обеспечением.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Захарян Н.Г. Вывихи после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава: Дис. ... канд. мед. наук. М.; 2008 [Zakhar'yan N.G. Dislocations after total hip arthroplasty. Cand. med. sci. Diss. Moscow; 2008 (in Russian)].
2. Sanchez-Sotelo J., Haidukewich G.J., Boberg C.J. Hospital cost of dislocation after primary total hip arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am. 2006; 88 (2): 290–4.
3. Даниляк В.В. Вывихи эндопротезов тазобедренного сустава: презентация. Ярославль — Санкт-Петербург; 2013 [Электронный ресурс] URL: <http://vredenreadings.org/arc/28/Danilyak.pdf> (дата обращения: 12.12.2015) [Danilyak V.V. Dislocations of hip endoprosthesis: presentation. Yaroslavl' – St. Petersburg; 2013 [Electronic resource] (in Russian)].

4. Загородний Н.В., Захарян Н.Г., Елкин Д.В., Майсегов М.Н., Арутюнян О.Г., Алиев Р.А. и др. Вывихи после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава [Электронный ресурс] [Zagorodniy N.V., Zakharyan N.G., Yolkina D.V., Maysigov M.N., Arutyunyan O.G., Aliev R.A., et al. Dislocations after total hip arthroplasty. [Electronic resource] (in Russian) URL: <http://www.lechenie-sustavov.ru/ortopediya-kostej-i-sustavov/zhurnal-sovremennaya-travmatologiya-i-ortopediya-2010/vyivixi-posle-totalnogo-endoprotezirovaniya-tazobedrennogo-sustava> (дата обращения: 20.01.2015).
5. Яшина И.Н., Иванов Д.А., Самаха А. Системный анализ строения бедренных костей больных коксартрозом. В кн.: Материалы 4-й научно-практической конференции с международным участием «Санкт-Петербургские научные чтения (1–3 декабря 2004 г.)». СПб; 2004: 139–40 [Yashina I.N., Ivanov D.A., Samakha A. Systemic analysis of femur structure in patients with coxarthrosis. In: St. Petersburg scientific readings: Proc. IV Scient. Pract. Conf. with Int. Partic. St. Petersburg, 2004: 139–40 (in Russian)].
6. 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 the evaluation of hip implant components position. Patent RF, N 2525206; 2014 (in Russian)].
7. Mallory T.H., Lombardi A.V.Jr., Fada R.A., Herrington S.M., Eberle R.W. Dislocation after total hip arthroplasty using the anterolateral abductor split approach. Clin. Orthop. Relat. Res. 1999; 358: 166–72.
8. Кузьмин И.И. Биомеханика вывихов после эндопротезирования тазобедренного сустава. В кн.: Материалы Восьмого Российского национального конгресса «Человек и здоровье». СПб; 2003: 55–6 [Kuz'min I.I. Biomechanics of dislocations after total hip arthroplasty. In: Man and health: Proc. VIII Rus. Nation. Cong. St. Petersburg, 2003; 55–6 (in Russian)].
9. Прохоренко В.М. Первичное и ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава. Новосибирск: АНО «Клиника НИИТО»; 2007 [Prokhorenko V.M. Primary and revision hip arthroplasty. Novosibirsk: ANO "Klinika NIITO"; 2007 (in Russian)].
10. Engh C.A., Massin P., Suthers K.E. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. Clin. Orthop. Relat. Res. 1990; (257): 107–28. Erratum in: Clin. Orthop. Relat. Res. 1992; (284): 310–2.
11. Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава. Ученые записки казанского университета. 2011; 153 (4): 76–83 [Konoplev Yu.G., Mitryaikin V.I., Sachenkov O.A. Application of mathematical modeling in preparation for hip arthroplasty. Uchyonye zapiski Kazanskogo universiteta. 2011; 153 (4): 76–83 (in Russian)].
12. DiGioia A.M., Jaramaz B., Colgan B.D. Computer assisted orthopaedic surgery. Image guided and robotic assistive technologies. Clin. Orthop. Relat. Res. 1998; 354: 8–16.
13. Kalteis T., Handel M., Balthis H., Perlick L., Tingart M., Grifka J. Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation? J. Bone Joint Surg. Br. 2006; 88 (2): 163–7.
14. Stiehl J.B., Konermann W.H., Haaker R.G., DiGioia A.M. eds. Navigation and MIS in Orthopedic Surgery. Springer; 2007.
15. Wassilew G.I., Perka C., Janz V., König C., Asbach P., Hasart O. Use of an ultrasound-based navigation system for an accurate acetabular positioning in total hip arthroplasty: a prospective, randomized, controlled study. J. Arthroplasty. 2012; 27 (5): 687–94.
16. Pradhan R. Planar anteversion of the acetabular cup as determined from plain anteroposterior radiographs. J. Bone Joint Surg. Br. 1999; 81 (3): 431–5.
17. McLaren R.H. Prosthetic hip angulation. Radiology. 1973; 107: 705–6.
18. Денисова Р.Б., Егорова Е.А. Цифровая рентгенография и спиральная компьютерная томография в оценке изменений тазобедренного сустава до и после эндопротезирования. В кн.: Материалы Всероссийского национального конгресса по лучевой диагностике и терапии «Радиология-2008». М.; 2008: 82, 83 [Denisova R.B., Egorova E.A. Digital roentgenography and spiral computed tomography for the evaluation of hip joint changes before and after total arthroplasty. In: Radiology-2008: Proc. All-Rus. Nation. Cong. Rad. Diagn. and Therapy. Moscow; 2008: 82–83 (in Russian)].

Сведения об авторах: Павлов В.В. — доктор мед. наук, рук. отделения эндопротезирования тазобедренного сустава и осложнений Новосибирского НИИТО; Прохоренко В.М. — доктор мед. наук, профессор, зам. директора по научно-лечебной работе, науч. рук. отдела эндопротезирования и эндоскопической хирургии суставов Новосибирского НИИТО; зав. кафедрой травматологии и ортопедии Новосибирского государственного медицинского университета.

Для контактов: Павлов Виталий Викторович. 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, д. 17. Тел.: +7 (913) 941–23–10. E-mail: pavlovdoc@mail.ru.

ВНИМАНИЕ !

Подписаться на «Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова» можно в любом почтовом отделении

Наши индексы в Каталоге «ГАЗЕТЫ И ЖУРНАЛЫ» АО «Роспечать»:

для индивидуальных подписчиков

73064

для предприятий и организаций

72153

В розничную продажу «Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова» не поступает

