

## ВЛИЯНИЕ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ВЕРТЛУЖНОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА НА СТАБИЛЬНОСТЬ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

И.И. Шубняков, А.А. Бояров, Р.М. Тихилов, А.О. Денисов, Н.Н. Ефимов

ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, ГБОУ ВПО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова» Минздрава России, Санкт-Петербург, РФ

**Введение.** Неточное позиционирование вертлужного компонента при эндопротезировании тазобедренного сустава встречается часто и может влиять на частоту вывихов и скорость износа узла трения эндопротеза. Цель исследования: определить влияние различных факторов на вариабельность позиционирования вертлужного компонента эндопротеза и оценить значение позиционирования в развитии вывиха.

**Пациенты и методы.** В исследование были включены 1408 пациентов. Из них 695 были прооперированы в РНИИТО им. Р.Р. Вредена с использованием стандартных доступов (1-я группа), 184 — с использованием малоинвазивного доступа (2-я группа), 474 — в городских стационарах Санкт-Петербурга (3-я группа) и 55 пациентов, поступивших в институт по поводу вывиха бедренного компонента (4-я группа). Ориентацию вертлужного компонента (угол наклона и антеверсии) оценивали по обзорным рентгенограммам таза и прямым рентгенограммам тазобедренного сустава. Оценивали зависимость точности позиционирования вертлужного компонента от опыта хирурга, индекса массы тела пациента, доступа, использования направителя для имплантации вертлужного компонента.

**Результаты.** В 1-й группе пациентов, прооперированных хирургами в РНИИТО им. Р.Р. Вредена с использованием стандартных доступов, частота вывихов бедренного компонента в течение первого года составила 0,9%, в пределах «безопасной зоны» Lewinnek были установлены 76,4% вертлужных компонентов с использованием направителя и 71,8% — без использования направителя. Во 2-й группе частота вывихов составила 0,5%, а 63,4% компонентов были установлены в пределах «безопасной зоны». Среди пациентов, прооперированных в городских стационарах Санкт-Петербурга, у 1,9% произошел вывих в период госпитализации, удовлетворительное позиционирование относительно «безопасной зоны» Lewinnek было достигнуто в 68,2% случаев. Факторами риска мальпозиции вертлужного компонента являлись высокие значения индекса массы тела пациента, использование малоинвазивного доступа и небольшой опыт оперирующего хирурга. Прямого влияния позиции вертлужного компонента на частоту вывихов бедренного компонента выявлено не было.

**Заключение.** Необходимы дальнейшие исследования, направленные на более детальное изучение дополнительных факторов, напрямую или опосредовано влияющих на функционирование эндопротеза, а также на поиск путей оптимизации хирургической техники, обеспечивающей воспроизводимость результатов тотального эндопротезирования тазобедренного сустава.

**Ключевые слова:** артропластика, вывих бедренного компонента, фактор риска, антеверсия, угол наклона.

### *Influence of Implant Acetabular Component Orientation on Hip Stability*

I.I. Shubnyakov, A.A. Boyarov, R.M. Tikhilov, A.O. Denisov, N.N. Efimov

Russian Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopedics named after R.R. Vreden, North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, St. Petersburg, Russia

**Introduction.** Acetabular component malposition at total hip arthroplasty is a common situation that may affect the frequency of dislocation and the rate of implant friction unit wear. The purpose of the study was to determine the influence of different factors on the variability of acetabular component orientation and evaluate the role of orientation in dislocation development.

**Patients and methods.** Total number of patients made up 1408. Out of them 695 patients were operated on at RSRITO named after R.R. Vreden using standard approaches (group 1), 184 — using low invasive approach (group 2) and 55 patients were admitted with implant head dislocation (group 4). At City St. Petersburg hospitals 474 patients (group 3) were operated on. Orientation of acetabular component (inclination and anteversion angles) was evaluated on digital pelvis and plain hip roentgenograms. Dispersion unifactorial analysis was used to evaluate the dependence of the precision of acetabular component positioning upon the surgeon's experience, patient's body mass index, type of surgical approach and the use of guide for acetabular component implantation.

**Results.** *Within the first postoperative year the rate of femoral component dislocation in group 1 made up 0.9%. Within the Lewinnek safe zone 76.6% of acetabular components were implanted with the use of a guide and 71.8% without. The rate of dislocation in group 2 made up 71.8% and 63.4% of components were implanted within the safe zone. In group 3 the intra-hospitalization dislocation developed in 1.9% of patients and satisfactory positioning relative to Lewinnek safe zone was achieved in 68.2% of cases. The risk factors for acetabular component malposition included high body mass indices, use of low invasive approach and insufficient experience of the operating surgeon. No direct influence of acetabular component orientation upon the femoral component dislocation was detected.*

**Conclusion.** *Further studies directed to the more detailed analysis of additional factors that either directly or indirectly affect the implant function and to the optimization of surgical technique that would enable the reproducibility of total hip arthroplasty results are required.*

**Key words:** arthroplasty, dislocation of femoral component, risk factor, inclination angle.

**Введение.** Первичное эндопротезирование является эффективным и широко распространенным методом лечения терминальных (III и IV) стадий заболеваний тазобедренного сустава (ТБС), избавляющим пациентов от боли и улучшающим функцию сустава [1, 2]. Тем не менее, по разным оценкам, от 7 до 15% пациентов остаются не удовлетворены результатами хирургического вмешательства, а часть из них уже в первые годы подвергаются ревизии вследствие различных осложнений [3–5]. Согласно данным подавляющего большинства регистров артропластики наиболее частыми причинами ревизии являются асептическое расшатывание компонентов эндопротеза, рецидивирующие вывихи и перипротезная инфекция [6–10]. Не останавливаясь на вопросах инфекционных осложнений, необходимо отметить, что две другие причины находятся в тесной связи с качеством выполнения первичной операции по замене сустава [11].

Традиционно выделяют три группы факторов, влияющих на срок функционирования искусственного сустава: факторы, связанные с имплантатом (тип фиксации, пара трения, дизайн компонентов), связанные с пациентом (возраст, индекс массы тела (ИМТ), степень двигательной активности, тяжесть патологии и когнитивная функция) и связанные с хирургом (особенности хирургического доступа, правильность установки эндопротеза и пр.) [8, 12–14]. В то же время из всех перечисленных факторов есть только один ключевой, способный повлиять на все остальные, — это фактор хирурга. Именно хирург осуществляет окончательный выбор модели эндопротеза и материала узла трения на основании оценки степени двигательной активности пациента, его ментального статуса, особенностей патологического процесса, и именно хирург выполняет установку искусственного сустава и может путем оптимального пространственного позиционирования компонентов сгладить техническое несовершенство имплантата или своими действиями нивелировать все преимущества самых современных имплантатов.

Одной из распространенных хирургических погрешностей многие авторы считают неточность в позиционировании вертлужного компонента (ВК),

что влияет на частоту вывихов бедренного компонента и скорость износа узла трения эндопротеза [15–18]. По данным литературы, субоптимальное положение ВК встречается чуть ли не в половине всех случаев эндопротезирования, при этом не прекращаются попытки определить оптимальный диапазон показателей наклона и антеверсии, которые бы гарантировали безопасную эксплуатацию искусственного сустава [19, 20], а также сформировать систему профилактики, ограждающую хирурга от серьезных ошибок.

Цель исследования: определить влияние различных факторов на вариабельность позиционирования ВК эндопротеза и значение положения ВК в развитии вывиха бедренного компонента. Оценивали зависимость точности позиционирования ВК от опыта хирурга, ИМТ пациента, характера доступа, использования направителя для имплантации ВК, стороны операции (правый или левый сустав).

#### ПАЦИЕНТЫ И МЕТОДЫ

В исследование было включено 1408 пациентов, 544 (38,6%) мужчины и 864 (61,4%) женщины. Средний возраст пациентов составил  $60 \pm 13,1$  года (от 19 до 97 лет), при этом средний возраст мужчин был статистически значимо ( $p < 0,001$ ) меньше, чем у женщин, составив соответственно 57,2 и 61,7 года. Однако клинического значения эта разница не имела и объяснялась преобладанием женщин более старших возрастных категорий (табл. 1).

Для сравнительной оценки вариабельности позиционирования ВК эндопротеза анализу подверглись обзорные рентгенограммы таза и прямые рентгенограммы ТБС 879 последовательных пациентов (1-я и 2-я группа), прооперированных в нашей клинике тремя хирургическими бригадами (шесть хирургов с опытом более 100 операций в год) и 474 пациентов (3-я группа), которым операции были проведены в 9 городских больницах Санкт-Петербурга в течение календарного года.

Первая группа пациентов ( $n=695$ ) прооперирована из стандартного доступа пятью хирургами, причем двое хирургов не использовали направитель для позиционирования ВК (подгруппа А), а

Табл. 1. Половозрастная характеристика групп пациентов

Показатель	1-я группа	2-я группа	3-я группа	4-я группа	Итого
Мужчины					
Количество	260 (37,4%)	88 (47,8%)	174 (36,7%)	22 (40,0%)	544 (38,6%)
Средний возраст, годы Me (min-max)	55,2 (19-84)	56,4 (25-84)	61,4 (26-89)	51,6 (19-67)	57,2 (19-89)
Женщины					
Количество	435 (62,6%)	96 (52,2%)	300 (63,3%)	33 (60,0%)	864 (61,4%)
Средний возраст, годы Me (min-max)	56,7 (22-83)	59,1 (21-85)	69,2 (30-97)	64,8 (36-82)	61,7 (22-97)
Всего					
Количество	695 (100,0%)	184 (100,0%)	474 (100,0%)	55 (100,0%)	1408 (100,0%)
Средний возраст, годы Me (min-max)	56,2 (19-84)	57,8 (21-85)	66,4 (26-97)	59,5 (19-82)	60,0 (19-97)

три других хирурга применяли направитель (подгруппа Б). Вторая группа ( $n=184$ ) — это пациенты, прооперированные одним хирургом с использованием малоинвазивного доступа. В 3-ю группу ( $n=474$ ) вошли пациенты, подвергшиеся тотальному эндопротезированию ТБС и случайным образом отобранные в городских стационарах, их доля составила 24% от общего числа перенесших подобные вмешательства, выполненные в городских стационарах (согласно отчетам заведующих отделениями травматологии и ортопедии в 2014 г. произведено 1975 операций по замене ТБС).

Учитывая низкую частоту вывихов в исследуемых группах пациентов, была набрана дополнительная, 4-я, группа пациентов ( $n=55$ ), которые поступили в институт в период с 2011 по 2015 г. по поводу вывиха бедренного компонента, возникшего в течение года с момента операции (см. табл. 1). Эта группа была необходима для выявления роли мальпозиции в развитии вывиха бедренного компонента и определения влияния на их частоту этиологического фактора.

Пациенты всех групп были достаточно однородны по полу, везде преобладали женщины, но пациенты из городских больниц были статистически значимо старше ( $p<0,001$ ), что объясняется большим числом пациентов с переломами проксимального отдела бедренной кости (ПОВК) — 39,7% в сравнении с 2,6–2,7% в институте ( $p<0,001$ ). Другим существенным отличием групп пациентов являлось преобладание в институте сложных случаев эндопротезирования ТБС: по причине

диспластического коксартроза (КА) почти в 5 раз ( $p<0,001$ ) и ложных суставов ПОВК (ЛС ПОВК) почти в 2 раза ( $p<0,001$ ). Такой патологии, как высокий вывих бедра, костный анкилоз и ревматоидный артрит у пациентов городских больниц не было вообще (табл. 2). Разумеется, такая несопоставимость групп по этиологическому фактору накладывает некоторое ограничение на данное исследование, но не исключает анализ частоты мальпозиции ВК как независимого от возраста пациента показателя.

Для определения роли направителя, используемого в ходе установки ВК, в повышении точности позиционирования в 1-й группе пациентов было выделено две сопоставимые по полу ( $p=0,371$ ) и возрасту ( $p=0,52$ ) подгруппы прооперированных без направителя (подгруппа А,  $n=305$ , средний возраст 56,7 (19–84) года) и с направителем (подгруппа Б,  $n=390$  человек, средний возраст 55,8 (22–83) года; табл. 3).

При анализе рентгенограмм во всех случаях оценивали угол наклона и антеверсии вертлужного компонента. Приемлемым диапазоном углов считали «безопасную зону», установленную G.E. Lewinnek и соавт. — 5–25° антеверсии и 30–50° наклона [17]. Дополнительно выявляли компоненты с углом наклона более 50° как относящиеся к группе риска по преждевременному износу узла трения [21]. В дальнейшем определялась связь позиции компонентов с наличием вывихов в ближайшем послеоперационном периоде: в течение года для пациентов, прооперированных в институте, и в пе-

Табл. 2. Распределение пациентов основных групп в зависимости от причин, послуживших основанием для эндопротезирования ТБС

Диагноз	1-я группа	2-я группа	3-я группа	Итого
Идиопатический КА	284 (40,9%)	96 (52,2%)	206 (43,5%)	586 (43,3%)
Диспластический КА	226 (32,5%)	55 (29,9%)	21 (4,4%)	302 (22,3%)
Высокий вывих бедра	19 (2,7%)	—	—	19 (1,4%)
Посттравматический КА	34 (4,9%)	3 (1,6%)	14 (2,9%)	51 (3,8%)
АНГБК	74 (10,7%)	24 (13,0%)	34 (7,2%)	132 (9,8%)
Перелом ПОВК	18 (2,6%)	5 (2,7%)	188 (39,7%)	211 (15,6%)
ЛС ПОВК	31 (4,5%)	—	11 (2,3%)	42 (3,1%)
Костный анкилоз	3 (0,4%)	—	—	3 (0,2%)
Ревматоидный артрит	6 (0,9%)	1 (0,5%)	—	7 (0,5%)
<b>В с е г о ...</b>	<b>695 (100,0%)</b>	<b>184 (100,0%)</b>	<b>474 (100,0%)</b>	<b>1353 (100,0%)</b>



**Табл. 3.** Половозрастная характеристика двух подгрупп пациентов 1-й группы

Параметр	Подгруппа А	Подгруппа Б
Мужчины		
Количество	116 (38,0%)	144 (36,9%)
Средний возраст, годы Me (min-max)	57,1 (19-84)	53,9 (22-83)
Женщины		
Количество	189 (62,0%)	246 (63,1%)
Средний возраст, годы Me (min-max)	56,7 (19-84)	55,8 (22-83)

риод пребывания в стационаре для пациентов городских больниц.

Анализ рентгенограмм выполняли в программе Roman v.1.70. Угол наклона ВК соответствовал углу между горизонтальной линией, соединяющей «фигуры слезы», и линией, проведенной через открытую плоскость чашки (рис. 1, а). Вычисление угла антеверсии ВК осуществлялось по методике Lewinnek

$$\text{Version} = \arcsin (D1/D2) \cdot 57,296,$$

где D1 — длина короткой оси эллипса, проведенная перпендикулярно к длинной оси (D2), соответствующей максимальному диаметру имплантата (рис. 1, б). Точность измерений угла антеверсии по методике Lewinnek была проверена путем выполнения 20 пациентам КТ таза с расчетом угла антеверсии. Разница в измерениях не превышала 1%.

Сравнительный анализ варибельности позиционирования ВК в зависимости от использованного доступа (стандартный или малоинвазивный) осуществлен путем сопоставления показателей в 1-й и 2-й группе. Для оценки повышения точности позиционирования ВК в случае применения направителя был проведен анализ двух подгрупп 1-й группы пациентов. Определение возможного влияния опыта хирурга на позиционирование компонентов проводилось на основе сравнения результатов измерений рентгенограмм пациентов 1-й и 3-й групп. Взаимосвязь позиции ВК и вывихов бедренного компонента выявлялась путем сравнительного анализа показателей наклона и антеверсии всех групп пациентов.

Статистический анализ полученных данных проводили в программе SPSS (version 24.0). Для средних величин рассчитывали 95% доверительный интервал (ДИ), определяли медиану (Me) и ошибку среднего. Сравнение средних величин осуществляли с использованием критерия Манна — Уитни, а долей —  $\chi^2$ . Корреляционный анализ с целью выявления связей проводили с использованием коэффициента Пирсона.

### РЕЗУЛЬТАТЫ

Средний угол наклона ВК у пациентов, оперированных с использованием стандартного доступа, составил 37,4° (табл. 4). У 617 (88,8%) пациентов этот показатель соответствовал критериям Lewinnek. Средний угол антеверсии ВК составил 17,4° и у 559 (80,4%) пациентов входил в диапазон



**Рис. 1.** Определение угла наклона ВК (а) и угла антеверсии ВК по Lewinnek (б).

от 5° до 25°. Всего в зоне Lewinnek находилось 74,4% ВК, установленных из стандартного хирургического доступа (см. табл. 4).

Средний угол наклона ВК во 2-й группе составил 41° (см. табл. 4). В 91,9% (169 пациентов) наблюдений данный показатель соответствовал значениям безопасной зоны. Средний угол антеверсии ВК составил 20,9° и у 124 (67,4%) пациентов попадал в диапазон от 5 до 25°. В «безопасной зоне» Lewinnek находилось только 63,4% ВК. В целом при использовании малоинвазивной техники наблюдалась отчетливая тенденция к вертикализации ВК: доля компонентов с углом наклона более 50° составила 6% в сравнении с 2,2% при стандартном доступе.

Угол наклона ВК у пациентов, оперированных в городских больницах (3-я группа), варьировал в диапазоне от 15° до 89°, составив в среднем 43,2°. В 79% наблюдений данный показатель соответствовал значениям «безопасной зоны». Средний угол антеверсии составил 14° (от 0° до 27°) и в 89,2% случаев входил в диапазон от 5 до 25°. В «безопасной зоне» Lewinnek находилось 68,2% ВК. В данной группе пациентов еще более была выражена тенденция к вертикальной установке чашки эндопротеза: с углом наклона более 50° было установлено 70 (14,8%) ВК (см. табл. 4).

В 4-й группе пациентов, поступивших в институт по поводу вывихов бедренного компонента, произошедших в течение года после первичного эндопротезирования ТБС, отмечалась самая выраженная тенденция к вертикальной установке ВК — 9 (16,4%) пациентов. Более того, в этой группе имел место наименьший уровень попадания в «безопасную зону» Lewinnek — 58,2% ВК.

Табл. 4. Показатели углов наклона и антеверсии в разных группах пациентов

Показатель	1-я группа	2-я группа	3-я группа	4-я группа
Угол наклона, °				
Mean с 95% ДИ	37,0 37,4 37,9	40,1 41,0 41,9	42,4 43,2 43,9	39,6 42,6 45,7
Me (min-max)	37 (13-60)	41 (26-61)	43 (15-89)	40,5 (22-81)
Количество ВК:				
в зоне Lewinnek по углу наклона	617 (88,8%)	169 (91,9%)	374 (79,0%)	41 (74,5%)
с углом наклона:				
более 50°	15 (2,2%)	11 (6,0%)	70 (14,8%)	9 (16,4%)
20° и менее	2 (0,3%)	0	2 (0,4%)	0
60° и более	2 (0,3%)	2 (1,1%)	17 (3,6%)	3 (5,5%)
Угол антеверсии, °				
Mean с 95% ДИ	16,8 17,4 17,9	19,8 20,9 22,1	13,5 14,0 14,6	13,2 15,7 18,3
Me (min-max)	17,5 (0-35)	21 (1-46)	14 (0-27)	14 (0-45)
Количество ВК:				
в зоне Lewinnek по углу антеверсии	559 (80,4%)	124 (67,4%)	423 (89,2%)	40 (72,7%)
с углом антеверсии 35° и более	3 (0,4%)	5 (2,7%)	0	2 (3,6%)
Количество ВК в «безопасной зоне» Lewinnek	517 (74,4%)	117 (63,6%)	324 (68,4%)	32 (58,2%)

В 1-й группе частота вывихов бедренного компонента составила 0,9% (6 человек). В «безопасной зоне» Lewinnek находились 4 из 6 ВК. Только в 1 случае, когда имело место выраженное ожирение (ИМТ более 40), угол наклона незначительно превышал 50°. Еще в 1 наблюдении у молодого пациента отмечался тяжелый посттравматический артроз с выраженной сгибательно-приводящей контрактурой на фоне застарелого перелома задней колонны вертлужной впадины, помимо этого, ВК у него был установлен избыточно горизонтально (28,7°).

Во 2-й группе вывих бедренного компонента произошел лишь в 1 (0,5%) случае, угол наклона и антеверсии ВК при этом составил 46,3° и 46° соответственно, что и послужило причиной вывиха.

В 3-й группе в период нахождения в стационаре диагностировано 9 (1,9%) вывихов: в 7 случаях

пациенты оперированы по поводу перелома ПОВК и в 2 — по поводу идиопатического КА (табл. 5). В 5 случаях из 9 ВК были установлены в пределах «безопасной зоны».

В 1-й группе средний угол наклона ВК в зависимости от использования направителя составил 37,4° в подгруппе А и 36,8° в подгруппе Б ( $p < 0,001$ ). Различия были статистически высокозначимые, но клинически не принципиальные: в диапазоне от 30 до 50° находилось 91,4% ВК подгруппы А и 86,7% — подгруппы Б ( $p = 0,083$ ). Средний угол антеверсии ВК в подгруппе А составил 17,4°, в подгруппе Б — 16,4° ( $p = 0,004$ ) и входил в диапазон от 5 до 25° в 73,1 и 85,6% случаев соответственно ( $p = 0,061$ ). В «безопасной зоне» Lewinnek находилось 71,8% ВК, установленных без направителя, и 76,4% — с направителем ( $p = 0,082$ , рис. 2).

Табл. 5. Характеристика пациентов с вывихами бедренного компонента

Пол	Возраст	Сторона	Диагноз	ИМТ	Доступ	Угол, °	
						наклона	антеверсии
Пациенты института							
Мужчина	55	Правая	КА	40,8	Хардинга	50,2	23,3
Мужчина	64	Правая	КА	30,1	Хардинга	30,5	19,2
Женщина	75	Правая	КА	26,7	Хардинга	34,6	22,6
Мужчина	19	Правая	ПТКА	24,3	Хардинга	28,7	23,8
Женщина	61	Правая	ЛС ПОВК	25,7	Хардинга	40,0	23,9
Женщина	74	Левая	КА	25,4	Хардинга	39,0	11,0
Мужчина	58	Левая	КА	25,0	MIS	46,3	46,0
Пациенты городских стационаров							
Мужчина	60	Правая	Перелом ПОВК	н/д	Задний	37,0	15,2
Мужчина	76	Правая	КА	н/д	Задний	49,1	25,1
Женщина	65	Левая	КА	н/д	Задний	30,2	7,3
Женщина	70	Правая	Перелом ПОВК	н/д	Задний	34,8	21,2
Мужчина	52	Левая	То же	н/д	Задний	43,9	9,8
Женщина	43	Левая	«-»	н/д	Задний	58,3	17,4
Женщина	77	Правая	«-»	н/д	Хардинга	62,0	18,9
Женщина	78	Правая	«-»	н/д	Задний	40,2	21,3
Мужчина	80	Левая	«-»	н/д	Хардинга	59,4	22,3

Примечание. ПТКА — посттравматический КА, MIS — малоинвазивный доступ, н/д — нет данных.

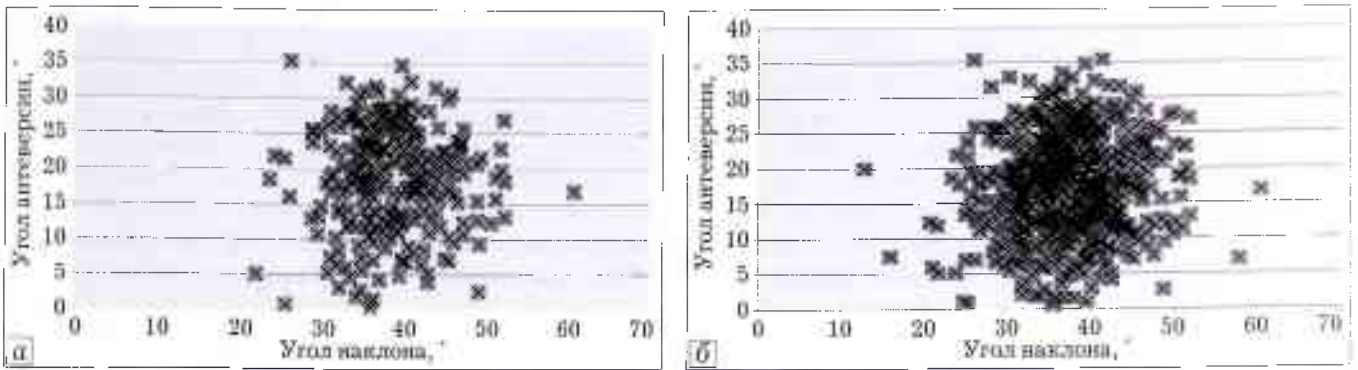


Рис. 2. Распределение углов наклона и антеверсии ВК у пациентов подгруппы А (а) и подгруппы Б (б) (попадание в «безопасную зону» Lewinnek).

Табл. 6. Средние значения углов наклона и антеверсии ВК и частота попадания в «безопасную зону» Lewinnek

Показатель	Хирург 1	Хирург 2	Хирург 3	Хирург 4	Хирург 5	Хирург 6
Число прооперированных	182	123	136	129	130	184
Средний угол наклона, °	37,8	39,2	36,7	36,5	37,0	41,0
Средний угол антеверсии, °	18,1	19,9	16,1	16,4	16,7	20,9
Количество ВК:						
с углом наклона более 50°	4 (2,2%)	5 (4,1%)	1 (0,7%)	3 (2,3%)	2 (1,5%)	11 (6,0%)
в «безопасной зоне» Lewinnek	128 (70,3%)	91 (74,0%)	101 (75,7%)	95 (73,6%)	100 (76,9%)	117 (63,6%)

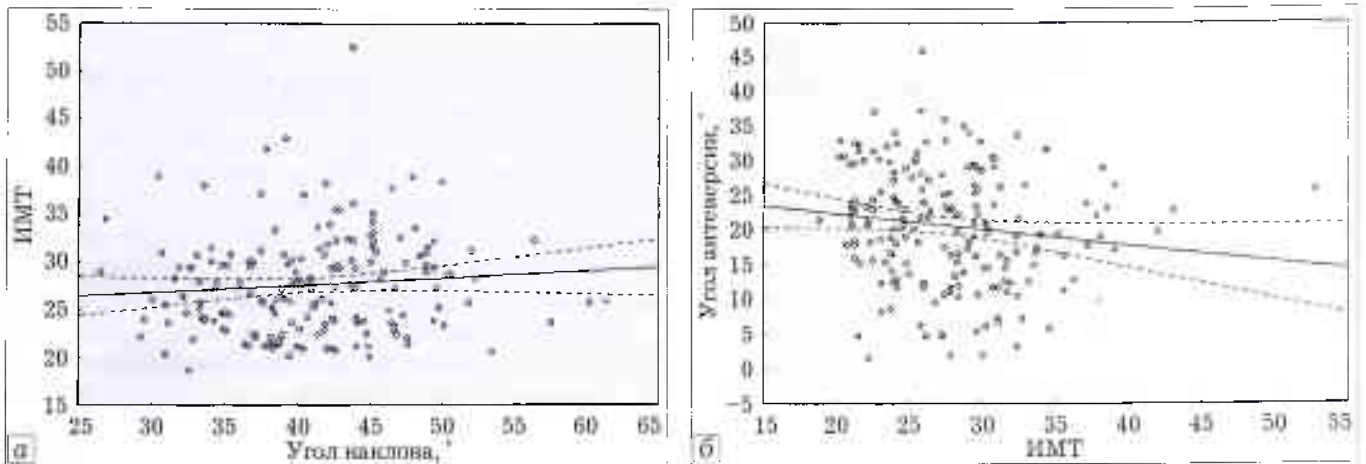


Рис. 3. Корреляция между ИМТ и углом наклона ВК (а) и между ИМТ и углом антеверсии ВК (б).

В ходе исследования также выполнено сравнение результатов измерений рентгенограмм пациентов 1-й и 2-й групп, которые были прооперированы шестью опытными хирургами. Данные углов наклона и антеверсии у первых пяти хирургов были приблизительно одинаковы, причем хирурги 1 и 2 при имплантации ВК не использовали направлятель, но показатели хирурга 6, который использовал малоинвазивную технику, существенно отличались — наибольшее число компонентов с углом наклона более 50° и самый низкий показатель попадания в «безопасную зону» (табл. 6).

Анализ вариабельности позиционирования ВК в зависимости от оперируемой стороны продемонстрировал статистически значимые различия, которые, однако, не имели никакого клинического значения. Средний угол наклона для левой стороны составил 38,7° (95% ДИ 38,0–39,3°), а для правой — 36,2° (95% ДИ 35,6–36,8°;  $p < 0,001$ ). Средний угол антеверсии для левой стороны составил 18,2° (95% ДИ

17,5–18,9°), а для правой — 16,6° (95% ДИ 15,8–17,3°;  $p = 0,005$ ). Статистический анализ также не выявил корреляции между оперируемой стороной и углами наклона и антеверсии ВК.

Не выявлено существенной корреляции между ИМТ и углом наклона и антеверсии ВК, хотя и наблюдалась тенденция к увеличению угла наклона и уменьшению угла антеверсии ВК при увеличении ИМТ (рис. 3).

#### ОБСУЖДЕНИЕ

В ходе исследования мы не оценивали такие показатели, как угол антеверсии/ретроверсии бедренного компонента, степень медиализации и краниального смещения ВК, безусловно, имеющие огромное значение для стабильности сустава. Оценка антеверсии бедренного компонента адекватно может быть выполнена только с помощью КТ таза с захватом коленного сустава оперируемой конечности, являющейся крайне трудоемким и затратным исследованием, чтобы выполнять его ру-



тинно всем пациентам. Избыточная медиализация ВК может стать причиной вывиха, но в то же время она может быть компенсирована офсетом бедренного компонента и длиной головки. Однако определение офсета на обзорных рентгенограммах таза тоже весьма затруднительно, поскольку корректность оценки определяется, в частности, положением оперированной нижней конечности на рентгеновском столе. Как правило, на момент выполнения рентгенограмм в раннем послеоперационном периоде невозможно придать нижней конечности корректное положение в связи с наличием болевого синдрома. Именно поэтому в исследовании были использованы значительные выборки пациентов, чтобы нивелировать возможное влияние других факторов за счет условно нормального распределения таких показателей, как позиция бедренного компонента и офсет, медиализация и краниальное смещение ВК.

Анализ литературы по проблемам ревизионных вмешательств, связанных с рецидивирующими вывихами бедренного компонента, ведет к пониманию необходимости точной пространственной ориентации компонентов эндопротеза, в большей степени ацетабулярного, для чего в современной хирургии ТБС предлагаются различные технические решения, в частности использование компьютерной навигации [22–24]. В ходе настоящей работы выявлено, что вариабельность позиционирования ВК имела крайне широкий диапазон даже у опытных хирургов (1-я группа), что подтверждает данные других авторов о том, что имеется множество не зависящих от хирурга факторов, влияющих на точность позиционирования ВК [16, 19]. Некорректное положение ВК по углу наклона наблюдалась в 11,2% наблюдений, а по углу антеверсии — в 19,6%. В целом субоптимальная позиция ВК имела место в 23,6% случаев, что незначительно влияло на частоту вывиха эндопротеза (0,9%).

Вывих бедренного компонента является многофакторной проблемой и не зависит лишь от положения ВК, на что указывают многие авторы [14, 20, 25, 26]. В 1-й группе пациентов отмечался самый высокий уровень попадания в «безопасную зону» Lewinnek — 74,4%, тем не менее вывихи бедренного компонента диагностировали в 0,9%, при том, что в 4 из 6 случаев позиция компонента была корректна по углам наклона и антеверсии. Во 2-й группе при существенно меньшем показателе попадания в «безопасную зону» (63,6%) только у одного пациента развился вывих, т.е. даже тенденция к вертикальной установке ВК на фоне минимального повреждения мышц незначительно влияла на стабильность сустава. В 3-й группе пациентов вывихи констатировали в 1,9% случаев, и почти в половине этих наблюдений позиция ВК была корректная. Анализ дополнительной группы, в которой у всех 55 пациентов вывих развился в течение года с момента первичного протезирования, показал практически такую же частоту установки компонентов в пределах «безопасной зоны» — 58,2%, но вывих

бедренного компонента у этих пациентов все же случился.

Следует отметить, что в группе с вывихами грубые нарушения позиционирования (угол наклона 60° и более или антеверсия 35° и более) наблюдались чаще — 9,1% против 1%, 3,8% и 4% в 1, 2 и 3-й группе соответственно. Особенно чувствителен сустав к увеличению угла наклона ВК: в группе пациентов с вывихами он в 16,4% случаев превышал 50°. В то же время при использовании малоинвазивного доступа вывих развился лишь в 1 (0,5%) случае, несмотря на то, что 6% пациентов также имели угол наклона более 50°, а в группе прооперированных в городских больницах доля таких пациентов вообще составила 14,8%. Вероятно, большая частота относительно вертикальной позиции ВК в дальнейшем проявится в избыточном износе узла трения эндопротеза, но в первые годы после операции в большинстве случаев достигается стабильность искусственного сустава. Определенное ограничение на данное исследование накладывает и тот факт, что пациенты института оценивались на наличие вывиха в течение года после операции, а пациенты городских больниц — только на период пребывания в стационаре.

Интересен факт, что при незначительной разнице в количестве случаев субоптимального позиционирования ВК между хирургами, работающими в институте (1-я и 2-я группы вместе — 27,9%) и в городских больницах (31,6%), частота вывихов у последних была в 2,4 раза выше (0,8% в институте и 1,9% в городских больницах). Возможно, это связано со специфическим контингентом пациентов в городских больницах — пожилые люди, нередко с когнитивными расстройствами и сниженным мышечным тонусом, или это результат более правильного взаиморасположения вертлужного и бедренного компонентов и более корректный хирургический доступ с минимальным повреждением мышц у ортопедов, занимающихся преимущественно эндопротезированием суставов. В частности, об этом может свидетельствовать минимальное расхождение в средних показателях углов наклона и антеверсии у хирургов, оперирующих стандартным доступом, не превышавшее 3°. В свою очередь у хирургов городских стационаров отмечается значительная тенденция к более вертикальной установке ВК, что может в значительной мере зависеть от адекватности величины и направления кожного разреза, которые определяют натяжение мягких тканей и отклоняют инструмент для имплантации ВК. В определенной степени это подтверждается такой же тенденцией при использовании малоинвазивного доступа.

В исследовании обнаружена незначительная связь увеличения углов наклона и антеверсии с нарастанием ИМТ, которая не имеет статистической значимости, что обусловлено наличием мощного смешивающего фактора в виде адекватности хирургического доступа, что крайне сложно учитывать в исследовании.

Безусловно, оценка функционирования эндопротеза, как биомеханического узла, должна быть совокупной, так как играет роль и общая пространственная ориентация, складывающаяся из положения как бедренного, так и вертлужного компонента [22], и окружающие сустав мышцы [14, 27]. К сожалению, в настоящем исследовании не удалось подобным образом оценить позицию и бедренного компонента, но публикации, посвященные проблеме позиционирования бедренного компонента, встречаются гораздо реже работ по ВК [28]. Возможно, это связано с меньшими техническими трудностями имплантации ножки эндопротеза в стандартных ситуациях, а вероятнее, со значительно большими трудностями и необходимыми затратами для проведения подобного исследования. Однако данные работы, выполненные на ограниченном клиническом материале, также подчеркивают значительную вариабельность в позиционировании бедренного компонента и высокую вероятность ошибки [29], поскольку правильность выбора антеверсии во время операции зависит не только от хирурга, но во многом и от ассистентов, которые позиционируют конечность, особенно при расположении оперируемой конечности в стерильном канале сбоку от стола.

Таким образом, любой хирург может допустить ошибку в позиционировании ВК, и опыт хирурга в большей степени проявляется тем, что, выполняя во время операции тестовую проверку движений на предмет возможного вывиха, он может провести коррекцию пространственных взаимоотношений за счет использования модульного вкладыша с антилюксационным наклоном, увеличением диаметра головки и положением бедренного компонента, особенно цементной фиксации [30]. Однако существуют пороговые значения позиции ВК, за которыми никакие ухищрения, приведенные выше, не помогают — это крайне вертикальный и крайне горизонтальный наклон ВК или явно недостаточная и избыточная его антеверсия, величину которых в данном исследовании установить не удалось. В таких случаях лучшим выходом можно считать переустановку ВК.

**Заключение.** Настоящее исследование имело своей целью определение вероятности развития вывихов бедренного компонента на фоне технических погрешностей в позиционировании ВК в течение первого года после операции и не ставило задач по оценке долгосрочного влияния мальпозиции на функционирование искусственного сустава. В ходе анализа большого числа рентгенограмм ТБС пациентов, оперированных в клинике института травматологии и городских больниц Санкт-Петербурга, обнаружена значительная вариабельность позиционирования ВК у всех хирургов, что приводит к ошибкам в установке в 25,6–36,4% всех наблюдений. Использование направителя для установки ВК во время операции увеличивало точность позиционирования, особенно относительно угла антеверсии, но не

исключало вероятность ошибки. Факторами, повышающими риск мальпозиции, оказались ИМТ, малоинвазивный доступ и опыт хирурга. При этом анализ полученных данных не позволил выявить прямое влияние позиции ВК на развитие вывихов бедренного компонента, что требует более детального изучения дополнительных факторов, напрямую или опосредованно влияющих на функционирование эндопротеза. В то же время мы понимаем, что субоптимальное положение ВК, даже если оно не приводит к вывиху, может стать причиной серьезных проблем в дальнейшем — ускоренного износа полиэтиленового вкладыша, обуславливающего возникновение поздних вывихов и повышенный темп формирования зон остеолита и развития асептического расшатывания. Это заставляет продолжать поиск путей оптимизации хирургической техники, обеспечивающей воспроизводимость результатов тотального эндопротезирования ТБС.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Хоминец В.В., Метленко П.А., Богданов А.Н. и др. Ближайшие результаты лечения больных с перипротезными переломами бедренной кости после эндопротезирования тазобедренного сустава. Травматология и ортопедия России. 2015; 4: 70-8. doi: 10.21823/2311-2905-2015-0-4-70-78.
2. 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. doi: 10.21823/2311-2905-2016-22-4-107-113.
3. Greene M.E., Rolfson O., Gordon M. et al. Is the use of antidepressants associated with patient-reported outcomes following total hip replacement surgery? Acta Orthop. 2016; 87 (5): 444-51. doi: 10.1080/17453674.2016.1216181.
4. Judge A., Cooper C., Williams S. et al. Patient-reported outcomes one year after primary hip replacement in a European Collaborative Cohort. Arthritis Care Res. (Hoboken). 2010; 62 (4): 480-8. doi: 10.1002/acr.20038.
5. Palazzo C., Jourdan C., Descamps S. et al. Determinants of satisfaction 1 year after total hip arthroplasty: the role of expectations fulfilment. BMC Musculoskelet. Disord. 2014; 15: 53. doi: 10.1186/1471-2474-15-53.
6. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н. и др. Данные регистра эндопротезирования тазобедренного сустава РНИИТО им. Р.Р. Вредена за 2007–2012 годы. Травматология и ортопедия России. 2013; 3: 167-90. doi: 10.21823/2311-2905-2013--3-167-190.
7. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. Annual Report 2016. Available at <https://aoanjr.sahmri.com/documents/10180/275066/Hip%2C%20Knee%20%26%20Shoulder%20Arthroplasty>. Accessed 10 March 2017.
8. Glassou E.N., Hansen T.B., Mäkelä K. et al. Association between hospital procedure volume and risk of revision after total hip arthroplasty: a population-based study within the Nordic Arthroplasty Register Association database. Osteoarthritis Cartilage. 2016; 24 (3): 419-26. doi: 10.1016/j.joca.2015.09.014.
9. The New Zealand Joint Registry. Seventeen Year Report January 1999 to December 2015. Available at <http://nzoa.org.nz/system/files/NZJR%2017%20year%20Report.pdf>. Accessed 10 March 2017.
10. Swedish Hip Arthroplasty Register, Annual Report 2014. Available at [www.shpr.se](http://www.shpr.se). Accessed 10 March 2017.



11. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н. и др. Структура ранних ревизий эндопротезирования тазобедренного сустава. Травматология и ортопедия России. 2014; (2): 5-13. doi: 10.21823/2311-2905-2014-0-2-5-13.
12. Falez F., Papalia M., Favetti F. et al. Total hip arthroplasty instability in Italy. Int. Orthop. 2017; 41 (3): 635-44. doi: 10.1007/s00264-016-3345-6.
13. 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.
14. Захарян Н.Г. Вывихи после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2008.
15. Biedermann R., Tonin A., Krismer M. et al. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. J. Bone Joint Surg. Br. 2005; 87 (6): 762-9. doi: 10.1302/0301-620x.87b6.14745.
16. Bosker B.H., Verheyen C.C., Horstmann W.G., Tulp N.J. Poor accuracy of freehand cup positioning during total hip arthroplasty. Arch Orthop. Trauma Surg. 2007; 127 (5): 375-9. doi: 10.1007/s00402-007-0294-y.
17. Lewinnek G.E., Lewis J.L., Tarr R. et al. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. J. Bone Joint Surg. Am. 1978; 60 (2): 217-20.
18. Sanchez-Sotelo J., Berry D.J. Epidemiology of instability after total hip replacement. Orthop. Clin. North Am. 2001; 32 (4): 543-52.
19. Callanan M.C., Jarrett B., Bragdon C.R. et al. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. Clin. Orthop. Relat. Res. 2011; 469 (2): 319-29. doi: 10.1007/s11999-010-1487-1.
20. Widmer K.H., Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. J. Orthop. Res. 2004; 22 (4): 815-21. doi: 10.1016/j.orthres.2003.11.001.
21. Little N.J., Busch C.A., Gallagher J.A. et al. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. Clin. Orthop. Relat. Res. 2009; 467 (11): 2895-900. doi: 10.1007/s11999-009-0845-3.
22. Павлов В.В., Прохоренко В.М. Вывихи бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава: определение пространственного взаиморасположения компонентов. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2016; 3: 5-10.
23. Турков П.С., Прохоренко В.М., Павлов В.В. Компьютерная навигация при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. Современное искусство медицины. 2013; 10-11 (2-3): 40-3.
24. Renkawitz T., Wörner M., Sendtner E. et al. [Principles and new concepts in computer-navigated total hip arthroplasty]. Orthopäde. 2011; 40 (12): 1095-102 (in German). doi: 10.1007/s00132-011-1845-z.
25. Callanan M., Malchau H. et al. An analysis of cup positioning in THA: Quality improvements by use of a local joint registry. 2010 AAOS / ORS New Orleans 2011 CORR Feb. 2011.
26. Pedersen D.R., Callaghan J.J., Brown T.D. Activity-dependence of the "safe zone" for impingement versus dislocation avoidance. Med. Eng. Phys. 2005; 27 (4): 323-8. doi: 10.1016/j.medengphys.2004.09.004.
27. Sculco P.K., Cottino U., Abdel M.P., Sierra R.J. Avoiding hip instability and limb length discrepancy after total hip arthroplasty. Orthop. Clin. North Am. 2016; 47 (2): 327-34. doi: 10.1016/j.jocl.2015.09.006.
28. Hayashi S., Nishiyama T., Fujishiro T. et al. Evaluation of the accuracy of femoral component orientation by the CT-based fluoro-matched navigation system. Int. Orthop. 2013; 37 (6): 1063-8. doi: 10.1007/s00264-013-1852-2.
29. Dorr L.D., Wan Z., Malik A. et al. A comparison of surgeon estimation and computed tomographic measurement of femoral component anteversion in cementless total hip arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am. 2009; 91 (11): 2598-604. doi: 10.2106/JBJS.H.01225.
30. Zagra L., Caboni E. Total hip arthroplasty instability treatment without dual mobility cups: brief overview and experience of other options. Int. Orthop. 2017; 41 (3): 661-8. doi: 10.1007/s00264-016-3383-0.

REFERENCES

1. Khominets V.V., Metlenko P.A., Bogdanov A.N. et al. Immediate results of treatment periprosthetic femoral fractures after hip replacement. Traumatology and Orthopedics of Russia. 2015; (4): 70-8 (in Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2015-0-4-70-78.
2. 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): 107-13 (in Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2016-22-4-107-113.
3. Greene M.E., Rolfson O., Gordon M. et al. Is the use of antidepressants associated with patient-reported outcomes following total hip replacement surgery? Acta Orthop. 2016; 87 (5): 444-51. doi: 10.1080/17453674.2016.1216181.
4. Judge A., Cooper C., Williams S. et al. Patient-reported outcomes one year after primary hip replacement in a European Collaborative Cohort. Arthritis Care Res. (Hoboken). 2010; 62 (4): 480-8. doi: 10.1002/acr.20038.
5. Palazzo C., Jourdan C., Descamps S. et al. Determinants of satisfaction 1 year after total hip arthroplasty: the role of expectations fulfilment. BMC Musculoskelet. Disord. 2014; 15: 53. doi: 10.1186/1471-2474-15-53.
6. Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., Kovalenko A.N. et al. Data of hip arthroplasty registry of Vreden Institute for the period 2007-2012 years. Traumatology and Orthopedics of Russia. 2013; (3): 167-90 (in Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2013--3-167-190.
7. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. Annual Report 2016. Available at <https://aoanjrr.sahmri.com/documents/10180/275066/Hip%2C%20Knee%20%26%20Shoulder%20Arthroplasty>. Accessed 10 March 2017.
8. Glassou E.N., Hansen T.B., Mäkelä K. et al. Association between hospital procedure volume and risk of revision after total hip arthroplasty: a population-based study within the Nordic Arthroplasty Register Association database. Osteoarthritis Cartilage. 2016; 24 (3): 419-26. doi: 10.1016/j.joca.2015.09.014.
9. The New Zealand Joint Registry. Seventeen Year Report January 1999 to December 2015. Available at <http://nzor.org.nz/system/files/NZJR%2017%20year%20Report.pdf>. Accessed 10 March 2017.
10. Swedish Hip Arthroplasty Register, Annual Report 2014. Available at [www.shpr.se](http://www.shpr.se). Accessed 10 March 2017.
11. Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., Kovalenko A.N. 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.
12. Falez F., Papalia M., Favetti F. et al. Total hip arthroplasty instability in Italy. Int. Orthop. 2017; 41 (3): 635-44. doi: 10.1007/s00264-016-3345-6.
13. 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.
14. Zakharyan N.G. Dislocation after total hip replacement. Cand. med. sci. Diss. Moscow; 2008 (in Russian).

15. Biedermann R., Tonin A., Krismer M. et al. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2005; 87 (6): 762-9. doi: 10.1302/0301-620x.87b6.14745.
16. Bosker B.H., Verheyen C.C., Horstmann W.G., Tulp N.J. Poor accuracy of freehand cup positioning during total hip arthroplasty. *Arch Orthop. Trauma Surg.* 2007; 127 (5): 375-9. doi: 10.1007/s00402-007-0294-y.
17. Lewinnek G.E., Lewis J.L., Tarr R. et al. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1978; 60 (2): 217-20.
18. Sanchez-Sotelo J., Berry D.J. Epidemiology of instability after total hip replacement. *Orthop. Clin. North Am.* 2001; 32 (4): 543-52.
19. Callanan M.C., Jarrett B., Bragdon C.R. et al. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2011; 469 (2): 319-29. doi: 10.1007/s11999-010-1487-1.
20. Widmer K.H., Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J. Orthop. Res.* 2004; 22(4): 815-21. doi: 10.1016/j.jorthres.2003.11.001.
21. Little N.J., Busch C.A., Gallagher J.A. et al. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2009; 467 (11): 2895-900. doi: 10.1007/s11999-009-0845-3.
22. Pavlov V.V., Prokhorenko V.M. Dislocation of the femoral component of hip implant: determination of spatial relative position of components. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorov.* 2016; 3: 5-10 (in Russian).
23. 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): 40-3 (in Russian).
24. Renkawitz T., Wörner M., Sendtner E. et al. [Principles and new concepts in computer-navigated total hip arthroplasty]. *Orthopäde.* 2011; 40 (12): 1095-102 (in German). doi: 10.1007/s00132-011-1845-z.
25. Callanan M., Malchau H. et al. An analysis of cup positioning in THA: Quality improvements by use of a local joint registry. 2010 AAOS / ORS New Orleans 2011 CORR Feb 2011.
26. Pedersen D.R., Callaghan J.J., Brown T.D. Activity-dependence of the "safe zone" for impingement versus dislocation avoidance. *Med. Eng. Phys.* 2005; 27 (4): 323-8. doi: 10.1016/j.medengphy.2004.09.004.
27. Sculco P.K., Cottino U., Abdel M.P., Sierra R.J. Avoiding hip instability and limb length discrepancy after total hip arthroplasty. *Orthop. Clin. North Am.* 2016; 47 (2): 327-34. doi: 10.1016/j.jocl.2015.09.006.
28. Hayashi S., Nishiyama T., Fujishiro T. et al. Evaluation of the accuracy of femoral component orientation by the CT-based fluoro-matched navigation system. *Int. Orthop.* 2013; 37 (6): 1063-8. doi: 10.1007/s00264-013-1852-2.
29. Dorr L.D., Wan Z., Malik A. et al. A comparison of surgeon estimation and computed tomographic measurement of femoral component anteversion in cementless total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2009; 91 (11): 2598-604. doi: 10.2106/JBJS.H.01225.
30. Zagra L., Caboni E. Total hip arthroplasty instability treatment without dual mobility cups: brief overview and experience of other options. *Int. Orthop.* 2017; 41 (3): 661-8. doi: 10.1007/s00264-016-3383-0.

**Сведения об авторах:** Шубняков И.И. — канд. мед. наук, главный науч. сотр. РНИИТО им. Р.Р. Вредена; Бояров А.А. — младший науч. сотр. РНИИТО им. Р.Р. Вредена; Тихонов Р.М. — доктор мед. наук, профессор, директор РНИИТО им. Р.Р. Вредена, профессор кафедры травматологии и ортопедии СЗГМУ им. И.И. Мечникова; Денисов А.О. — канд. мед. наук, зав. научным отделением патологии тазобедренного сустава РНИИТО им. Р.Р. Вредена; Ефимов Н.Н. — аспирант РНИИТО им. Р.Р. Вредена.

**Для контактов:** Бояров Андрей Александрович. E-mail: bojaroffaa@mail.ru.

**Contact:** Boyarov A.A. — junior research worker, RSRI of TO n. a. R.R. Vreden. E-mail: bojaroffaa@mail.ru.

#### 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 приводятся объяснительные значения всех кривых, букв, цифр и других условных обозначений. В подписях к микрофотографиям указывается увеличение (окуляр, объектив) и метод окраски или импрегнации материала.