

Ранние результаты эндопротезирования тазобедренного сустава с применением индивидуальных аугментов при диспластическом коксартрозе

Я.А. Рукин¹, А.В. Лычагин¹, В.Ю. Мурылев^{1,2}, А.В. Гаркави¹, Д.А. Тарасов¹, М.П. Елизаров¹

¹ ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский университет), Москва, Россия

² ГБУЗ «Городская клиническая больница им. С.П. Боткина ДЗ г. Москвы», Москва, Россия

Резюме

Актуальность. Измененная анатомия тазобедренного сустава делает тотальное эндопротезирование при диспластическом коксартрозе трудной и нестандартной задачей. Вертлужная впадина деформирована, и головка бедренной кости находится в подвывихе или в вывихе. Важнейшей задачей операции является восстановление анатомического положения центра ротации тазобедренного сустава. **Цель исследования** — оценить ранние результаты эндопротезирования тазобедренного сустава с применением индивидуальных аугментов у пациентов с диспластическим коксартрозом. **Материал и методы.** С 2017 г. нами с применением индивидуально напечатанных аугментов прооперировано 9 пациентов с диспластическим коксартрозом. Все пациенты были женщинами, средний возраст составил 51,3±14,5 лет (от 23 до 67 лет). Средний срок наблюдения составил 14,3±5,2 мес. (от 8 до 20). Анализировались рентгенограммы в динамике, пациенты оценивались с помощью визуально-аналоговой шкалы боли (ВАШ), Harris Hip Score (HHS) и The Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC). **Результаты.** Среди пациентов не было ни одного случая вывиха эндопротеза, расшатывания компонентов эндопротеза или перипротезной инфекции, также не было ни одного повторного вмешательства на уже оперированном тазобедренном суставе. Запланированные размеры вертлужных компонентов совпали с установленными в 7 (77,8%) случаях, в двух (22,2%) случаях установлены вертлужные компоненты на 2 мм больше, что связано с желанием хирурга достичь большей степени фиксации press-fit. Отмечено восстановление анатомического положения вертлужного компонента. Перед операцией завышение головки бедренной кости составляло 22,7±11,7 мм (от 10 до 43 мм), после операции уровень вертлужного компонента составлял 0,75±2,10 мм (от -1,7 до 5 мм) ($p = 0,008$). Также отмечено уменьшение болевого синдрома и улучшение качества жизни по шкалам ВАШ (с 6,78±1,39 перед операцией до 2,22±1,09 при контрольном осмотре) ($p = 0,007$), HHS (с 30,5±18,1 до 77,59±14,26) ($p = 0,008$) и WOMAC (с 73,3±14,1 до 18,22±8,20) ($p = 0,008$). **Заключение.** Индивидуально напечатанные аугменты показали высокую эффективность для восстановления анатомического центра ротации при эндопротезировании у пациентов с диспластическим коксартрозом и хорошие ранние результаты. Дальнейшее внедрение 3D-технологий позволит улучшить результаты операций у этой группы пациентов.

Ключевые слова: диспластический коксартроз, тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, индивидуальные аугменты, 3D-печать.

Рукин Я.А., Лычагин А.В., Мурылев В.Ю., Гаркави А.В., Тарасов Д.А., Елизаров М.П. Ранние результаты эндопротезирования тазобедренного сустава с применением индивидуальных аугментов при диспластическом коксартрозе. *Травматология и ортопедия России*. 2020;26(2):50-59. doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-2-50-59.

Cite as: Rukin Ya.A., Lychagin A.V., Murylev V.Yu., Garkavi A.V., Tarasov D.A., Elizarov M.P. [Hip Arthroplasty in Patients with Hip Dysplasia by Individual Augments: Early Results]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2020;26(2):50-59. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-2-50-59.

✉ Рукин Ярослав Алексеевич / Yaroslav A. Rukin; e-mail: yar.rukin@gmail.com

Рукопись поступила/Received: 23.01.2020. Принята в печать/Accepted for publication: 26.03.2020.

Hip Arthroplasty in Patients with Hip Dysplasia by Individual Augments: Early Results

Ya.A. Rukin¹, A.V. Lychagin¹, V.Yu. Murylev^{1,2}, A.V. Garkavi¹, D.A. Tarasov¹, M.P. Elizarov¹

¹ Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

² Botkin City Clinical Hospital, Moscow, Russian Federation

Abstract

Relevance. The altered hip anatomy makes total hip arthroplasty in patients with hip dysplasia a difficult and non-standard task. The acetabulum is deformed with femoral head in subluxation or dislocation. The most important task of surgery is to restore the anatomical position of the hip center of rotation. **The study purpose** — to evaluate the early results of hip arthroplasty with individual augments in the patients with hip dysplasia. **Materials and Methods.** Since 2017, nine patients with hip dysplasia have undergone surgery using individually printed augments. All patients were women with average age 51.3 ± 14.5 years (23 to 67). The mean follow-up was 14.3 ± 5.2 months (8 to 20). Patients were evaluated using follow-up X-rays, a visual analogue scale (VAS), Harris Hip Score (HHS), and Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC). **Results.** There was no a single case of endoprosthesis dislocation, loosening of components, prosthetic infection or revision surgery in the analyzed group of patients. The planned sizes of the acetabular components were equal to the placed in 7 cases (77.8%). In two cases (22.2%), the acetabular components were 2 mm larger because the surgeon wanted a greater degree of press-fit fixation. The restoration of the anatomical position of the acetabular component was noted. Before the surgery, the femoral head was on average 22.7 ± 11.7 mm (10 to 43 mm) higher. After the surgery, the level of the acetabular component was on average only 0.75 ± 2.1 mm (1.7 to 5 mm), $p = 0.008$. Also, there were a decrease in pain and quality of life improvement by VAS from 6.78 ± 1.39 before surgery to 2.22 ± 1.09 at follow-up ($p = 0.007$), HHS increase from 30.5 ± 18.1 to 77.59 ± 14.26 ($p = 0.008$), and WOMAC decrease from 73.3 ± 14.1 to 18.22 ± 8.2 ($p = 0.008$). **Conclusion.** The individually printed augments have shown high efficacy for restoration of the anatomical center of rotation and good early results in the patients with hip dysplasia undergone hip arthroplasty.

Keywords: hip dysplasia, total hip arthroplasty, individual augments, 3D printing.

Введение

Дисплазия тазобедренного сустава представляет собой широко распространенное заболевание. Приблизительно один ребенок из 1000 рождается с вывихом бедра, а у 10 детей из 1000 диагностируется подвывих [1, 2]. Дисплазия тазобедренного сустава различной степени выраженности диагностируется более чем у трети пациентов, страдающих коксартрозом [3]. Измененная анатомия тазобедренного сустава делает тотальное эндопротезирование при диспластическом коксартрозе трудной и нестандартной задачей [4, 5]. Некоторые авторы отмечают изменение анатомии проксимального отдела бедренной кости, а именно сужение интрамедуллярного канала и увеличенную антеверсию шейки бедренной кости [6, 7, 8]. Экстремедуллярная часть бедренного компонента должна не только исправлять увеличенную антеверсию шейки, но и оффсет для восстановления нормальной кинематики сустава [9, 10]. Кроме того, при высоком вывихе бедра существуют трудности, связанные с его низведением, что может потребовать выполнения остеотомии.

Не меньшие трудности эндопротезирования связаны с изменением анатомии вертлужной впадины. Головка бедренной кости находится в подвывихе или вывихе, истинная вертлужная впадина уплощена, заполнена рубцовой тканью и образована костью, никогда не испытывавшей нагрузки. Расположение вертлужного компонента в анатомическом положении приводит к дефициту опорной кости, чаще в передне-наружном отделе. Одним из выходов является более высокое расположение вертлужного компонента, что обеспечивает его более полное покрытие костью и не требует применения пластических материалов. Однако это может приводить к разнице в длине нижних конечностей и увеличению частоты раннего расшатывания вертлужного компонента [11, 12, 13, 14]. Анатомическое расположение вертлужного компонента при дисплазии часто требует выполнения костной пластики передне-наружного дефекта [14, 15, 16, 17]. Но имеются публикации, указывающие на резорбцию как алло-, так и аутокостных трансплантатов [18, 19]. D. Delimar с соавторами отмечают,

что аллотрансплантаты резорбируются в два раза чаще, чем аутоотрансплантаты [20].

Эффективным методом реконструкции дефектов вертлужной впадины при дисплазии является применение аугментов из трабекулярного металла [21, 22]. Данные материалы в отличие от кости не подлежат лизису и показывают хорошие результаты в отношении остеоинтеграции, прочности и биосовместимости [5, 23, 24, 25, 26].

Одним из основных недостатков имеющихся на рынке аугментов, на наш взгляд, являются их дискретные, стандартизованные размеры. При дисплазии истинная вертлужная впадина часто имеет очень малые размеры и небольшой дефект, который, однако, компрометирует стабильность полусферического вертлужного компонента. Кроме того, для имплантации стандартного аугмента нередко требуется избыточная костная резекция, что и является основанием для поиска других решений для эндопротезирования при дисплазии тазобедренного сустава.

Индивидуально напечатанные металлические имплантаты получают все более широкое распространение в травматологии и ортопедии [27, 28, 29, 30]. Одним из ключевых направлений развития данных технологий является реконструкция дефектов вертлужной впадины [31, 32, 33, 34, 35].

Целью исследования является оценка ранних результатов эндопротезирования тазобедренного сустава с применением индивидуальных аугментов для замещения дефектов вертлужной впадины у пациентов с диспластическим коксартрозом.

Материал и методы

Пациенты. С 2017 г. нами с применением индивидуально напечатанных аугментов прооперировано 9 пациентов с диспластическим коксартрозом. Средний возраст составил $51,3 \pm 14,5$ лет (от 23 до 67 лет). Все пациенты остались доступны для наблюдения. Средний срок наблюдения составил $14,3 \pm 5,2$ мес. (от 8 до 20 мес.). Исследование получило одобрение локального этического комитета.

По классификации Crowe, в основе которой лежит оценка уровня краниального смещения головки бедренной кости [7], пациентки распределились следующим образом: Crowe II — 3 пациента, Crowe III — 6 пациентов. У 5 пациенток показания к эндопротезированию были только с одной стороны, у 4 (44,4%) планируется оперативное вмешательство с контралатеральной стороны.

У 2 (22,2%) пациенток в анамнезе были корригирующие остеотомии бедренной кости, к моменту выполнения эндопротезирования металлоконструкции были уже удалены. Ни в одном случае (по данным анамнеза и предоставленных меди-

цинских документов) не было предшествовавших вмешательств на вертлужной впадине.

Оценка результатов. Для оценки результатов лечения анализировались рентгенограммы в динамике. Также пациенты оценивались с помощью визуально-аналоговой шкалы боли (ВАШ), Harris Hip Score (HHS) и The Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC).

Технология создания индивидуального имплантата. Всем пациентам данной группы выполнялась компьютерная томография (КТ) таза, тазобедренных суставов и верхних третей бедренных костей на одном аппарате Toshiba Aquilion ONE с шагом 0,5 мм. Важно, чтобы с момента выполнения КТ до оперативного вмешательства прошел небольшой срок (в нашей работе мы придерживались сроков не более 1 мес.). Полученные данные КТ в стандарте DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) обрабатывали с помощью программного обеспечения Materialise Mimics 21.0 (3D Medical Image Processing Software) и создавали цифровую 3D-модель таза. На основании цифровой модели печатали тазовую кость с планируемой для операции стороны. По данным рентгенографии, КТ, цифровой и пластиковой моделей таза определяли степень дисплазии по классификации Crowe.

В цифровой модели таза в вертлужную впадину размещали полусферу так, чтобы нижняя ее точка располагалась на уровне нижней точки «фигуры слезы» с углом антеверсии $15\text{--}20^\circ$, углом отведения 45° , диаметром, максимально контактирующим с костью вертлужной впадины с учетом ее достаточной, но не избыточной обработки (толщина кости в зонах контакта с вертлужной впадиной не менее 3–5 мм) (рис. 1).



Рис. 1. Полусфера диаметром 44 мм, расположенная с углами антеверсии 15° и отведения 45° .

Центр ротации тазобедренного сустава в анатомическом положении

Fig. 1. A hemisphere with a diameter of 44 mm and angles of anteversion 15° and abduction 45° .

Hip rotation center in anatomical position

В случае здорового контралатерального тазобедренного сустава центр полусферы располагали на уровне центра головки неизменной бедренной кости. Далее удаляли лишние краевые костные разрастания и оценивали размеры и форму верхнего дефекта, который необходимо заполнить, чтобы обеспечить полное покрытие вертлужного компонента. Имеющиеся мелкие неровности сглаживали. По форме дефекта планировали необходимый аугмент. В аугменте планировали 2–3 отверстия для проведения стандартных спонгиозных винтов 6,5 мм в кость. Их направления задавали так, чтобы можно было провести наиболее длинные винты, но чтобы они не конфликтовали между собой и вертлужным компонентом. Если аугмент имел малые размеры и 6,5 мм винты через него провести было невозможно, планировали дополнительную накладку для фиксации его к телу подвздошной кости (рис. 2).

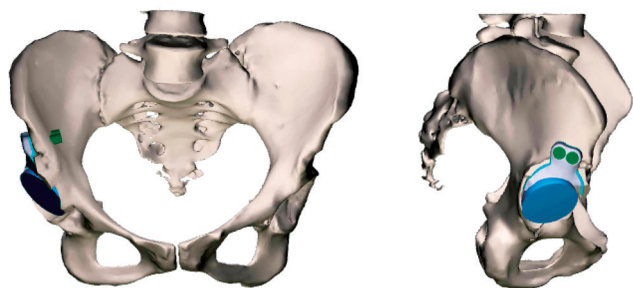


Рис. 2. Планирование индивидуальных аугмента (отмечен серым цветом) и винтов (отмечены зеленым цветом)

Fig. 2. Planning of individual augment (in gray) and screws (in green)

Поверхность аугмента, контактирующая с мягкими тканями, гладкая; с костью и вертлужным компонентом — пористая. Форма ячейки пористой структуры — додекаэдр. Размер ячейки — 1,8×1,8×1,8 мм, диаметр ребра ячейки пористой структуры — 0,45 мм. Минимальная толщина пористой структуры — 2 мм.

После окончательного согласования выполнялась печать примерочного аугмента из полилактида (PLA). PLA — биоразлагаемый, термопластичный, алифатический полиэфир, мономером которого является молочная кислота. Сырьем для производства служат ежегодно возобновляемые ресурсы, такие как кукуруза и сахарный тростник.

Аугмент изготавливали методом 3D-печати на принтере Concept Laser M2 Cusing (Concept Laser, Германия) из порошка титанового сплава Ti-6-Al-4V, сертифицированного для изготовления медицинских имплантатов.

Планирование и печать выполнялись совместно со специалистами компании «Эндопринт»

(Москва, Россия). Срок, прошедший с момента выполнения КТ до готового изделия, не превышал 10 дней. Стерилизация имплантата осуществлялась автоклавированием.

Техника операции. После стандартной предоперационной подготовки переднелатеральным доступом по Watson — Jones осуществляли доступ к тазобедренному суставу. Выполняли вывих бедра кпереди и осуществляли резекцию шейки бедренной кости на запланированном уровне. С помощью ретракторов обнажали вертлужную впадину, резецировали костные разрастания согласно предоперационному планированию по 3D-модели. Ацетабулярными риммерами увеличивающегося размера обрабатывали вертлужную впадину на уровне анатомического центра ротации, не завышая его (рис. 3).

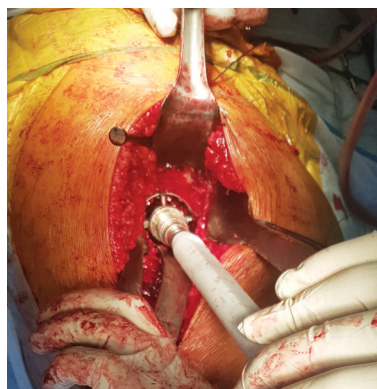


Рис. 3. Обработка вертлужной впадины риммером с соблюдением анатомического центра ротации без его завышения

Fig. 3. The treatment of acetabulum with a rimmer keeping the anatomical center of rotation without exceeding its height

Диаметр последнего риммера соответствовал диаметру запланированного вертлужного компонента. С помощью ацетабулярного риммера малого размера (36–38 мм) обрабатывали ложе под аугмент, удаляя мелкие неровности, что также планировали по цифровой и реальной 3D-моделям. Следующим этапом устанавливали примерочный вертлужный компонент или оставляли ацетабулярный риммер и устанавливали примерочный пластиковый аугмент. Если требовалось, окончательно дорабатывали кость риммерами или кусачками до идеальной посадки аугмента. После примерки тщательно отмывали кость с помощью системы пульс-лаваж и снова устанавливали примерочный вертлужный компонент. Затем имплантировали аугмент с достижением press-fit фиксации за счет пористой части. Фиксировали винтами запланированной длины в заданном направлении (рис. 4).

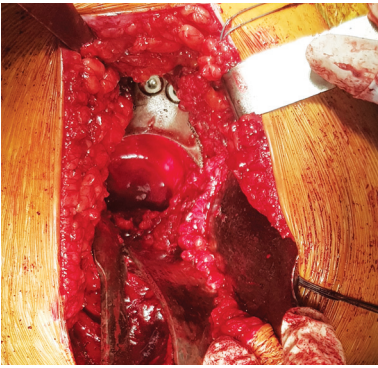


Рис. 4. Аугмент, установленный в верхне-переднем отделе вертлужной впадины, фиксирован двумя 6,5 мм винтами

Fig. 4. The augment, placed in the upper anterior part of the acetabulum, was fixed with two 6.5 mm screws

Край аугмента, контактирующий с вертлужным компонентом, обрабатывали небольшим количеством костного цемента, после чего устанавливали вертлужный компонент и фиксировали его одним-тремя 6,5 мм винтами. Во всех случаях применялись вертлужные компоненты Continuum с покрытием из трабекулярного тантала (Zimmer Biomet, США) с полиэтиленовым вкладышем. По стандартной методике устанавливался бедренный компонент Wagner Cone (Zimmer Biomet, США). После подбора головки необходимой длины осуществлялось вправление эндопротеза (рис. 5).

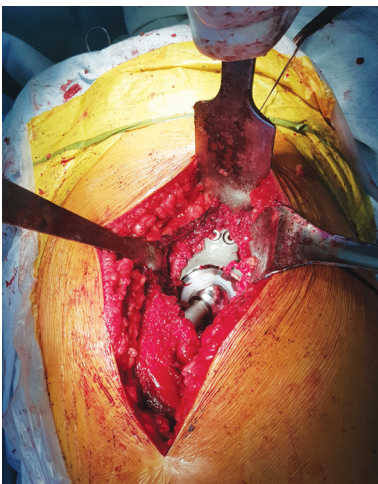


Рис. 5. Установлен эндопротез тазобедренного сустава с индивидуальным аугментом. Между аугментом и компонентом видна тонкая прослойка костного цемента

Fig. 5. A hip endoprosthesis with an individual augment was placed. A thin layer of bone cement is visible between the augment and the component

После установки эндопротеза рана повторно промывалась системой пульс-лаваж и ушивалась наглухо с оставлением дренажа. На послеоперационной рентгенограмме отмечается восстановление центра ротации головки бедренной кости соответственно здоровой стороне (рис. 6).

Краниальное смещение головки бедренной кости перед операцией определяли следующим образом. На цифровой рентгенограмме или КТ проводили линию через нижние точки «фигур слезы». Параллельно ей проводили линию через нижнюю точку головки бедренной кости без учета оссификатов. Расстояние между этими двумя линиями (перпендикуляр) и составляло положение головки бедренной кости по вертикали (рис. 7).

Положение вертлужного компонента на рентгенограммах также определяли относительно линии, проходящей через нижние точки «фигур слезы». Параллельно ей проводили линию через нижнюю точку вертлужного компонента. Расстояние между этими двумя линиями показывало уровень вертлужного компонента. Линейку калибровали по известному диаметру вертлужного компонента (рис. 8).

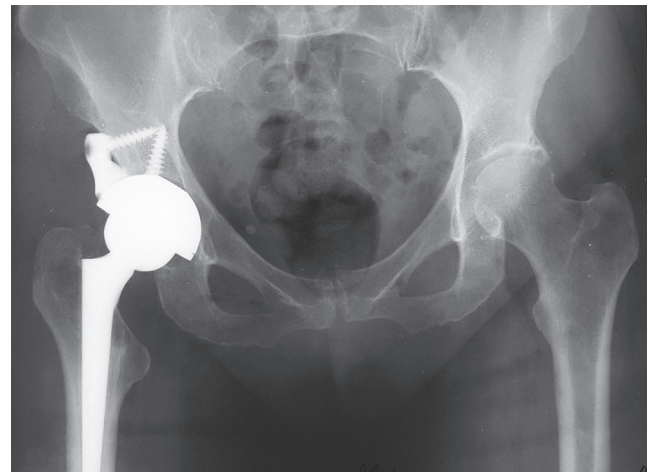


Рис. 6. Рентгенограмма пациентки с диспластическим коксартрозом после операции. С помощью индивидуально напечатанного аугмента обеспечено восстановление анатомического центра ротации, длины нижней конечности и полное покрытие вертлужного компонента

Fig. 6. X-ray of a female patient with hip dysplasia after the surgery. Using an individually printed augment, the restoration of the anatomical center of rotation, the length of the lower limb and the complete coverage of the acetabular component was achieved

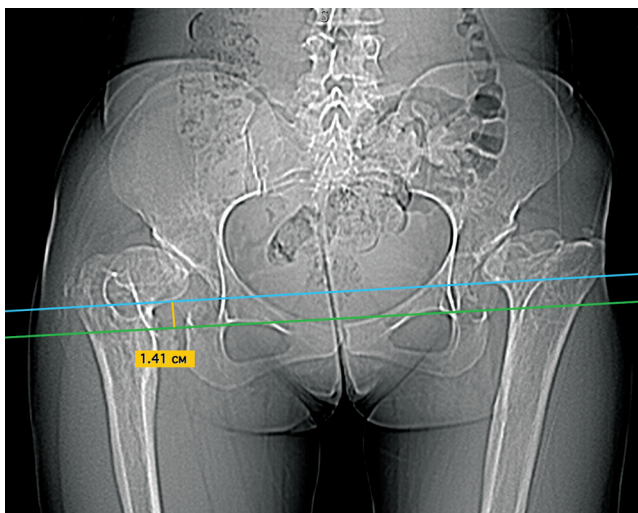


Рис. 7. Определение положения головки бедренной кости по вертикали: зеленым цветом выделена линия, проведенная через нижние точки «фигур слезы»; голубым цветом — линия, проведенная через нижнюю точку головки бедренной кости; желтым — расстояние между этими линиями

Fig. 7. The vertical position of the femoral head determination: in green — the line drawn through the lower points of the “tear shapes”; in blue — a line drawn through the lower point of the femoral head; in yellow — the distance between these lines

Статистический анализ

Статистический анализ проводился с помощью программ Excel for Mac (ver. 16.26) и IBM SPSS Statistics Subscription (ver. 1.0.0.1347). Оценивались средние величины количественных показателей (возраст, баллы по оценочным шкалам) и величины стандартных отклонений. Непараметрический Т-критерий Вилкоксона был использован для сравнения положения головки бедренной кости и вертлужного компонента до и после операции, а также при оценке пациентов по шкалам ВАШ, ННS и WOMAC до и после операции. Критерий p менее 0,05 рассматривался как статистически значимый.

Результаты

Нами не было выявлено ни одного случая вывиха эндопротеза, расшатывания компонентов эндопротеза, перипротезной инфекции, а также повторных вмешательств на оперированном тазобедренном суставе. Использование заранее спла-

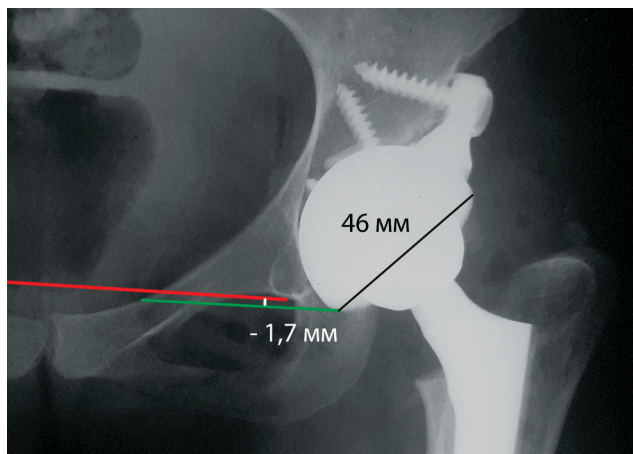


Рис. 8. Определение положения вертлужного компонента: красным цветом выделена линия, проходящая через нижние точки «фигур слезы»; зеленым — линия, проходящая через нижнюю точку вертлужного компонента. Расстояние между этими двумя линиями показывает уровень вертлужного компонента

Fig. 8. The position of the acetabular component determination: in red — the line drawn through the lower points of the “tear shapes”; in green — a line drawn through the lower point of the femoral head. The distance between these two lines indicates the level of the acetabular component

нированного аугмента позволило сэкономить время операции на подборе стандартных аугментов и минимизировать подготовку костного ложа «под аугмент».

Запланированные размеры вертлужных компонентов совпали с установленными в 7 (77,8%) случаях, в 2 (22,2%) случаях установлены вертлужные компоненты на 2 мм больше. Краниальное смещение головки бедренной кости перед операцией составило в среднем $22,7 \pm 11,7$ мм (от 10 до 43 мм).

Смещение вертлужного компонента относительно «фигуры слезы» после операции составило $0,75 \pm 2,1$ мм (от -1,7 до 5 мм) ($p = 0,008$).

Результаты оценки по шкалам представлены в таблице.

Таким образом, по всем шкалам отмечено уменьшение болевого синдрома и улучшение качества жизни у пациентов, перенесших тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава с применением индивидуальных аугментов по поводу диспластического коксартроза.

Результаты обследования пациентов по шкалам ВАШ, NHS и WOMAC до и после операции

Шкала	До операции			Контрольный осмотр			p
	среднее	min	max	среднее	min	max	
ВАШ	6,78±1,39	5	9	2,22±1,09	1	4	0,007
NHS	30,5±18,1	8,38	57,55	77,59±14,26	51,4	97,6	0,008
WOMAC	73,3±14,1	54	92	18,22±8,2	10	31	0,008

Обсуждение

Технологии 3D-печати и имплантации индивидуальных имплантов в настоящее время находят все более широкое применение в травматологии и ортопедии, в том числе и в России, о чем свидетельствует появление работ отечественных авторов, посвященных данной тематике [30, 36]. Однако, как и к внедрению любой другой технологии в медицине, надо относиться с осторожностью, учитывая, что эти имплантаты мы устанавливаем непосредственно в организм человека. Организованная в 2016 г. Ассоциация специалистов по 3D-печати в медицине объединяет опыт ведущих российских специалистов, выполняющих операции с применением таких эндопротезов. Возможно, объединение усилий облегчит задачу внедрения индивидуальных имплантов в практику.

Деформация вертлужной впадины при дисплазии тазобедренного сустава затрудняет имплантацию в нее полусферичного вертлужного компонента. Краниальное смещение центра ротации, применение ауто- или аллотрансплантатов не всегда показывает оптимальные результаты [11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20]. С.Д. Watts с соавторами провели анализ результатов эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с дисплазией II типа по Crowe в течение 35 лет и выявили более длительную выживаемость как вертлужных, так и бедренных компонентов в случае восстановления анатомического центра ротации [12]. D. Delimar с соавторами выявили высокую частоту нестабильности вертлужных компонентов в сроки до 10 лет при использовании структурных костных трансплантатов для замещения верхнелатерального дефекта [20].

В нашем исследовании применение индивидуальных аугментов для пластики дефектов вертлужной впадины показало перспективные ранние результаты. Ни в одном случае не было отмечено трудностей при установке подобных конструкций — напротив, отмечены преимущества по сравнению со стандартными аугментами: не

требовалось дополнительного времени на подбор и избыточной резекции кости для имплантации аугмента. Линейка стандартных аугментов одной компании подразумевает наличие одновременно не менее 20 позиций, что создает трудности. 3D-технологии при правильном их применении (КТ с высоким разрешением, программное обеспечение для очистки и обработки изображений, грамотное взаимодействие хирурга и инженера) показывают высокую точность. В 7 случаях из 9 диаметр вертлужных компонентов полностью совпал с запланированным, в 2 случаях оказался на 2 мм больше, что связано с желанием хирурга достичь более стабильной press-fit фиксации. Пожалуй, самым слабым местом таких технологий является перенос компьютерного планирования в операционную и точное воспроизведение запланированного. Возможно, с этим и связан один случай краниального смещения вертлужного компонента на 5 мм: хирург сначала стал обрабатывать вертлужную впадину несколько выше, вследствие чего потребовалась резекция дополнительной кости под индивидуальный аугмент. Пожалуй, одной из перспективных задач клинического внедрения индивидуальных имплантов будет решение именно этих вопросов, в чем может помочь робот-ассистированная хирургия [37].

Дискутабельными остаются свойства материалов, напечатанных на 3D-принтере, по сравнению с материалами, произведенными обычными методами. Исследование D. Mah с соавторами показывает, что напечатанный на 3D-принтере Ti-6-Al-4V сплав имеет меньшую резистентность к коррозии по сравнению с кованым Ti-6-Al-4V сплавом [38]. K. Karolewska и B. Ligaj провели сравнительный анализ Ti-6-Al-4V сплава, созданного с помощью SLM-технологии с Ti-6-Al-4V сплавом, созданным металлургическими методами, и пришли к заключению, что SLM-сплав обладает более высокими значениями прочности (1360 МПа против 1255,7 МПа у обычного) [39], о чем также свидетельствует исследование M. Shunmugavel с соавторами [40].

В нашей серии мы совмещали танталовую поверхность стандартного вертлужного компонента с аугментом из титанового сплава. Т.-Х. Ling с соавторами показали хорошие результаты с обратным сочетанием — аугмент из пористого тантала и чашка с вертлужным компонентом из титанового сплава [21]. Данные материалы не вступают в реакцию между собой *in vitro* и *in vivo*, что делает возможным и безопасным такие сочетания.

Результаты применения индивидуальных аугментов при дисплазии сопоставимы с результатами применения аугментов из трабекулярного тантала. Т.-Х. Ling с соавторами проанализировали результаты применения танталовых аугментов для первичного эндопротезирования тазобедренного сустава у 19 пациентов (среди них 9 пациентов с диспластическим коксартрозом) и не выявили ни одного случая вывиха эндопротеза или перипротезной инфекции со средним сроком наблюдения 5,1 лет [21].

Ограничения исследования. Пока операции проведены у малого количества пациентов, и мы имеем небольшие сроки наблюдения. Кроме того, крайние сроки наблюдения данных пациентов с момента операции имеют большой разброс — от 8 до 20 мес. Учитывая это, пока трудно достоверно говорить о перспективности применения индивидуальных аугментов. Накопление опыта в создании и имплантации индивидуальных компонентов определенно поможет нам в уточнении показаний для таких систем. Тем не менее в нашей серии индивидуально напечатанные аугменты показали эффективность в решении вопроса восстановления анатомического центра ротации при эндопротезировании у пациентов с диспластическим коксартрозом и хорошие ранние результаты.

Этика публикации

Пациенты дали добровольное информированное согласие на участие в исследовании и публикацию клинического наблюдения.

Конфликт интересов: не заявлен.

Источник финансирования: государственное бюджетное финансирование.

Вклад авторов

Рукин Я.А. — разработка дизайна исследования, сбор данных, проведение исследования, редактирование.

Лычагин А.В. — проведение исследования, анализ литературных данных, редактирование.

Мурьев В.Ю. — разработка дизайна исследования, редактирование.

Гаркави А.В. — подготовка текста.

Тарасов Д.А. — проведение исследования.

Елизаров М.П. — проведение исследования, анализ данных, статистическая обработка, подготовка текста.

Литература [References]

1. Paterson D. The early diagnosis and treatment of congenital dislocation of the hip. *Aust NZ J Surg*. 2008;46(4): 359-366. doi: 10.1111/j.1445-2197.1976.tb03249.x.
2. Tredwell S.J. Neonatal screening for hip joint instability. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;(281):63-68. doi: 10.1097/00003086-199208000-00011.
3. Камоско М.М., Басков В.Е., Барсуков Д.Б., Поздникин И.Ю., Григорьев И.В. Транспозиция вертлужной впадины путем тройной остеотомии таза при лечении детей с дисплазией тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2014;73(3):76-85. doi: 10.21823/2311-2905-2014-0-3-76-85.
4. Kamosko M.M., Baskov V.E., Barsukov D.B., Pozdnikin I.Yu., Grigoriev I.V. [Transposition of the acetabulum after triple pelvic osteotomy in the treatment of children with hip dysplasia]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2014;73(3): 76-85. doi: 10.21823/2311-2905-2014-0-3-76-85.
5. Argenson J.N., Ryembault E., Flecher X., Brassart N., Parratte S., Aubaniac J.M. Three-dimensional anatomy of the hip in osteoarthritis after developmental dysplasia. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(9):1192-1196.
6. Bobyn J.D., Stackpool G.J., Hacking S.A., Tanzer M., Krygier J.J. Characteristics of bone ingrowth and interfacemechanics of a new porous tantalum biomaterial. *J Bone Joint Surg Br*. 1999;81(5):907-914.
6. Charnley J., Feagin J. Low-friction arthroplasty in congenital subluxation of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 1973;(91):98-113.
7. Crowe J.F., Mani V., Ranawat C.S. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1979;61(1):15-23.
8. Dunn H.K., Hess W. Total hip reconstruction in chronically dislocated hips. *J Bone Joint Surg Am*. 1976;58(6): 838-845. doi: 10.2106/00004623-197658060-00015.
9. Mendes D.G. Total hip arthroplasty in congenital dislocated hips. *Clin Orthop Relat Res*. 1981;161:163-179. doi: 10.1097/00003086-198111000-00019.
10. Woolson S.T., Harris W.H. Complete total hip replacement for dysplastic or hypoplastic hips using miniature or microminiature components. *J Bone Joint Surg Am*. 1983;65(8):1099-1108. doi: 10.2106/00004623-198365080-00009.
11. Pagnano W., Hanssen A.D., Lewallen D.G., Shaughnessy W.J. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1996;78(7): 1004-1014. doi: 10.2106/00004623-199607000-00004.
12. Watts C.D., Abdel M.P., Hanssen A.D., Pagnano M.W. Anatomic hip center decreases aseptic loosening rates after total hip arthroplasty with cement in patients with crowe type-ii dysplasia: a concise follow-up report at a mean of thirty-six years. *J Bone Joint Surg Am*. 2016;98(11):910-915. doi: 10.2106/JBJS.15.00902.
13. Linde F., Jensen J., Pilgaard S. Charnley arthroplasty in osteoarthritis secondary to congenital dislocation or subluxation of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 1988;227: 164-171. doi: 10.1097/00003086-198802000-00020.
14. Tsukada S., Wakui M. Bulk femoral head autograft without decortication in uncemented total hip arthroplasty: seven- to ten-year results. *J Arthroplasty*. 2012;27(3):437-444. doi: 10.1016/j.arth.2011.06.003.
15. Song J.H., Ahn T.S., Yoon P.W., Chang J.S. Reliability of the acetabular reconstruction technique using autogenous bone graft from resected femoral head in hip dysplasia: Influence of the change of hip joint center

- on clinical outcome. *J Orthop.* 2017;14(4):438-444. doi: 10.1016/j.jor.2017.07.007.
16. Kim M., Kadowaki T. High long-term survival of bulk femoral head autograft for acetabular reconstruction in cementless THA for developmental hip dysplasia. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(6):1611-1620. doi: 10.1007/s11999-010-1288-6.
 17. De Jong P.T., Haverkamp D., van der Vis H.M., Marti R.K. Total hip replacement with a superolateral bone graft for osteoarthritis secondary to dysplasia: a long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88(2):173-178.
 18. Anwar M.M., Sugano N., Masuhara K., Kadowaki T., Takaoka K., Ono K. Total hip arthroplasty in the neglected congenital dislocation of the hip. A five- to 14- year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;(295):127-134.
 19. Cameron H.U., Botsford D.J., Park Y.S. Influence of the Crowe rating on the outcome of total hip arthroplasty in congenital hip dysplasia. *J Arthroplasty.* 1996;11(5):582-587.
 20. Delimar D., Aljinovic A., Bicanic G. Failure of bulk bone grafts after total hip arthroplasty for hip dysplasia. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014;134(8):1167-1173. doi: 10.1007/s00402-014-2006-8.
 21. Ling T.X., Li J.L., Zhou K., Xiao Q., Pei F.X., Zhou Z.K. The use of porous tantalum augments for the reconstruction of acetabular defect in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2018;33(2):453-459. doi: 10.1016/j.arth.2017.09.030.
 22. Kamada T., Mashima N., Nakashima Y., Imai H., Takeba J., Miura H. Mid-term clinical and radiographic outcomes of porous tantalum modular acetabular components for hip dysplasia. *J Arthroplasty.* 2015;30(4):607-610. doi: 10.1016/j.arth.2014.11.007.
 23. Meneghini M.R., Meyer C., Buckley C.A., Hanssen A.D., Lewallen D.G. Mechanical stability of novel highly porous metal acetabular components in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010;25(3):337-341. doi: 10.1016/j.arth.2009.03.003.
 24. Macheras G.A., Lepetos P., Leonidou A.O., Anastasopoulos P.P., Galanakis S.P., Poultsides L.A. Survivorship of a porous tantalum monoblock acetabular component in primary hip arthroplasty with a mean follow-up of 18 years. *J Arthroplasty.* 2017;32(12):3680-3684. doi: 10.1016/j.arth.2017.06.049.
 25. Lachiewicz P.F., O'Dell J.A. Tantalum Components in Difficult Acetabular Revisions Have Good Survival at 5 to 10 Years. *Clin Orthop Relat Res.* 2018;476(2):336-342. doi: 10.1007/s11999-0000000000000005.
 26. Evola F.R., Costarella L., Evola G., Barchitta M., Agodi A., Sessa G. Acetabular revisions using porous tantalum components: A retrospective study with 5-10 years follow-up. *World J Orthop.* 2017;8(7):553-560. doi: 10.5312/wjo.v8.i7.553.
 27. Wei R., Guo W., Yang R., Tang X., Yang Y., Ji T. et al. Reconstruction of the pelvic ring after total en bloc sacrectomy using a 3D-printed sacral endoprosthesis with re-establishment of spinopelvic stability: a retrospective comparative study. *Bone Joint J.* 2019;101-B(7):880-888. doi: 10.1302/0301-620X.101B7.BJJ-2018-1010.R2.
 28. Patel V., Kovalsky D., Meyer S. C., Chowdhary A., Lockstadt H., Techy F. et al. Minimally invasive lateral transiliac sacroiliac joint fusion using 3D-printed triangular titanium implants. *Med Devices (Auckl).* 2019;12:203-214. doi: 10.2147/MDER.S205812.
 29. Michielsen M., Van Haver A., Vanhees M., van Riet R., Verstreken F. Use of three-dimensional technology for complications of upper limb fracture treatment. *EFORT Open Rev.* 2019;4(6):302-312. doi: 10.1302/2058-5241.4.180074.
 30. Черный А.А., Коваленко А.Н., Бильк С.С., Денисов А.О., Каземирский А.В., Куляба Т.А. и др. Ранние результаты применения индивидуально изготовленных модульных конусов для замещения метафизарно-диафизарных костных дефектов при ревизионной артропластике коленного сустава. *Травматология и ортопедия России.* 2019;25(2):9-18. doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-2-9-18.
 - Cherny A.A., Kovalenko A.N., Bilyk S.S., Denisov A.O., Kazemirskiy A.V., Kulyaba T.A., Kornilov N.N. [Early Outcomes of Patient-Specific Modular Cones for Substitution of Methaphysal and Diaphysal Bone Defects in Revision Knee Arthroplasty]. *Травматология и ортопедия России* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2019;25(2):9-18. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-2-9-18.
 31. Zhang Y.C., Li J.J., Hou W.T., Zhang H.F., Liu J.H. A preliminary study of three-dimensional printed porous titanium plate integrated implant for the repair of comminuted acetabular posterior wall fracture with bone defect. *Zhongguo Gu Shang.* 2019;32(5):469-474. doi: 10.3969/j.issn.1003-0034.2019.05.016.
 32. Fang C., Cai H., Kuong E., Chui E., Siu Y.C., Ji T. et al. Surgical applications of three-dimensional printing in the pelvis and acetabulum: from models and tools to implants. *Unfallchirurg.* 2019;122(4):278-285. doi: 10.1007/s00113-019-0626-8.
 33. Kieser D.C., Ailabouni R., Kieser S.C.J., Wyatt M.C., Armour P.C., Coates M.H. et al. The use of an Ossis custom 3D-printed tri-flanged acetabular implant for major bone loss: minimum 2-year follow-up. *Hip Int.* 2018;28(6):668-674. doi: 10.1177/1120700018760817.
 34. Wang B., Hao Y., Pu F., Jiang W., Shao Z. Computer-aided designed, three dimensional-printed hemipelvic prosthesis for peri-acetabular malignant bone tumour. *Int Orthop.* 2018;42(3):687-694. doi: 10.1007/s00264-017-3645-5.
 35. Wyatt M.C. Custom 3D-printed acetabular implants in hip surgery-innovative breakthrough or expensive bespoke upgrade? *Hip Int.* 2015;25(4):375-379. doi: 10.5301/hipint.5000294.
 36. Kavalerskiy G.M., Murylev V.Y., Rukin Y.A., Elizarov P.M., Lychagin A.V., Tselisheva E.Y. Three-Dimensional Models in Planning of Revision Hip Arthroplasty with Complex Acetabular Defects. *Indian J Orthop.* 2018;52(6):625-630. doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_556_16.
 37. Perets I., Walsh J.P., Close M.R., Mu B.H., Yuen L.C., Domb B.G. Robot-assisted total hip arthroplasty: Clinical outcomes and complication rate. *Int J Med Robot.* 2018;14(4):e1912. doi: 10.1002/rcs.1912.
 38. Mah D., Pelletier M.H., Lovric V., Walsh W.R. Corrosion of 3D-printed orthopaedic implant materials. *Ann Biomed Eng.* 2019;47(1):162-173. doi: 10.1007/s10439-018-02111-1.
 39. Karolewska K., Ligaj B. Comparison analysis of titanium alloy Ti6Al4V produced by metallurgical and 3D printing method. AIP Conference Proceedings 2077, 020025 (2019). doi.org/10.1063/1.5091886. Available from: <https://aip.scitation.org/doi/pdf/10.1063/1.5091886?download=true>
 40. Shunmugavel M., Polishetty A., Littlefair G. Microstructure and mechanical properties of wrought and additive manufactured Ti-6Al-4V cylindrical bars. *Procedia Technology.* 2015;20:231-236. doi: 10.1016/j.protcy.2015.07.037.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Рукин Ярослав Алексеевич — канд. мед. наук, доцент кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский университет), Москва

Лычагин Алексей Владимирович — д-р мед. наук, доцент, заведующий кафедрой травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский университет), Москва

Мурылев Валерий Юрьевич — д-р мед. наук, профессор кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский университет); заведующий Московским городским центром эндопротезирования костей и суставов, ГБУЗ «Городская клиническая больница им. С.П. Боткина ДЗ г. Москвы», Москва

Гаркави Андрей Владимирович — д-р мед. наук, профессор кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский университет), Москва

Тарасов Дмитрий Алексеевич — врач анестезиолог-реаниматолог отделения анестезиологии и реанимации, ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский университет), Москва

Елизаров Михаил Павлович — аспирант кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский университет), Москва

AUTHORS' INFORMATION:

Yaroslav A. Rukin — Cand. Sci. (Med.), Assistant Professor of Department of Trauma, Orthopaedics and Disaster Surgery, Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

Alexey V. Lychagin — Dr. Sci. (Med.), Assistant Professor, Head of Department of Trauma, Orthopaedics and Disaster Surgery, Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

Valeriy Yu. Murylev — Dr. Sci. (Med.), Professor of Department of Trauma, Orthopaedics and Disaster Surgery, Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University); Head of Moscow City Bone and Joint Replacement Centre, Botkin City Clinical Hospital, Moscow, Russian Federation

Andrey V. Garkavi — Dr. Sci. (Med.), Professor of Department of Trauma, Orthopaedics and Disaster Surgery, Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

Dmitriy A. Tarasov — Doctor, Department of Anesthesiology and Resuscitation, Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

Mikhail P. Elizarov — PhD Student of Department of Trauma, Orthopaedics and Disaster Surgery, Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation