

**ПРИМЕНЕНИЕ 3D-МОДЕЛИРОВАНИЯ И ПРОТОТИПИРОВАНИЯ ПРИ ПЕРВИЧНОМ И РЕВИЗИОННОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ***Н.В. Загородний, Г.А. Чрагян, О.А. Алексанян\*, С.В. Каграманов, Е.В. Полевой*ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова»  
Минздрава России, Москва, РФ

**Введение.** Эндопротезирование вертлужной впадины у больных с нарушением нормальной анатомии тазовой кости является трудной задачей. Последние несколько лет в нашей стране при эндопротезировании вертлужной впадины с выраженными дефектами кости активно стал применяться метод 3D-моделирования и прототипирования индивидуальных вертлужных конструкций.

**Цель исследования:** оценить точность, удобство установки и эффективность первичной стабилизации индивидуальных вертлужных компонентов у пациентов с костными дефектами при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава.

**Материалы и методы.** Было выполнено 18 оперативных вмешательств с использованием технологии 3D-моделирования и прототипирования, из них 12 по поводу нестабильности тазобедренного сустава, 6 — посттравматического коксартроза. Среди прооперированных было 9 женщин и 9 мужчин, средний возраст которых составил  $60,9 \pm 15,8$  года. По классификации Paprosky дефекты в 1 случае соответствовали типу I, в 1 — типу IIA, в 4 — типу IIB (посттравматический коксартроз), в 2 — типу IIIA, в 10 — типу IIIB, из них 2 с нарушением целостности тазовой кости. При изготовлении индивидуальной конструкции использовали метод прямого лазерного спекания металлов (DMLS). Весь технологический процесс занимал от 4 до 8 нед и осуществлялся в тесном сотрудничестве с инженерами.

**Результаты.** Точное совпадение формы имплантата и дефекта наблюдалось в 89,9% случаев. У 2 (11,1%) пациентов с нарушением целостности тазовой кости требовалась дополнительная коррекция костных структур при установке и адаптации имплантата во впадине. При сроках наблюдения от 2 до 8 мес на рентгенограммах конструкции стабильны.

**Заключение.** 3D-технология изготовления индивидуальных вертлужных компонентов является методом решения проблемы лечения пациентов с выраженными дефектами вертлужной впадины. Она позволяет планировать операцию, облегчает выбор позиционирования винтов, избегая их интерференции. Конструктивные особенности имплантата в виде трех жестких фланцев с отверстиями под винты обеспечивают дополнительные участки контакта с интактными частями седалищной, подвздошной и лонной костей, а за счет фиксации винтами достигается первоначальная жесткая стабильность до достижения биологической фиксации.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, ревизионное эндопротезирование, посттравматический коксартроз, дефект вертлужной впадины, индивидуальный вертлужный компонент

Конфликт интересов: не заявлен

Источник финансирования: исследование проведено без спонсорской поддержки

**Для цитирования:** Загородний Н.В., Чрагян Г.А., Алексанян О.А., Каграманов С.В., Полевой Е.В. Применение 3D-моделирования и прототипирования при первичном и ревизионном эндопротезировании. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2018; 2: 21–29. <https://doi.org/10.32414/0869-8678-2018-2-21-29>

**3D MODELLING AND PRINTING IN PRIMARY AND REVISION ARTHROPLASTY***N.V. Zagorodniy, G.A. Chragyan, O.A. Aleksanyan\*, S.V. Kagramanov, E.V. Polevoy*

N.N. Priorov National Medical Research Center of Traumatology and Orthopaedics, Moscow, Russia

**Introduction.** Acetabular arthroplasty in patients with the abnormal pelvic bone anatomy is a challenging task. In recent years the method of 3D modelling and printing of custom acetabular components is widely used at acetabular arthroplasty in patients with marked bone defects.

**Purpose of study:** to evaluate the accuracy, convenience of the positioning and efficacy of the primary stabilization of custom acetabular components in patients with bone defects at primary and revision hip arthroplasty.

**Patients and methods.** Eighteen surgical interventions using 3D modelling and printing, i.e. 12 for hip instability, 6 — for posttraumatic coxarthrosis were performed. The study included 9 women and 9 men with mean age  $60,9 \pm 15,8$  years. By Paprosky classification in 2 cases the defects corresponded to Type I, in 1 case — Type IIA, in 4 cases — Type IIB (posttraumatic coxarthrosis), in 2 cases — Type IIIA, in 10 — Type IIIB out of them 2 cases with pelvic bone separation. Custom components were produced using the method of direct metal laser sintering (DMLS). The whole technologic process took from 4 to 8 weeks and was conducted jointly with the engineers.

**Results.** Exact match of implant form and the defect was observed in 89.9% of cases. In 2 patients with pelvic bone separation additional correction of bone structures was required when placing the acetabular component. In radiograph from 2 to 8 months after surgery the constructions were stable.

**Conclusion.** 3D technology for the custom-made acetabular components is a method of resolving the problem in patients with marked acetabular defects. It enables to plan the surgery, simplifies the choice for screws positioning avoiding their interference. The design features of the implant are three rigid flanges with screw holes that create additional contact with intact parts of the ischial, iliac and pubic bones. Screw fixation ensures initial rigid stability until the biological fixation is achieved.

Key words: hip joint, revision arthroplasty, posttraumatic coxarthrosis, acetabular defect, custom acetabular component

Conflict of interest: the authors state no conflict of interest

Funding: the study was performed with no external funding

**For citation:** Zagorodniy N.V., Chragyan G.A., Aleksanyan O.A., Kagramanov S.V., Polevoy E.V. 3D Modelling and Printing in Primary and Revision Arthroplasty. N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics. 2018; 2: 21–29 (in Russian). <https://doi.org/10.32414/0869-8678-2018-2-21-29>

**Введение.** Эндопротезирование тазобедренного сустава является основным методом лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний, посттравматических повреждений тазобедренного сустава. Тенденция к росту числа операций тотального эндопротезирования тазобедренного сустава наблюдается как в России, так и во всем мире. Ежегодно, по данным экспертов группы ВОЗ, в мире выполняется 1 500 000 тотальных замещений тазобедренного сустава [1].

Неизбежным следствием глобальной урбанизации и технического прогресса стал рост травматизма. Одними из самых сложных видов повреждений опорно-двигательного аппарата являются переломы таза, среди которых от 10 до 22% занимают переломы вертлужной впадины [2, 3]. Причем пострадавшие — это люди, как правило, моложе 50 лет, что, несомненно, имеет важное социально-экономическое значение [4–6]. По данным НМИЦ ТО им Н.Н. Приорова, в структуре первичного эндопротезирования от 3,9 до 9% операций выполняется по поводу посттравматического коксартроза.

Увеличение частоты первичного эндопротезирования, несмотря на совершенствование хирургической техники и повышение качества используемых имплантатов, сопровождается неуклонным ростом потребности в ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. Причины этого могут быть разные: асептическое расшатывание, нестабильность сустава, инфекции, остеолит и др. [7]. Так, в США с 2005 по 2030 г. ожидается увеличение частоты ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава на 137% [8].

Обширная травма и длительная нестабильность эндопротеза приводят к тяжелому разрушению вертлужной впадины, что делает первичное и ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава сложной задачей, требующей объемных реконструктивных вмешательств. Целью первичного и ревизионного эндопротезирования у больных с большими костными дефектами вертлужной впадины или расхождением тазовой кости является достижение прочной фиксации и стабильности вертлужной конструкции, что в конечном счете обеспечивает остеоинтеграцию вертлужного компонента. Дефекты вертлужной впадины типа IIIВ по Pargosky или расхождения тазовой кости у пациентов, подвергшихся ревизионному эндопротезированию, встречаются в 1–5% случаев [9–12].

В зависимости от типа дефекта, количества и качества оставшейся костной ткани, способности к врастанию, целостности вертлужных колонн и непрерывности тазовой кости восстановление вертлужной впадины осуществляют с помощью

различных методов, в том числе путем создания высокого центра ротации тазобедренного сустава [13], с использованием больших полусферических вертлужных компонентов [14], или элементов костной пластики с комбинированным применением антипротрузионных колец или cup-cage [15–24], опорных аугментов из трабекулярного металла в сочетании с полусферическими чашками [25]. При выраженных костных дефектах (тип IIIА, IIIВ, IIIВ с нарушением целостности тазовой кости) реконструкция вертлужной впадины с использованием вышеописанных методик не всегда приводит к благополучному исходу и процент неудовлетворительных результатов продолжает оставаться высоким.

В последнее время в отечественной и зарубежной литературе все чаще упоминается альтернативный метод лечения тяжелых костных дефектов вертлужной впадины с использованием технологии 3D-моделирования и прототипирования. Н. Li и соавт. [26] представили хорошие результаты применения таких компонентов у 26 пациентов с массивным дефектом вертлужной впадины, прооперированных в период с 2003 по 2013 г. С.С. Verasi и соавт. [27] в 2003–2012 гг. выполнили 28 операций с применением индивидуальных вертлужных компонентов у 26 пациентов. С. Hogan и соавт. [28] в 2 случаях использовали индивидуальные компоненты, однако в связи с массивным разрушением подвздошной кости проксимальный фланец фиксировали к крестцу [28]. В литературе представлено еще несколько обзоров серий пациентов с применением индивидуально изготовленных конструкций для лечения тяжелых дефектов вертлужной впадины [29–34].

Появление первых устройств-предвестников 3D-принтеров относится к началу 1980-х годов. В начале 1990-х годов К. Декардом из Техасского университета была разработана технология селективного лазерного спекания (SLS), где вместо жидкого материала воздействию лазера подвергался порошок (<http://www.3dpulse.ru/news/interesnoe-o-3d/kratkaya-istoriya-3d-pechati/>). Данная технология стала основой для развития и упрощения 3D-моделирования и прототипирования в сфере медицины. Дальнейший технологический прогресс удешевил и сделал более доступной данную технологию. На сегодняшний день стоимость таких конструкций может соответствовать стоимости стандартных ревизионных имплантатов [29].

Разновидностью технологии SLS является метод прямого лазерного спекания металлов (DMLS), ориентированный на работу с чистыми металлическими порошками. Данные установки зачастую

оснащают герметичными рабочими камерами, наполненными инертным газом для работы с металлами, подверженными оксидации, например с титаном. Кроме того, в DMLS-принтерах в обязательном порядке происходит подогрев расходного материала до точки чуть ниже температуры плавления, что позволяет экономить на мощности лазерных установок и ускорять процесс печати.

Процесс лазерного спекания начинается с нанесения тонкого слоя подогретого порошка на рабочую платформу. Толщина наносимых слоев соответствует толщине одного слоя цифровой модели. Затем производится спекание частиц между собой и с предыдущим слоем. Траектория движения лазерного луча изменяется с помощью электромеханической системы зеркал.

По завершении вычерчивания слоя лишний материал не удаляется, а служит опорой для последующих слоев, что позволяет создавать модели сложной формы, включая навесные элементы, без необходимости построения дополнительных опорных структур. Такой подход вкупе с высокой точностью и разрешением позволяет получать детали, практически не требующие механической обработки, а также цельные детали уровня геометрической сложности, недостижимого традиционными производственными методами, включая литые ([http://3dtoday.ru/wiki/SLS\\_print/](http://3dtoday.ru/wiki/SLS_print/)).

Цель исследования: оценить точность, удобство установки и эффективность первичной стабилизации индивидуальных вертлужных компонентов, изготовленных по технологии DMLS, у пациентов с тяжелыми костными дефектами при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава.

#### ПАЦИЕНТЫ И МЕТОДЫ

С октября по декабрь 2017 г. нами выполнено 18 операций с применением изготовленных на 3D-принтере имплантатов вертлужной впадины у 18 пациентов. Из них у 12 были выполнены ревизионные вмешательства в связи с асептическим расшатыванием, у 6 — первичное эндопротезирование по поводу посттравматического коксартроза. Среди прооперированных было 9 женщин и 9 мужчин, их средний возраст составил  $60,9 \pm 15,8$  года (от 31 до 80 лет). Исследование одобрено локальным этическим комитетом и выполнено в соответствии с принципами Хельсинкской декларации.

Всем пациентам на этапе предоперационного планирования и после операции в обязательном порядке выполняли рентгенограммы таза в переднезадней проекции. Выраженность потери костной ткани вертлужной впадины оценивали на переднезадних рентгенограммах тазобедренного сустава в соответствии с классификацией W.G. Paprosky [31]. В случае ревизионного эндопротезирования у 10 пациентов имели место дефекты типа IIIB с верхнемедиальной миграцией вертлужного компонента, в том числе у 2 — с расхождением тазовой кости, разрушением передней

и задней колонн вертлужной впадины. В остальных 2 случаях дефекты соответствовали типу IIIA с верхненаружной миграцией вертлужного компонента. В случае первичного эндопротезирования у 4 пациентов были дефекты типа IIB с потерей костной массы в верхнем и латеральном отделах. В остальных случаях дефекты соответствовали типу I с очаговой потерей костной массы и типу IIA с верхнемедиальной миграцией вертлужного компонента.

Все пациенты с тяжелыми дефектами вертлужной впадины получали полную информацию о необходимости использования индивидуального вертлужного компонента. Все операции с применением индивидуальных вертлужных конструкций выполнены нами в соответствии с показаниями, сформулированными С.С. Verasi и соавт. [11]. Противопоказаниями к оперативному вмешательству были тяжелые сопутствующие заболевания в стадии декомпенсации и активный инфекционно-воспалительный процесс.

Для создания индивидуальной конструкции вертлужной впадины нами был использован алгоритм, предложенный компанией «Эндопринт», которая специализируется на обработке изображений и 3D-печати в медицине. Алгоритм включал в себя следующие этапы:

- мультиспектральное КТ-сканирование таза с минимальной толщиной среза, с интервалом  $0,5 \pm 0,1$  мм для оценки потери костной массы;
- передача данных КТ в формате DICOM инженеру компании;
- обработка изображения, очищение его от наводок, мягких тканей и создание цифровой 3D-модели пораженной стороны таза (рис. 1);
- согласование цифровой 3D-модели в формате pdf с хирургом (рис. 2);
- создание гипсовой или пластиковой модели таза в натуральную величину на основании цифровой модели со всеми дефектами вертлужной впадины с точностью до 1 мм. На основании циф-

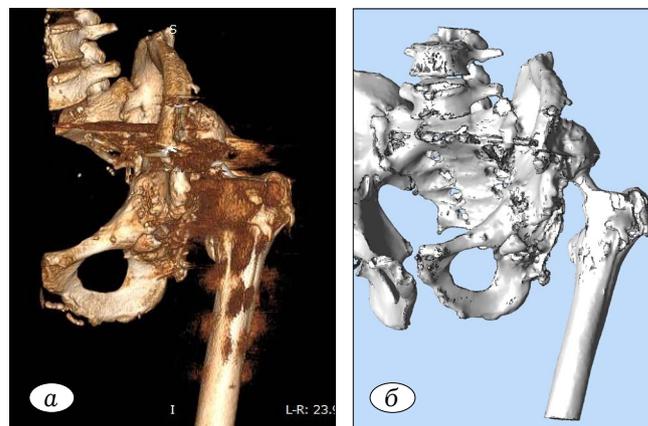


Рис. 1. КТ-изображение до (а) и после (б) обработки и очищения от наводок, мягких тканей.

Fig. 1. CT image before (a) and after (b) processing and purification from interferences and soft tissues.

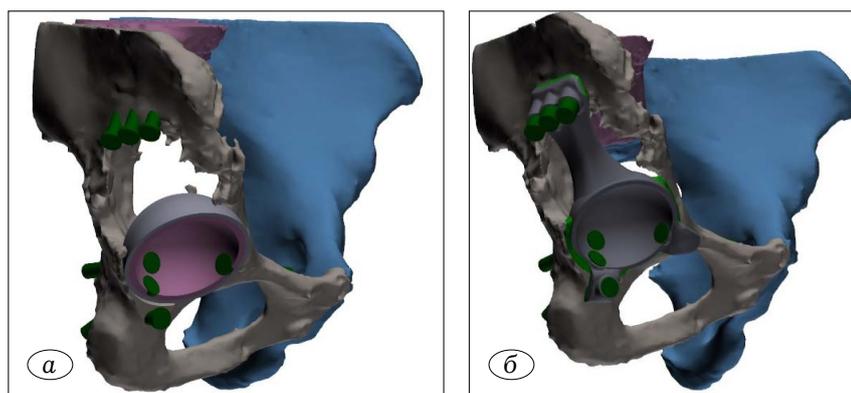


Рис. 2. Разработка цифровой модели имплантата.

*a* — определение ориентации вертлужного компонента и направления винтов, *б* — моделирование фланцев.

Fig. 2. Development of a digital implant model.

*a* — determination of the acetabular component orientation and the direction of the screws, *b* — modelling of the flanges.

ровой и реальной модели можно очень точно оценить степень дефицита вертлужной впадины, верифицировать и классифицировать дефекты;

- создание цифровой модели имплантата в соответствии со следующими критериями:

- три фланца с отверстиями под винты для контакта с подвздошной, лонной и седалищной костями;
- оптимальная длина и направление винтов для максимальной фиксации в кости;

- пористое покрытие всех поверхностей имплантата, контактирующих с костью (рис. 3);

- большая полусферическая часть с возможностью использования пары трения большого диаметра или двойной мобильности;

- оптимальная пространственная ориентация полусферической части (отведение  $40^\circ$ , антеверсия  $15^\circ$ ).

- печать пробной пластиковой модели имплантата для сопоставления с пластиковой моделью таза. На данном этапе оценивается соответствие спроецированной модели имплантата костному дефекту;

- коррекция формы будущего имплантата в случае несоответствия пластиковой модели тазовой кости;



Рис. 3. Пористая структура задней части имплантата.

Fig. 3. Porous structure of the back side of the implant.

- окончательная печать трехфланцевого индивидуального вертлужного компонента на 3D-принтере из титанового порошка по технологии DMLS;

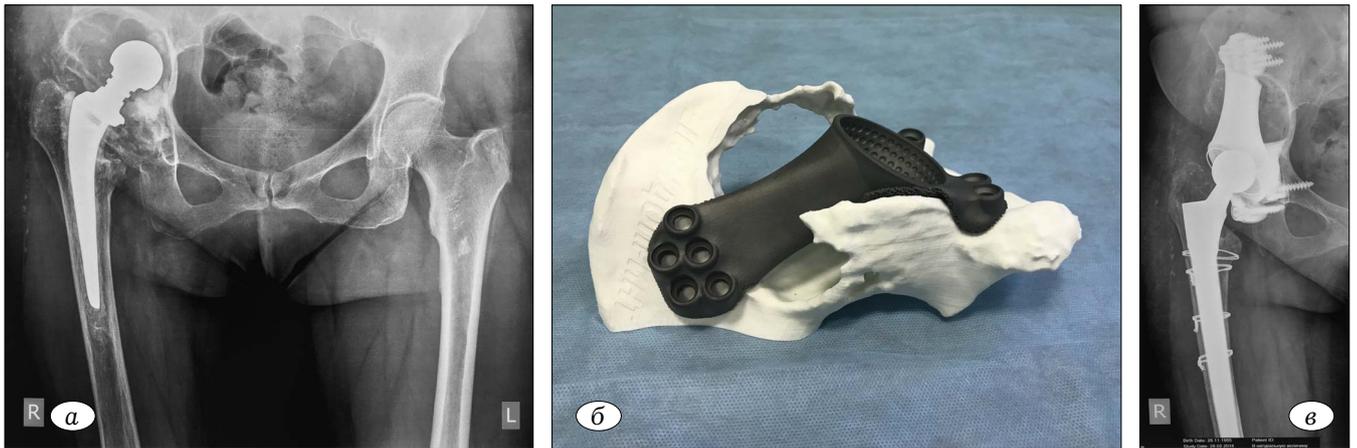
- стерилизация компонента в клинике посредством автоклавирувания.

В случае диссоциации тазовой кости компонент формировали таким образом, чтобы в процессе установки он создавал дистракцию таза, что обеспечит первичную стабильность имплантата (рис. 4–6).

Создание имплантата является долгим технологическим процессом, занимающим в среднем от 4 до 8 нед с момента выполнения КТ, и осуществляется в тесном сотрудничестве с инженерами.

*Техника операции.* Все операции выполняли с использованием прямого бокового доступа. В случаях нестабильности после вскрытия капсулы сустава удаляли массивные рубцовые ткани, визуализировали компоненты эндопротеза. После мобилизации проксимальную часть бедренной кости выводили в рану, головку сбивали, проводили тесты на стабильность бедренного компонента, который в случае нестабильности удаляли. Затем осуществляли доступ к вертлужному компоненту, удаляли чашку. Со дна и стенок вертлужной впадины удаляли рубцовые ткани и выполняли минимальную обработку костных поверхностей, контактирующих с пористой поверхностью имплантата. В обязательном порядке осуществляли забор выделившейся жидкости и мягких тканей для микробиологического анализа. После тщательной промывки раневой полости растворами антисептиков имплантировали индивидуальную конструкцию. Следующим этапом проводили фиксацию спонгиозными винтами через отверстия в чашке и фланцах для достижения первичной стабильной фиксации. Оптимальную длину и направление винтов подбирали индивидуально на этапе моделирования имплантата. У пациентов со стабильным бедренным компонентом на этапе проведения винтов в седалищную кость возникали технические трудности из-за плохой видимости данной области, возникшей после отведения проксимальной части бедра кзади. Решением в таких случаях являлось подтягивание проксимальной части бедренной кости кзади и латерально с помощью однозубого крючка, что обеспечивало достаточный обзор для проведения винтов. Также обязательным условием являлось тщательное удаление мягких тканей области седалищной и лобковой костей для устранения интерпозиции и сокращения времени установки имплантата.

После установки и фиксации индивидуальной конструкции проводили позиционирование и фиксацию цементной полиэтиленовой чашки.

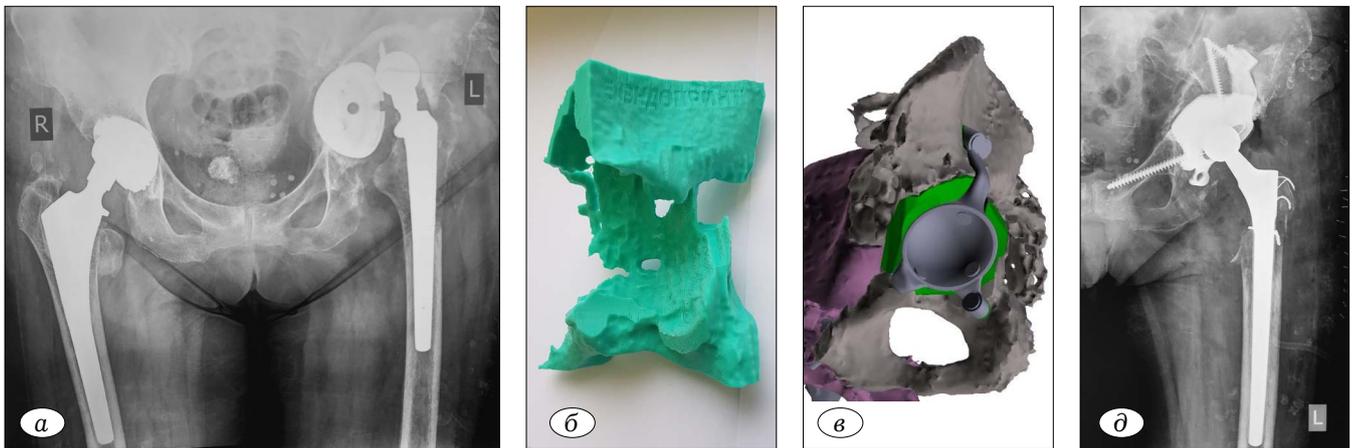


**Рис. 4.** Пациентка Т.М. 57 лет.

*a* — рентгенограмма до операции: нестабильность тотального эндопротеза левого тазобедренного сустава, дефект вертлужной впадины по классификации Paprosky типа IIIВ; *б* — вид готового имплантата и пластиковая модель тазовой кости, изготовленные с помощью 3D-технологии; *в* — рентгенограммы после операции: достигнута прочная первичная фиксация имплантата в кости, восстановлено анатомическое положение вертлужной впадины.

**Fig. 4.** Patient T.M., 57 years old.

*a* — radiograph before surgery: the instability of the total endoprosthesis of the left hip joint, type IIIВ acetabular defect according to the Paprosky classification; *б* — view of the finished implant and the plastic model of the pelvic bone produced using 3D-technology; *в* — radiographs after surgery: a solid primary implant fixation in the bone has been achieved, the anatomical position of the acetabulum has been restored.



**Рис. 5.** Пациентка Г. 72 лет.

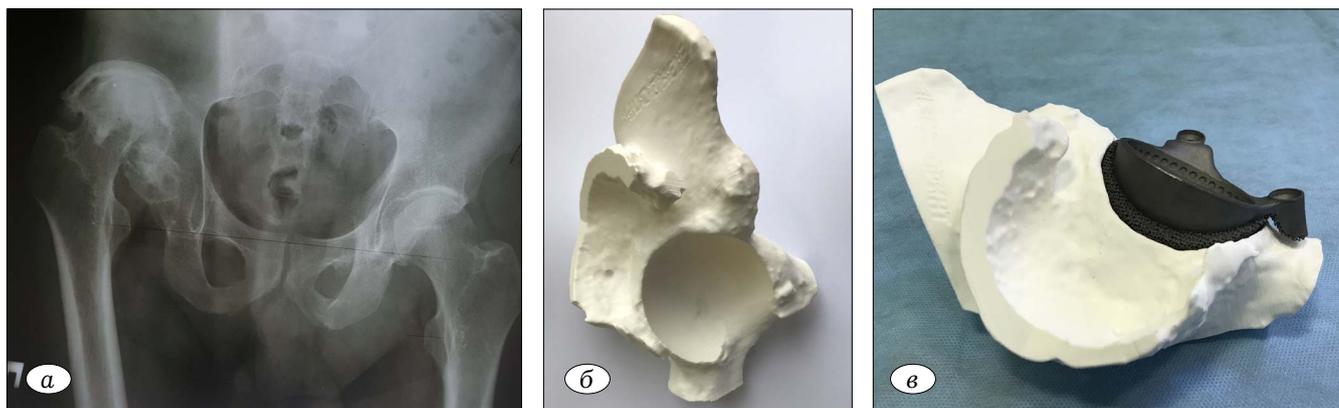
*a* — рентгенограмма до операции: нестабильность тотального эндопротеза левого тазобедренного сустава, дефект вертлужной впадины по классификации Paprosky типа IIIВ с нарушением целостности тазовой кости; *б* — пластиковая модель пораженной тазовой кости: отчетливо виден дефект; *в* — предоперационное 3D-моделирование с определением положения фланцев, направления винтов, зеленым цветом выделена пористая часть будущего имплантата; *г* — интраоперационное положение имплантата после фиксации спонгиозными винтами; *д* — рентгенограмма после операции: достигнута прочная и стабильная фиксация тазовой кости, восстановлена ее целостность.

**Fig. 5.** Patient G., 72 years old.

*a* — radiograph before the surgery: instability of the total endoprosthesis of the left hip joint, type IIIВ acetabular defect according to the Paprosky classification along with violation of the pelvic bone integrity; *б* — the plastic model of the affected pelvic bone: a defect is clearly visible; *в* — preoperative 3D-



modelling with the determination of the flange position as well as the direction of the screws; the porous part of the future implant is highlighted in green; *г* — intraoperative position of the implant after fixation with spongy screws; *д* — radiograph after surgery: a strong and stable fixation of the pelvic bone is achieved as well as its integrity is restored.



**Рис. 6.** Пациент А. 55 лет.

*a* — рентгенограмма до операции: посттравматический коксартроз, высокий вывих головки правой бедренной кости, дефект вертлужной впадины по классификации Paprosky типа ПВ; *б* — пластиковая модель тазовой кости, изготовленная на 3D-принтере; *в* — предоперационное планирование: вид и положение имплантата после фиксации; *г* — рентгенограмма после операции первичного тотального эндопротезирования правого тазобедренного сустава с использованием индивидуальной конструкции и остеосинтеза большого вертела по Веберу.

**Fig. 6.** Patient A., 55 years old.

*a* — radiograph before the surgery: posttraumatic coxarthrosis, high dislocation of the head of the right femur, type IIB acetabular defect according to the Paprosky classification; *b* — the plastic model of the pelvic bone produced using a 3D-printer; *в* — preoperative planning: the type and position of the implant after fixation; *г* — radiograph after the surgery of the primary total endoprosthetics of the right hip joint using an individual design and osteosynthesis of the greater trochanter according to Weber.

В случаях первичного эндопротезирования после вскрытия капсулы сустава и вывихивания головки бедренной кости проксимальную часть бедренной кости выводили в рану, головку резецировали. Затем осуществляли доступ к вертлужной впадине. После удаления рубцовых тканей и определения истинных контуров вертлужной впадины выполняли обработку и установку индивидуального компонента по вышеизложенной методике. Затем обрабатывали бедренный канал фигурными рашпилями и фиксировали соответствующую ножку.

После вправления бедренного компонента в вертлужный и тщательного промывания рану ушивали. Пациентов переводили в отделение реанимации.

### РЕЗУЛЬТАТЫ

Интраоперационно на этапе освоения методики возникали трудности при установке конструкции во впадину связанные, во-первых, с большими размерами имплантата, во-вторых, с его пористой частью, которая, цепляясь за мягкие ткани, приводила к их интерпозиции, тем самым препятствовала установке. Решением данной проблемы в последующем послужило упрощение конструкции за счет уменьшения размеров и пористой части имплантата при сохранении максимальной площади контакта с костной тканью. Поверхность имплантата, которая не контактировала с костной тканью, печатали гладкой для упрощения установки и уменьшения раздражения окружающих мягких тканей.

Необходимым условием оптимальной адаптации конструкции во впадине являлось удаление всех мягких тканей с области седалищной и лонной костей. Открывавшиеся кости служили точными ориентирами при адаптации фланцев. Кроме того, очень важным моментом является правильный выбор плоскости установки имплантата, которая определяется на этапе разработки конструкции с учетом оперативного доступа, так как при заднем и переднебоковом доступах плоскости входа будут разными.

В 16 (89,9%) случаях констатировали точное совпадение имплантата с дефектом, что обеспечило прочную первичную фиксацию. В 2 (11,1%) наблюдениях, у пациентов с нарушением целостности тазовой кости, при установке исходно не удалось достичь стабильности имплантата, после коррекции костных структур и более детальной подгонки имплантат прочно фиксировали винтами.

Срок наблюдения составил от 2 до 8 мес.

В 2 случаях после операции развился парез малоберцовой порции седалищного нерва. Эти пациенты во время нахождения в стационаре получали соответствующее лечение, прописанное неврологом. На контрольном осмотре через 3 мес у одного пациента наблюдалось полное восстановление функции, у второго — положительная динамика. У одного пациента с посттравматическим коксартрозом в результате падения через 1,5 мес после операции произошел вывих головки эндопротеза. По месту жительства выполнено закрытое вправление. Спустя 3 мес после операции у пациента развилась острая недостаточность мозгового кро-

вообращения (ОНМК). Лечился по месту жительства. После проведенного лечения и стабилизации состояния у пациента произошел повторный вывих головки эндопротеза. Выполнено закрытое вправление по месту жительства. Через 7 мес пациент обратился с жалобами на боли, ограничение движений, отечность и покраснение в области послеоперационного рубца, в связи с чем было принято решение об удалении эндопротеза и создании опорного неоартроза. У одной пациентки с нестабильностью вертлужного компонента и нарушением целостности тазовой кости при обращении через 3 мес после операции на рентгенограммах определялась миграция седалищной кости относительно имплантата, однако рентгенологически имплантат оставался стабилен. Таким образом, в 94,4% случаев на рентгенограммах конструкции были стабильными.

#### ОБСУЖДЕНИЕ

На сегодняшний день в зарубежных и отечественных источниках медицинской литературы все чаще говорится о применении индивидуальных вертлужных конструкций при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов с тяжелыми дефектами области вертлужной впадины. Первые свидетельства успешного использования данных конструкций указывают на перспективность рассматриваемой технологии.

В 2012 г. M.J. Taunton и соавт. [32] опубликовали результаты применения индивидуальных вертлужных конструкций у 57 пациентов со средним сроком наблюдения 65 мес. В этой группе 20 (30,3%) пациентам потребовались ревизионные вмешательства, причинами которых в основном являлись повторное расшатывание бедренного компонента эндопротеза, миграция вкладыша и инфекция. Асептическое расшатывание индивидуальной вертлужной конструкции наблюдалось в 5,3% случаев. Выживаемость конструкций составила 98%. У прооперированных с нарушением целостности тазовой кости в 81% случаев определялись рентгенологические признаки сращения. По мнению авторов, факт миграции большого вертела вследствие перипротезного перелома на фоне травмы или остеолита может служить фактором риска развития нестабильности в послеоперационном периоде и, как следствие, привести к рецидивирующему вывиху головки эндопротеза. В таких случаях требуется дополнительная стабилизация пораженного тазобедренного сустава посредством пластики абдукторов или использования имплантатов с повышенной связанностью, таких как «constrained» системы или компоненты двойной/тройной мобильности.

D.K. DeBoer и соавт. [33] также представили результаты ревизионных операций на 67 тазобедренных суставах по поводу асептического расшатывания с использованием индивидуальных конструкций при дефектах типа IV по классификации AAOS. Показатель выживаемости инди-

видуальных конструкций при среднем сроке наблюдения 53 мес составил 100%. По мнению исследователей, значительная потеря костной основы снижает возможность надежной фиксации, а использование типовых модульных конструкций с опорой на аугменты может оказаться неэффективным наряду с высокой стоимостью, сравнимой с таковой при изготовлении индивидуальных имплантатов.

Включение в нашу группу пациентов с дефектами, которые не требуют обязательного использования индивидуальных конструкций, обусловлено этапом накопления опыта и отработки методики изготовления и установки имплантатов, изготовленных с помощью 3D-моделирования. Хорошие ранние клинические и рентгенологические результаты получены практически во всех наблюдениях. При этом следует отметить, что рецидивирующие вывихи у описанного выше пациента, по нашему мнению, обусловлены не погрешностью в установке имплантата, а особенностями психосоциального статуса пациента и осложнениями после ОНМК. Тесное сотрудничество с инженерами компании «Эндопринт» на всех этапах создания индивидуальных конструкций позволило максимально точно предварительно оценить качество костной ткани, определить положение имплантата, длину и направление винтов.

Цементная фиксация полиэтиленовой чашки в отличие от аналогичных конструкций, где для фиксации вкладыша используется защелкивающийся механизм [34], позволила дополнительно корректировать наклон и антеторсию вертлужного компонента.

Вся поверхность задней части имплантата, контактирующая с костью пациента, имеет пористую микроструктуру. Таким образом, восстановление вертлужной впадины с выраженными костными дефектами с использованием индивидуальных вертлужных конструкций из титанового сплава с пористой контактирующей поверхностью обеспечивает максимальную поверхность контакта имплантата с костью и, следовательно, большую возможность врастания кости, что потенциально обеспечит долговременную стабильность.

Мы считаем, что данная технология будет наиболее эффективной при лечении тяжелых костных дефектов вертлужной впадины при нестабильности эндопротеза, посттравматических и, возможно, в некоторых случаях диспластического коксартроза. Первые результаты свидетельствуют о том, что использование индивидуальных вертлужных компонентов позволяет сократить время реконструкции тяжелых дефектов вертлужной впадины, поскольку нет необходимости примерять и подбирать аугменты для замещения таких дефектов. Сравнительные характеристики данных методик подробно будут представлены в наших дальнейших исследованиях.

**Заключение.** Современное программное обеспечение и 3D-принтеры позволяют упростить и уде-

шевить производство индивидуальных вертлужных компонентов. Учитывая увеличивающееся количество пациентов с тяжелыми разрушениями и дефектами вертлужной впадины, 3D-технология изготовления индивидуальных вертлужных компонентов является одним из методов решения проблемы лечения пациентов с выраженными дефектами вертлужной впадины. Она позволяет планировать операцию, облегчает выбор позиционирования винтов, избегая их интерференции. Конструктивные особенности имплантата в виде трех жестких фланцев с отверстиями под винты обеспечивают дополнительные участки контакта с интактными частями седалищной, подвздошной и лонной костей, а за счет фиксации винтами достигается первоначальная жесткая стабильность до достижения биологической фиксации.

## Л И Т Е Р А Т У Р А [ R E F E R E N C E S ]

1. *Мурылев В.Ю.* Ревизионная артропластика тазобедренного сустава при асептическом расшатывании эндопротеза: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М.; 2009 [*Murylyov V.Yu.* Revision hip arthroplasty in implant aseptic loosening. Dr. med. sci. Diss. Moscow; 2009 (in Russian)].
2. *Гринь А.А., Рунков А.В., Шлыков И.Л.* Выбор операционного доступа при лечении двухколонных переломов вертлужной впадины. Травматология и ортопедия России. 2014; (1): 92-7 [*Grin' A.A., Runkov A.V., Shlykov I.L.* The choice of surgical approach in the treatment of two-column acetabular fractures. Traumatology and orthopedics of Russia. 2014; (1): 92-7 (in Russian)].
3. *Flóris I., Bodzay T., Vendégh Z. et al.* Short-term results of total hip replacement due to acetabular fractures. *Ekleml. Hastalik. Cerrahisi.* 2013; 24 (2): 64-71. doi: 10.5606/ehc.2013.16.
4. *Милюков А.Ю., Пронских А.А.* Современные подходы к лечению пациентов с повреждениями вертлужной впадины. Политравма. 2006; 1: 38-42 [*Milyukov A.Yu., Pronskikh A.A.* Modern approaches to treatment of patients with coxal cavity injuries. Politravma. 2006; 1: 38-42 (in Russian)].
5. *Moed B.R., Willson S.E.* Results of operative treatment of fractures of the posterior wall of the acetabulum. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2002; 84-A (5): 752-9.
6. *Laird A., Keating J.F.* Acetabular fractures: a 16 year prospective epidemiological study. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2005; 87 (7): 969-73. doi: 10.1302/0301-620X.87B7.16017.
7. *Sullivan P.M., MacKenzie J.R., Callaghan J.J., Johnston R.C.* Total hip arthroplasty with cement in patients who are less than fifty years old. A sixteen to twenty-two-year follow-up study. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1994; 76 (6): 863-9.
8. *Kurtz S., Ong K., Lau E. et al.* Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2007; 89 (4): 780-5. doi: 10.2106/jbjs.f.00222.
9. *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. doi: 10.1007/s11999-013-3264-4.
10. *Berry D.J., Paprosky L.D.G., Hanssen A.D., Cabanela M.E.* Pelvic discontinuity in revision total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1999; 81-A: 1692-1702.
11. *Kosashvili Y., Backstein D., Safir O. et al.* Acetabular revision using an anti-protrusion (ilio-ischial) cage and trabecular metal acetabular component for severe acetabular bone loss associated with pelvic discontinuity. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2009; 91 (7): 870-6. doi: 10.1302/0301-620X.91B7.22181.
12. *Berasi C.C. IV, Berend K.R., Adams J.B. et al.* Are custom triflange acetabular components effective for reconstruction of catastrophic bone loss? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2015; (473): 528-35. doi: 10.1007/s11999-014-3969-z.
13. *Dearborn J.T., Harris W.H.* High placement of an acetabular component inserted without cement in a revision total hip arthroplasty. Results after a mean of ten years. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1999; 81 (4): 469-80.
14. *Whaley A.L., Berry D.J., Harmsen W.S.* Extra-large uncemented hemispherical acetabular components for revision total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2001; 83-A (9): 1352-7.
15. *Gross A.E., Saleh K.J., Wong P.* Acetabular revision using grafts and cages. *Am. J. Orthop. (Belle Mead NJ).* 2002; 31 (4): 213-5.
16. *Rosenberg W.J., Schreurs B.W., de Waal Malefijt M.C. et al.* Impacted morselized bone grafting and cemented primary total hip arthroplasty for acetabular protrusion in patients with rheumatoid arthritis. *Acta Orthop. Scand.* 2000; 71: 143-7. doi: 10.1080/000164700317413102.
17. *Saleh K.J., Jaroszynski G., Woodgate I. et al.* Revision total hip arthroplasty with the use of structural acetabular allograft and reconstruction ring: a case series with a 10-year average follow-up. *J. Arthroplasty.* 2000; 15 (8): 951-8.
18. *Schreurs B.W., Slooff T.J., Buma P. et al.* Acetabular reconstruction with impacted morsellized cancellous bone graft and cement. A 10- to 15-year follow-up of 60 revision arthroplasties. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1998; 80-B: 391-5.
19. *Schreurs B.W., van Tieuven T.G., Buma P. et al.* Favourable results of acetabular reconstruction with impacted morselized grafts in patients younger than fifty years. *Acta Orthop. Scand.* 2001; 72: 120-6. doi: org/10.1080/000164701317323354.
20. *Shinar A.A., Harris W.H.* Bulk structural autogenous grafts and allografts for reconstruction of the acetabulum in total hip arthroplasty. Sixteen-year-average follow-up. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1997; 79 (2): 159-168.
21. *Welten M.L.M., Schreurs B.W., Buma P. et al.* Acetabular reconstruction with impacted morsellized cancellous-autograft and cemented primary total hip arthroplasty: a 10- to 17-year follow-up study. *J. Arthroplasty.* 2000; 15 (7): 819-24.
22. *Berry D.J., Müller M.E.* Revision arthroplasty using an anti-protrusion cage for massive acetabular bone deficiency. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1992; 74 (5): 711-5.
23. *Gross A.E., Goodman S.* The current role of structural grafts and cages in revision arthroplasty of the hip. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2004; (429): 193-200.
24. *Peters C.L., Curtain M., Samuelson K.M.* Acetabular revision with the Burch-Schneider antiprotrusion cage and cancellous allograft bone. *J. Arthroplasty.* 1995; 10: 307-12.
25. *Siegmeth A., Duncan C.P., Masri B.A. et al.* Modular tantalum augments for acetabular defects in revision hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2009; 467 (1): 199-205. doi: 10.1007/s11999-008-0549-0.
26. *Li H., Qu X., Mao Y. et al.* Custom acetabular cages offer stable fixation and improved Hip Scores for revision THA with severe bone defects. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2015; 474 (3): 731-40. doi: 10.1007/s11999-015-4587-0.
27. *Berasi C.C., Berend K.R., Adams J.B. et al.* Are custom triflange acetabular components effective for reconstruction of catastrophic bone loss? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2014; 473 (2): 528-35. doi: 10.1007/s11999-014-3969-z.
28. *Hogan C., Ries M.* Treatment of massive acetabular bone loss and pelvic discontinuity with a custom triflange component and ilio-sacral fixation based on preoperative CT templating. A report of 2 cases. *Hip Int.* 2015; 25 (6): 585-8. doi: 10.5301/hipint.5000247.
29. *Кавалерский Г.М., Мурылев В.Ю., Руккин 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). <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2016-22-4-114-121>.
30. 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 report). *Traumatology and orthopedics of Russia*. 2016; (1): 108-16 (in Russian)]. <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2016-0-1-108-116>.
31. Valle C.J., Paprosky W.G. Classification and an algorithmic approach to the reconstruction of femoral deficiency in revision total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2003; 85-A Suppl 4: 1-6.
32. Taunton M.J., Fehring T.K., Edwards P. et al. Pelvic discontinuity treated with custom triflange component: a reliable option. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2012; 470 (2): 428-34. doi: 10.1007/s11999-011-2126-1.
33. DeBoer D.K., Christie M.J., Brinson M.F., Morrison J.C. Revision total hip arthroplasty for pelvic discontinuity. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2007; 89 (4): 835-40.
34. Goodman G.P., Engh C.A. Jr. The custom triflange cup: build it and they will come. *Bone Joint J.* 2016; 98-B (1 Suppl A): 68-72. doi: 10.1302/0301-620X.98B1.36354.

**Сведения об авторах:** Загородний Н.В. — член-корр. РАН, доктор мед. наук, проф., зав. отделением эндопротезирования; Чрагян Г.А. — канд. мед. наук, врач того же отделения; Алексанян О.А. — врач травматолог-ортопед, аспирант того же отделения; Каграманов С.В. — доктор мед. науч. сотр. того же отделения; Полевой Е.В. — врач травматолог-ортопед, аспирант того же отделения.

**Для контактов:** Алексанян Оваким Аргамович. E-mail: hovakim1992@mail.ru.

**Contact:** Aleksanyan Ovakim A. — Trauma and Orthopaedic surgeon, Dept. of Arthroplasty. E-mail: hovakim1992@mail.ru.