

## Бесцементные бедренные компоненты: история и современное состояние вопроса

И.И. Шубняков<sup>1,2</sup>, А. Риахи<sup>2</sup>, М.И. Шубняков<sup>1</sup>, А.О. Денисов<sup>1</sup>, И.Э. Хужаназаров<sup>3,4</sup>, Р.М. Тихилов<sup>1,5</sup>

<sup>1</sup> ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup> ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет» Минздрава России, Санкт-Петербург, Россия

<sup>3</sup> Ташкентская медицинская академия, г. Ташкент, Республика Узбекистан

<sup>4</sup> Республиканский специализированный научный и практический медицинский центр Минздрава Республики Узбекистан, г. Ташкент, Республика Узбекистан

<sup>5</sup> ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова» Минздрава России, Санкт-Петербург, Россия

### Реферат

**Введение.** Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава является эффективной операцией с выдающимися показателями выживаемости современных имплантатов. С самого начала широкого внедрения тотальной замены сустава превалировала цементная техника фиксации компонентов, однако развитие остеолита и последующего расшатывания многие исследователи связывали с реакцией на цемент. Последующие исследования прояснили ситуацию в отношении природы остеолита, но осталась проблема недостаточной устойчивости цементируемых ножек противостоять проникновению частиц износа полиэтилена в дистальную часть ножки с развитием расшатывания. Идеальный эндопротез должен обеспечить нормальную биомеханику тазобедренного сустава, его безболезненное функционирование и повысить качество жизни пациента без необходимости в ревизионном вмешательстве. Оптимальные результаты бесцементных бедренных ножек зависят от достижения начальной стабильности, остеоинтеграции и равномерной передачи напряжения на бедренную кость. Существует множество факторов, которые влияют на процессы остеоинтеграции и дальнейшее поведение имплантата. Понимание этих факторов является ключом к выбору оптимального имплантата для конкретного пациента с учетом анатомических особенностей его бедренной кости. **Цель** — обсудить посредством обзора литературы особенности применения бесцементных бедренных компонентов, возможные причины неудач и их профилактику на основе доказательной практики. **Материал.** Поиск проводился в базах данных PubMed, eLIBRARY, поиск также осуществлялся через Web of Knowledge. Показатели выживаемости и распространенность различных имплантатов в структуре первичного эндопротезирования оценивалась на основании ежегодных отчетов ряда национальных регистров, а также регистра эндопротезирования тазобедренного сустава НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена. Среди обсуждаемых факторов свойства материала, из которого изготовлены компоненты, форма имплантатов, свойства поверхности и влияние анатомических особенностей бедренной кости. Дополнительно выполнена оценка наиболее часто используемых типов бесцементных бедренных компонентов. **Заключение.** Бесцементные бедренные компоненты демонстрируют великолепную долгосрочную выживаемость и прекрасные функциональные результаты. Биологическая фиксация, при которой протез крепится непосредственно к кости, в настоящий момент является превалирующей, особенно в группах пациентов молодого возраста. Будущие исследования бесцементных имплантатов должны в обязательном порядке учитывать возраст пациента, уровень активности, тип канала кости, наличие деформаций и используемой пары трения. Это позволит сделать более четкие выводы о том, когда целесообразно использовать бедренные компоненты определенного дизайна.

**Ключевые слова:** тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, биоматериалы, остеоинтеграция, остеолит, дизайн бедренного компонента.

Шубняков И.И., Риахи А., Шубняков М.И., Денисов А.О., Хужаназаров И.Э., Тихилов Р.М. Бесцементные бедренные компоненты: история и современное состояние вопроса. *Травматология и ортопедия России*. 2020;26(2): 160-179. doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-2-160-179.

**Cite as:** Shubnyakov I.I., Riahi A., Shubnyakov M.I., Denisov A.O., Khujanazarov I.E., Tikhilov R.M. [Cementless Hip Implants: History and Current Status of the Issue]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2020;26(2):160-179. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-2-160-179.

Шубняков Игорь Иванович / e-mail: shubnyakov@mail.ru

Рукопись поступила/Received: 16.05.2020. Принята в печать/Accepted for publication: 15.06.2020.

## Cementless Hip Implants: History and Current Status of the Issue

I.I. Shubnyakov<sup>1,2</sup>, A. Riahi<sup>2</sup>, M.I. Shubnyakov<sup>1</sup>, A.O. Denisov<sup>1</sup>, I.E. Khujanazarov<sup>3,4</sup>, R.M. Tikhilov<sup>1,5</sup>

<sup>1</sup> Vreden National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics, St. Petersburg, Russian Federation

<sup>2</sup> St. Petersburg State Pediatric Medical University, St. Petersburg, Russian Federation

<sup>3</sup> Tashkent Medical Academy, Tashkent, Republic of Uzbekistan

<sup>4</sup> Uzbekistan Republican Specialized Scientific and Practical Medical Center, Tashkent, Republic of Uzbekistan

<sup>5</sup> Mechnikov North-Western State Medical University, St. Petersburg, Russian Federation

### Abstract

**Background.** Total hip arthroplasty is an effective type of surgery with excellent survival rates of modern implants. From the very beginning of the widespread introduction of total hip arthroplasty, the cement technique of components fixing prevailed. However, many researchers associated the development of osteolysis and the following loosening with the reaction to cement. The subsequent studies clarified the situation regarding the nature of osteolysis, but there remained the problem of insufficient stability of the cemented stems to withstand the penetration of polyethylene wear particles into the distal part of the stem with the development of loosening. An ideal endoprosthesis should ensure the normal hip biomechanics, joint painless functioning and improve the quality of life of the patient without the need for revision. The optimal results of cementless femoral stems functioning depend on the achievement of initial stability, osseointegration and equable transmission of tension onto the femur. There are many factors that influence osseointegration processes and the subsequent behavior of the implant. Understanding these factors is the key to choosing the optimal implant for a particular patient, taking into account the anatomical features of the femur. **The purpose of this article** is to discuss upon the literature review the application of cementless femoral components, the possible causes of failure and its prevention from the point of view of the evidence-based practice. **Materials.** The search was conducted in the PubMed, eLIBRARY databases and through the Web of Knowledge. Survival rates and prevalence of various implants in the structure of primary arthroplasty were estimated on the basis of annual reports of a number of national registries, as well as the hip arthroplasty registry of the Vreden National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics. Among the factors discussed are the properties of the components material, the form of the implants, surface properties, and the influence of the anatomical features of the femur. Additionally, the most used types of cementless femoral components were assessed. **Conclusion.** Cementless femoral components demonstrated the excellent long-term survival and functional results. The currently prevailing type of the prosthesis intimate attachment to the bone is the biological fixation, especially in groups of young patients. Future studies of cementless implants should necessarily take into account the patient's age, level of activity, type of bone canal, the presence of deformities, and the friction pair used. This will make it possible to draw clearer conclusions in what clinical situation it is advisable to use the femoral components of a particular design.

**Keywords:** total hip arthroplasty, biomaterials, osseointegration, osteolysis, design of femoral component.

### Введение

С началом широкого внедрения тотального эндопротезирования (ЭП) тазобедренного сустава (ТБС) в клиническую практику в первой половине 1960-х гг. возникла потребность в поиске более надежного протеза. Проблемы фиксации бедренных компонентов с помощью цемента на основе полиметилметакрилата (ПММА) стали проявляться по мере развития остеолита в результате воспалительной реакции на продукты износа полиэтилена (ПЭ) и частиц цемента [1]. С этой целью были проведены масштабные лабораторные и клинические исследования, направленные на поиск возможности обеспечения биологической фиксации бесцементных бедренных

компонентов [2], за которые, по свидетельству W.H. Harris, авторы были удостоены в 1970 г. премии Американской академии ортопедических хирургов Kappa Delta Award [3].

Первые бесцементные конструкции имели прямые и очень жесткие ножки, рассчитанные на надежную дистальную фиксацию, что вело к ярко выраженному феномену стресс-шилдинга [4, 5]. Чтобы избежать этих проблем, были разработаны новые системы фиксации и модели, нацеленные на повышение первоначальной стабильности при установке, на уменьшение шунтирования нагрузки и потери костной ткани проксимального отдела бедра, а также на улучшение биомеханики тазобедренного сустава [6, 7].

Несмотря на постоянную разработку новых улучшенных имплантатов, расшатывание компонентов эндопротеза на фоне остеолита остается серьезной проблемой и основной причиной ревизий по данным регистров<sup>1</sup> [8, 9, 10]. Поскольку первым этапом развития остеолита является износ ПЭ, истирание узла трения все еще является главной угрозой для нормального функционирования эндопротеза [11]. Современные бесцементные эндопротезы ТБС предполагают надежное уплотнение губчатой кости проксимального отдела канала бедренной кости для уменьшения проявлений дистального бедренного остеолита, связанного с проникновением частиц износа в дистальные отделы [12], и в то же время имеется возможность применения альтернативных пар трения.

Ключевым фактором получения хороших клинических и рентгенологических результатов является надежная первичная фиксация, которая зависит от геометрии имплантата, особенностей его поверхности, хирургической техники и качества кости в равной степени как для стандартных, так и укороченных бедренных компонентов [13, 14]. В идеальной ситуации эти факторы обеспечивают первичную фиксацию в течение первых 4–12 нед., сводя к минимуму микроподвижность и тем самым способствуя вращению или нарастанию кости [12]. Но заметный прогресс остеоинтеграции продолжается до 9 мес. после имплантации эндопротеза [15].

В этой статье мы хотели обсудить ряд факторов, которые влияют на первичную фиксацию бесцементных ножек и их долгосрочную эффективность, а также определить распространенность различных бедренных компонентов в структуре первичного эндопротезирования.

## Материал

При написании обзора мы обращались к базам данных PubMed для поиска статей на английском языке и к национальной электронной библиотеке eLIBRARY — на русском, поиск также осуществлялся через Web of Knowledge.

Показатели выживаемости и доля различных имплантатов в структуре первичного эндопротезирования оценивались на основании ежегодных отчетов ряда национальных регистров, а также на основании запросов в регистр эндопротезирования тазобедренного сустава НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена.

## Результаты

Первое, что следует отметить — это высокие показатели выживаемости современных бесцементных бедренных компонентов. Несмотря на то, что, согласно данным крупных национальных регистров<sup>1</sup>, в целом показатели выживаемости практически идентичны у бесцементных и цементируемых бедренных компонентов, в группах пациентов молодого возраста бесцементные компоненты демонстрируют лучшие показатели. Это даже позволило увеличить долю реверс-гибридных эндопротезов при первичном эндопротезировании в Швеции с 3% в 2002 г. до 17% в 2012 г.<sup>2</sup>, поскольку цементируемые полиэтиленовые чашки из высокомолекулярного полиэтилена демонстрируют преимущество в выживаемости над бесцементными чашками [16]. Данный феномен исследователи объясняют уменьшением объемного износа за счет исключения изнашивания обратной стороны модульного полиэтиленового вкладыша [11].

Дискуссия о преимуществах и недостатках различных дизайнов бесцементных бедренных компонентов возможна лишь при систематическом подходе к оценке факторов, влияющих на поведение бедренных компонентов.

## Материал компонентов

При разработке бесцементных бедренных компонентов необходимо принимать во внимание передачу напряжения от протеза к кости при сохранении усталостной прочности компонента. В основе подавляющего большинства моделей использованы кобальт-хромовые и титановые сплавы — в целом оба материала оказались удовлетворительными для решаемых задач [17]. Не прекращаются попытки разработать изоэластические модели на основе особой геометрии или композитных материалов [18, 19], но широкого распространения они не получили.

## Кобальт-хром-молибден

К началу 1970-х гг. был представлен сплав кобальт-хром-молибден (CoCrMb) с пористой поверхностью из спеченного бисера, обеспечивающий прораствание живой кости [20]. На тот момент потенциальными преимуществами кобальт-хрома считали твердость материала и отсутствие электрохимического взаимодействия в модульном сочленении с кобальт-хромовой головкой,

<sup>1</sup> Swedish Hip Arthroplasty Register. Annual Report 2018. <https://registercentrum.blob.core.windows.net/shpr>; National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man 16th Annual Report 2019. [www.njrcentre.org.uk](http://www.njrcentre.org.uk); Australian Orthopaedic Association. National Joint Replacement Registry, 2019 Annual Report. <https://aoanjrr.sahmri.com>.

<sup>2</sup> Swedish Hip Arthroplasty Register. Annual Report 2018. <https://registercentrum.blob.core.windows.net/shpr>.

что могло обеспечить возможное снижение износа в узле трения в сравнении головками из нержавеющей стали [21].

### Титан

Титановые сплавы демонстрируют превосходную биосовместимость, более высокую усталостную прочность и более низкий модуль упругости (модуль упругости бедренной кости 10–30 ГПа, модуль титана — 110 ГПа и модуль кобальт-хрома — 230 ГПа) [22]. Титановые сплавы обладают лучшей способностью к остеоинтеграции как в режиме врастания, так и обрастания, создавая прямые структурные и функциональные связи между костью и поверхностью имплантатов [23].

В настоящее время Ti-6Al-4V является наиболее распространенным сплавом для большинства бесцементных бедренных компонентов [24]. Однако использование этого сплава в качестве нагружаемой поверхности при трении может привести к катастрофическим последствиям и, как следствие, к выделению большого количества металлического дебриса из головок, значительно ускоряющего остеолит и расшатывание [25]. Поэтому в сочетании с титановыми бедренными компонентами используются модульные головки из CoCrMb, керамических материалов, металлические головки с керамизированными поверхностями и даже головки из нержавеющей стали [11].

### Жесткость

Принцип фиксации бесцементной ножки требует, чтобы протез был достаточного размера для заполнения канала, достижения кортикального контакта, осевой и ротационной стабильности. Жесткость имплантата — это способность протеза сопротивляться изгибу, и она рассчитывается как произведение модуля упругости материала на момент инерции. Модуль упругости — это свойство материала, момент инерции основан на форме поперечного сечения и размере имплантата<sup>5</sup>. Несоответствие жесткости имплантата и бедренной кости вызывает опасения по поводу возможного нарушения нормального функционирования эндопротеза в нескольких аспектах.

Во-первых, бедренный компонент, принимая на себя большую часть нагрузки от веса тела, ограничивает ее передачу на бедренную кость, что приводит к адаптивному моделированию кости после имплантации [26, 27]. Еще в конце 1970-х гг. исследователи распознали, что происходит шунтирование большей части осевой нагрузки в метадиафизарную область — зону наиболее прочной

фиксации ножки [28]. Испытывающие недостаточную нагрузку участки бедренной кости со временем подвергаются резорбции (атрофия калькара), при этом наблюдается избыточное образование диафизарной кости (гипертрофия кости) в области дистальной части ножки [29]. Возникновение стресс-шилдинга в значительной степени непредсказуемо, но имеются убедительные доказательства корреляции с материалом и размером имплантата, т.е. выраженный вариант адаптивного ответа кости чаще наблюдается вокруг более жестких бедренных компонентов и, как правило, большего размера [5, 29].

Резорбция проксимальной кости значительно чаще наблюдается после имплантации бесцементных бедренных компонентов, чем цементируемых. При этом снижение минеральной плотности кости в проксимальном отделе крайне вариабельно и составляет от 4 до 45% [27, 30]. Когда потеря кости чрезмерна, это может быть причиной миграции ножки, асептического расшатывания и переломов, а также может создать технические проблемы во время ревизионной операции. Вторая серьезная проблема некоторых бедренных компонентов — боль в бедре, чаще по передне-наружной поверхности, частота встречаемости которой очень сильно варьирует: согласно обзору T. Brown с соавторами [31], от нуля [32] до 40,4% наблюдений [33].

Почти все ранее использовавшиеся длинные имплантаты с любой геометрией ножки в некоторой степени связаны с болью в бедре и проявлениями стресс-шилдинга [14, 34]. Причина боли в бедре многофакторна — ее могут вызывать вялотекущая хроническая инфекция, микроподвижность при фиброзной фиксации ножки, чрезмерная передача напряжения, развитие дистального остеолита, при этом дополнительными факторами являются материал и дизайн ножки, а также морфология кости [34]. На сегодняшний день понятно, что клиновидная геометрия дистальной части ножки по своей природе менее жесткая, чем цилиндрическая, и ассоциируется с минимальной болью в бедре. При этом титановый сплав считается предпочтительным материалом, поскольку его модуль упругости примерно вдвое меньше, чем у сплава CoCr [24]. В то же время сравнение имплантатов аналогичной конструкции из разных сплавов не показало значимых различий в результатах и частоте болевого синдрома в бедре [35, 36]. С. Lavernia с соавторами изучали бедренные компоненты из сплавов титана и CoCr идентичной клиновидной конструкции мюллеровского типа у 241 пациента. Было обнаружено, что боль в бедре не связана

<sup>5</sup> Момент инерции — величина, характеризующая распределение масс в теле и являющаяся, наряду с массой, мерой инертности тела при непоступательном движении. В механике различают осевые и центробежные моменты инерции. М.: Большая Российская энциклопедия, 1992. Т. 3. С. 206-207.

с материалом, из которого произведены ножки, но чаще встречается у пациентов с большими размерами бедренного компонента [35]. Однако W. Nealy с соавторами, оценив результаты использования двух точно таких же вариантов бедренных компонентов у 388 пациентов, получили более чем двукратное увеличение боли в бедре в группе имплантатов из CoCr [37].

Дополнительными элементами, позволяющими уменьшить жесткость бедренного компонента на изгиб и кручение, является наличие глубоких продольных канавок. Жесткость на изгиб в дистальной трети ножки также может быть существенно уменьшена путем расщепления стержня во фронтальной плоскости [38].

Другая возможность избежать боли в бедре и предотвратить резорбцию кости вследствие стресс-шилдинга — это разработка изоэластичных бедренных компонентов [18]. Эти имплантаты композитного дизайна предполагают воспроизведение естественной гибкости бедренной кости человека [19, 39]. К сожалению, на практике гибкие изоэластичные бедренные компоненты создают высокое напряжение на границе «имплантат-кость» в проксимальной части, что ведет к нарушению сцепления с костью и расшатыванию ножки [39, 40].

Еще одной попыткой избежать стресс-шилдинга и боли в бедре является уменьшение длины бедренного компонента. В теории предполагается, что использование коротких бедренных компонентов различного дизайна позволит избежать шунтирования нагрузки и предотвратить экранирование напряжения в проксимальном отделе, что могло бы улучшить показатели выживаемости и создать благоприятные условия для ревизии в случае ее необходимости вследствие сохранения костной массы диафиза [41]. Однако многочисленные исследования изменений минеральной плотности кости вокруг коротких бедренных компонентов показывают резорбцию кости в 1-й и 7-й зонах Груэна [27]. А согласно данным австралийского регистра, только отдельные короткие компоненты имеют сходную частоту ревизий в сроки 5–10 лет, основная масса коротких ножек существенно уступает в показателях выживаемости<sup>4</sup>. Возможной причиной этого являются более высокие требования к хирургической технике.

### **Свойства поверхности**

Макро- и микроструктура поверхности играет важную роль в первичной фиксации имплантата, которая, в свою очередь, является необходимым условием для процесса остеоинтеграции, описанного в 1981 г. Т. Albrektsson с соавторами как непо-

средственное взаимодействие пластинчатой кости с имплантатом без вмешательства фиброзной ткани [23].

Надежная фиксация имплантата обеспечивает адекватный костный контакт и уменьшает микроподвижность, способствуя врастанию кости. Двумя предпосылками к врастанию кости являются немедленная механическая стабильность во время операции и тесный контакт между пористой поверхностью и жизнеспособной костью хозяина [38]. Для выполнения этих условий имплантаты должны максимально соответствовать форме эндостальной полости проксимального отдела бедренной кости.

На процесс остеоинтеграции влияют микроподвижность между имплантатом и подлежащей костью, величина зазора между ними и размер пор. Чрезмерная подвижность между имплантатом и костью (приблизительно 150 мкм и более) приводит к образованию волокнистой ткани, нарушая процесс остеоинтеграции. Микроподвижность от 40 до 150 мкм приводит к комбинации образования кости и волокнистой ткани, а минимальная микроподвижность (<20 мкм) преимущественно ведет к образованию кости [42].

Одной из наиболее важных клинических проблем, независимо от типа фиксации компонентов, является остеолит, сопровождающийся прогрессирующей потерей перипротезной кости, что при выраженном течении может привести к асептическому расшатыванию и необходимости выполнения ревизионной операции [11]. Остеолит опосредован макрофагальной реакцией, вызванной продуктами износа пары трения (преимущественно ПЭ). В первых образцах бесцементных бедренных компонентов пористое покрытие использовалось в виде отдельных участков, расположенных вокруг ножки, что не могло быть препятствием для проникновения частиц полиэтилена с суставной жидкостью вдоль ножки в дистальные отделы бедра. Соответственно, в современном представлении о дизайне компонента равномерное формирование пористых поверхностей по всей окружности проксимальной части или всей длине ножки обеспечивает уплотнение кости, которое минимизирует миграцию частиц износа и предотвращает дистальный остеолит [43]. При использовании ножек без кругового покрытия отмечается более высокая скорость разрушения с более выраженными проявлениями остеолита [43, 44].

Современные бесцементные бедренные компоненты имеют сплошное покрытие по всей поверхности или только в проксимальной части [43, 45]. Однако в настоящий момент полностью покрытые компоненты с пористой структурой

<sup>4</sup> Australian Orthopaedic Association. National Joint Replacement Registry, 2019 Annual Report. <https://aoanjrr.sahmri.com>.

в основном используются лишь при ревизионном эндопротезировании, когда требуется надежная дистальная фиксация. С одной стороны, экстенсивное пористое покрытие бедренных компонентов является причиной неблагоприятного ремоделирования кости и развития стресс-шилдинг синдрома. С другой стороны, в случае необходимости удаления хорошо фиксированного полностью покрытого компонента возникают серьезные трудности, и нередко это просто невозможно без тяжелого разрушения ослабленной кости проксимального отдела бедра. Поэтому значительно большее распространение получили компоненты с пористым покрытием только проксимальной части. Такой дизайн улучшает метафизарную остеоинтеграцию и оптимизирует распределение нагрузки в проксимальном отделе, минимизируя проявления стресс-шилдинг синдрома [46].

### *Пористые и шероховатые поверхности*

Одним из направлений формирования философии бесцементной фиксации стала разработка технологий получения на имплантатах пористого покрытия, рассчитанного на прорастание костью. Большинство моделей эндопротезов ТБС имеют пористое покрытие, изготавливаемое с использованием различных технологий: спекание, диффузионное связывание титана и плазменное напыление титана. Такие покрытия поддерживают врастание тканей, что способствует фиксации имплантата в бедренной кости и увеличивает его долговечность [13].

Спекание — это высокотемпературный процесс, который позволяет связывать частицы металла с подложкой в точках контакта, образуя спеченную поверхность из шариков [47]. Пористые поверхности могут быть получены в имплантатах из титанового сплава и кобальт-хрома. Попытки создать такую поверхность на имплантатах из нержавеющей стали оказались безуспешными — пористая структура подвергалась коррозии.

Процесс спекания снижает усталостную прочность имплантата, изготовленного из любого материала. Пористые поверхности из волокон металла получают с помощью технологии диффузионного связывания. По сравнению со спеканием это относительно низкотемпературный процесс, который осуществляется в сочетании с высоким давлением. По такой технологии изготавливаются только титановые имплантаты, поскольку в случае кобальт-хромовых изделий наблюдается критическое падение усталостной прочности [48].

Поверхности для нарастания кости или обрастания костью создаются путем пескоструйной обработки или плазменного напыления. Плазменное напыление включает смешивание металлических порошков с инертным газом, который находится

под давлением и ионизируется, образуя высокоэнергетическое пламя. Расплавленный материал распыляется на имплантат, создавая текстурированную поверхность. Прочность фиксации имплантата к кости при обрастании меньше, чем при врастании кости, однако сохраняется около 90% усталостной прочности имплантата, в то время как только после диффузионного соединения и спекания сохраняется порядка 50% [48, 49]. При пескоструйной обработке, путем бомбардировки имплантата мелкими абразивными частицами, такими как оксид алюминия (корунд), создается текстурированная поверхность. Шероховатость поверхности колеблется от 3 до 5 мкм [50]. Пескоструйная обработка делает возможной остеоинтеграцию титановых имплантатов по типу обрастания костью. Некоторые производители для своих бедренных компонентов используют комбинацию проксимального пористого покрытия и дистальной пескоструйной обработки [51].

Процесс остеоинтеграции имплантата сходен с заживлением перелома и происходит в несколько этапов: воспаление, восстановление и ремоделирование кости [38]. В первые дни после операции коагулированная кровь заполняет пустоты между имплантатом и костью. В течение нескольких недель после операции в гематому проникают мезенхимальные клетки, способствуя образованию остеобластов. Оптимальный размер пор находится в диапазоне от 100 до 400 мкм, что соответствует размеру пор трабекулярной кости (300 мкм) [52].

На современном этапе большинство крупных компаний имеет в своей линейке высокопористые покрытия с трехмерной структурой и пористым объемом от 60 до 85%, что существенно больше по сравнению с пористостью спеченных шариков и покрытий из волокнистого металла (от 30 до 50%) [38]. Сравнительные экспериментальные исследования демонстрируют, что самым высоким остеоинтегративным потенциалом обладают трабекулярный металл и трабекулярный титан [53]. Однако данные технологии практически не используются при изготовлении бедренных компонентов, вероятно, ввиду высокой эффективности существующих покрытий.

### *Гидроксиапатитовое покрытие*

Две трети сухого веса кости составляют неорганические минеральные гидроксиапатиты  $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$  [54]. Искусственный гидроксиапатит (ГА) представляет собой сложный керамический материал, который может различаться в зависимости от способа, которым он синтезируется в виде различных фосфатов кальция. ГА варьирует по химическому составу замещающих атомов, кристалличности, размеру зерна и электрической поляризации. Он может образовывать твердые,

а также макро-, микро- и нанопористые структуры. ГА можно использовать в качестве покрытий для металлических имплантатов толщиной от сотен микрон до сотен нанометров [55]. Экспериментальные исследования демонстрируют, что ГА, нанесенный путем плазменного напыления или химического осаждения на металлическую основу или поверх пористой поверхности, обладает osteoconductive свойствами, т.е. способствует оптимальному образованию кости и улучшенной фиксации с костным ложем по сравнению с титановым имплантатом без покрытия [56, 57]. Это связано с тем, что напыляемый ГА представляет собой фосфат кальция, аналогичный неорганическому компоненту кости, хотя в нем отсутствует несколько замещающих ионов [58].

Гидроксиапатит обладает способностью не только увеличивать первичную фиксацию имплантатов за счет высокого коэффициента трения и большой прочности на сдвиг, но и усиливать минерализованный рост кости на границе с имплантатом [59]. Еще в 1990-е гг. было показано, что у имплантатов с ГА покрытием вращение кости составляет от 10 до 20% поверхности через 3 нед., 48% — через 12 нед. и 32–78% через 5–25 мес. [60]. Столь высокий потенциал к osteointegration позволяет преодолевать промежутки между имплантатом и костью до 2 мм, сглаживая погрешности хирургической техники [61]. В то же время важной проблемой ГА покрытия является деградация, которая может привести к расшатыванию имплантата [62]. С одной стороны, резорбция ГА необходима для запуска ее основных osteoconductive эффектов. С другой стороны, она может существенно ускоряться в условиях микроподвижности имплантата, что приводит к потере прочности его сцепления с костью и расшатыванию [63]. Именно поэтому долговременная стабильность имплантатов, покрытых ГА, все еще остается противоречивой, в основном, из-за неудовлетворительной прочности связи на границе покрытия и подложки [58]. Основными факторами, определяющими качество адгезии ГА покрытий, являются толщина покрытия, степень кристалличности и пористости. Идеальные ГА покрытия должны быть однородными по толщине, с высокой степенью кристалличности и низкой пористостью на границе подложка-покрытие [64, 65]. ГА покрытия с низкой кристалличностью легко растворяются, что приводит к снижению адгезии к подложке [66]. Очень тонкие ГА покрытия могут рассасываться быстрее, чем более толстые, тогда как усталостное разрушение обычно происходит в более толстых покрытиях, которые могут иметь высокий уровень пористости. Таким образом, оптимальная толщина составляет 50–75 мкм, что позволит избежать резорбции и усталостного разрушения [67].

Метаанализ пятилетней давности показал, что ГА покрытие имеет ряд преимуществ перед простым пористым покрытием. Пациенты с имплантатами, покрытыми гидроксиапатитом, демонстрировали более высокие показатели по Harris Hip Score, меньшую частоту возникновения боли в бедре, рентгенологически подтвержденную превосходную osteointegration в проксимальном отделе бедренной кости и лучшее сохранение качества перипротезной кости [68]. Даже у пациентов с типом канала C по классификации Dogg не отмечалось значимого оседания полностью покрытых гидроксиапатитом ножек [69, 70]. И наоборот, анализ 116 069 ТЭ ТБС в базе данных Ассоциации скандинавских регистров артропластики (NARA) показал, что результаты использования бесцементных ножек с ГА покрытием аналогичны таковым при применении бедренных компонентов с пористым покрытием или шероховатой поверхностью, полученной при пескоструйной обработке [71].

### **Форма бедренных компонентов**

На сегодняшний день бесцементные бедренные компоненты по форме гораздо более разнообразны, чем вертлужные. Классифицировать их по геометрическим критериям — весьма непростая задача, поскольку они различаются по длине, форме, вариантам поперечного сечения, наличию физиологических изгибов во фронтальной и/или сагиттальной плоскости, типу покрытия и его протяженности, наличию различных элементов макроструктуры (ребра, канавки, насечки), направленных на повышение надежности первичной фиксации. Достаточно грубо можно выделить клиновидные ножки с различными видами покрытий; клиновидные шероховатые, как правило с прямоугольным сечением; прямые клиновидные; клиновидные ножки, изогнутые в проксимальном отделе с проксимальным пористым покрытием или полнопокрытые гидроксиапатитом; проксимально- или полнопокрытые цилиндрические анатомические бедренные компоненты; конические ножки с продольными ребрами [72].

По длине компоненты можно разделить на стандартные, имеющие фиксацию как проксимально в метафизарной зоне, так и дистально в диафизе бедренной кости, а также короткие или укороченные бедренные компоненты, рассчитанные в первую очередь на метафизарную фиксацию. Такое многообразие определяется значительной вариативностью анатомических особенностей бедренной кости у разных пациентов. L. Dogg с соавторами предложили выделять три типа канала бедра по соотношению размера метафизарной части на 2 см выше середины малого вертела и ширины канала на 6 см дистальнее середины ма-

лого вертела [73]. Из трех типов канала — воронкообразного (тип А), клиновидного (тип В) и круглого (тип С) — наилучшие результаты использования большинства бесцементных ножек достигнуты у пациентов с каналом типа В. У пациентов с каналом типа А чаще встречаются проявления стресс-шилдинга, а с типом С — оседание ножки и развитие расшатывания [58].

#### *Цилиндрические ножки с полным и частичным покрытием*

Одним из примеров раннего бесцементного имплантата, выполненного в соответствии с американской философией fit&fill (прочная посадка с хорошим заполнением канала), является ножка AML (anatomical medullar locking) (DePuy). Это ножки цилиндрические в дистальной части со значительным расширением в проксимальной, позволяющим надежно заполнить метафизарное пространство, имеют экстенсивное пористое покрытие практически по всей длине имплантата [5]. При имплантации этих ножек используются достаточно агрессивные хирургические приемы — дистальное рассверливание канала кости и проксимальная обработка рашпилями для максимального соответствия костного ложа бедренному компоненту и его плотной посадки.

В долгосрочных исследованиях была получена превосходная выживаемость этих ножек за исключением случаев их использования у пациентов с костным каналом типа С. J.P. McAuley с соавторами на основании исследования 293 пациентов в возрасте до 50 лет сообщили о выживаемости 96,1% в течение 15 лет наблюдения [74]. Тем не менее при использовании бедренных компонентов этого типа отмечены серьезные проблемы — боль в бедре у 27% пациентов [75], высокая степень стресс-шилдинга со значительной потерей костной массы и, как следствие, возникновение отрывных переломов большого вертела в отдаленные сроки [76]. Отдельно следует отметить случаи переломов ножек на фоне крайне выраженного стресс-шилдинга, требующие при ревизии специально разработанного для таких ситуаций ревизионного инструмента.

Для устранения существующих проблем во втором поколении компонентов данного типа была оптимизирована медиальная поверхность для уменьшения жесткости при медиолатеральном изгибе, а для предотвращения боли в дистальной части ножки ее кончик стал полированным. Проспективное исследование когорты из 100 пациентов, которым эндопротезирование было выполнено с использованием этой модифицированной ножки второго поколения, показало обнадеживающие отдаленные результаты с выжива-

емостью 100% при среднем периоде наблюдения 11,4 года и болью в бедре только у 2% пациентов [77]. Однако проблема стресс-шилдинга не была решена. В определенной степени уменьшить проявления стресс-шилдинга позволили изменения в протяженности покрытия: свободная от покрытия гладкая или полированная дистальная часть ножки сопровождается меньшим шунтированием нагрузки и, как следствие, меньшей частотой боли в бедре [78].

#### *Анатомические ножки с проксимальным покрытием*

Анатомические конструкции бедренных компонентов имеют изгибы в сагиттальной плоскости в соответствии с естественной кривизной бедренной кости — изгибы кзади в метафизарном сегменте и кпереди — в диафизарном [79]. Такие бедренные компоненты были разработаны для переноса нагрузки на максимально возможную область в метафизе, что в теории повышает первичную стабильность за счет качественной пресс-фит посадки, в том числе в шеечно-калькарной зоне за счет заданной антеверсии шейки отдельно для правых и левых компонентов. Однако такой дизайн бедренных компонентов существенно удорожает производство, а также усложняет хирургическую технику. При обработке бедренной кости ввиду ее анатомической кривизны требуются качественное дистальное рассверливание и подготовка метафизарной зоны для того, чтобы обеспечить максимально точное соответствие протеза и подготовленного канала. Дистально ножки бывают конусообразными либо цилиндрическими, и если кончик ножки расположен эксцентрично, он будет конфликтовать с передне-наружным кортикалом. Таким образом, техника подготовки костного ложа и имплантации этих ножек является достаточно травматичной и во многих сериях наблюдений ассоциируется с высокой частотой неудач и болевым синдромом в бедре [80, 81]. Однако вследствие некоторых особенностей дизайна результаты могут радикально различаться. Так, Y.H. Kim изучил результаты использования анатомических ножек у 471 пациента (601 ТБС) со средним периодом наблюдения 8,8 лет. Ни один пациент не жаловался на боль в бедре, и ни в одном случае не потребовалась ревизия [82]. Во всех случаях использовались компоненты, имеющие анатомический изгиб в сагиттальной плоскости, пористую метафизарную и коническую ребристую полированную дистальную части. В другой серии наблюдений тот же автор с коллегами обнаружили частоту клинических неудач 9% и боль в бедре у 28% пациентов в среднем в течение 6 лет при использовании анатомических ножек с пористой метафизарной частью и матовой цилиндрической дистальной частью [83].

### *Клиновидные ножки с проксимальным покрытием, изогнутые в проксимальном отделе*

Пористое покрытие в этих имплантатах обычно занимает 1/3 длины и расположено в проксимальной части для фиксации в метафизарной зоне. Ножка имеет физиологический изгиб во фронтальной плоскости, позволяющий предохранять область большого вертела с прикрепляющимися мышцами при обработке рашпилями. Первоначальная стабильность ножки достигается путем фиксации клина в метафизе или за счет трехточечной фиксации по длине прямой в сагиттальной плоскости ножки. Трехточечная фиксация подразумевает плотный контакт ножки с костью проксимально и дистально по задней поверхности и в средней части спереди. Ножки могут иметь воротничок для предотвращения чрезмерного оседания на время остеоинтеграции, но имплантат без воротника обеспечивает плотную посадку в подготовленный канал и при небольшом оседании обеспечивает самозаклинивание [84]. Современные бедренные компоненты такого типа демонстрируют превосходные результаты в долгосрочных исследованиях, а регистры эндопротезирования показывают выживаемость около 99% за 15 лет [85].

### *Клиновидные ножки с гидроксиапатитовым покрытием*

Клиновидные ножки с ГА покрытием используются более 30 лет. Как правило, они изогнуты в проксимальном отделе (профиль Мюллера), а также имеют ярко выраженную макроструктуру в виде канавок и насечек, улучшающих первичную стабильность имплантата. Достоинством таких бедренных компонентов считается высокая сопротивляемость на сдвиг, обеспечивающая надежную первичную фиксацию. Однако именно это качество требует их осторожного применения в условиях склерозированной кости, поскольку размер устанавливаемой ножки всегда на толщину напыления больше, чем последний рашпиль. Вследствие этого может возникнуть заклинивание бедренного компонента в слишком высоком положении, если последний рашпиль не удалось погрузить на требуемую глубину [86].

Эти бедренные компоненты демонстрируют превосходные результаты как в краткосрочном наблюдении, так и в долгосрочной перспективе [87]. Существует определенная зависимость выживаемости от размера ножки. На основании анализа более 41 000 наблюдений из австралийского регистра артропластики W. Hoskins с соавторами установили, что частота ревизий ножки на протяжении 13 лет составила 7,7% для двух минимальных размеров и 3,0% — для остальных размеров, что

может быть связано с недостаточной подготовкой костного лажа и оседанием слишком маленьких для соответствующей кости бедренных компонентов [88]. Другая группа авторов отметила, что 13% пациентов имеют рентгенопрозрачные линии в 7-й зоне Груэна, что, однако, не влияет на общие функциональные результаты и удовлетворенность пациентов [89].

### *Прямые клиновидные ножки с прямоугольным сечением*

Прямой клиновидный бедренный компонент с прямоугольным сечением разработал в 1979 г. Karl Zweymuller, с 1986 г. радикальных изменений в дизайне компонента не производилось. Это широко используемая в Европе титановая ножка с шероховатой непористой поверхностью, которая обеспечивает трехточечную фиксацию в сагиттальной плоскости. Для подготовки кости используются только рашпили, аналогичной ножке формы [90]. Прямоугольное сечение считается важным элементом, за счет которого практически не нарушается эндостальный кровоток, поскольку ножка опирается на кость только относительно острыми ребрами. Ножка Zweymuller демонстрирует превосходную долгосрочную выживаемость, достигая 98% к 15–17 годам [91, 92]. Однако отмечается достаточно частое развитие стресс-шилдинг синдрома, достигающее 33% случаев, что указывает на преимущественно дистальное распределение нагрузки, при этом наиболее уязвимой является 7-я зона Груэна (18% пациентов) [91]. При этом отдельные исследователи считают, что небольшие изменения дизайна могут усугублять проявления стресс-шилдинга. В частности, сравнительное исследование ножек Zweymuller второй (Alloclassic, Zimmer) и третьей генераций (Endoplus, PLUS Endoprothetic) продемонстрировало статистически значимую большую потерю кости проксимального отдела бедра у ножек третьего поколения [93]. Попытка улучшить результаты использования прямых клиновидных компонентов с прямоугольным сечением за счет усиления проксимальной фиксации путем создания пористых вставок по передней и задней поверхностям ножки в проксимальном отделе привела к снижению показателей выживаемости (98% через 5 лет и 81% через 10 лет [94].

### *Прямые клиновидные ножки*

Ярким представителем этого семейства является бедренный компонент Lorenzo Spotorno, разработанный им в 1983 г. Ножка имеет форму четырехугольного клина с продольными выступами на передней и задней поверхностях. Воротника нет. Ножка выполнена из сплава титана, имеет шероховатую поверхность. Хорошие отдален-

ные результаты применения клиновидной ножки привели к созданию различных ее модификаций. Выживаемость этой ножки для асептического расшатывания составила 98,7% за 20 лет [95].

#### *Конические ножки с продольными ребрами*

Особое место среди бедренных компонентов занимают конические ножки с продольными ребрами на всю их длину. Эти компоненты, выполненные из титанового сплава с шероховатой поверхностью, распространены значительно меньше, чем другие варианты первичных ножек, но являются одними из самых используемых у пациентов с тяжелым диспластическим остеоартритом и в ряде других сложных случаев первичного эндопротезирования ТБС [96, 97]. Подготовка ложа для ножки требует только рассверливания коническими сверлами и обработки под шейку эндопротеза. Основными достоинствами компонента являются возможность погрузить ее практически на любую требуемую глубину и свободный выбор антеверсии в соответствии с пожеланиями хирурга [98].

Конические бедренные компоненты демонстрируют выдающиеся показатели выживаемости, учитывая в каких сложных ситуациях их используют. J.J. Gholson с соавторами показали 98,7% выживаемость при среднем сроке наблюдения 3,2 года [98]. В двух других исследованиях выживаемость составила 100% через 2 года у 51 пациента и 99,7% при среднем сроке наблюдения 6,5 лет (от 1 до 18 лет) более чем в 300 наблюдениях [97, 99].

#### *Короткие бедренные компоненты*

Почти все короткие ножки рассчитаны на бесцементную фиксацию и предназначены преимущественно для молодых пациентов с хорошим качеством кости. Первичная стабильность также, как при обычном тотальном ЭП ТБС, является ключевым условием для хорошего клинического и рентгенологического результатов [14, 100]. Надежная первичная фиксация подразумевает осевую и ротационную стабильность бедренного компонента. При этом в отличие от стандартных компонентов короткие ножки не могут достичь ротационной стабильности на уровне диафиза [14]. Осевая и ротационная стабильность коротких бедренных компонентов в значительной степени зависят от достаточного запаса кости в области шейки, поэтому общей особенностью хирургической техники при их использовании является ограниченная резекция шейки, как правило, чуть ниже уровня головки бедренной кости, для сохранения максимально возможного запаса кости [101, 102]. Но короткие ножки существенно различаются между собой по целому ряду параметров и, как следствие, значительно различается техника их установки [103, 104].

F. Gómez-García с соавторами опубликовали подробную классификацию коротких ножек с учетом нескольких переменных, таких как 1) анатомическая область, которую они занимают; 2) геометрический дизайн; 3) основные зоны распределения напряжений; 4) уровень резекции кости; 5) оси ориентации, используемые для установки [103]. Они выделили три анатомические зоны, в которых осуществляется фиксация компонентов: А — головочно-шеечно-метафизарная, В — шеечно-метафизарная и С — шеечно-метафизарно-диафизарная. Соответственно в первой зоне используются ультракороткие компоненты, не имеющие опоры на наружный кортикал. Во второй зоне используются короткие бедренные компоненты, большинство из которых имеют похожий дизайн и являются модификациями бедренного компонента Mayo Conservative Hip (Zimmer, США) с пористой поверхностью в метафизарной зоне и опорной частью, ориентированной на внутреннюю стенку наружного кортикала в подвертельной области. В третьей зоне используются достаточно длинные компоненты, нередко представляющие собой укороченные версии стандартных компонентов. Ограниченная площадь контактной поверхности имплантата с костью требует безупречной геометрии, позволяющей получить сопоставимую с более длинными имплантатами фиксацию. Однако многие новые короткие бедренные компоненты имеют весьма ограниченный срок наблюдения [85, 104] и, несмотря на сопоставимые со стандартными компонентами среднесрочные результаты [105, 106], необходимы более длительные исследования, чтобы продемонстрировать долговечность и эффективность коротких бедренных компонентов [106, 107].

#### *Модульный бедренный компонент*

Модульные бедренные компоненты крайне редко используются при первичной замене тазобедренного сустава. Они стоят существенно дороже, поскольку состоят из множества комбинаций проксимального и дистального сегментов, что требует большего запаса компонентов [108, 109]. Кроме того, любое модульное сочленение несет в себе угрозу развития фреттинг-коррозии, и недавнее увлечение хирургов компонентами с двойными модульными шейками завершилось отказом многих ортопедических компаний от производства таких изделий ввиду высокой частоты осложнений [108]. Однако в ряде случаев сложно добиться надежной первичной фиксации при использовании стандартных компонентов [109]. При деформациях бедренной кости, выраженной потере костной массы, некоторых врожденных состояниях, когда необходимо наряду с заменой сустава выполнить реконструкцию проксимально-

го отдела бедра, может возникнуть необходимость в отдельной подготовке метафиза и диафиза бедра для установки ножки [110, 111]. Модульные ножки предназначены для адекватного восстановления положения головки бедренной кости и достижения хорошего контакта метафизарной втулки с независимой фиксацией ножки в диафизе.

Хорошим вариантом для случаев значительно измененной анатомии проксимального отдела бедра являются ножки S-ROM (DePuy), разработанные еще в начале 1980-х гг. (первая имплантация осуществлена в 1984 г.) [109, 112, 113]. Подготовка кости для установки ножки осуществляется путем рассверливания диафиза до получения хорошего контакта с кортикалом, а модульная втулка заполняет метафизарную часть и фиксируется на цилиндрическом стержне [111]. Бедренный компонент имеет возможность выбора высоты проксимальной модульной втулки, а также стандартные и офсетные шейки, что позволяет хирургу устанавливать оптимальную антеверсию независимо от позиции цилиндрического бедренного компонента и независимо от положения проксимальной модульной втулки [113]. Неслучайно одни из лучших результатов замены тазобедренного сустава с подвертельной остеотомией получены при использовании именно данной системы [114]. В исследовании 55 пациентов с анатомическими аномалиями тазобедренного сустава в среднем через 10 лет наблюдения были получены отличные клинические и рентгенологические результаты без признаков рентгенологического расшатывания и отсутствия миграции бедренного имплантата [115]. H.U. Cameron с соавторами, проанализировав исходы 795 первичных ТЭ ТБС со средним сроком наблюдения 11 лет, сообщили о частоте ревизий менее 0,5%, частоте расшатывания ножки 0,25% и боли в бедре у 1,8% пациентов [116].

Большинство исследований по использованию этих ножек при первичной артропластике не рассматривает тип канала, однако многие исследователи отмечают преимущество данных систем в сложных случаях эндопротезирования, в том числе при использовании имплантатов в канале типа С по Dorr [14]. Однако имеется также ограниченное число сообщений о проблемах с переломами этих ножек, в основном малого диаметра, и периодически встречающимися металлозе и остеолите в области модульного сочленения [109].

### *Индивидуальные бедренные компоненты*

Индивидуальные бедренные компоненты эндопротезов начали использоваться в середине 90-х годов прошлого века [117, 118]. В настоящий момент они применяются при сложных случаях

первичного эндопротезирования, в т.ч. у пациентов с врожденным вывихом [119, 120, 121], деформациями бедренной кости и диспластическим остеоартритом [121, 122, 123, 124], поскольку такие имплантаты обеспечивают оптимальное решение для каждой конкретной ситуации [125]. Анатомические изменения, представляющие сложность, могут быть связаны с выраженными нарушениями антеверсии, значительной варусной и вальгусной деформациями шейки, а также специфической формой интрамедуллярного канала [126, 127].

М. Akbar с соавторами сообщили о 100% выживаемости 72 эндопротезов тазобедренного сустава у пациентов с деформациями бедренной кости в среднем возрасте 35 лет на момент операции на протяжении 14 лет [122]. Результаты использования индивидуальных имплантатов у пациентов без деформации бедренной кости также были обнадеживающими с высоким уровнем удовлетворенности пациентов, выраженным функциональным улучшением и отсутствием ревизии в период до 10 лет после операции [126]. В другом исследовании в сроки от 14 до 27 лет общая выживаемость индивидуальных компонентов составила 96,8% у пациентов в возрасте от 20 до 50 лет на момент эндопротезирования [121].

Таким образом, использование индивидуальных бедренных компонентов обеспечивает высокую долгосрочную выживаемость, позволяя скорректировать анатомические нарушения — антеверсию, варусную или вальгусную деформацию, оптимизировать длину конечностей, во многих случаях избежать укорачивающей остеотомии [120, 121]. Основными недостатками индивидуальных бедренных компонентов является длительный период изготовления, высокая стоимость, превышающая в 2–3 раза стоимость стандартных ножек [120], а также риск того, что единственный компонент не удастся установить, и это потребует совершенно других хирургических решений.

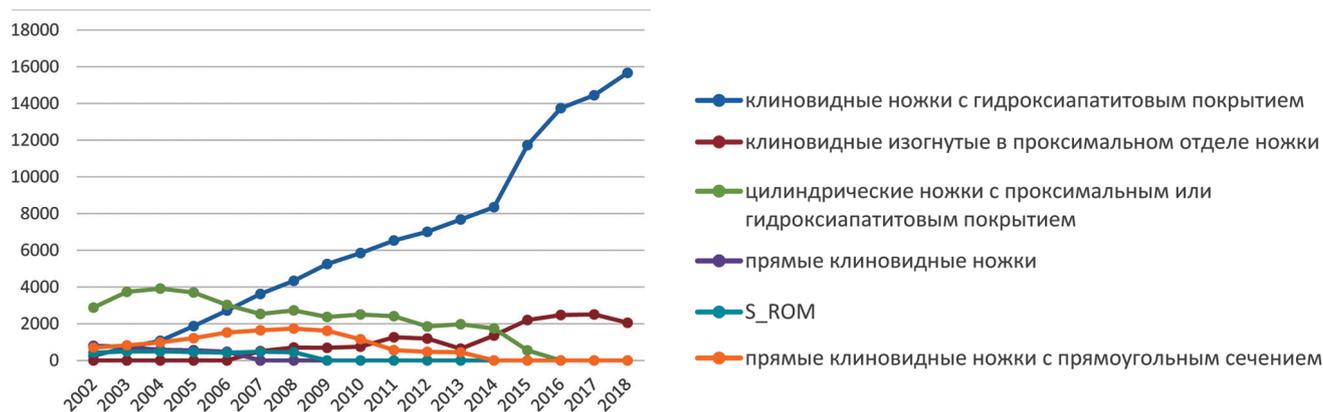
### **Наиболее часто используемые бесцементные бедренные компоненты**

Если оценивать популярность различных бесцементных бедренных компонентов на основании данных регистров артропластики, можно с уверенностью поставить на первое место клиновидные ножки с ГА покрытием. Так, по данным XVI ежегодного отчета регистра артропластики Англии из 1091 892 случаев тотальной замены ТБС бесцементные бедренные компоненты были установлены в 40,2% случаев (439 085 наблюдений)<sup>5</sup>. Из 10 наиболее часто используемых конструкций, на которые приходится 75,6% всех случаев, наиболее

<sup>5</sup> National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man 16<sup>th</sup> Annual Report 2019. [www.njrcentre.org.uk](http://www.njrcentre.org.uk).

распространенными являются клиновидные ножки с ГА покрытием — 53,6% всех случаев. На втором месте — цилиндрические ножки с проксимальным или ГА покрытием — 10,9%, на третьем — клиновидные изогнутые в проксимальном отделе ножки — 9,8% и на четвертом — прямые клиновидные ножки с прямоугольным сечением — 1,2%.

В ежегодных отчетах австралийского регистра артропластики можно проследить 183 384 бесцементных бедренных компонентов, установленных с 2002 по 2018 г.<sup>6</sup>, из которых 60,8% составляют клиновидные ножки с ГА покрытием; 19,7% — цилиндрические ножки с проксимальным или ГА покрытием, в том числе анатомические варианты; 9,0% — клиновидные изогнутые в проксимальном отделе ножки; 7,1% — прямые клиновидные бедренные компоненты с прямоугольным сечением; 1,7% — прямые клиновидные ножки (Spotorno и VerSys ET); 1,8% приходится на модульные бедренные компоненты S-ROM. На основании этих данных можно проследить, как менялась философия бесцементной фиксации в эти годы (рис.).



**Рис.** Распределение наиболее часто используемых типов бесцементных бедренных компонентов в структуре первичного ТЭ ТБС, по данным австралийского регистра артропластики, с 2002 по 2018 гг.

Отчетливо видно, что в современных условиях предпочтение отдается клиновидным ножкам с гидроксиапатитовым покрытием и клиновидным изогнутым в проксимальном отделе бедренным компонентам. Круглые ножки с частичным покрытием (в том числе анатомические варианты) преобладали при первичных операциях в Австралии с 2002 по 2005 гг., но с 2016 г. они не входят в число наиболее используемых бесцементных имплантатов. Аналогичным образом прямые клиновидные бедренные компоненты с прямоугольным сечением с 2002 г. входили в тройку наиболее используемых типов ножек, но с 2014 г. не входят в число наиболее используемых бесцементных бедренных компонентов

**Fig.** The distribution of the most used types of cementless femoral components in the structure of the primary hip arthroplasty according to the Australian Registry of Arthroplasty from 2002 to 2018. It is obvious that nowadays the preference is given to tapered stems with a hydroxyapatite coating and tapered femoral components bent in the proximal part. Partially coated round stems, including anatomic, prevailed in primary arthroplasty in Australia from 2002 to 2005, but they have not been among the most used cementless implants since 2016. Similarly, straight tapered femoral components with a rectangular cross section have been among the three most used types of stems since 2002, but have not been included in the list of the most used cementless femoral components since 2014

<sup>6</sup> Australian Orthopaedic Association. National Joint Replacement Registry, 2007 Annual Report; 2011 Annual Report; 2015 Annual Report; 2019 Annual Report. <https://aoanjrr.sahmri.com>.

с 2007 по 2016 г. бесцементные бедренные компоненты использовались в 60% случаев. На момент подготовки этой статьи в регистре содержалось 44379 записей за период с 2011 по 2019 г., из которых 38883 являлись регистрацией случаев первичного эндопротезирования ТБС. Бесцементные бедренные компоненты были имплантированы в 22634 случаях первичного ЭП ТБС (58,2%). Аналогично другим странам, самым распространенным типом имплантатов были клиновидные ножки с ГА покрытием — 45,1%. Вторую позицию уверенно занимали прямые клиновидные ножки с прямоугольным сечением — 18,8%, из которых 10% составляли модифицированные бедренные компоненты SL-MIA (Smith+Nephew), покрытые ГА. Клиновидные изогнутые в проксимальном отделе ножки составили 12,8%, круглые бедренные компоненты с частичным и полным покрытием — 8,0%, но полнопокрытые ножки были установлены лишь в 0,3% случаев. Прямые клиновидные ножки использовались в 6,9% наблюдений, а в 5,6% применялись конические ножки типа Wagner. В 2,5% случаев применялись различные короткие бедренные компоненты, из которых 84,8% составляли бедренные компоненты Fitmore (Zimmer Biomet).

Конечно, все эти данные не отражают полной картины распространенности различных конструкций бесцементных бедренных компонентов, поскольку в настоящий момент отсутствует информация об устанавливаемых компонентах в ежегодных отчетах американского регистра артропластики, который за 6 лет работы накопил сведения более чем о 500 тыс. случаев тотального ЭП ТБС в США<sup>7</sup>. Несмотря на то, что американский регистр не является полноценным национальным регистром, и далеко не все случаи эндопротезирования ТБС регистрируются в этой базе данных, он в значительной степени отражает тенденции в использовании технологий артропластики в США в целом. В частности, в 94,3% случаев в тотальном ЭП ТБС используются технологии бесцементной фиксации бедренного компонента. При этом вообще не применяется традиционный сверхвысокомолекулярный полиэтилен в парах трения, а используется только полиэтилен с поперечными связями, в том числе в 14,4% случаев с добавлением антиоксидантов.

Регистр артропластики Германии существует с 2012 г., но до настоящего времени не публикует ежегодных отчетов на английском языке<sup>8</sup>. Число выполняемых в Германии эндопротезирований ТБС имеет постоянную тенденцию к увеличению. В 2011 г. было выполнено 213935 операций эндопротезирования ТБС, в 2013 г. — 210384,

в 2104 г. — 219325, а в 2017 г. — 283000, при этом доля бесцементных бедренных компонентов колеблется от 50 до 73% [129, 130]. Однако информация об установленных моделях в настоящий момент недоступна.

Отсутствуют также сведения об используемых технологиях эндопротезирования в таких странах, как Китайская Народная Республика и Индия, а также в ряде других больших государств, в которых потенциально может выполняться значительное число операций. Тем не менее проведенный анализ используемых в разных странах бесцементных бедренных компонентов показал схожесть в современной философии первичного эндопротезирования ТБС. Необходимо понимать, что, помимо образования и предпочтения хирурга, на выбор конкретной модели влияет ее стоимость в определенный момент времени, позиция медицинской администрации и, конечно, анатомические особенности пациента и качество кости в области имплантации.

### Заключение

Философия конструкции бесцементных бедренных компонентов претерпела немало изменений с момента их первоначального появления. Целый ряд инновационных решений, касающихся свойств материалов, геометрии и дизайна имплантатов, позволил реализовать идею биологической фиксации, при которой имплантат взаимодействует непосредственно с костью. Это позволяет корректировать распределение нагрузки в проксимальном отделе бедра и оптимизировать адаптивную перестройку кости, а также создавать препятствие для проникновения продуктов износа узла трения в пространство между костью и протезом. Как следствие, несмотря на значительное разнообразие формы и других особенностей дизайна, современные бесцементные ножки обеспечивают хорошие функциональные результаты и прекрасную долгосрочную выживаемость у молодых пациентов и показывают весьма многообещающие результаты у пациентов старшего возраста.

Однако оценка результатов использования различных бедренных компонентов на основании данных литературы имеет существенные ограничения. Совершенно очевидно, что хорошие результаты могут быть достигнуты при самых различных вариантах дизайна ножки, но оценка выживаемости бедренного компонента без учета используемой пары трения может привести к значительной погрешности. Кроме того, возможно, более важным является правильный выбор пациента для соответствующего типа эндопротеза

<sup>7</sup> AAOS AJRR Annual Report 2019 [www.aaos.org/ajrr](http://www.aaos.org/ajrr).

<sup>8</sup> EPRD — Endoprothesenregister Deutschland (German Arthroplasty Registry). <https://www.eprd.de>.

и техники его имплантации. Вероятно, дальнейшие исследования результатов использования бесцементных бедренных компонентов должны быть четко скорректированы в соответствии с возрастом и уровнем двигательной активности пациентов. Необходимо учитывать форму и качество кости, а также наличие деформаций и предшествующих хирургических вмешательств, вовлекающих проксимальный отдел бедра. Только с учетом всех этих факторов можно сделать более четкие выводы о том, в каких ситуациях целесообразно использовать каждую конструкцию, а также определить направления по изменению свойств материалов, геометрии и дизайна имплантатов, которые могут служить дальнейшему улучшению выживаемости и уменьшению побочных явлений со стороны окружающей кости.

**Конфликт интересов:** не заявлен.

**Источник финансирования:** без спонсорской поддержки.

#### Вклад авторов

*Шубняков И.И.* — разработка концепции и дизайна исследования, координация участников исследования, интерпретация и анализ полученных данных, редактирование.

*Риахи А.* — поиск литературы, анализ и обработка материала, подготовка текста.

*Шубняков М.И.* — поиск литературы, анализ и обработка материала, подготовка текста.

*Денисов А.О.* — поиск литературы, анализ и обработка материала.

*Хужаназаров И.Э.* — анализ и обработка материала.

*Тихилов Р.М.* — разработка концепции и дизайна исследования, интерпретация и анализ полученных данных, редактирование.

#### Литература [References]

- Willert H.G., Semlitsch M. Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J Biomed Mater Res.* 1977;11(2):157-164. doi: 10.1002/jbm.820110202.
- Galante J., Rostoker W., Lueck R., Ray R.D. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. *J Bone Joint Surg Am.* 1971;53(1):101-114.
- Harris W.H. The first 50 years of total hip arthroplasty: lessons learned. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(1):28-31. doi: 10.1007/s11999-008-0467-1.
- Lord G., Marotte J.H., Blanchard J.P., Guillamon J.L., Gory M. Biological fixation of total hip arthroplasty without cement. Initial evaluation of 200 madreporic prostheses]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1978;64 Suppl 2:5-13.
- Engh C.A., Bobyn J.D., Glassman A.H. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br.* 1987;69(1):45-55.
- Кавалерский Г., Мурылев В.Ю., Рукин Я., Серова В. Причины асептического расшатывания компонентов тотального эндопротеза тазобедренного сустава. *Врач.* 2008;(6):49-51.
- Kavalersky G., Murylev V.Ju., Rukin Ja., Serova V. [Causes of aseptic loosening of the components of the total hip joint prosthesis]. *Vrach [The Doctor].* 2008;(6):49-51. (In Russian).
- Батпен Н.Д., Франке Р., Клеминг У., Гатцке Ф., Баймагамбетов Ш.А., Батпен А. Экспериментальные исследования прочности бедренного компонента нового эндопротеза тазобедренного сустава. *Клиническая медицина Казахстана.* 2013;27(1):63-65.
- Batpenov N.D., Franke R., Kleming U., Gatske F., Baymagametov Sh.A., Batpen A. [Experimental studies of strength of new hip endoprosthesis femoral component]. [Journal of Clinical Medicine of Kazakhstan]. 2013;27(1):63-65. (In Russian).
- Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Денисов А.О., Ахмедиллов М.А., Черный А.Ж., Тотоев З.А. и др. Что изменилось в структуре ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава в последние годы? *Травматология и ортопедия России.* 2019;25(4):9-27. doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-4-9-27.
- Shubnyakov I.I., Tikhilov R.M., Denisov A.O., Akhmedilov M.A., Cherny A.Z., Totoev Z.A. et al. [What Has Changed in the Structure of Revision Hip Arthroplasty?]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii [Traumatology and Orthopedics of Russia].* 2019;25(4):9-27. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-4-9-27.
- Мурылев В.Ю., Кавалерский Г.М., Терентьев Д.И., Рукин Я.А., Елизаров П.М., Музыченков А.В. Пятилетние результаты применения керамических и керамо-полиэтиленовых пар трения при эндопротезировании тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России.* 2017;23(1):89-97. doi: 10.21823/2311-2905-2017-23-1-89-97.
- Murylev V.Y., Kavalersky G.M., Terentiev D.I., Rukin Y.A., Elizarov P.M., Muzychenkov A.V. [Five year outcomes of ceramic-on-ceramic and ceramic-on-polyethylene bearings in hip joint replacement]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii [Traumatology and Orthopedics of Russia].* 2017;23(1):89-97. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2017-23-1-89-97.
- Корж Н.А., Танькут В.А., Филиппенко В.А., Танькут А.В., Подгайская О.А., Жигун А.И. Значение распределения напряжений в костной ткани вокруг компонентов эндопротеза тазобедренного сустава для стабильной фиксации имплантата. *Вісник СевНТУ.* 2013;(137):110-118.
- Korzh N.O., Tankut V.O., Filippenko V.A., Tankut O.V., Pidgaiska O.O., Zhigun A.I. [Value of stress distribution in bone around the endoprosthesis components of hip implant for stable fixing]. *Vestnik SevNTU.* 2013;(137):110-118. (In Russian).
- Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Гончаров М.Ю., Карпукхин А.С., Мазуренко А.В., Плиев Д.Г. и др. Достоинства и недостатки современных пар трения эндопротезов тазобедренного сустава (обзор иностранной литературы). *Травматология и ортопедия России.* 2010;(3):147-156. doi: 10.21823/2311-2905-2010-0-3-147-156.
- Shubnyakov I.I., Tikhilov R.M., Goncharov M.Y., Karpukhin A.S., Mazurenko A.V., Pliev D.G. et al. [Merits and demerits of modern bearing surfaces of hip implants (review of foreign literature)]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii [Traumatology and Orthopedics of Russia].* 2010;(3):147-156. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2010-0-3-147-156.

12. Galante J.O., Jacobs J. Clinical performances of ingrowth surfaces. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(276):41-49.
13. Khanuja H.S., Vakil J.J., Goddard M.S., Mont M.A. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93(5):500-509. doi: 10.2106/JBJS.J.00774.
14. Feyen H., Shimmin A.J. Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement? *Bone Joint J.* 2014;96-B(4):442-448. doi: 10.1302/0301-620X.96B4.33036.
15. Hofmann A.A., Bloebaum R.D., Bachus K.N. Progression of human bone ingrowth into porous-coated implants. Rate of bone ingrowth in humans. *Acta Orthop Scand.* 1997;68(2):161-166. doi:10.3109/17453679709004000.
16. Голубев Г.Ш., Кабанов В.Н. Долгосрочный анализ серии случаев эндопротезирования тазобедренного сустава в зависимости от доступа и типа эндопротезирования. *Медицинский вестник Юга России.* 2018;9(2):26-34.  
Golubev G.Sh., Kabanov V.N. [Long-term analysis of a series of cases of hip replacement depending on access and type of arthroplasty]. *Meditsinskiy vestnik Yuga Rossii* [Medical Herald of the South of Russia]. 2018;9(2):26-34. (In Russian). doi: 10.21886/2219-8075-2018-9-2-26-34.
17. Healy W.L., Tilzey J.F., Iorio R., Specht L.M., Sharma S. Prospective, randomized comparison of cobalt-chrome and titanium trilock femoral stems. *J Arthroplasty.* 2009;24(6):831-836. (In Russian). doi: 10.1016/j.arth.2008.06.035.
18. Бондарь В.К., Косяков А.Н., Бурьянов А.А., Hindenlang U., Schneider R. Компьютерное моделирование эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием трабекулярно-бионического бедренного компонента Physiohip. *Травма.* 2017;18(6):88-96. doi: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121184.  
Bondar V.K., Kosiakov O.M., Burianov O.A., Hindenlang U., Schneider R. [Computer modeling of hip arthroplasty using the trabecular-bionic femoral component Physiohip]. *Травма* [Trauma]. 2017;18(6):88-96. (In Russian). doi: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121184.
19. Nakahara I., Takao M., Bandoh S., Bertollo N., Walsh W.R., Sugano N. Novel surface modifications of carbon fiber-reinforced polyetheretherketone hip stem in an ovine model. *Artif Organs.* 2012;36(1):62-70. doi: 10.1111/j.1525-1594.2011.01275.x.
20. Hirschhorn J., Reynolds J. Powder Metallurgy Fabrication of Cobalt-Base Alloy Surgical Implants. In: *Research in Dental and Medical Materials.* Ed. by E. Korostoff. New York: Plenum Publishing Co.; 1969. p. 137-150.
21. Pilliar R.M., Cameron H.U., Macnab I. Porous surface layered prosthetic devices. *Biomed Eng.* 1975;10(4):126-131.
22. Ryan G., Pandit A., Apatsidis D.P. Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials.* 2006;27(13):2651-2670. doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.12.002.
23. Albrektsson T., Brånemark P.I., Hansson H.A., Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-170. doi: 10.3109/17453678108991776.
24. Head W.C., Bauk D.J., Emerson R.H. Jr. Titanium as the material of choice for cementless femoral components in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;(311):85-90.
25. Harris W.H. Aseptic loosening in total hip arthroplasty secondary to osteolysis induced by wear debris from titanium-alloy modular femoral heads. *J Bone Joint Surg Am.* 1991;73(3):470-472.
26. Rivière C., Grappiolo G., Engh C.A.Jr., Vidalain J-P., Chen A-F., Boehler N. et al. Long-term bone remodelling around «legendary» cementless femoral stems. *EFORT Open Rev.* 2018;3(2):45-57. doi: 10.1302/2058-5241.3.170024.
27. Карагодина М.П., Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Плиев Д.Г., Денисов А.О. Адаптивное ремоделирование костной ткани вокруг бедренных компонентов бесцементной фиксации fitmore и alloclassic. *Травматология и ортопедия России.* 2015;(4):15-28. doi: 10.21823/2311-2905-2015-0-4-15-28.  
Karagodina M.P., Shubnyakov I.I., Tikhilov R.M., Pliiev D.G., Denisov A.O. [Adaptive bone remodeling around cementless femoral stems with two different designs: fitmore and Alloclassic]. *Травматология и ортопедия России* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2015;(4):15-28. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2015-0-4-15-28.
28. Oh I., Harris W.H. Proximal strain distribution in loaded femur. An in vitro comparison of distributions in intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60(1):75-85.
29. Boby J.D., Mortimer E.S., Glassman A.H., Engh C.A., Miller J.E., Brooks C.E. Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(274):79-96.
30. Kiratli B.J., Heiner J.P., McBeath A.A., Wilson M.A. Determination of bone mineral density by dual x-ray absorptiometry in patients with uncemented total hip arthroplasty. *J Orthop Res.* 1992;10(6):836-844. doi: 10.1002/jor.1100100615.
31. Brown T.E., Larson B., Shen F., Moskal J.T. Thigh pain after cementless total hip arthroplasty: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg.* 2002;10(6):385-392. doi: 10.5435/00124635-200211000-00002.
32. Morrey B.F. Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(249):169-175.
33. Menon D.K., McCreath S.W. 5- to 8-year results of the Freeman press-fit hip arthroplasty without HA coating: a clinicoradiologic study. *J Arthroplasty.* 1999;14(5):581-588. doi: 10.1016/s0883-5403(99)90081-5.
34. Forster-Horvath C., Egloff C., Valderrabano V., Nowakowski A.M. The painful primary hip replacement - review of the literature. *Swiss Med Wkly.* 2014;144:w13974. doi: 10.4414/sm.w.2014.13974.
35. Lavernia C., D'Apuzzo M., Hernandez V., Lee D. Thigh pain in primary total hip arthroplasty: the effects of elastic moduli. *J Arthroplasty.* 2004;19(7 Suppl 2):10-16. doi: 10.1016/j.arth.2004.06.023.
36. Kim Y.H. Titanium and cobalt-chrome cementless femoral stems of identical shape produce equal results. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(427):148-156. doi: 10.1097/01.blo.0000142350.80416.84.
37. Healy W.L., Tilzey J.F., Iorio R., Specht L.M., Sharma S. Prospective, randomized comparison of cobalt-chrome and titanium trilock femoral stems. *J Arthroplasty.* 2009;24(6):831-836. doi:10.1016/j.arth.2008.06.035.
38. Giebaly D.E., Twaij H., Ibrahim M., Haddad F.S. Cementless hip implants: an expanding choice. *Hip Int.* 2016;26(5):413-423. doi: 10.5301/hipint.5000423.
39. Куропаткин Г.В., Ельцев Ю.П., Седова О.Н., Морозова А.Д. Изозластические эндопротезы: ожидания, реальность и надежды. *Кремлевская медицина. Клинический вестник.* 2015;(4):16-20.

- Kuropatkin G.V., Eltsev Yu.P., Sedova O.N., Morozova A.D. [Isoelastic endoprostheses: expectations, reality and hopes]. [Kremlin Medicine Journal]. 2015;(4):16-20. (In Russian).
40. Trebse R., Milosev I., Kovac S., Mikek M., Pisot V. Poor results from the isoelastic total hip replacement: 14-17-year follow-up of 149 cementless prostheses. *Acta Orthop.* 2005;76(2):169-176. doi: 10.1080/00016470510030535.
  41. Horwood N.J., Nam D., Greco N.J., Lombardi A.V. Jr., Clohisy J.C., Lawrie C.M. et al. Reduced Thigh Pain with Short Femoral Stem Design Following Direct Anterior Primary Total Hip Arthroplasty. *Surg Technol Int.* 2019;34:437-444.
  42. Pilliar R.M., Lee J.M., Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;(208):108-113.
  43. Emerson R.H. Jr., Sanders S.B., Head W.C., Higgins L. Effect of circumferential plasma-spray porous coating on the rate of femoral osteolysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(9):1291-1298. doi: 10.2106/0004623-199909000-00010.
  44. Sinha R.K., Dungey D.S., Yeon H.B. Primary total hip arthroplasty with a proximally porous-coated femoral stem. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86(6):1254-1261. doi: 10.2106/0004623-200406000-00019.
  45. Eskelinen A., Remes V., Helenius I., Pulkkinen P., Nevalainen J., Paavolainen P. Uncemented total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in young patients: a mid-to long-term follow-up study from the Finnish Arthroplasty Register. *Acta Orthop.* 2006;77(1):57-70. doi: 10.1080/17453670610045704.
  46. LaPorte D.M., Mont M.A., Hungerford D.S. Proximally porouscoated ingrowth prostheses: limits of use. *Orthopedics.* 1999;22(12):1154-1160.
  47. Pilliar R.M. Cementless implant fixation – toward improved reliability. *Orthop Clin North Am.* 2005;36(1):113-119. doi: 10.1016/j.ocl.2004.08.001.
  48. Callaghan J.J. The clinical results and basic science of total hip arthroplasty with porous-coated prostheses. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75(2):299-310. doi: 10.2106/0004623-199302000-00020.
  49. Collier J.P., Head W.C., Koeneman J.B., Rothman R.H., Whiteside J.A. Symposium: porous-coating methods: the pros and cons. *Contemp Orthop.* 1993;27(3):269-296.
  50. Hacking S.A., Bohn J.D., Tanzer M., Krygier J.J. The osseous response to corundum blasted implant surfaces in a canine hip model. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(364):240-253. doi: 10.1097/00003086-199907000-00031.
  51. Delaunay C., Bonomet F., North J., Jobard D., Cazeau C., Kempf J.F. Grit-blasted titanium femoral stem in cementless primary total hip arthroplasty: a 5- to 10-year multicenter study. *J Arthroplasty.* 2001;16(1):47-54. doi: 10.1054/arth.2001.17940.
  52. Bohn J.D., Stackpool G.J., Hacking S.A., Tanzer M., Krygier J.J. Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial. *J Bone Joint Surg Br.* 1999;81(5):907-914. doi: 10.1302/0301-620x.81b5.9283.
  53. Bondarenko S., Dedukh N., Filipenko V., Akonjom M., Badnaoui A.A., Schwarzkopf R. Comparative analysis of osseointegration in various types of acetabular implant materials. *Hip Int.* 2018;28(6):622-628. doi: 10.1177/1120700018759314.
  54. Ghani Y., Coathup M.J., Hing K.A., Blunn G.W. Development of a hydroxyapatite coating containing silver for the prevention of peri-prosthetic infection. *J Orthop Res.* 2012;30(3):356-363. doi: 10.1002/jor.21543.
  55. Tuukkanen J., Nakamura M. Hydroxyapatite as a Nanomaterial for Advanced Tissue Engineering and Drug Therapy. *Curr Pharm Des.* 2017;23(26):3786-3793. doi: 10.2174/1381612823666170615105454.
  56. Surmenev R.A., Surmeneva M.A., Ivanova A.A. Significance of calcium phosphate coatings for the enhancement of new bone osteogenesis – a review. *Acta Biomater.* 2014;10(2):557-579. doi: 10.1016/j.actbio.2013.10.036.
  57. Nasiri N., Ceramidas A., Mukherjee S., Panneerselvan A., Nisbet D.R., Tricoli A. Ultra-Porous Nanoparticle Networks: A Biomimetic Coating Morphology for Enhanced Cellular Response and Infiltration. *Sci Rep.* 2016;6:24305. doi: 10.1038/srep24305.
  58. Guillem-Marti J., Cinca N., Punset M., Cano I.G., Gil F.J., Guilemany J.M. et al. Porous titanium-hydroxyapatite composite coating obtained on titanium by cold gas spray with high bond strength for biomedical applications. *Colloids Surf B Biointerfaces.* 2019;180:245-253. doi: 10.1016/j.colsurfb.2019.04.048.
  59. Castellini I., Andreani L., Parchi P.D., Bonicoli E., Piolanti N., Risoli F. et al. Hydroxyapatite in total hip arthroplasty. Our experience with a plasma spray porous titanium alloy/hydroxyapatite double-coated cementless stem. *Clin Cases Miner Bone Metab.* 2016;13(3):221-227. doi: 10.11138/ccmbm/2016.13.3.221.
  60. Søballe K., Overgaard S. The current status of hydroxyapatite coating of prostheses. *J Bone Joint Surg Br.* 1996;78(5):689-691.
  61. Stephenson P.K., Freeman M.A., Revell P.A., Germain J., Tuke M., Pirie C.J. The effect of hydroxyapatite coating on ingrowth of bone into cavities in an implant. *J Arthroplasty.* 1991;6(1):51-58. doi: 10.1016/s0883-5403(06)80157-9.
  62. Khor K.A., Gu Y.W., Pan D., Cheang P. Microstructure and mechanical properties of plasma sprayed HA/YSZ/Ti-6Al-4V composite coatings. *Biomaterials.* 2004;25(18):4009-4017. doi: 10.1016/j.biomaterials.2003.10.089.
  63. Søballe K., Overgaard S., Hansen E.S., Brokstedt-Rasmussen H., Lind M., Bünger C. A review of ceramic coatings for implant fixation. *J Long Term Eff Med Implants.* 1999;9(1-2):131-151.
  64. Demnati I., Grossin D., Combes C., Rey C. Plasma-Sprayed Apatite Coatings: Review of Physical-Chemical Characteristics and Their Biological Consequences January. *J Med Biological Engineer.* 2014;34(1):1-7. doi: 10.5405/jmbe.14591.
  65. Naga S.M., Sayed M., Awaad M., Katamish H., Ashraf M. Abu-Seida et al. Implantation and In Vivo study of the biogenic hydroxyapatite-coated Ti/Al alloy in dogs. *Int J Dent Sci Inn Res.* 2019;2(6):667-676.
  66. Harun W.S.W., Asri R.I.M., Alias J., Zulkifli F.H., Kadrigama K., Ghani S.A.C., Shariffuddine J.H.M. A comprehensive review of hydroxyapatite-based coatings adhesion on metallic biomaterials. *Ceramics Int.* 2018. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/320665903\\_A\\_comprehensive\\_review\\_of\\_hydroxyapatite-based\\_coatings\\_adhesion\\_on\\_metallic\\_biomaterials](https://www.researchgate.net/publication/320665903_A_comprehensive_review_of_hydroxyapatite-based_coatings_adhesion_on_metallic_biomaterials).
  67. Remache D., Balcaen Y., Demnati I., Grossin D., Alexis J., Bertrand G. et al. Delamination study of hydroxyapatite coatings for bone orthopedic implants. 24ème Congrès Français de Mécanique. Brest, 26 au 30 Août 2019. Available from: <https://cfm2019.sciencesconf.org/252195/document>.
  68. Chen Y.L., Lin T., Liu A., Shi M.M., Hu B., Shi Z.L. et al. Does hydroxyapatite coating have no advantage

- over porous coating in primary total hip arthroplasty? A meta-analysis. *J Orthop Surg Res.* 2015;10:21. doi: 10.1186/s13018-015-0161-4.
69. Syed F., Hussein A., Katam K., Saunders P., Young S.K., Faisal M. Risk of subsidence and peri-prosthetic fractures using collared hydroxyapatite-coated stem for hip arthroplasty in the elderly. *Hip Int.* 2018;28(6):663-667. doi: 10.1177/1120700017754085.
  70. Rattanaprichavej P., Laoruengthana A., Chotanaphuti T., Khuangsirikul S., Phreethanutt C., Pongpirul K. Subsidence of Hydroxyapatite-Coated Femoral Stem in Dorr Type C Proximal Femoral Morphology. *J Arthroplasty.* 2019;34(9):2011-2015. doi: 10.1016/j.arth.2019.05.017.
  71. Hailer N.P., Lazarinis S., Mäkelä K.T., Eskelinen A., Fensta A.M., Hallan G. et al. Hydroxyapatite coating does not improve uncemented stem survival after total hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 2015;86(1):18-25. doi: 10.3109/17453674.2014.957088.
  72. Руководство по хирургии тазобедренного сустава. Под ред. Р.М. Тихилова И.И. Шубнякова. Санкт-Петербург: РНИИТО им. Р.Р. Вредена; 2014. Т. I. с. 257-343. [Hip Surgery Guide]. Ed. by R.M. Tikhilov, I.I. Shubnyakov. St. Petersburg: RNIITO im. R.R. Vredena; 2014. Vol. I. p. 257-343. (In Russian).
  73. Dorr L.D., Lewonowski K., Lucero M., Harris M., Wan Z. Failure mechanisms of anatomic porous replacement I cementless total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;(334):157-167.
  74. McAuley J.P., Szuszczewicz E.S., Young A., Engh C.A. Sr. Total hip arthroplasty in patients 50 years and younger. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(418):119-125. doi: 10.1097/00003086-200401000-00019.
  75. Bourne R.B., Rorabeck C.H., Ghazal M.E., Lee M.H. Pain in the thigh following total hip replacement with a porous-coated anatomic prosthesis for osteoarthritis. A five-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76(10):1464-1470. doi: 10.2106/00004623-199410000-00005.
  76. Hsieh P.H., Chang Y.H., Lee P.C., Shih C.H. Perioperative fractures of the greater trochanter through osteolytic cysts with uncemented MicroStructured Omnifit prosthesis: retrospective analyses of 23 fractures in 887 hips after 5-14 years. *Acta Orthop.* 2005;76(4):538-543. doi: 10.1080/17453670510041538.
  77. Hennessy D.W., Callaghan J.J., Liu S.S. Second-generation extensively porous-coated THA stems at minimum 10-year follow up. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(9):2290-2296. doi: 10.1007/s11999-009-0831-9.
  78. MacDonald S.J., Rosenzweig S., Guerin J.S., McCalden R.W., Bohm E.R., Bourneet R.B. et al. Proximally versus fully porous-coated femoral stems: a multicenter randomized trial. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(2):424-432. doi: 10.1007/s11999-009-1092-3.
  79. Mont M.A., Yoon T.R., Krackow K.A., Hungerford D.S. Clinical experience with a proximally porous-coated second-generation cementless total hip prosthesis: minimum 5-year follow-up. *J Arthroplasty.* 1999;14(8):930-939. doi: 10.1016/s0883-5403(99)90006-2.
  80. Butler J.B., Lansky D., Duwelius P.J. Prospective evaluation of total hip arthroplasty with a cementless, anatomically designed, porous-coated femoral implant: mean 11-year follow-up. *J Arthroplasty.* 2005;20(6):709-716. doi: 10.1016/j.arth.2004.11.011.
  81. Little B.S., Wixson R.L., Stulberg S.D. Total hip arthroplasty with the porous-coated anatomic hip prosthesis: results at 11 to 18 years. *J Arthroplasty.* 2006;21(3):338-343. doi: 10.1016/j.arth.2005.04.040.
  82. Kim Y.H. The results of a proximally-coated cementless femoral component in total hip replacement: a five- to 12-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90(3):299-305. doi: 10.1302/0301-620X.90B3.20096.
  83. Kim Y.H., Kim J.S., Cho S.H. Primary total hip arthroplasty with a cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis: 10- to 12-year results of prospective and consecutive series. *J Arthroplasty.* 1999;14(5):538-548. doi: 10.1016/s0883-5403(99)90074-8.
  84. Purtill J.J., Rothman R.H., Hozack W.J., Sharkey P.F. Total hip arthroplasty using two different cementless tapered stems. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(393):121-127. doi: 10.1097/00003086-200112000-00014.
  85. Lombardi A.V. Jr., Berend K.R., Mallory T.H., Skeels M.D., Adams J.B. Survivorship of 2000 tapered titanium porous plasma-sprayed femoral components. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(1):146-154. doi: 10.1007/s11999-008-0568-x.
  86. Song J.H., Jo W.L., Lee K.H., Cho Y.J., Park J., Oh S. Subsidence and perioperative periprosthetic fractures using collarless hydroxyapatite-coated stem for displaced femoral neck fractures according to Dorr type. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2019;27(3):2309499019877530. doi: 10.1177/2309499019877530.
  87. Epinette J.A., Manley M.T. Uncemented stems in hip replacement—hydroxyapatite or plain porous: does it matter? Based on a prospective study of HA Omnifit stems at 15-years minimum follow-up. *Hip Int.* 2008;18(2):69-74. doi: 10.5301/hip.2008.2077.
  88. Hoskins W.T., Bingham R.J., Lorimer M., de Steiger R.N. The Effect of Size for a Hydroxyapatite-Coated Cementless Implant on Component Revision in Total Hip Arthroplasty: An Analysis of 41,265 Stems. *J Arthroplasty.* 2020;35(4):1074-1078. doi: 10.1016/j.arth.2019.10.060.
  89. Magill P., Hill J., O'Brien S., Stevenson M., Machenaud A., Beverland D. Observed effect of femoral component undersizing and a collarless design in the development of radiolucent lines in cementless total hip arthroplasty. *Arthroplasty Today.* 2020;6(1):99-103. doi: 10.1016/j.artd.2019.11.009.
  90. Каграманов С.В. Особенности эндопротезирования тазобедренного сустава эндопротезом Цваймюллера. *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова.* 2006;(3):26-35. Kagramanov S.V. [Features of hip arthroplasty with a Zweymuller endoprosthesis]. *Vestnik travmatologii i ortopedii im N.N. Priorova* [N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics]. 2006;(3):26-35. (In Russian).
  91. Suckel A., Geiger F., Kinzl L., Wulker N., Garbrecht M. Long-term results for the uncemented Zweymuller/Alloclassic hip endoprosthesis. A 15-year minimum follow-up of 320 hip operations. *J Arthroplasty.* 2009;24(6):846-853. doi: 10.1016/j.arth.2008.03.021.
  92. Gröbl A., Chiari C., Giurea A., Gruber M., Kaider A., Markeret M. et al. Cementless total hip arthroplasty with the rectangular titanium Zweymuller stem. A concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(10):2210-2215. doi: 10.2106/JBJS.E.00810.
  93. Wick M., Lester D.K. Radiological changes in second- and third-generation Zweymüller stems [published correction appears in *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(5):746]. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(8):1108-1114. doi: 10.1302/0301-620x.86b8.14732.
  94. Рущкий А.В., Маслов А.П. Аспекты остеоинтеграции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава усиленной бесцементной фик-

- саци. *Инновационные технологии в медицине*. 2013;1(01):63-72.
- Rutsky A., Maslov A. [The osseointegration aspects of the femoral components of the strengthened cementless hip endoprosthesis]. [Technological Innovation in Medicine]. 2013;1(01):63-72. (In Russian).
95. Zang J., Uchiyama K., Moriya M., Li Z., Fukushima K., Yamamoto T. et al. Long-term clinical and radiographic results of the cementless Spotorno stem in Japanese patients: A more than 15-year follow-up. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2018;26(1):2309499017750310. doi: 10.1177/2309499017750310.
96. Мурылев В., Казарян Г., Елизаров П., Жучков А., Рукин Я. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием конических ножек. *Врач*. 2013;(7):52-54.
- Murylev V., Kazaryan G., Elizarov P., Zhuchkov A., Rukin Ya. [Tapered total hip joint replacement]. *Vrach [The Doctor]*. 2013;(7):52-54. (In Russian).
97. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Денисов А.О., Плиев Д.Г., Шубняков М.И., Ваграмян А.Г., Авдеев А.И. Имеется ли клинический смысл в разделении врожденного вывиха бедра у взрослых на типы C1 и C2 по Hartofilakidis? *Травматология и ортопедия России*. 2019;25(3):9-24. doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-3-9-24.
- Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., Denisov A.O., Pliev D.G., Shubnyakov M.I., Vahramyan A.G., Avdeev A.I. [Is the Any Clinical Importance for Separation Congenitally Dislocated Hip in Adults into Types C1 and C2 by Hartofilakidis?]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2019;25(3):9-24. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-3-9-24.
98. Gholson J.J., Wallace S.S., Akram F., Gonzalez A., Kunze K.N., Levine B.R., Wagner Cone Midterm Survivorship and Outcomes. *J Arthroplasty*. 2020. pii: S0883-5403(20)30263-1. doi: 10.1016/j.arth.2020.03.015. [Epub ahead of print].
99. Parry M.C., Vioreanu M.H., Garbuz D.S., Masri B.A., Duncan C.P. The Wagner Cone Stem for the Management of the Challenging Femur in Primary Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2016;31(8):1767-1772. doi: 10.1016/j.arth.2016.02.007.
100. Tatani I., Panagopoulos A., Diamantakos I., Sakellaropoulos G., Pantelakis S., Megas P. Comparison of two metaphyseal-fitting (short) femoral stems in primary total hip arthroplasty: study protocol for a prospective randomized clinical trial with additional biomechanical testing and finite element analysis. *Trials*. 2019;20(1):359. doi: 10.1186/s13063-019-3445-x.
101. Фирсов С.А., Верещагин Н.А., Шевченко В.П. Функциональные исходы эндопротезирования тазобедренного сустава после имплантации короткого бедренного компонента под контролем навигации. *Фундаментальные исследования*. 2015;(1-4):840-844.
- Firsov S.A., Vereschagin N.A., Shevchenko V.P. [Functional outcomes of total hip arthroplasty after implantation of short stem under navigation control]. [Fundamental Research]. 2015;(1-4):840-844. (In Russian).
102. Варфоломеев Д.И., Самодай В.Г. Возможности использования оригинального устройства для позиционирования инструментов при установке бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава. *Саратовский научно-медицинский журнал*. 2019;15(1):57-61.
- Varfolomeev D.I., Samoday V.G. [The use of original device for positioning tools during the installation of femoral component of hip joint]. [Saratov Journal of Medical Scientific Research]. 2019;15(1):57-61. (In Russian).
103. Gómez-García F., Fernández-Fairen M., Espinosa-Mendoza R.L. A proposal for the study of cementless short-stem hip prostheses. *Acta Ortop Mex*. 2016;30(4):204-215.
104. Аладышев Н.А., Ежов И.Ю. Применение коротких бедренных компонентов в эндопротезировании тазобедренного сустава. *Политравма*. 2017;(4):76-83.
- Aladyshov N.A., Ezhov I.Yu. [Use of short femoral components in total hip replacement]. *Politravma [Polytrauma]*. 2017;(4):76-83. (In Russian).
105. Blakeney W.G., Lavigne M., Beaulieu Y., Puliero B., Vendittoli P.A. Mid-term results of total hip arthroplasty using a novel uncemented short femoral stem with metaphyso-diaphyseal fixation [published online ahead of print, 2020 Jan 30]. *Hip Int*. 2020;1120700020903451. doi: 10.1177/1120700020903451.
106. Loppini M., Grappiolo G. Uncemented short stems in primary total hip arthroplasty: The state of the art. *EFORT Open Rev*. 2018;3(5):149-159. doi: 10.1302/2058-5241.3.170052.
107. Khanuja H.S., Banerjee S., Jain D., Pivec R., Mont M.A. Short bone-conserving stems in cementless hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2014;96(20):1742-1752. doi: 10.2106/JBJS.M.00780.
108. Berry D.J. Utility of modular implants in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2014;29(4):657-658. doi: 10.1016/j.arth.2014.02.006.
109. Park C.W., Lim S.J., Park Y.S. Modular Stems: Advantages and Current Role in Primary Total Hip Arthroplasty. *Hip Pelvis*. 2018;30(3):147-155. doi: 10.5371/hp.2018.30.3.147.
110. Deng X., Liu J., Qu T., Li X., Zhen P., Gao Q. et al. Total hip arthroplasty with femoral osteotomy and modular prosthesis for proximal femoral deformity. *J Orthop Surg Res*. 2019;14(1):282. doi: 10.1186/s13018-019-1336-1.
111. Du Y.Q., Sun J.Y., Ma H.Y., Wang S., Ni M., Zhou Y.G. Leg Length Balance in Total Hip Arthroplasty for Patients with Unilateral Crowe Type IV Developmental Dysplasia of the Hip [published online ahead of print, 2020 Mar 31]. *Orthop Surg*. 2020;10.1111/os.12667. doi: 10.1111/os.12667.
112. Мазуренко А.В., Шубняков И.И. Комментарий к статье «Сравнительная оценка подвертельной укорачивающей остеотомии и проксимальной остеотомии по Raavilainen при тотальном эндопротезировании у пациентов с дисплазией тазобедренного сустава III–IV степени по Crowe». *Травматология и ортопедия России*. 2020;26(1):36-39. doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-1-36-39.
- Mazurenko A.V., Shubnyakov I.I. [Comment to the Article «Comparative Assessment of Subtrochanteric Shortening Osteotomy and Raavilainen's Proximal Osteotomy in Total Hip Arthroplasty for Crowe III–IV Dysplasia»]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2020;26(1):36-39. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-1-36-39.
113. Li L., Yu M., Yang C., Gu G. Total hip arthroplasty (S-ROM stem) and subtrochanteric osteotomy for Crowe type IV developmental dysplasia of the hip. *Indian J Orthop*. 2016;50(2):195-200. doi: 10.4103/0019-5413.177575.
114. Christie M.J., DeBoer D.K., Trick L.W., Brothers J.C., Jones R.E., Vise G.T. et al. Primary total hip arthroplasty with use of the modular S-ROM prosthesis. Four to seven-year clinical and radiographic results.

- J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(12):1707-1716. doi: 10.2106/00004623-199912000-00008.
115. Biant L.C., Bruce W.J.M., Assini J.B., Walker P.M., Walsh W.R. The anatomically difficult primary total hip replacement: medium- to long-term results using a cementless modular stem. *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90(4):430-435. doi: 10.1302/0301-620X.90B4.19718.
116. Cameron H.U., Keppler L., McTighe T. The role of modularity in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006;21(4 Suppl 1):89-92.
117. Robinson R.P., Clark J.E. Uncemented press-fit total hip arthroplasty using the Identifit custom-molding technique. A prospective minimum 2-year follow-up study. *J Arthroplasty.* 1996;11(3):247-254. doi: 10.1016/s0883-5403(96)80074-x.
118. O'Brien S., James P., Engela D., Beverland D., Kernohan G. Total hip replacement: a study of customized prostheses. *Nurs Stand.* 1996;10(24):37-41. doi: 10.7748/ns.10.24.37.s52.
119. Flecher X., Pearce O., Parratte S., Aubaniac J.M., Argenson J.N. Custom cementless stem improves hip function in young patients at 15-year followup. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(3):747-755. doi: 10.1007/s11999-009-1045-x.
120. Tsiampas D.T., Pakos E.E., Georgiadis G.C., Xenakis T.A. Custom-made femoral implants in total hip arthroplasty due to congenital disease of the hip: a review. *Hip Int.* 2016;26(3):209-214. doi: 10.5301/hipint.5000355.
121. Jacquet C., Flecher X., Pioger C., Fabre-Aubrespy M., Ollivier M., Argenson J.N. Long-term results of custom-made femoral stems. *Orthopade.* 2020;49(5):408-416. doi: 10.1007/s00132-020-03901-z.
122. Akbar M., Aldinger G., Krahrmer K., Bruckner T., Aldinger P.R. Custom stems for femoral deformity in patients less than 40 years of age: 70 hips followed for an average of 14 years. *Acta Orthop.* 2009;80(4):420-425. doi: 10.3109/17453670903062470.
123. Sakai T., Sugano N., Ohzono K., Lee S.B., Nishii T. The custom femoral component is an effective option for congenital hip dysplasia. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;451(451):146-153. doi: 10.1097/01.blo.0000224061.62861.0d.
124. Shi X.T., Li C.F., Cheng C.M., Feng C.Y., Li S.X., Liu J.G. Preoperative Planning for Total Hip Arthroplasty for Neglected Developmental Dysplasia of the Hip. *Orthop Surg.* 2019;11(3):348-355. doi: 10.1111/os.12472.
125. Abdelaal O., Darwish S., El-Hofy H., Saito Y. Patient-specific design process and evaluation of a hip prosthesis femoral stem. *Int J Artif Organs.* 2019;42(6):271-290. doi: 10.1177/0391398818815479.
126. Wettstein M., Mouhsine E., Argenson J.N., Rubin P.J., Aubaniac J.M., Leyvraz P.F. Three-dimensional computed cementless custom femoral stems in young patients: midterm followup. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;(437):169-175. doi: 10.1097/01.blo.0000163001.14420.3a.
127. Короткин А.А., Герасимов С.А., Новикова Я.С., Ковалдов К.А., Морозова Е.А., Королев С.Б. и др. Сравнительная оценка подвертельной укорачивающей остеотомии и проксимальной остеотомии по Paavilainen при тотальном эндопротезировании у пациентов с дисплазией тазобедренного сустава III–IV степени по Crowe. *Травматология и ортопедия России.* 2020;26(1):21-35. doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-1-21-35.
- Korytkin A.A., Gerasimov S.A., Novikova Y.S., Kovaldov K.A., Morozova E.A., Korolev S.B. et al. [Comparative Assessment of Subtrochanteric Shortening Osteotomy and Paavilainen's Proximal Osteotomy in Total Hip Arthroplasty for Crowe III–IV Dysplasia]. *Травматология и ортопедия России* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2020;26(1):21-35. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-1-21-35.
128. Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Николаев Н.С., Григоричева Л.Г., Овсянкин А.В., Черный А.Ж. и др. Эпидемиология первичного эндопротезирования тазобедренного сустава на основании данных регистра артропластики рнито им. Р.Р. Вредена. *Травматология и ортопедия России.* 2017;23(2):81-101. doi: 10.21823/2311-2905-2017-23-2-81-101.
- Shubnyakov I.I., Tikhilov R.M., Nikolaev N.S., Grigoricheva L.G., Ovsyankin A.V., Cherny A.Z. et al. [Epidemiology of primary hip arthroplasty: report from register of Vreden Russian Research institute of Traumatology and Orthopedics]. *Травматология и ортопедия России* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2017;23(2):81-101. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2017-23-2-81-101.
129. Rothbauer F., Zerwes U., Bleß H.H., Kip M. Prevalence of Hip and Knee Arthroplasty. In: *White Paper on Joint Replacement: Status of Hip and Knee Arthroplasty Care in Germany.* Bleß H.H., Kip M. (eds.). Berlin: Springer; 2018. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546141>.
130. Jansson V., Grimberg A., Melsheimer O., Perka C., Steinbrück A. Orthopaedic registries: the German experience. *EFORT Open Rev.* 2019;4(6):401-408. doi: 10.1302/2058-5241.4.180064.

## СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Шубняков Игорь Иванович — д-р мед. наук, заместитель директора по работе с регионами, ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России; профессор кафедры травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет» Минздрава России, Санкт-Петербург

Риахи Аймен — аспирант, ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет» Минздрава России, Санкт-Петербург

## AUTHORS' INFORMATION:

Igor I. Shubnyakov — Dr. Sci. (Med.), Deputy Director, Vreden National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics; Professor, Department of Hospital Surgery, St. Petersburg State Pediatric Medical University, St. Petersburg, Russian Federation

Aymen Riahi — PhD Student, St. Petersburg State Pediatric Medical University, St. Petersburg, Russian Federation

*Шубняков Максим Игоревич* — лаборант-исследователь научного отделения патологии тазобедренного сустава, ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, Санкт-Петербург

*Денисов Алексей Олегович* — канд. мед. наук, ученый секретарь, ФГБУ Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, Санкт-Петербург

*Хужаназаров Илхом Эшкуллович* — д-р мед. наук, заведующий кафедрой травматологии, ортопедии и нейрохирургии, Ташкентская медицинская академия; руководитель клиники реабилитации заболеваний и травм опорно-двигательного аппарата, Республиканский специализированный научный и практический медицинский центр Минздрава Республики Узбекистан, г. Ташкент

*Тихилов Рашид Муртузалиевич* — д-р мед. наук, профессор, директор ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России; профессор кафедры травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова» Минздрава России, Санкт-Петербург

*Maxim I. Shubnyakov* — Researcher, Hip Pathology Department, Vreden National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics, St. Petersburg, Russian Federation

*Alexey O. Denisov* — Cand. Sci. (Med.), Academic Secretary, Vreden National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics, St. Petersburg, Russian Federation

*Ilkhom E. Khujanazarov* — Dr. Sci. (Med.), Head of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery Chair, Tashkent Medical Academy; Head of Orthopedic Rehabilitation Department, Uzbekistan Republican Specialized Scientific and Practical Medical Center, Tashkent, Republic of Uzbekistan

*Rashid M. Tikhilov* — Dr. Sci. (Med.), Professor, Director, Vreden National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics; Professor, Traumatology and Orthopedics Department, Mechnikov North-Western State Medical University, St. Petersburg, Russian Federation