

ПОЗИЦИОНИРОВАНИЕ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ВЕРТЛУЖНЫХ КОМПОНЕНТОВ ПРИ РЕВИЗИЯХ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА: ДЕЙСТВИТЕЛЬНО ЛИ ОНИ ПОДХОДЯТ КАК «КЛЮЧ К ЗАМКУ»?

А.Н. Коваленко, Р.М. Тихилов, С.С. Билык, И.И. Шубняков, М.А. Черкасов, А.О. Денисов

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

Цели исследования: определить 1) как часто и в какой степени положение индивидуального вертлужного имплантата после операции соответствует планируемому, 2) что может служить причиной несоответствия и 3) какие негативные последствия это может повлечь.

Пациенты и методы. В группу наблюдения вошли 20 пациентов (18 женщин и 2 мужчин) с тяжелыми дефектами вертлужной впадины, их средний возраст составил 53 года (от 22 до 72 лет). Позицию установленных имплантатов оценивали с помощью компьютерной томографии в послеоперационном периоде по пяти показателям (инклинация, антеверсия полусферической части конструкции, пространственное расположение центра ротации по трем осям) в сравнении с параметрами предоперационного планирования. Нарушением позиционирования считали отклонение свыше 10° антеверсии или инклинации, а также смещение центра ротации более 5 мм по любой из осей.

Результаты. Из 20 конструкций только 5 были установлены в пределах условно допустимых границ по всем показателям. Чаще всего отмечалось избыточное смещение центра ротации в латеральном направлении (10 случаев) и отклонение свыше установленного диапазона показателей антеверсии (9 случаев). В период наблюдения (6 нед) не зафиксировано осложнений, связанных с позицией вертлужного компонента.

Заключение. Результаты нашего исследования показали, что при ревизионном эндопротезировании с применением индивидуальных имплантатов велика вероятность отклонения положения имплантата от планируемого. Основной причиной мы считаем сложность интраоперационной ориентации в условиях значительного нарушения анатомии области тазобедренного сустава. Между тем отклонение положения имплантатов свыше установленных границ не привело к негативным последствиям в исследуемый период. Для оценки возможного влияния на долгосрочные результаты требуется более длительный период наблюдения.

Ключевые слова: ревизионное эндопротезирование, вертлужный компонент, индивидуальный имплантат.

Positioning of Custom-Made Acetabular Components at Revision Hip Arthroplasty: Do They Really Match as "a key and a lock"?

A.N. Kovalenko, R.M. Tikhilov, S.S. Bilyk, I.I. Shubnyakov, M.A. Cherkasov, A.O. Denisov

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

Purposes are to determine 1) what frequency and what degree is of custom acetabular implants malposition in comparison with planned position, 2) what the reason of malposition is and 3) what the malposition consequences we can wait for.

Patients and methods. The observation group included 20 patients (18 women and 2 men) with severe acetabular defects. Mean age of patients made up 53 (22-72) years. Position of the implants was compared with the parameters of preoperative planning using 5 postoperative CT indices (inclination, anteversion of semi-spherical part of the implant, spatial location of the rotation center in three axes). More than 10° deviation for inclination or anteversion and 5° dislocation of the rotation center in any axis was considered as a malposition of the component.

Results. Only 5 of 20 constructions matched conditionally permissible limits by all the parameters. Most often excessive dislocation of the rotation center in lateral direction (10 cases) and excessive anteversion (9 cases) were observed. During 6 weeks follow up no complications related to the acetabular component position were recorded.

Conclusion. It was shown that at revision arthroplasty with custom-made implants the probability of implant malposition as compared to the preoperative plan. The main reason could be the complexity of intraoperative orientation under conditions of abnormal hip anatomy. Malposition of the implants beyond the stated values did not result in complications within the early postoperative period. The longer follow up is required for the assessment of the long-term results.

Key words: revision arthroplasty, acetabular component, custom-made implant.

Введение. С ростом числа операций тотально-эндопротезирования тазобедренного сустава и устойчивой частотой ревизионных операций, превышающей 12%, ожидается существенный рост абсолютного числа ревизий, с том числе с обширными дефектами костной ткани [1]. Ревизия (замена) вертлужного компонента сопровождается особенными сложностями у пациентов с обширными дефектами и низким качеством костной ткани. Третий тип дефектов по классификации Paprosky, наряду с нарушением целостности тазового кольца, характеризуется большим дефицитом костной ткани, сложной геометрией и относится к наиболее сложным случаям реконструкции тазобедренного сустава [2–4]. В подобных ситуациях широко применяются такие техники, как импакционная костная пластика, аллопластика структурными трансплантатами, использование трабекулярных аугментов, антипротрузионные конструкции, овальные чашки, комбинации чашек и антипротрузионных конструкций (cup-cage) и индивидуальные трехфланцевые конструкции [5–7].

В большинстве из этих методов используются имплантаты определенных размеров и формы, которые требуют адаптации анатомии пациента для достижения стабильной фиксации. В нашей кли-

нике при необходимости реконструкции области вертлужной впадины с дефектами типа 2 и 3 по Paprosky, требующими возможности расширенной фиксации компонента, мы использовали совместно спроектированные и изготовленные компанией ООО «Эндопринт» (Россия) индивидуальные вертлужные конструкции с трабекулярным покрытием методом трехмерной печати из порошка титанового сплава. Такие имплантаты разрабатывались по результатам анализа формы, качества кости и расположения дефекта в соответствии с данными КТ-исследований. Однако в своей практике мы столкнулись с тем, что несмотря на изготовление дефектспецифичных конструкций, их установка нередко вызывала серьезные технические трудности. В связи с этим мы поставили целью ответить на следующие вопросы: 1) как часто и в какой степени положение имплантата после операции соответствует планируемому; 2) что может служить причиной несоответствия; 3) какие негативные последствия это может повлечь.

ПАЦИЕНТЫ И МЕТОДЫ

В период с августа по декабрь 2016 г. с использованием индивидуальных конструкций ООО «Эндопринт» (Россия) было выполнено 30 ревизий вертлужного компонента у 30 пациентов с дефектами типа 2 и 3 по классификации Paprosky, а также нестабильностью тазового кольца на уровне вертлужной впадины. В раннем послеоперационном периоде КТ-исследование удалось повторить 20 пациентам. Среди них было 2 мужчин и 18 женщин, средний возраст которых составил 53 года (от 22 до 72 лет).

Использовалось три варианта индивидуальных имплантатов (табл. 1).

В предоперационном периоде каждому пациенту выполняли КТ таза с целью оценки дефекта и построения его модели. Для обработки данных КТ, сегментирования и проектирования имплантатов использовали свободное программное обеспечение 3DSlicer 4.5, Blender 2.5. Оценивали дефект окружности вертлужной впадины, передней и задней колонн, на основе которых определяли тип дефекта по классификации Paprosky. Затем оценивали радиальную потерю кости. Оценку дефекта, степень потери костной ткани и качества оставшейся кости в области вертлужной впадины выполняли с помощью современной трехмерной компьютерной обработки и реконструкции анатомии области дефекта. Эту информацию учитывали при проектировании аугментов, индивидуальных полусферических и трехфланцевых компонентов с пористым покрытием. Кроме того, результаты томографии использовали для планирования длины и направления проведения каждого винта, точного дизайна фланцев на подвздошной, лонной и седалищной костях с учетом качества кости. При планировании индивидуальных имплантатов хирурги непосредственно участвовали в оценке дефекта, проектировании и позиционировании имплантата для достижения оптимального контакта с костью и возможности его надежной фикс-

Табл. 1. Характеристика пациентов и типы использованных конструкций

Пациент	Пол	Возраст	Индекс массы тела, кг/м ²	Тип дефекта по Paprosky	Тип конструкции
1	ж	67	33,3	2С	Аугмент
2	ж	69	33,6	3А	То же
3	ж	60	30,8	3В	«-»
4	ж	57	24,4	2В	«-»
5	ж	50	26,2	3А	«-»
6	ж	39	40,3	3В	«-»
7	м	31	29,8	3В	«-»
8	ж	72	27,6	2В	Полусфера
9	ж	57	28,9	2В	То же
10	ж	47	27,5	3А	«-»
11	ж	37	24,5	2С	«-»
12	ж	60	26,0	3В	Трехфланцевая
13	ж	52	27,3	4	То же
14	ж	67	22,3	3В	«-»
15	ж	65	28,3	3А	«-»
16	ж	48	24,2	4	«-»
17	ж	39	29,5	2В	«-»
18	ж	56	31,6	4	«-»
19	ж	22	25,2	3А	«-»
20	м	57	27,8	3В	«-»

Примечание. Цифрой 4 обозначены дефекты вертлужной впадины, сопровождающиеся нарушением целостности тазового кольца.

саци. Девять конструкций были спроектированы в виде трехфланцевых компонентов, 7 — индивидуальных аугментов и 4 — полусферических чашек с индивидуально запланированным расположением и направлением винтов. В среднем планировалось 9 винтов на конструкцию (от 6 до 13).

У 6 пациентов был использован задний доступ, у 14 — прямой боковой, а 7 пациентам при невозможности низведения бедра была выполнена расширенная вертельная остеотомия. Если бедренные компоненты были стабильными и низведение бедра не вызывало проблем, бедренные компоненты не удаляли. По запросу хирурга применялись пациентспецифичные вспомогательные средства, такие как трехмерные анатомические модели полутаза, пробные модульные или моноблочные имплантаты и направители для сверл. В 3 случаях использовался пациентспецифичный инструмент для позиционирования и наклона фрезы при обработке ложа под имплантат. В соответствии с предоперационным планом осуществляли обработку кости и удаляли остеофиты, при необходимости восполняли дефекты аллокостью. В качестве шаблона для компонента использовали пластмассовые пробники. После установки индивидуальный имплантат фиксировали винтами через предусмотренные отверстия в аугментах, чашках или фланцах трехфланцевых конструкций. Количество установленных винтов подсчитывалось. В заключение устанавливали вертлужный компонент с полиэтиленовым вкладышем при использовании индивидуальных аугментов, либо полиэтиленовый компонент цементировали в индивидуальную трехфланцевую или полусферическую конструкцию. Ориентация компонента пары трения могла отличаться от заложенной в индивидуальную конструкцию, если интраоперационно хирург считал целесообразным изменить ее для лучшего взаимоотношения с бедренным компонентом. В 3 случаях были установлены системы с двойной мобильностью.

Послеоперационное положение имплантата сравнивали с предоперационным планированием на основании данных КТ. Антеверсию, инклинацию и положение центра ротации оценивали путем сопоставления трехмерной модели таза на до- и после-

операционных компьютерных томограммах [8]. Для минимизации разницы между до- и послеоперационным положением моделей таза с имплантатом применяли итеративный алгоритм путем сопоставления ближайших точек [9]. Инклинацию определяли как угол отклонения основания полусферической части индивидуального компонента от линии, соединяющей «фигуру слезы» во фронтальной плоскости, а антеверсию — как угол отклонения основания полусферической части индивидуального компонента от сагиттальной плоскости. Позицию центра ротации описывали как удаленность его координат от фронтальной, сагиттальной и горизонтальной плоскостей соответственно в переднезаднем, латеромедиальном и верхненижнем направлениях для планируемого и установленного вертлужного компонента (рис. 1, 2). Далее вычисляли разницу между полученными до и после операции значениями инклинации, антеверсии и расстояния по каждой из осей.

Значения считались положительными в направлении сверху, латерально и впереди. Поскольку отклонение более 10° от оптимального положения вертлужного компонента для антеверсии и инклинации считается клинически релевантным [10], его можно считать пороговым при описании отклонения позиции имплантата. Таким образом, диапазон $\pm 10^\circ$ был принят в качестве критерия определения соответствия ориентации установленной конструкции по отношению к запланированной [8]. Смещение центра ротации более 5 мм в любом направлении также рассматривалось как избыточное смещение компонента [8]. Операционные протоколы были изучены на предмет интраоперационных осложнений, кроме того, регистрировались осложнения, развившиеся в течение 6 нед после операции.

Статистическую обработку данных проводили в программе Past 3.15. Учитывая ненормальное распределение показателей в группе, для определения статистической значимости различий использовали критерий Колмогорова — Смирнова. Критерий Спирмена применяли с целью определения корреляции между результатами измерений на КТ (различия в инклинации, антеверсии и положении центра ротации) и индексом массы тела,

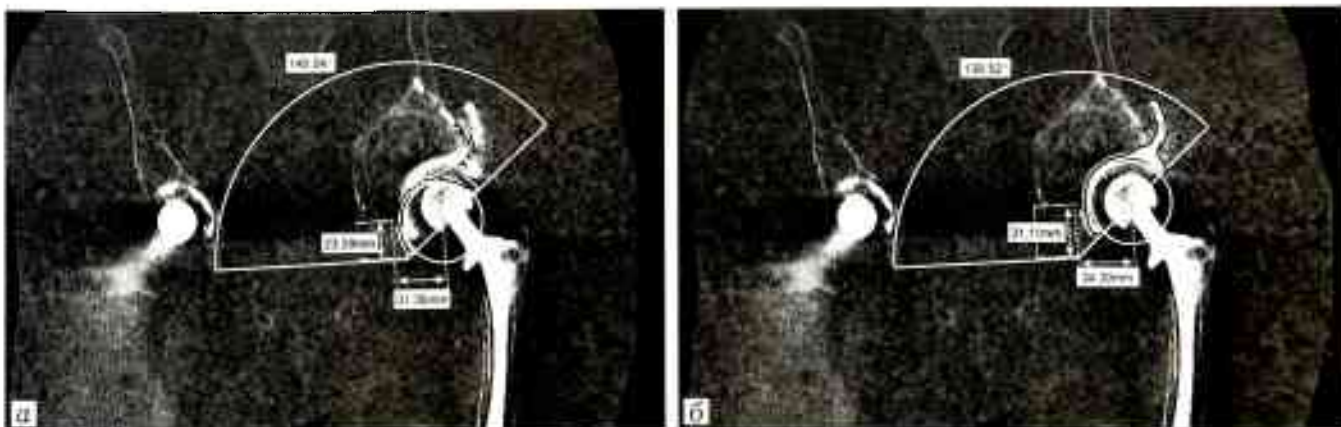


Рис. 1. Измерение инклинации, высоты и латерализации центра ротации планируемого (а) и послеоперационного (б) положений индивидуального вертлужного компонента



Рис. 2. Измерение антеверсии, глубины центра ротации планируемого (а) и послеоперационного (б) положений индивидуального вертлужного компонента.

модульностью или моноблочностью конструкции, количеством предшествующих операций. Корреляция расценивалась как сильная при значениях r в диапазоне 0,51–1,0 [11]. Для оценки влияния типа конструкции вертлужного компонента на соответствие положения допустимому диапазону смещения использовали произвольную таблицу сопряженности с расчетом критерия χ^2 Пирсона.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Среднее значение планируемой инклинации составило 42° , после операции — 43° , среднее значе-

ние антеверсии компонента — $12,8^\circ$ и 13° соответственно ($p > 0,05$). Латерализация центра ротации по данным планирования перед операцией составила в среднем $35,3$ мм, после — $37,9$ мм, высота центра ротации — $31,8$ и $34,6$ мм, глубина центра ротации — $64,8$ и $65,7$ мм соответственно. Статистически значимой разницы в средних значениях указанных параметров не обнаружено ($p > 0,05$). Среднее смещение центра ротации от планируемого в переднезаднем, латеромедиальном и в верхне нижнем направлениях составило $3,4$, $4,7$ и 5 мм соответственно (табл. 2).

Табл. 2. Результаты измерений инклинации, антеверсии и положения центра ротации

Паци-ент	Инклинация, °	Антеверсия, °	Латерализация, мм	Высота, мм	Глубина, мм	Попада-ние в пре-делы до-пустимого диапазона смещения
1	43,53/50,73 (7,2)	13,59/16,28 (2,69)	44,89/46,55 (1,66)	64,50/63,35 (1,15)	73,88/74,88 (1,0)	+
2	39,79/43,92 (4,1)	23,50/33,23 (9,7)	23,13/25,11 (2,0)	23,87/14,78 (9,1)	56,53/51,37 (5,2)	--
3	33,68/43,78 (10,1)	10,96/21,80 (10,84)	30,95/30,79 (0,16)	17,95/16,77 (1,18)	51,12/47,08 (4,04)	-
4	39,37/38,54 (0,8)	4,34/40,33 (36,0)	28,62/34,20 (5,6)	27,25/28,14 (0,9)	63,10/58,81 (4,3)	-
5	57,27/57,27 (0)	21,49/6,74 (14,8)	21,90/27,45 (5,6)	9,27/8,33 (0,9)	68,14/64,75 (3,4)	-
6	38,83/35,62 (3,2)	18,26/0,51 (17,8)	45,42/39,21 (6,2)	16,06/44,96 (28,9)	71,23/76,71 (5,5)	-
7	40,40/48,79 (8,4)	12,92/37,64 (24,7)	32,50/40,00 (7,5)	29,93/26,54 (3,4)	80,97/79,74 (1,2)	-
8	38,30/40,41 (2,1)	22,56/27,71 (5,2)	28,50/27,85 (0,6)	25,35/24,12 (1,2)	60,11/61,99 (1,9)	+
9	45,48/39,38 (6,1)	5,07/5,02 (0,1)	36,58/35,88 (0,7)	34,40/34,70 (0,3)	71,02/70,22 (0,8)	+
10	48,07/39,17 (8,9)	18,20/3,66 (14,5)	29,76/49,66 (19,9)	21,37/21,99 (0,6)	66,31/68,47 (2,2)	-
11	43,46/38,94 (4,52)	-3,21/40,67 (43,88)	27,42/28,58 (1,16)	22,66/23,48 (0,82)	54,51/55,02 (0,51)	-
12	47,15/50,02 (2,9)	7,87/7,42 (0,5)	30,49/35,00 (4,5)	22,95/19,15 (3,8)	44,24/42,59 (1,7)	+
13	58,67/56,00 (2,7)	-1,85/0,50 (2,4)	29,61/30,39 (0,8)	37,68/38,82 (1,1)	68,94/68,95 (0)	+
14	33,74/34,36 (0,6)	24,37/17,19 (7,2)	22,74/25,23 (2,5)	25,41/31,53 (6,1)	40,97/45,80 (4,8)	-
15	39,96/41,48 (1,5)	14,33/7,18 (7,2)	31,36/34,17 (2,8)	23,39/33,03 (9,6)	68,49/72,30 (3,8)	-
16	34,03/38,49 (4,5)	8,51/3,48 (5,0)	42,49/48,60 (6,1)	69,85/77,82 (8,0)	62,17/67,23 (5,1)	-
17	47,15/48,59 (1,4)	19,85/12,59 (7,3)	23,29/31,00 (7,7)	23,59/31,00 (7,4)	63,45/60,40 (3,1)	-
18	36,74/39,82 (3,1)	25,16/-13,50 (38,7)	37,76/31,23 (6,5)	22,57/32,07 (9,5)	82,36/88,36 (6,0)	-
19	36,17/36,47 (0,3)	8,59/-9,60 (18,2)	60,62/66,11 (5,5)	40,97/39,73 (1,2)	74,32/72,18 (2,1)	-
20	37,94/38,98 (1,0)	0,95/1,10 (0,2)	77,48/70,25 (7,2)	77,74/82,45 (4,7)	75,92/86,82 (10,9)	-

Примечание. Через косую указаны планируемые показатели и показатели, полученные после операции, в скобках — разница показателей. Жирным шрифтом выделены показатели, выходящие за пределы условно допустимого диапазона.

Средняя разница между планируемым и послеоперационным параметрами для инклинации составила 3,6° (межквартильный диапазон (МКД) 1,1–5,7°), для антеверсии — 13,3° (МКД 3,2–18,1°), для смещения в переднезаднем направлении — 3,4 мм (МКД 1,3–5,0 мм), в верхненижнем — 5 мм (МКД 1,0–7,9 мм), в латеромедиальном — 4,7 мм (МКД 1,3–6,4 мм). Разница в инклинации более 10° имела место у 1 пациента, антеверсии — у 9, смещение положения центра ротации более 5 мм в верхненижнем направлении наблюдалось у 7 оперированных, в латеромедиальном — у 5, в переднезаднем — также у 5.

Несмотря на хорошие в целом средние показатели, лишь у 5 пациентов из 20 положение центра ротации и ориентация полусферы узла трения при имплантации индивидуальной вертлужной конструкции соответствовали планируемым, когда ни один из параметров не выходил за границы условно допустимого диапазона ($\pm 10^\circ$ инклинации или антеверсии; ± 5 мм смещения по одной из осей). В 3 случаях положение центра ротации и ориентация полусферы узла трения отличались от планируемого по одному и в 12 — по двум и более параметрам (рис. 3).

Статистически значимой связи между типом конструкции и соответствием положения имплантата планируемому выявлено не было ($\chi^2=1,799$, $p>0,05$; табл. 3).

Корреляционной зависимости между результатами измерений по компьютерным томограммам, с одной стороны, и индексом массы тела, количеством ревизий — с другой обнаружено не было ($p>0,05$). Две конструкции моделировались интраоперационно: были спилены неконгруэнтные части, препятствовавшие их установке. Интраоперационные переломы в нашей серии отсутствовали. В среднем на конструкцию было установлено 7,4 (от 3 до 12) винтов, что составило 81,1% (от 50 до 100%) от запланированного числа.

В течение всего периода послеоперационного наблюдения ни у одного из пациентов не отмечалось вывихов. У 2 пациентов (у одного с массивной трехфланцевой конструкцией и у второго с максимальным смещением индивидуального аугмента по высоте (28,9 мм) и пролапсом имплантата в мягкие ткани) потребовалась ревизия раны по поводу гематомы. Результаты последующих бактериальных исследований были отрицательными.

ОБСУЖДЕНИЕ

Как показало наше исследование, точное позиционирование индивидуальных конструкций в строгом соответствии с предоперационным планом может быть затруднительным. По данным [8], только 4 из 16 конструкций не удалось установить в условно допустимые пределы инклинации и антеверсии. В нашей серии наблюдений таких пациентов было 9 из 15. При этом нами так же, как и М. Ваацв и соавт. [8], продемонстрирована существенная уязвимость положения имплантата в отношении параметра антевер-

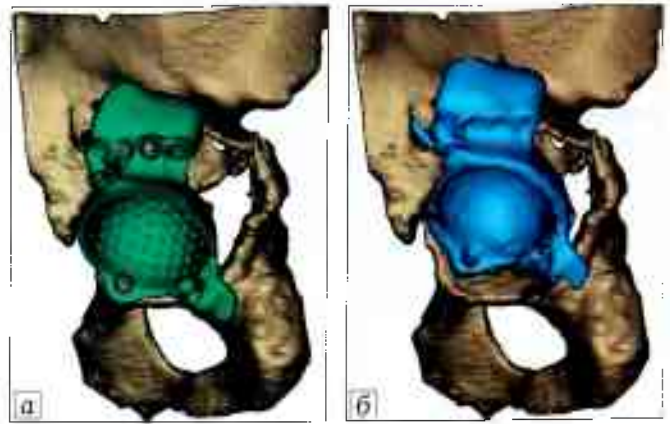


Рис. 3. Трехмерная реконструкция планируемого (а) и послеоперационного (б) положения индивидуального вертлужного компонента.

Табл. 3. Сопряженность фактора типа конструкции и положения имплантата

Тип конструкции	Соответствие условно допустимому диапазону значений положения		Итого
	да	нет	
Аугмент	1	6	7
Полусфера	2	2	4
Трехфланцевая конструкция	2	7	9
Всего ...	5	15	20

сии. Еще у 6 наших пациентов отмечались смещения центра ротации по одному или более параметрам, в то время как в исследовании [8] таких пациентов оказалось трое. В целом только 5 (25%) имплантатов в нашей серии наблюдений и 9 (56,3%) — в исследовании [8] находились в установленных пределах по всем показателям. Обращает на себя внимание, что в ряде случаев в обоих исследованиях уже на этапе планирования инклинация и антеверсия выходили за пределы общепринятых значений. Вероятно, это связано с тем, что у пациентов с обширными остеолитическими дефектами и посттравматическими деформациями имеют место значительное изменение анатомии, положения верхней и нижней половин гемипельвиса и смещение референтных точек, таких, например, как «фигура слезы».

Чаще всего выход за пределы принятого диапазона констатировали по показателям латерализации (10 случаев) и антеверсии (9 случаев). Латерализация компонентов может быть вызвана стремлением хирурга максимально сохранить кость и не усугублять потерю костной ткани в условиях обширных дефектов, а также проблемами формирования ложа для имплантата в точном соответствии с операционным планом для имплантатов сложной формы. Другим фактором могла стать разница между границами реальной кости и виртуальной реконструкцией дефекта. Такие неточности возникают из-за проблем сегментации, включающих искажения, связанные с оборудованием, особенностями обработки изображения и наводками от артефактов [12].

Несмотря на отсутствие статистически значимых различий, совершенно очевидно, что трехфланцевые компоненты реже (в 2 из 9 наблюдений) устанавливались за пределами допустимых значений антеверсии, чем аугменты и полусферические компоненты, где несоответствие отмечалось в 7 из 11 случаев. Это связано с тем, индивидуальные аугменты и полусферы имеют большую степень свободы при выборе их позиции, в частности антеверсии. Согласно данным литературы, интраоперационная оценка антеверсии и инклинации часто бывает ошибочна [13]. Только 64,5% из 200 компонентов были установлены в диапазоне $\pm 5^\circ$ от оцениваемой интраоперационно инклинации и 61% — от определенной во время операции антеверсии. В исследовании [14] 1363 (88%) из 1549 установленных компонентов находились в планируемом диапазоне инклинации и антеверсии, однако в этой работе допустимый диапазон был шире и составлял $33-55^\circ$ для инклинации и $5-25^\circ$ для антеверсии. H.R. Choi и соавт. [15] отметили, что установка методом «свободной руки» может быть неточной при ревизионном эндопротезировании у пациентов с дефектами типа 3 по классификации Paprosky. Так, только 19 (56%) из 34 компонентов были установлены в зоне Lewinnek. Однако в их исследовании применялся другой метод реконструкции.

Оценивая клинический результат, следует отметить, что в нашей серии наблюдений, в отличие от данных литературы, не было ни одного вывиха. В работе [8] использовались пациентспецифичные инструменты для установки индивидуальных имплантатов настолько близко к планируемому положению, насколько это возможно, что позволило установить в пределах допустимого диапазона 9 из 16 конструкций [8]. При этом авторы сообщили о двух случаях вывихов. Однако лишь один из них авторы связали с малъпозицией компонента, несмотря на то, что в каждом случае ревизии использовались системы двойной мобильности. В трех случаях нами предпринимались попытки использовать пациентспецифичный инструмент. Все они требовали расширения раны и избыточного скелетирования костных краев дефекта вертлужной области, поэтому в последующем было решено от них отказаться. Возможно, отказ от избыточного скелетирования мышц является более значимым фактором профилактики вывихов, чем строгое соответствие положения имплантата предоперационному плану. Однако в нашей работе этот параметр не оценивался.

Другим фактором, который, возможно, определил отсутствие вывихов, было то, что хирург осуществлял установку компонента пары трения, ориентируясь не на позицию индивидуального вертлужного имплантата, а на другие анатомические маркеры и взаиморасположение с бедренным компонентом. Интраоперационно использовались примерочные вкладыши, проводилось тестирование стабильности эндопротеза, а цементная фиксация полиэтиленового вкладыша позволяла добиться его оптимального положения. Лишь в 3 случаях из 20, при невозможности надежной стабилизации су-

става вследствие слабости аддукторов или тенденции к подвывиху, была установлена пара трения с системой двойной мобильности. Кроме того, в отличие от исследования [8], в нашей серии не наблюдалось ни одного интраоперационного перелома.

Одним из самых важных вопросов является влияние позиции индивидуального имплантата на площадь контакта высокопористой поверхности с жизнеспособной костью, что, вероятно, имеет ключевое значение для долгосрочного функционирования конструкции. Однако нам не удалось подобрать метод, который бы обеспечил адекватную оценку контакта на послеоперационных КТ, а ручное выделение зоны контакта на каждом срезе чрезвычайно трудоемко и характеризуется высокой степенью субъективности. Разумеется, правильное положение компонента обеспечивает максимально возможную площадь контакта и теоретически более надежную фиксацию компонента. Однако вопрос о том, какую площадь контакта считать минимально достаточной для обеспечения долговременной фиксации, на сегодня остается открытым.

Результаты проведенного исследования подчеркивают сложность точного позиционирования вертлужных индивидуальных конструкций. На наш взгляд, факторы, препятствующие точной установке, могли встречаться от этапа сегментации изображения до момента обработки костного ложа и установки имплантата. Обработка костного ложа без пациентспецифичных инструментов усложняет установку в точном соответствии с предоперационным планом, но даже их использование не гарантирует отсутствие расхождений. Такие инструменты, в свою очередь, не должны избыточно скелетировать кость и компрометировать мягкие ткани, что может сказываться на уровне послеоперационных осложнений. Установка индивидуальных вертлужных имплантатов затруднена ввиду неполного интраоперационного обзора раны, невозможности полноценно оценить прилегание фланцевых частей компонентов массивных конструкций к костному ложу в условиях обширного дефекта. Правильное ориентирование в ране является, на наш взгляд, краеугольным камнем корректной обработки краев дефекта, расположения имплантата и обеспечения максимального контакта имплантата с костью пациента. На сегодняшний день в области первичного эндопротезирования тазобедренного сустава предлагается достаточно много решений, оптимизирующих обработку кости и улучшающих позиционирование компонентов, среди которых компьютерные навигационные и роботизированные системы. Основным недостатком таких систем является высокая стоимость, делающая их недоступными для широкого использования. Кроме того, навигационные системы, ориентированные на первичное эндопротезирование, не применимы при ревизионном эндопротезировании, в частности, при обширных дефектах. В ситуациях с грубо измененной анатомией навигационная система должна быть персонифицированной, т.е. не только указывать хирургу правильное положение компонента, но и сопоставлять

ставлять положение инструмента в ране с соответствующей областью виртуальной реконструкцией дефекта [16]. Не лишней для таких систем является опция загрузки планируемого положения имплантата для сравнения с текущим интраоперационным. Более доступным решением, которое могло бы улучшить позиционирование индивидуальных вертлужных компонентов, является использование примерочных компонентов с градиентными размерами или модульными частями, позволяющих произвести пошаговую адекватную обработку костного ложа [17].

Тем не менее ключевыми критериями оценки правильности установки являются стабильная первичная фиксация, процент послеоперационных осложнений, функциональность и долгосрочная выживаемость конструкций, а не формальное соответствие положения условно допустимому диапазону.

Заключение. У всех пациентов нашей серии наблюдений были достигнуты стабильная первичная фиксация и опорная функция нижней конечности, в большинстве случаев произведена реконструкция биомеханических параметров. Требуются дальнейшие исследования с целью определения допустимых диапазонов положения центра ротации, ориентации вертлужного компонента, а также минимально достаточной контактной поверхности индивидуальных конструкций, обеспечивающих их долговременное функционирование.

Конфликт интересов: не заявлен.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. *Labeck G., Thaler M., Janda W. et al.* Revision rates after total joint replacement: cumulative results from worldwide joint register datasets. *J. Bone Joint. Surg. Br.* 2011; 93 (3): 293-7. doi: 10.1302/0301-620X.93B3.25467.
2. *Paprosky W.G., Perona P.G., Lawrence J.M.* Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty. A 6-year follow-up evaluation. *J. Arthroplasty.* 1994; 9 (1): 33-44.
3. *Кавалерский Г.М., Мурьев В.Ю., Рукин Я.А. и др.* Применение индивидуальных вертлужных компонентов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России.* 2016; 22 (4): 114-21 [Kavalersky G.M., Murylev V.Y., Rukin Y.A. et al. Customized acetabular components in revision hip arthroplasty. *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2016; 22 (4): 114-21 (in Russian)]. doi: 10.21823/2311-2905-2016-22-4-114-121.
4. *Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н. и др.* Применение индивидуальной трехфланцевой конструкции при ревизионном эндопротезировании с нарушением целостности тазового кольца (клинический случай). *Травматология и ортопедия России.* 2016; (1): 108-16 [Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., Kovalenko A.N. et al. Using custom triflange implant in revision hip arthroplasty in patient with pelvic discontinuity (case re-

- port). *Traumatology and orthopedics of Russia.* 2016; (1): 108-16 (in Russian)]. doi: 10.21823/2311-2905-2016-0-1-108-116.
5. *Sheth N.P., Nelson C.L., Springer B.D. et al.* Acetabular bone loss in revision total hip arthroplasty: evaluation and management. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2013; 21 (3): 128-39. doi: 10.5435/JAAOS-21-03-128.
6. *Abolghasemian M., Sadeghi Naini M., Tangsatorn S. et al.* Reconstruction of massive uncontained acetabular defects using allograft with cage or ring reinforcement: an assessment of the graft's ability to restore bone stock and its impact on the outcome of re-revision. *Bone Joint. J.* 2014; 96-B (3): 319-24. doi: 10.1302/0301-620X.96B3.32850.
7. *Коваленко А.Н., Шубняков И.И., Бильк С.С., Тихилов Р.М.* Современные технологии лечения тяжелых костных дефектов в области вертлужной впадины: какие проблемы решают индивидуальные имплантаты? *Политравма.* 2017; 1: 72-81 [Kovalenko A.N., Shubnyakov I.I., Bilyk S.S., Tikhilov R.M. The modern technologies of treatment of severe bone defects in the acetabulum region: which problems are solved with individual implants? *Polytrauma.* 2017; 1: 72-81 (in Russian)].
8. *Baauw M., van Hellemond G.G., van Hooff M.L., Spruijt M.* The accuracy of positioning of a custom-made implant within a large acetabular defect at revision arthroplasty of the hip. *Bone Joint. J.* 2015; 97-B (6): 780-5. doi: 10.1302/0301-620X.97B6.35129.
9. *Besl J.B., McKay N.D.* A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans. Pattern. Anal. Mach. Intell.* 1992; 14: 239-55.
10. *Moskal J.T., Capps S.G.* Improving the accuracy of acetabular component orientation: avoiding malposition. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2010; 18 (5): 286-96.
11. *Cohen J.* A power primer. *Psychol. Bull.* 1992; 112: 155-9.
12. *Коваленко А.Н., Шубняков И.И., Бильк С.С. и др.* Возможности современных технологий визуализации и моделирования в ортопедии и их роль в разработке индивидуальных конструкций в хирургии тазобедренного сустава. *Вестник хирургии им. И.И. Грекова.* 2016; 4: 46-52 [Kovalenko A.N., Shubnyakov I.I., Bilyk S.S. et al. Opportunity of modern visualization and 3d modelling technologies in orthopaedics and their role in designing of individual implants for hip surgery. *Herald of Surgery named after I.I. Grekov.* 2016; 175 (4): 46-52 (in Russian)].
13. *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
14. *Barrack R.L., Krempec J.A., Clohisy J.C. et al.* Accuracy of acetabular component position in hip arthroplasty. *J. Bone Joint. Surg. Am.* 2013; 95 (19): 1760-8. doi: 10.2106/JBJS.L.01704.
15. *Choi H.R., Anderson D., Foster S. et al.* Acetabular cup positioning in revision total hip arthroplasty with Paprosky type III acetabular defects: martell radiographic analysis. *Int. Orthop.* 2013; 37: 1905-10. doi: 10.1007/s00264-013-2008-0.
16. *Wasterlain A.S., Buza J.A., Thakkar S.C. et al.* Navigation and robotics in total hip arthroplasty. *JBJS Rev.* 2017; 5 (3). pii: 01874474-201703000-00005. doi: 10.2106/JBJS.RVW.16.00046.
17. *Sugano N.* Computer-assisted orthopaedic surgery and robotic surgery in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Surg.* 2013; 5 (1): 1-9. doi: 10.4055/cios.2013.5.1.1.

Сведения об авторах: *Коваленко А.Н.* — канд. мед. наук, науч. сотр. научного отделения патологии тазобедренного сустава, врач травматолог-ортопед травматолого-ортопедического отделения №9 РНИИТО им. Р.Р. Вредена; *Тихилов Р.М.* — доктор мед. наук, профессор, директор РНИИТО им. Р.Р. Вредена; профессор кафедры травматологии, ортопедии и ВПХ СЗГМУ им. И.И. Мечникова; *Бильк С.С.* — лаборант-исследователь научного отделения патологии тазобедренного сустава, врач травматолог-ортопед травматолого-ортопедического отделения №9 РНИИТО им. Р.Р. Вредена; *Шубняков И.И.* — канд. мед. наук, главный науч. сотр. травматолого-ортопедического отделения №9 РНИИТО им. Р.Р. Вредена; *Черкасов М.А.* — аспирант травматолого-ортопедического отделения №9 РНИИТО им. Р.Р. Вредена; *Денисов А.О.* — канд. мед. наук, врач травматолог-ортопед травматолого-ортопедического отделения №11 РНИИТО им. Р.Р. Вредена.

Для контактов: Коваленко Антон Николаевич. E-mail: Tonnchik@yandex.ru.

Contact: Kovalenko Anton N. - cand. med. sci., senior scientific worker, department of the loco-motor system and diseases diagnosis, RNIITO named after R.R. Vreden. E-mail: Tonnchik@yandex.ru.