

# Опыт применения индивидуальных трехфланцевых вертлужных компонентов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава

А.А. Корыткин, Д.В. Захарова, Я.С. Новикова, Р.О. Горбатов, К.А. Ковалдов, Ю.М. Эль Мудни

ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России  
Верхне-Волжская набережная, д. 18, г. Нижний Новгород, 603155, Россия

## Реферат

Значительные дефекты вертлужной впадины, особенно сопровождающиеся нарушением целостности тазового кольца, являются серьезной проблемой ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава и создают дополнительные сложности для фиксации ацетабулярного компонента эндопротеза. Одним из перспективных вариантов решения описанной проблемы является использование индивидуальных трехфланцевых вертлужных компонентов (СТАС — Custom Triflange Acetabular Component), проектируемых на основе предоперационной компьютерной томографии с учетом особенностей костных дефектов пациента.

*Цель исследования* — оценить эффективность использования СТАС при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава.

*Материал и методы.* Проанализированы результаты лечения 12 пациентов, перенесших ревизионное эндопротезирование с применением аддитивных технологий компьютерного моделирования и 3D-печати СТАС. Время наблюдения пациентов после эндопротезирования составило в среднем  $7\pm 3$  мес. (от 1 до 10 мес.). У 7 пациентов из 12 были выявлены дефекты вертлужной впадины типа 3B по W.G. Paprosky, у 4 — типа 3A и у одного — 2C.

*Результаты.* У 2 пациентов из 12 произошли вывихи эндопротеза, что потребовало проведения повторных оперативных вмешательств на тазобедренном суставе, одному из них — открытое вправление вывиха с санацией раны, другому — замена артикулирующей пары ацетабулярного компонента эндопротеза. Суммы баллов по шкале Харриса и визуальной аналоговой шкале боли до лечения составили  $28\pm 7$  и  $7\pm 1$ , соответственно, после эндопротезирования —  $76\pm 9$  и  $3\pm 1$ , соответственно.

*Выводы.* Применение аддитивных технологий при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов с обширными костными дефектами вертлужной впадины и таза позволяет провести точное предоперационное планирование, восстановить центр ротации сустава, восполнить дефицит костной ткани, надежно фиксировать индивидуальный трехфланцевый вертлужный компонент эндопротеза, что значительно улучшает результаты лечения и удовлетворенность пациентов операцией.

**Ключевые слова:** ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава, дефекты вертлужной впадины, индивидуальный трехфланцевый вертлужный компонент, 3D-печать в медицине.

DOI: 10.21823/2311-2905-2017-23-4-101-111

Корыткин А.А., Захарова Д.В., Новикова Я.С., Горбатов Р.О., Ковалдов К.А., Эль Мудни Ю.М. Опыт применения индивидуальных трехфланцевых вертлужных компонентов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2017;23(4):101-111. DOI: 10.21823/2311-2905-2017-23-4-101-111.

**Cite as:** Korytkin A.A., Zakharova D.V., Novikova Ya.S., Gorbатов R.O., Kovaldov K.A., El Moudni Y.M. [Custom Triflange Acetabular Components in Revision Hip Replacement (Experience Review)]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii*[Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2017;23(4):101-111. (in Russian). DOI: 10.21823/2311-2905-2017-23-4-101-111.

Новикова Яна Сергеевна. Верхне-Волжская набережная, д. 18, г. Нижний Новгород, 603155, Россия / Yana S. Novikova. 18, Verkhne-Volzhskaaya naberezhnaya, Nizhny Novgorod, 603155, Russian Federation; e-mail: novikova\_jana@mail.ru

Рукопись поступила/Received: 15.09.2017. Принята в печать/Accepted for publication: 29.11.2017.

# Custom Triflange Acetabular Components in Revision Hip Replacement (Experience Review)

A.A. Korytkin, D.V. Zakharova, Ya.S. Novikova, R.O. Gorbatov, K.A. Kovaldov, Y.M. El Moudni

*Privolzhsky Federal Research Medical Centre*

*18, Verkhne-Volzhsкая naberezhnaya, Nizhny Novgorod, 603155, Russian Federation*

## Abstract

Extensive defects of acetabulum especially accompanied by pelvis discontinuity at the level of acetabulum pose a serious challenge in revision hip replacement and create additional complexity in fixing the acetabular component. One of the perspective options to solve the above issue is the use of custom triflange acetabular components (CTAC) designed based on preoperative computer tomography given the specifics of bone defects of the patient.

*Purpose of the study* — to evaluate the outcomes of CTAC use in revision hip replacement.

*Materials and Methods.* The authors analyzed treatment outcomes of 12 patients after revision hip replacement using additive techniques of computer simulation and 3D printing CTAC. Follow up period after the surgery averaged 7±3 months (from one to ten months). 7 out of 12 patients had acetabular defects of Paprosky 3B type, 4 patients had defects of Paprosky 3A and in one patient — of Paprosky 2C.

*Results.* Two out of twelve patients had prosthesis dislocations that required revision hip surgery, one of those patients underwent open reduction of dislocation with wound debridement, another patient underwent replacement of articulating couple of acetabular component. Total scores under Harris Hip Score and pain VAS score prior to treatment was 28±7 and 7±1 points respectively, postoperative scores were 76±9 and 3±1 respectively.

*Conclusion.* The application of additive techniques for revision hip replacement in patients with extensive acetabular and pelvic defects allows to make a precise preoperative planning, to restore joint rotation center, to reconstruct bone defects and to securely fix triflange acetabular component that altogether significantly improve treatment outcomes and patients satisfaction with the surgery.

**Keywords:** revision hip replacement, extensive acetabular defects, custom triflange acetabular component, 3D printing in medicine.

DOI: 10.21823/2311-2905-2017-23-4-101-111

**Competing interests:** the authors declare that they have no competing interests.

**Funding:** the authors have no support or funding to report.

**Consent for publication:** the patient provided voluntary consent for publication of case data.

## Введение

С момента внедрения в хирургическую практику в 1950-е гг. прошлого века тотальное эндопротезирование показало себя очень эффективной процедурой. По данным экспертной группы ВОЗ (2012), ежегодно в мире выполняется до 1,5 млн тотальных замещений тазобедренного сустава (ТБС) и, согласно прогнозам, в ближайшие два десятилетия это число может увеличиться вдвое [1]. С увеличением количества первичных оперативных вмешательств и сроков наблюдения растет количество ревизионных операций. Доля ревизионных вмешательств достигает 20% от общего числа операций эндопротезирования ТБС [2]. По данным литературы, причиной неудовлетворительных результатов эндопротезирования ТБС чаще всего является асептическое расшатывание вертлужного компонента [3].

Каждая ревизионная операция по-своему уникальна. Трудности возникают на всех этапах ревизионного лечения, начиная с подготовки, планирования и работы с рубцовыми и воспалительными тканями. Сложность в предоперационном планировании составляет определение необходимой

костной массы для замещения дефектов вертлужной впадины, так как точная предоперационная оценка затруднена наличием эндопротеза и трудностями идентификации нативной кости, необходимой для фиксации имплантата. До 80% ревизий вертлужной впадины в случаях отсутствия сегментарных дефектов, при условии своевременной диагностики, могут быть выполнены с применением многодырчатой гемисферической чашки с дополнительной фиксацией винтами. Использование бесцементных вертлужных компонентов при ревизионном эндопротезировании ТБС показывает отличные результаты в 97% случаев на сроках наблюдения до 15 лет [4]. Однако рост общего количества операций по замене сустава и числа пациентов, перенесших многократные ревизионные вмешательства и имеющих обширные костные дефекты вертлужной впадины, приводят к необходимости пересмотра подходов к ревизионному эндопротезированию ТБС и наличию в арсенале более совершенных технических средств для ревизий у пациентов с сегментарными дефектами и выраженным костным дефицитом [2].

Большие дефекты, неудовлетворительное качество костной ткани, сложность визуализации нативной кости и удаления имплантатов, возможные переломы или несращения являются главными проблемами ацетабулярной ревизии. Дефекты вертлужной впадины могут осложняться нарушением целостности тазового кольца с разобщением на ее уровне подвздошной, лонной и седалищной костей, что создает дополнительные сложности для стабильной фиксации вертлужного компонента эндопротеза [2, 5, 6]. В таких случаях использование стандартных вертлужных ревизионных компонентов не всегда позволяет решить задачу надежной фиксации элементов эндопротеза, восстановления анатомии и центра ротации сустава [3].

В арсенале ортопедов есть множество вариантов для реконструкции вертлужной впадины, такие как гемисферические ацетабулярные компоненты большого размера (jumbo cup), овальные ацетабулярные компоненты (oblong/bilobed cup), структурные аллогraftы, модульные компоненты из трабекулярного металла, антипротрузионные кейджи и различной конструкции системы Cup-Cage, позволяющие улучшить результаты ревизионного эндопротезирования с восстановлением значительных ацетабулярных дефектов [7–10]. Однако частое расшатывание установленных конструкций эндопротеза даже на средних сроках наблюдения и растущая необходимость в повторных ревизиях делают поиск вариантов лечения пациентов со значительными дефектами вертлужной впадины актуальным.

Современные технологии 3D-моделирования и печати успешно используются в ортопедической практике [2, 3, 5, 6, 11–13]. Одним из вариантов решения проблемы расшатывания вертлужных компонентов эндопротеза у пациентов со значительными ацетабулярными дефектами является использование индивидуальных трехфланцевых вертлужных имплантатов (СТАС — Custom Triflange Acetabular Component), проектируемых на основе предоперационной компьютерной томографии с учетом особенностей костных дефектов конкретного пациента [2, 3, 5, 12]. Трехфланцевая конструкция позволяет восполнить значительный костный дефицит и обеспечивает прочную фиксацию компонента эндопротеза к седалищной, лонной и подвздошной костям [2]. Повышение точности позиционирования компонентов эндопротеза позволяет усовершенствовать технологию оперативного вмешательства и улучшить результаты лечения пациентов [14].

**Цель исследования** — оценить эффективность использования индивидуальных трехфланцевых вертлужных компонентов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава.

## Материал и методы

Проанализированы результаты лечения 12 пациентов со значительными дефектами вертлужной впадины, которым было выполнено ревизионное эндопротезирование ТБС с применением индивидуальных трехфланцевых вертлужных компонентов, созданных на 3D-принтере, в период с 2016 по 2017 г. Информированное добровольное согласие на обработку и публикацию персональных данных получено от всех пациентов.

Тип дефекта вертлужной впадины определяли, используя классификацию W.G. Paprosky [15].

Предоперационное планирование и изготовление СТАС проводилось в тесном сотрудничестве с лабораторией аддитивных технологий. Выявление значительных ацетабулярных дефектов осуществлялось с помощью обычных рентгенограмм, однако для точной оценки дефекта и дальнейшего проектирования СТАС каждому пациенту выполнялась мультиспиральная компьютерная томография таза на компьютерном томографе Toshiba Aquilion 32 (Япония) с целью получения полного набора томограмм. Толщина каждого среза составляла 0,5 мм. Затем из массива томографических данных с установкой эмпирически по шкале Хаунсфилда уровня отсечки для сохранения только костно-хрящевых структур создавалась 3D-модель таза. Далее осуществлялось ее гибридное параметрическое моделирование с удалением артефактов или шумов. После этого производился слайсинг 3D-модели с последующей ее отправкой дистанционно или через жесткий носитель (USB, SD-карта) на FDM 3D-принтер для производства. Печать осуществляли на FDM 3D-принтере Makerbot Replicator 2 (США) или Ultimaker 2 Extended Plus (Нидерланды) из полилактида (PLA). Точность соответствия изготовленного макета таза во всех случаях составляла 100 микрон, что позволяло максимально точно оценить размер и характер дефектов вертлужной впадины, степень дефицита костной ткани и заранее спланировать вид костной пластики. На этом этапе отвергалась возможность применения стандартных ревизионных конструкций и комбинации опорных элементов для восполнения имеющегося костного дефекта и принималось решение об изготовлении СТАС.

Создание СТАС выполнялось в сотрудничестве с инженерами-конструкторами. На первом этапе проектирования по компьютерной 3D-модели таза определялось предпочтительное расположение СТАС и его позиционирование. На этапе предоперационной подготовки появлялась возможность проектировать внутренний диаметр индивидуального имплантата, равный 50 мм и более, для снижения вероятности послеоперационного

вывиха головки эндопротеза. Объемная гемисферическая часть ацетабулярного компонента эндопротеза имела оптимальную пространственную ориентацию с восстановленным по анатомии контралатерального ТБС центром ротации в положении инклинации 40–45° и антеверсии 15–20°.

Благодаря использованию методик гибридного параметрического моделирования и топологической оптимизации [11–14], создавалась цифровая модель персонального имплантата высокой точности с наличием трех фланцев и отверстиями для винтов, подбирались винты с оптимальной длиной и необходимое направление для их введения.

На предоперационном этапе производилось моделирование операции с применением индивидуального макета таза и изготовленного на FDM 3D-принтере СТАС из PLA, что позволяло оценить необходимость корректировки его конструкции во избежание непредвиденных ситуаций при установке и фиксации во время операции. Далее с помощью метода 3D-печати производилось окончательное изготовление СТАС из титанового сплава Ti6Al4V, соответствующего ГОСТ Р ИСО 5832-3-2014, на 3D-принтере «Concept Laser M2 Cusing» (Германия) с его последующими обработкой в моечной машине и стерилизацией.

Клиническую оценку результатов ревизионного эндопротезирования проводили по шкале Харриса для ТБС. Пациентов опрашивали перед операцией и через 3 мес. после нее. Сумму набранных баллов от 90 до 100 оценивали как отличную функцию ТБС, от 80 до 89 — как хорошую, от 70 до 79 — как удовлетворительную, менее 70 — как неудовлетворительную [16]. Оценку интенсивности болевого синдрома у пациентов проводили с использованием 10-балльной визуальной аналоговой шкалы (VAS — Visual Analogue Scale) [17].

Статистический анализ полученных данных осуществляли с использованием программы Statistica 6.1. Для описательной статистики данные представлены в виде  $M \pm SD$ , где  $M$  — среднее значение исследуемого признака,  $SD$  — среднеквадратичное отклонение. Различия считали статистически значимыми при  $p \leq 0,05$ .

## Результаты

Исследуемую группу из 12 пациентов составляли 7 мужчин и 5 женщин в возрасте  $62 \pm 13$  лет (от 36 до 81 года) со средним значением индекса массы тела  $27,6 \pm 5,0$  кг/м<sup>2</sup> (от 22,0 до 39,8 кг/м<sup>2</sup>). Время наблюдения пациентов после проведения ревизионного эндопротезирования с применением СТАС составляло в среднем  $7 \pm 3$  мес. (от 1 до 10 мес.).

Два человека из 12 имели по одному оперативному вмешательству на ТБС, предшествующему ревизионному эндопротезированию с использованием СТАС: тотальное эндопротезирование по поводу деформирующего остеоартроза. У остальных 10 пациентов в анамнезе было 2 операции и более: удаление или установка монополярного спейсера, удаление абсцесса параартикулярной области, ревизионное эндопротезирование. Показаниями к ревизионному эндопротезированию ТБС с использованием СТАС являлись: расшатывание эндопротеза с формированием сегментарного дефекта вертлужной впадины (5 случаев), расшатывание спейсера с формированием сегментарного дефекта вертлужной впадины (6 случаев), подвздошно-бедренный неартроз после удаления эндопротеза (один случай).

У 7 пациентов из 12 были определены дефекты вертлужной впадины типа 3B по классификации W.G. Paprosky, у 4 пациентов — 3A, у одного — 2C.

У 5 из 7 пациентов с дефектами вертлужной впадины типа 3B наблюдалось разобщение тазового кольца с разрушением передней и задней колонн вертлужной впадины — дефект типа IV по классификации AAOS [18]. У 8 из 12 пациентов обширные костные дефекты таза дополнялись наличием различных дефектов бедренной кости: от типа 2 до 3B по W.G. Paprosky.

В одном случае был зафиксирован перипротезный перелом большого вертела AG по Ванкуверской классификации C.P. Duncan и B.A. Masri [19]. В момент планирования операции важно определить, будет ли производиться замена бедренного компонента эндопротеза, так как это может накладывать некоторые ограничения на дизайн СТАС. Преимуществами одновременной замены вертлужного и бедренного компонентов являются возможность восстановления правильной биомеханики сустава без излишнего удлинения конечности и большая гибкость в дизайне СТАС.

После изготовления 3D-моделей таза и более точной оценки степени дефицита костной ткани в области вертлужной впадины у всех пациентов исследуемой группы было принято решение о нецелесообразности применения комбинации стандартных ревизионных конструкций и необходимости использования СТАС в качестве ацетабулярного компонента эндопротеза. Таким образом, показаниями к использованию СТАС являются значительные дефекты вертлужной впадины типов 3A–3B по W.G. Paprosky; хроническое разобщение костей таза; ситуации, когда применение стандартных ревизионных элементов, таких как модульные аугменты и система Cup-Cage из тантала или титана, делает стоимость ревизионного вмешательства более высокой по сравнению с использованием СТАС.

Согласно данным В.Т. Barlow, обычно на разработку дизайна и производство СТАС уходит 3–4 мес., однако в срочном порядке компонент может быть изготовлен за 8 нед. [12]. В нашем исследовании на процесс разработки и изготовления СТАС в среднем требовалось  $40 \pm 5$  суток.

Преимущественно выполняли задний доступ к ТБС — у 8 пациентов из 12, у 3 — доступ типа Kocher-Langebeck, у одного — доступ типа Harding. В одном случае, во избежание развития осложнений при удалении нестабильного цементного спейсера, была выполнена расширенная остеотомия большого вертела бедренной кости. У одного пациента наблюдалось укорочение нижней конечности на 7 см в сочетании со значительными ригидными деформациями ТБС, поэтому ему проводилось двухэтапное хирургическое лечение с установкой на первом этапе аппарата внешней фиксации и ревизионным эндопротезированием сустава на втором. У всех пациентов дефекты костной ткани вертлужной впадины восполнялись ауто- и аллотрансплантами. Во всех случаях ацетабулярный компонент эндопротеза фиксировался цементом, средний его диаметр составлял  $47 \pm 2$  мм. С целью профилактики послеоперационного вывиха головки эндопротеза 9 пациентам из 12 была установлена система двойной мобильности с цементной фиксацией сферы. Диаметр головки эндопротеза в 9 случаях составлял 28 мм, в 3 — 32 мм. В среднем операция длилась  $140 \pm 40$  мин (от 70 до 200 мин). Объем интраоперационной кровопотери составлял от 300 до 2000 мл, в среднем —  $592 \pm 460$  мл.

У 2 пациентов из 12 развились ранние послеоперационные осложнения, которые привели к повторным оперативным вмешательствам.

У одного из них развились гематома и вывих головки эндопротеза. Пациент имел в анамнезе двухэтапное оперативное лечение с предварительным наложением аппарата внешней фиксации для разобщения подвздошно-бедренного неоартроза и низведения бедра и удаление эндопротеза вследствие развития инфекции 2 типа по классификации М.В. Coventry [20]. Известно, что пациент страдал химической зависимостью, вирусным гепатитом С и вводил себе химические препараты в вены паховой области, вследствие чего у него развился септический артрит. Ему была проведена хирургическая обработка (DAIR) через 17 дней после установки СТАС: вправление вывиха головки эндопротеза с санацией и дренированием полости сустава.

У второго пациента через месяц после операции произошел вывих, и после неудачной попытки закрытого вправления ему было проведено открытое вправление вывиха. После трех повторившихся вывихов спустя 6 мес. пациенту про-

вели очередное ревизионное эндопротезирование с заменой полиэтиленового ацетабулярного компонента эндопротеза на систему двойной мобильности. Полагаем, что в этом случае причиной осложнения явились ошибки на этапе предоперационного планирования. СТАС был изготовлен с недостаточно большим внутренним диаметром гемисферической чашки (диаметр 46 мм), что значительно снизило арсенал доступных компонентов для артикулирующей пары (использовали вертлужный компонент типа Muller, диаметр 46 мм) и послужило причиной вывиха, учитывая дефицит стабилизирующей функции абдукторов.

В отдаленном послеоперационном периоде к нам обратился еще один пациент. Через 9 мес. после установки СТАС в результате значительно возросшего уровня физической активности, связанного с выходом на работу в должности прораба на стройке, у него возникло усиление болевых ощущений в прооперированной конечности и ограничение движений в ТБС. Вероятнее всего, боль являлась мышечной, так как рентгенологические признаки нестабильности имплантата выявлено не было. На фоне консервативного лечения указанные симптомы были купированы.

Таким образом, на момент написания статьи двум пациентам из 12 по причине вывихов были проведены очередные оперативные вмешательства на ТБС после установки СТАС, одному из которых произвели замену ацетабулярного компонента эндопротеза на систему двойной мобильности с сохранением СТАС.

Средняя сумма баллов по шкале Харриса у 12 пациентов перед операцией составила  $28 \pm 7$ , а после эндопротезирования —  $76 \pm 9$  ( $p = 0,001$ ). Уровень болевого синдрома по VAS до оперативного вмешательства соответствовал  $7 \pm 1$  баллам, через 3 мес. после лечения снизился до  $3 \pm 1$  баллов ( $p = 0,001$ ). Значительное улучшение наблюдалось уже через 3 мес. после установки СТАС.

#### *Клинический пример*

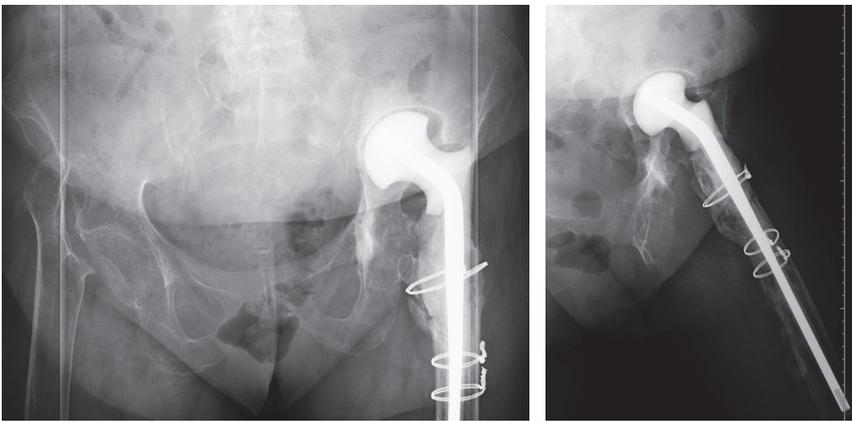
Пациентка А., 68 лет. По поводу диспластического коксартроза в 2010 г. в одном из регионов России выполнено тотальное эндопротезирование левого ТБС. В раннем послеоперационном периоде развилась перипротезная инфекция 2 типа. Консервативная терапия положительного эффекта не принесла. Поступила в нашу клинику для оперативного лечения в отделение гнойной хирургии в 2015 г. Пациентке были произведены удаление эндопротеза, хирургическая обработка гнойного очага и установка монополярного спейсера. В послеоперационном периоде трехкратно выполнялась пункция прооперированного ТБС, роста микрофлоры не выявлено. Пациентку беспокоили боли и ограничение движений в левом ТБС, слабость мышц левого бедра, невозможность ходьбы без средств опоры и укорочение

левой нижней конечности. В 2016 г. женщина была госпитализирована для плановой замены спейсера левого ТБС и ревизионного эндопротезирования.

До проведения оперативного лечения пациентка передвигалась с помощью трости на расстояние до 300 м. Укорочение левой нижней конечности составляло 2,5 см. Амплитуда движений в левом ТБС: разгибание/сгибание — 0/0/80°; отведение/приведение — 20/0/10°; наружная/внутренняя ротация — 5/0/10°. На обзорной рентгенограмме таза были отмечены краниальное смещение центра ротации сустава и миграция ацетабулярного компонента за линию Kohler, что соответствовало типу 3В дефекта вертлужной впадины по классификации W.G. Paprosky. Зафиксировано нарушение целостности тазового кольца — тип IV по классификации AAOS. Тип дефекта бедренной кости также определен как 3В (рис. 1). Оценка по шкале Харриса перед операцией — 24 балла, уровень болевого синдрома по VAS — 8.

На этапе предоперационного планирования для более точной оценки ацетабулярных дефектов были созданы виртуальный и физический прототипы таза пациентки. Учитывая характер костного дефекта и разобщение тазового кольца, было принято решение об изготовлении СТАС (рис. 2).

Сотрудники лаборатории аддитивных технологий совместно с инженерами изготовили СТАС из титанового сплава. Использование 3D-технологий позволило значительно улучшить визуализацию нативной кости, объемных и линейных параметров дефекта, качество предоперационной подготовки и предупредить возможные интраоперационные осложнения, связанные с установкой и фиксацией имплантата. По результатам компьютерной томографии было спланировано удаление участков кости, препятствующих оптимальной пространственной ориентации компонента и его надежной фиксации (рис. 3).



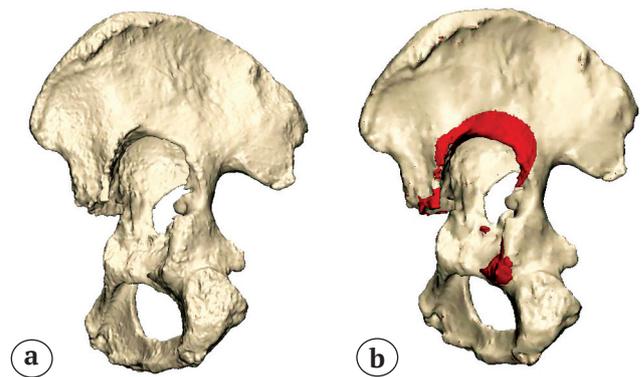
**Рис. 1.** Рентгенограммы таза пациентки А. перед ревизионным эндопротезированием левого тазобедренного сустава с установкой индивидуального трехфланцевого вертлужного имплантата

**Fig. 1.** Pelvis x-rays of the female patient A. prior to revision arthroplasty of the left hip with custom triflange acetabular implant



**Рис. 2.** Компьютерная 3D-модель индивидуального трехфланцевого компонента эндопротеза пациентки А., состоящий из полусферы, трех фланцев и пористого слоя

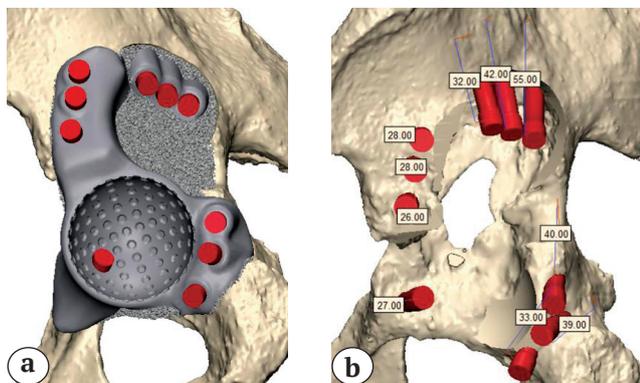
**Fig. 2.** Digital 3D-model of custom triflange component of the female patient A., consisting of cup, three flanges and the porous layer



**Рис. 3.** Цифровая модель таза пациентки А.: до обработки (а), удаляемая область отмечена красным цветом (б)

**Fig. 3.** Digital model of pelvis of the female patient A.: prior to treatment (a), the areas to be removed are marked in red (b)

Для надежной фиксации фланцы были расположены в местах наибольшей толщины кости. С учетом безопасной зоны определили необходимое количество винтов, их размеры, межосевые расстояния и направление (рис. 4). Поверхность имплантата в местах его соприкосновения с тазовой костью была пористой. Для лучшей адгезии с костным цементом внутренняя поверхность полусферы была снабжена углублениями.

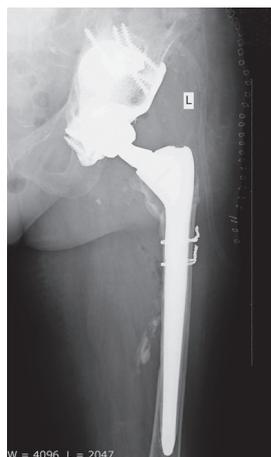


**Рис. 4.** Положение (а) и рекомендуемая длина (б) винтов в индивидуальной трехфланцевой ревизионной конструкции пациентки А. (винты обозначены красным цветом)

**Fig. 4.** Position (a) and recommended size (b) of screws in the custom triflange revision component of the female patient A. (screws marked in red)

В октябре 2016 г. пациентке было выполнено ревизионное эндопротезирование левого ТБС. Операцию проводили в положении пациентки на правом боку через задний доступ к ТБС с частичным захватом старого послеоперационного рубца и выделением из рубцов седалищного нерва на протяжении 8 см. Были удалены головка и проксимальная часть однополюсного спейсера и остатки цементной мантии из канала бедренной кости. Далее были произведены удаление рубцов из ложной и истинной вертлужных впадин и подготовка ложа для имплантации ацетабулярного компонента. Визуализирована и выделена из рубцовой ткани линия разобщения костей таза. При помощи двух пинов и дистрактора W.G. Paprosky выполнена дистракция разобщенных частей таза. После выполнения импакционной костной пластики дефектов вертлужной впадины губчатыми аллотрансплантатами был установлен СТАС (рис. 5).

Имплантат прочно зафиксировали с помощью винтов, положение которых было определено на этапе предоперационной подготовки на цифровой модели таза, что позволило достичь хорошей первичной стабильности системы на границе имплантат-кость. Затем были выполнены цементирование ацетабулярного компонента эндопротеза и установка бедренного компонента. Для снижения риска нестабильности сустава выполнены элементы пластики абдукторов по методике L. Whiteside [21].



**Рис. 5.** Рентгенограмма таза пациентки А. после установки индивидуального трехфланцевого ревизионного имплантата  
**Fig. 5.** Pelvis x-ray of the female patient A. after implantation of custom triflange revision component

Пациентка была выписана на 8-й день после операции. При выписке передвигалась на костылях в пределах 200 м с частичной опорой на оперированную конечность. После активизации пациентка отметила снижение интенсивности боли, устранение порочного положения левой ноги и выравнивание длины конечностей. На контрольном осмотре спустя 6 мес. после операции оценка по шкале Харриса составила 83 балла (хорошая функция ТБС), уровень болевого синдрома по VAS снизился до 3.

Пациентка дала добровольное информированное согласие на публикацию материалов клинического наблюдения.

### Обсуждение

Согласно данным регистра эндопротезирования тазобедренного сустава РНИИТО им. Р.Р. Вредена за 2007–2012 гг., использование специальных ревизионных имплантатов в технически сложных операциях повторного эндопротезирования ТБС требуется в 15% случаев [2]. Исходя из собственного опыта, для принятия решения об установке СТАС не обязательно наличие множества вмешательств на ТБС в анамнезе — достаточно одного тотального эндопротезирования, проведенного с применением агрессивной хирургической техники. С развитием эндопротезирования ТБС повышается не только общее количество операций, но и их сложность. Налаженная система изготовления персональных имплантатов играет важную роль в этом развитии, так как позволит в будущем вывести технику эндопротезирования на новый уровень и помочь людям с обширными костными дефектами вертлужной впадины, у которых в настоящее время нет шанса на благоприятный исход лечения, либо он очень мал.

Анализ литературы показывает, что на сегодняшний день в мире накоплен определенный опыт применения СТАС при ревизионном эндопротезировании ТБС, и их использование

у людей с обширными дефектами таза является достаточно перспективным. В статье С.С. Verasi с соавторами описывается опыт применения СТАС при ревизионном эндопротезировании ТБС у пациентов с катастрофической потерей костной ткани. Авторами было проведено 28 операций у 26 пациентов, повторная ревизия потребовалась 4 пациентам. Причинами неудач явились два случая перипротезной инфекции, один случай расшатывания бедренного компонента эндопротеза и один перипротезный перелом. СТАС показали хорошую выживаемость и отсутствие миграции или расшатывания при среднем сроке наблюдения 4,5 года. Авторы сделали заключение, что результаты использования СТАС сопоставимы с таковыми при использовании антипротрузионных кейджей и аугментов, однако в случаях серьезных дефектов вертлужной впадины с разобщением тазового кольца применение индивидуальных имплантатов может быть эффективнее [5].

S. Colen с соавторами описали положительный опыт лечения 6 пациентов с обширной потерей костной ткани вертлужной впадины и нарушением целостности тазового кольца с использованием модифицированных индивидуальных трехфланцевых вертлужных реконструктивных колец с пористой поверхностью [11]. При сроках наблюдения от 10 до 58 мес. все установленные индивидуальные конструкции были стабильными, проведения ревизии не потребовалось ни в одном случае. D.K. DeBoer с соавторами также сообщили о 100% выживаемости индивидуальных имплантатов после 30 проведенных ревизионных вмешательств на ТБС с использованием СТАС у 28 пациентов со средним сроком наблюдения 10 лет. Осложнения включали один случай пареза седалищного нерва с миграцией винта без потери стабильности имплантата, у 5 пациентов произошли вывихи в послеоперационном периоде. Авторы сделали вывод, что применение СТАС для лечения пациентов со значительной потерей костной ткани вертлужной впадины и разобщением тазового кольца может обеспечить долгосрочные хорошие клинические результаты [22]. Полученные нами результаты согласуются с приведенными выше данными. Частота вывихов после эндопротезирования с применением СТАС в процентном соотношении примерно одинакова: 18% у D.K. DeBoer с соавторами и 17% в нашем исследовании.

В публикации M.J. Taunton с соавторами были описаны результаты применения СТАС у 57 пациентов с разобщением тазового кольца. При среднем сроке наблюдения около 6 лет в 81% случаев удалось достичь сращения тазового кольца. В 30% случаев потребовались ревизионные вмешательства, причинами которых в основном являлись повторное расшатывание бедренного компонен-

та эндопротеза, миграция вкладыша и инфекция. Расшатывание СТАС произошло в 5,3% случаев. Авторы предполагают, что факт миграции большого вертела вследствие перипротезного перелома на фоне травмы или остеолита может служить фактором риска развития нестабильности в послеоперационном периоде и, как следствие, рецидивирующих вывихов головки эндопротеза. Поэтому требуется дополнительная стабилизация ТБС посредством пластики абдукторов или использования имплантатов с повышенной связанностью, таких как «constrained» системы или компоненты двойной/тройной мобильности [6].

К другим вероятным причинам развития нестабильности СТАС относят необходимость выполнения большого разреза во время хирургического доступа к ТБС для установки трехфланцевой конструкции и возможность повреждения нервов и сосудов при установке подвздошного фланца [6, 23]. Особенную опасность большой подвздошный фланец представляет из-за возможности повреждения верхнего ягодичного нерва с развитием недостаточности мышц в зоне его иннервации. Вариантами решения описанной проблемы могут являться flip-остеотомии большого вертела для защиты нервных стволов или изменение конструкции СТАС, например, укорочение подвздошного фланца и использование больших гемисферических ацетабулярных компонентов и 40–44 мм головок [6]. Мы согласны, что минимизация размеров подвздошного фланца приводит к снижению интра- и послеоперационных осложнений и повышает стабильность СТАС. Однако предложенный вариант использования гемисферических ацетабулярных компонентов большого диаметра не всегда возможно осуществить в реальных условиях. Сложность представляет эндопротезирование людей маленькой комплекции. Миниатюрные размеры костей таза у таких людей не позволяют использовать компоненты с достаточно толстым полиэтиленовым вкладышем и головки большого размера как профилактику нестабильности ТБС. Возможными вариантами решения проблемы послеоперационных вывихов у пациентов с маленькими анатомическими размерами и обширными дефектами вертлужной впадины могут являться использование систем двойной мобильности и выполнение пластики абдукторов по методу L. Whiteside [21].

Избыточное вертикальное положение ацетабулярного компонента эндопротеза после ревизии — типичная ошибка при восстановлении значительных дефектов вертлужной впадины с сегментарными дефектами вертлужной впадины [12]. Учитывая опыт зарубежных коллег, описывающих высокий процент развития нестабильности (рецидивирующих вывихов) при использовании СТАС,

мы производили оптимальную пространственную ориентацию ацетабулярного компонента эндопротеза и использовали связанные протезы или систему двойной мобильности, которые фиксировались к индивидуальному имплантату с помощью костного цемента.

При планировании позиционирования и крепления СТАС особое внимание необходимо уделять подбору и расположению винтов, которые фиксируют седалищный фланец, так как именно из него наиболее часто происходит вырывание винтов [12]. Хотя бикортикальные винты могут обеспечить необходимую компрессию между СТАС и костью, полиаксиальные винты с возможностью блокирования — идеальный вариант в случаях, когда наблюдается низкое качество костной ткани или остеолит. Также возможно одновременное использование бикортикальных винтов и винтов с возможностью блокирования.

В России СТАС применяются при эндопротезировании ТБС относительно недавно, и в доступной литературе описываются исследования с малым количеством пациентов и небольшим послеоперационным сроком наблюдения. Хотя опыт применения СТАС в нашей стране невелик, мы солидарны с мнением других авторов относительно преимуществ и перспектив их использования. Так, Р.М. Тихилов с соавторами сообщили о клиническом случае ревизионного эндопротезирования у пациентки с дефектами вертлужной впадины типа 3B по W.G. Paprosky и нарушением целостности тазового кольца с использованием СТАС. По мнению авторов статьи, применение в описываемом случае стандартных модульных конструкций было бы затруднительным. Несмотря на то, что процесс заживления послеоперационной раны осложнился инфицированием гематомы, по причине которого пациентке была произведена санация раны с частичным иссечением ее краев, выбор индивидуальной конструкции в данном случае оказался оправданным [2].

Г.М. Кавалерский с соавторами описали опыт применения индивидуальных вертлужных компонентов при ревизии ТБС у 3 пациентов с типами дефектов 3A и 3B по W.G. Paprosky, одна пациентка имела 14 операций на оперируемом суставе в анамнезе. В представленной серии наблюдений не было зафиксировано ни одного случая вывиха, расшатывания эндопротеза или глубокого нагноения. Несмотря на то, что средний срок наблюдения был небольшим и составлял 5,3 мес., получены обнадеживающие результаты применения индивидуальных имплантатов [3].

Преимуществом использования 3D-моделирования и печати является создание 3D-модели вертлужной впадины с возможностью четкой визуализации ее структуры. Определение точных

размеров и объемных параметров дефекта позволяет выбрать необходимый тип имплантата, определить его размеры, пространственное расположение и дополнительную фиксацию с помощью винтов. Появляется возможность продумать необходимые для надежной фиксации имплантата длину, направления для проведения винтов и расстояние между ними до начала оперативного вмешательства. При разработке дизайна СТАС может быть рассмотрен вариант применения блокируемых винтов. Предоперационное определение объемных параметров костных трансплантатов или аугментов для заполнения костных дефектов также является неоспоримым преимуществом. Макет имплантата из полилактида удобно использовать не только при планировании, но и во время операции для определения мест обработки кости вертлужной впадины пациента и правильного позиционирования оригинальной титановой версии СТАС перед его окончательной установкой. Макет можно многократно примерять к тазу пациента, в то время как оригинальный титановый имплантат, опираясь на наш опыт, мы бы рекомендовали устанавливать с первого раза для предотвращения механического повреждения кости пациента его агрессивной пористой структурой.

Основным недостатком при использовании индивидуальных имплантатов является длительная предоперационная подготовка, включающая создание цифровых и пластиковых моделей таза пациента и самого имплантата, которая может занять несколько месяцев. Также к недостаткам можно отнести высокую стоимость СТАС по сравнению со стандартными ревизионными компонентами эндопротеза. Однако очевидно, что при обширных ацетабулярных дефектах для восполнения костного дефицита и возможности адекватной фиксации эндопротеза, помимо стандартных вертлужных компонентов, хирургу потребуются дополнительные опорные элементы, такие как аугменты, сетки или кольца, и тогда стоимость операции значительно увеличится. По данным A.Q. Ahmad и R. Schwarzkopf, типичная стоимость СТАС, включая гемисферическую часть, винты и вкладыш, сопоставима со стоимостью системы Cup-Cage и нескольких аугментов, используемых для ревизии в случаях наличия сегментарных дефектов или разобщения костей таза [24]. Неудобства, связанные с длительной подготовкой при использовании индивидуальных конструкций, компенсируются улучшением результатов лечения пациентов по сравнению с применением стандартных ревизионных компонентов [6].

Полагаем, что более точное предоперационное планирование с использованием персональных 3D-моделей таза и вертлужного компонента эндопротеза улучшает результаты лечения пациентов

со значительными дефектами вертлужной впадины. Оно позволяет избежать увеличения времени операции и объема кровопотери за счет снижения вероятности развития интраоперационных осложнений, связанных со сложностями фиксации компонентов эндопротеза и восполнения дефицита костной ткани.

**Конфликт интересов:** не заявлен.

**Источник финансирования:** исследование проведено без спонсорской поддержки.

### Литература / References

1. Pivec R., Johnson A.J., Mears S.C., Mont M.A. Hip arthroplasty. *Lancet*. 2012;380(9855):1768-1777. DOI: 10.1016/S0140-6736(12)60607-2.
2. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н., Билык С.С., Цыбин А.В., Денисов А.О., Дмитриевич Г.Д., Вopilovsky П.Н. Применение индивидуальной трехфланцевой конструкции при ревизионном эндопротезировании с нарушением целостности тазового кольца (клинический случай). *Травматология и ортопедия России*. 2016;79(1):108-116. Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., Kovalenko A.N., Bilyk S.C., Tsybin A.N., Denisov A.O., Dmitrevich G.D., Vopilovsky P.N. [Custom triflange implant in revision hip arthroplasty in patient with pelvic discontinuity (case report)]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2016; 79(1):108-116. (in Russian). DOI: 10.21823/2311-2905-2016-0-1-108-116.
3. Кавалерский Г.М., Мурылев В.Ю., Рукин Я.А., Лычагин А.В., Елизаров П.М. Применение индивидуальных вертлужных компонентов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2016;22(4): 114-121. DOI: 10.21823/2311-2905-2016-22-4-114-121. Kavalersky G.M., Murylev V.Y., Rukin Y.A., Lychagin A.V., Elizarov P.M. [Customized acetabular components in revision hip arthroplasty]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2016;22(4):114-121. (in Russian). DOI: 10.21823/2311-2905-2016-22-4-114-121.
4. Della Valle C.J., Berger R.A., Rosenberg A.G., Galante J.O. Cementless acetabular reconstruction in revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;420:96-100. DOI: 10.1097/00003086-200403000-00013.
5. Berasi C.C., Berend K.R., Adams J.B., Ruh E.L, Lombardi A.V. Are custom triflange acetabular components effective for reconstruction of catastrophic bone loss? *Clin Orthop Relat Res*. 2014;473(2):528-535. DOI: 10.1007/s11999-014-3969-z.
6. Taunton M.J., Fehring T.K., Edwards P., Bernasek T., Holt G.E., Christie M.J. Pelvic discontinuity treated with custom triflange component: a reliable option. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(2):428-434. DOI: 10.1007/s11999-011-2126-1.
7. Pieringer H., Auersperg V., Bohler N. Reconstruction of severe acetabular bone-deficiency: the Burch-Schneider antiprotrusion cage in primary and revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2006;21(4):489-496. DOI: 10.1016/j.arth.2005.02.016.
8. Amenabar T., Rahman W.A., Hetaimish B.M., Kuzyk P.R., Safir O.A., Gross A.E. Promising mid-term results with a cup-cage construct for large acetabular defects and pelvic discontinuity. *Clin Orthop Relat Res*. 2016;474(2):408-414. DOI: 10.1007/s11999-015-4210-4.
9. Regis D., Sandri A., Bonetti I., Bortolami O., Bartolozzi P. A minimum of 10-year follow-up of the Burch-Schneider cage and bulk allografts for the revision of pelvic discontinuity. *J Arthroplasty*. 2012;27(6):1057-1063. DOI: 10.1016/j.arth.2011.11.019.
10. Ballester Alfaro J.J., Sueiro Fernandez J. Trabecular Metal buttress augment and the Trabecular Metal cup-cage construct in revision hip arthroplasty for severe acetabular bone loss and pelvic discontinuity. *Hip Int*. 2010;20(7):119-127. DOI: 10.5301/hip.2010.5297.
11. Colen S., Harake R., De Haan J., Mulier M. A modified custom-made triflanged acetabular reconstruction ring (MCTARR) for revision hip arthroplasty with severe acetabular defects. *Acta Orthop Belg*. 2013;79:71-75.
12. Barlow B.T., Oi K.K., Lee Y., Carli A.V., Choi D.S., Bostrom M.P. Outcomes of custom flange acetabular components in revision total hip arthroplasty and predictors of failure. *J Arthroplasty*. 2016;31(5):1057-1064. DOI: 10.1016/j.arth.2015.11.016.
13. Карякин Н.Н., Горбатов Р.О. Технология создания индивидуальных ортопедических стелек с использованием 3D печати. *Современные проблемы науки и образования*. 2017;(3). Режим доступа: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=26471>. Karyakin N.N., Gorbatov R.O. [Technology of creation of individual 3D printed orthopedic insoles]. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya* [Modern Problems of Science and Education]. 2017;(3). (in Russian). Available at: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=26471>.
14. Карякин Н.Н., Горбатов Р.О. Прецизионные персонализированные направляющие для эндопротезирования коленного сустава. *Современные проблемы науки и образования*. 2016;(5). Режим доступа: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=25134>. Karyakin N.N., Gorbatov R.O. [Patient specific instruments for total knee arthroplasty]. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya* [Modern Problems of Science and Education]. 2016;(5). (in Russian). Available at: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=25134>.
15. 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: 10.1016/0883-5403(94)90135-x.
16. Harris W.H. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am*. 1969;51(4): 737-755. DOI: 10.2106/00004623-196951040-00012.
17. Huskisson E.C. Measurement of pain. *Lancet*. 1974; 304:1127-1131.
18. D'Antonio J.A., Capello W.N., Borden L.S., Bargar W.L., Bierbaum B.F., Boettcher W.G., Steinberg M.E., Stulberg S.D., Wedge J.H. Classification and management of acetabular abnormalities in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;243:126-137. DOI: 10.1097/00003086-198906000-00019..
19. Duncan C.P., Masri B.A. Fractures of the femur after hip replacement. *Instr Course Lect*. 1995;44:293-304.
20. Coventry M.B. Treatment of infections occurring in total

- hip surgery. *Orthop Clin North Am.* 1975;6:991-1003. DOI: 10.1016/s0140-6736(74)90884-8.
21. Whiteside L.A. Surgical technique: transfer of the anterior portion of the gluteus maximus muscle for abductor deficiency of the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470(2):503-510. DOI: 10.1007/s11999-011-1975-y.
22. 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;89:835-840. DOI: 10.2106/JBJS.F.00313.
23. Shon W.Y., Santhanam S.S., Choi J.W. Acetabular reconstruction in total hip arthroplasty. *Hip Pelvis.* 2016;28(1):1-14. DOI: 10.5371/hp.2016.28.1.1.
24. Ahmad A.Q., Schwarzkopf R. Clinical evaluation and surgical options in acetabular reconstruction: A literature review. *J Orthop.* 2015;12(2):238-243. DOI: 10.1016/j.jor.2015.10.011.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

*Корыткин Андрей Александрович* — канд. мед. наук, заведующий отделением ортопедии взрослых ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России, г. Нижний Новгород

*Захарова Дарья Валерьевна* — аспирант, врач травматолог-ортопед ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России, г. Нижний Новгород

*Новикова Яна Сергеевна* — канд. биол. наук, младший научный сотрудник ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России, г. Нижний Новгород

*Горбатов Роман Олегович* — научный сотрудник лаборатории аддитивных технологий ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России, г. Нижний Новгород

*Ковалдов Кирилл Александрович* — аспирант, врач травматолог-ортопед ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России, г. Нижний Новгород

*Эль Мудни Юнес Мустафович* — ординатор ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России, г. Нижний Новгород

INFORMATION ABOUT AUTHORS:

*Andrey A. Korytkin* — Cand. Sci. (Med), Head of Department of Adult Orthopedics, Privolzhsky Federal Research Medical Centre, Nizhny Novgorod, Russian Federation

*Daria V. Zakharova* — Graduate Student, Privolzhsky Federal Research Medical Centre, Nizhny Novgorod, Russian Federation

*Yana S. Novikova* — Cand. Sci. (Biol), Junior Researcher, Privolzhsky Federal Research Medical Centre, Nizhny Novgorod, Russian Federation

*Roman O. Gorbatov* — Head of Laboratory of Additive Technologies, Privolzhsky Federal Research Medical Centre, Nizhny Novgorod, Russian Federation

*Kirill A. Kovaldov* — Graduate Student, Privolzhsky Federal Research Medical Centre, Nizhny Novgorod, Russian Federation

*Younes M. El Moudni* — Resident, Privolzhsky Federal Research Medical Centre, Nizhny Novgorod, Russian Federation