

ЭВОЛЮЦИЯ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ПЛЕЧЕВОГО СУСТАВА

С.В. Майков

ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, Санкт-Петербург, РФ

Статья посвящена становлению и развитию одного из сложных направлений современной ортопедии — эндопротезированию плечевого сустава. Представлены эволюция взглядов на данную проблему, этапы развития и формирования современной философии эндопротезирования плечевого сустава, конструктивные особенности разных эндопротезов, показания, определяющие их выбор.

Ключевые слова: плечевой сустав, эндопротезирование, ротаторная манжета, центр ротации

Конфликт интересов: не заявлен

Источник финансирования: исследование проведено без спонсорской поддержки

КАК ЦИТИРОВАТЬ: Майков С.В. Эволюция эндопротезирования плечевого сустава. *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова*. 2020;27(1):84–90. doi: <https://doi.org/10.17816/vto202027184-90>

EVOLUTION OF SHOULDER ARTHROPLASTY

S.V. Maykov

Russian Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopedics named after R.R. Vreden, St. Petersburg, Russia

This article is devoted to the establishment and development of one of the most difficult areas of modern orthopedics, namely arthroplasty of the shoulder joint. We represent the evolution of views on this problem, stages of development and formation of the modern philosophy of replacement of the shoulder joint, constructive features of different shoulder joint implants and indications, which determine the selection of the type of arthroplasty.

Key words: shoulder, shoulder arthroplasty, shoulder endoprosthesis

Conflict of interest: the authors state no conflict of interest

Funding: the study was performed with no external funding

TO CITE THIS ARTICLE: Maykov S.V. Evolution of shoulder arthroplasty. *N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics*. 2020;27(1):84–90. (In Russ.). doi: <https://doi.org/10.17816/vto202027184-90>

Введение. Эндопротезирование плечевого сустава имеет уже более чем вековую историю, но, несмотря на это, проблемы, возникающие при выполнении этого оперативного вмешательства, до конца не решены [1–3]. Т. Gluck был первым, кто увидел в эндопротезировании плечевого сустава потенциальный метод лечения заболеваний этой области. В 1891 г. он сообщил о разработанном им эндопротезе проксимального отдела плеча из слоновой кости и применении его у пациента с туберкулезным поражением плечевого сустава, однако не задокументировал данные о его использовании.

Первая зарегистрированная операция эндопротезирования плечевого сустава была проведена 11 марта 1893 г. французским хирургом Ж.-Е. Реан пациенту с туберкулезным разрушением плечевого сустава, отказавшемуся от ампутации пораженной конечности. В раннем послеоперационном периоде результат был вполне удовлетворительным, но через 2 года протез был удален в связи с рецидивом инфекции [4].

Первое успешное эндопротезирование с использованием имплантата анатомического дизайна было выполнено в 1950 г. F. Krueger [5] молодому пациенту с асептическим некрозом головки плечевой кости. Конструкция была отлита из виталлиума по слепку с проксимального отдела трупной плечевой кости. В 1952 г. А. Richar и соавт. [6] сообщили об использовании акрилового имплантата для эндопротезиро-

вания в случае перелома или вывиха проксимального отдела плечевой кости.

Эндопротезы плечевого сустава первого поколения

Началом современной эры эндопротезирования можно считать 1953 г., когда С. Neer [7] впервые выполнил монополюсное эндопротезирование у пациента с оскольчатым переломом проксимального отдела плечевой кости. Первоначально использовались моноблочные конструкции из виталлиума, схожие по дизайну с нормальной анатомией головки, однако оригинальный эндопротез Neer имел ограниченное количество размеров, что затрудняло воспроизведение нормальной анатомии и кинематики плечевого сустава у многих пациентов [8]. В настоящее время моноблочные конструкции в клинической практике не используются, а в литературе они упоминаются как эндопротезы плечевого сустава первого поколения (Neer I).

Эндопротезы плечевого сустава второго поколения

Стремление учесть индивидуальные различия в размерах головки и костномозгового канала привело к созданию в начале 1990-х годов модульных имплантатов. Хотя эти конструкции продемонстрировали более широкие возможности индивидуального подбора компонентов в сравнении с ранними конструкциями, все же они не соответствовали концепции воспроизведения нормальной анатомии, про-

возглашенной С. Neer [7]. В дополнение к этому хирургии столкнулись с двумя проблемами. Во-первых, часто возникали трудности с ориентацией головки эндопротеза во фронтальной и горизонтальной плоскостях вследствие фиксированной геометрии имплантатов. Кроме того, большинство эндопротезов второго поколения имели бесцементную фиксацию и установка ножки «press-fit» строго предопределяла положение головки, обуславливающее в некоторых случаях неправильное расположение центра ротации. Во-вторых, часто головка была больше по размеру. Обычно поставляемые головки были одного диаметра, но разные по высоте, и хирургу для стабилизации сустава часто приходилось ставить более высокие головки. Исследования [9, 10] показали, что существует линейная корреляция между высотой головки и ее диаметром, в соответствии с которой одна высота соответствует одному диаметру. Исключение составляют лишь головки более 50 мм в диаметре. Кроме того, M. Pearl и S. Kurutz [8], проведя трехмерный геометрический анализ, пришли к выводу, что даже при оптимальной компоновке эндопротеза сохраняется смещение центра ротации более чем на 5 мм.

Несмотря на модульность, протезы второго поколения не позволяли в полной мере воспроизвести анатомию проксимального отдела плеча и даже привели к проблемам, с которыми хирурги не сталкивались при использовании эндопротезов первого поколения. Так, чрезмерное натяжение при установке большой головки становилось причиной нарушения биомеханики [11], результатом которого были ограничение движений и увеличение давления на хрящ суставного отростка лопатки или (в случае тотального эндопротезирования) на лопаточный компонент, приводящие к их повышенному износу. Избыточное натяжение ротаторной манжеты может спровоцировать разрыв *m. subscapularis* и способствовать передней нестабильности эндопротеза или, позже, растяжению или повреждению *m. supraspinatus*, приводящему к боли и ограничению активного отведения. Результатом неточного воспроизведения геометрии проксимального отдела плеча могут стать смещение точек фиксации и изменение плеч рычагов отводящих мышц [10]. Исследования R. Nyffeler и соавт. [12] показали, что при избыточном смещении центра головки кверху *m. subscapularis* и *m. infraspinatus* превращаются из ротаторов в аддукторы, существенно увеличивая нагрузку на *m. supraspinatus* при отведении и сгибании плеча. Неверная установка ретроверсии плечевого компонента может привести к эксцентричной нагрузке на лопаточный компонент и вызвать его быстрое расшатывание [9, 12, 13]. Вышеперечисленные факторы объясняют быстрое ухудшение клинических результатов у многих пациентов с эндопротезами второго поколения.

В нашей стране также был разработан ряд конструкций эндопротезов, но широкого практического применения они не имели [14, 15].

Эндопротезы третьего поколения

В начале последнего десятилетия XX века P. Boileau и соавт. [16] и другие авторы, проведя анатомические

исследования, выявили, что форма проксимального отдела плеча более сложная, чем описывалось ранее. Была доказана значимость правильного подбора диаметра головки плечевой кости, оффсета, угла инклинации и ретроверсии для наиболее адекватного воспроизведения анатомии пациента. Лучшее понимание анатомических взаимоотношений в нормальном плечевом суставе нашло отражение в дизайне несвязанных эндопротезов третьего поколения, позволяющих восстанавливать трехмерную геометрию проксимального отдела плечевой кости. Принцип коррекции положения головки эндопротеза соответственно индивидуальной анатомии, известный как «адаптивность», нашел свое обоснование и подтвердил свою значимость в ходе клинического применения [8, 11].

Протезы суставной поверхности

Отдельное развитие в эндопротезировании плечевого сустава получило «поверхностное» эндопротезирование головки плечевой кости с применением протезов суставной поверхности, не имеющих классической ножки. Впервые эндопротезирование суставной поверхности («resurfacing») плечевой кости было проведено A. Steffee и R. Moore [17] в конце 1970-х годов. Имплантат, выполненный из нержавеющей стали и не имевший центральной ножки, устанавливали на костный цемент. Параллельно, в тот же период времени, S. Copeland [18] начал развивать бесцементное поверхностное эндопротезирование плечевой кости. Разработанный им эндопротез имел короткую центральную ножку и дополнительно фиксировался стягивающим винтом. Дальнейшая эволюция поверхностных эндопротезов вылилась в разнообразие форм центральных ножек и типоразмеров головок, появились модульные конструкции. В настоящее время большинство поверхностных эндопротезов плечевой кости имплантируется «press-fit» и имеет гидроксиапатитное или пористое керамическое покрытие.

Преимуществами этих протезов являются минимальная травматизация и потеря костной ткани при установке, отсутствие необходимости резекции проксимального отдела и обработки костномозгового канала, хорошее восстановление геометрии проксимального отдела плечевой кости, снижение рисков перипротезных переломов, сокращение времени операции, а также, при необходимости, легкость последующих ревизионных вмешательств. Кроме того, применение эндопротезов суставной поверхности плечевой кости значительно облегчает эндопротезирование у пациентов с внесуставными деформациями проксимального отдела плечевой кости и при наличии металлоконструкций в плечевой кости, делающих невозможной установку классических ножек. Однако область применения этих имплантатов существенно ограничена, так как их установка требует достаточного количества и хорошего качества костной ткани эпифизарной зоны для надежной фиксации и выживаемости конструкции. Кроме того, часто имеют место значительные технические трудности при установке лопаточного компонента в случае выполнения тотального варианта поверхностного эндопротезирования, особенно у круп-

ных и мышечно развитых пациентов, когда целесообразно выполнять эндопротезирование с применением классических имплантатов. Таким образом, к выбору метода протезирования у пациента необходим индивидуальный подход. Мировой опыт применения поверхностного эндопротезирования относительно невелик, хотя имеется несколько прослеженных серий. По данным ряда авторов [1, 19, 20], краткосрочные и среднесрочные результаты сопоставимы и даже лучше в сравнении с таковыми при классическом анатомичном эндопротезировании. Однако применение эндопротезов суставной поверхности головки плечевой кости требует дальнейшего изучения и оценки долгосрочных результатов.

Лопаточный компонент

В 1974 г. С. Neer [21] впервые описал использование оригинального килевого лопаточного компонента в несвязанном эндопротезе плечевого сустава. Компонент имел прямоугольную форму с одинаковым переднезадним и верхненижним диаметром, с радиусом кривизны, соответствовавшим кривизне головки эндопротеза. Эволюция лопаточного компонента шла в направлении изменения дизайна и техники имплантации. Достижение долгосрочной, стабильной фиксации гленоидального компонента является одной из важнейших задач при тотальном эндопротезировании плечевого сустава. Низкая прочность и небольшой объем костной ткани суставного отростка лопатки являются лимитирующими факторами прочной фиксации. Было предложено несколько методов фиксации: цементный, бесцементный и гибридный. Разработаны следующие разновидности лопаточных компонентов: килевые полиэтиленовые имплантаты цементной фиксации с выпуклой тыльной поверхностью, килевые полиэтиленовые имплантаты цементной фиксации с плоской тыльной поверхностью, цементируемые полиэтиленовые имплантаты с выпуклой тыльной поверхностью со штифтами и имплантаты с металлической основой [1, 2, 13]. Как показали экспериментальные исследования, модели с изогнутой тыльной поверхностью более устойчивы к воздействию сдвигающих сил, чем имплантаты с прямой тыльной поверхностью [22, 23]. Сегодня чаще всего применяются килевые и штифтовые гленоидальные компоненты цементной фиксации с изогнутой тыльной поверхностью и, как считается, обеспечивающие наиболее предсказуемую фиксацию.

Есть разные мнения по поводу преимуществ использования килевых или штифтовых лопаточных компонентов, однако большинство исследований демонстрирует лучшую выживаемость штифтовых имплантатов [24, 25]. В 1986 г. R. Cofield и J. Daly [26] предложили оригинальные имплантаты бесцементной фиксации с металлической основой, состоящие из металлической пластины, фиксируемой на гленоиде, и модульного полиэтиленового вкладыша, которые стали прототипом и других бесцементных систем. Бесцементные компоненты фиксируются за счет первичной механической фиксации и последующей биологической остеоинтеграции. Как правило, это реали-

зуется применением винтов или сочетанием последних с «press-fit» впрессовыванием штифтов компонента. Толщина металлической основы часто требовала уменьшения толщины полиэтиленового вкладыша, чтобы избежать чрезмерного натяжения ротаторной манжеты плеча, что на фоне применения полиэтилена с невысокими характеристиками износостойкости, ригидности металлической основы, увеличивающей нагрузку на вкладыш и подлежащую кость, обуславливало высокий уровень расшатывания компонентов, связанный с ускоренным износом полиэтилена. Кроме того, было описано много случаев разобщения полиэтиленового вкладыша с металлической основой и переломов фиксирующих винтов [27, 28]. Низкая выживаемость лопаточных компонентов с металлической основой послужила ведущей причиной ревизионных оперативных вмешательств, что привело к отказу от многих ранних конструкций.

Широкое распространение получили имплантаты с гибридной фиксацией (минимально цементируемые лопаточные компоненты). У этих протезов с гленоидальной поверхностью нет металлической основы, т.е. они имеют толщину обычных полиэтиленовых компонентов, а фиксируются «press-fit» штифтами или дугами с соответствующим покрытием. Компоненты с гибридной фиксацией привлекательны тем, что они требуют меньшего удаления костного вещества гленоида и существенно меньшего количества цемента, при этом обеспечивая надежную первичную фиксацию и уменьшая негативное температурное воздействие полимеризующегося цемента, ведущего к некрозу кости и последующей нестабильности имплантата [25, 29].

Одним из важных достижений, повлиявших на дизайн лопаточного компонента, стало представление о плечелопаточном несоответствии эндопротеза. Оно определяется как разность радиусов кривизны головки и гленоидального компонента. Конгруэнтный сустав (несоответствие равно нулю) подразумевает оптимальный контакт поверхностей, минимальный риск износа лопаточного компонента и способствует увеличению стабильности сустава. Однако с этими преимуществами связана утрата скольжения суставных поверхностей, происходящего в норме, и поглощаемого эластичной деформацией хряща и суставной губы. Недостаток необходимого скольжения может привести к расшатыванию лопаточного компонента из-за увеличения нагрузки в месте фиксации. С другой стороны, при неконгруэнтном суставе (радиус кривизны лопаточного компонента больше радиуса кривизны головки) удастся воспроизвести естественное скольжение головки, однако при этом увеличиваются эксцентричные нагрузки на протез суставной впадины лопатки, повышающие риск перелома имплантата, ускоряющие его износ, и снижается стабильность сустава. По данным ряда лабораторных исследований, для наилучшего воспроизведения нормальных движений плечевой кости необходимо несоответствие эндопротеза на 4–7 мм, при этом обеспечивается длительная выживаемость лопаточного компонента, в то время как несоответствие свыше 10

мм увеличивает риск переломов последнего. Клинические исследования также подтвердили, что несоответствие, составляющее 6–7 мм, обеспечивает лучшие клинические результаты с наименьшими показателями частоты асептического расшатывания [25, 30].

Реверсивное эндопротезирование

В течение длительного времени вопрос эндопротезирования плечевого сустава на фоне необратимого повреждения ротаторной манжеты не имел решения, а применение в этих случаях анатомического эндопротезирования приводило к неудовлетворительным результатам [31–33]. Несостоятельность ротаторной манжеты нарушала центрацию головки плечевой кости во впадине лопатки и приводила к смещению ее кверху, что уменьшало натяжение дельтовидной мышцы, а центр ротации плечевого сустава при этом становился нефиксированным.

Для преодоления этого биомеханического дефицита были использованы специально разработанные лопаточные компоненты увеличенных размеров, ограничивающие миграцию головки эндопротеза кверху. Однако фиксация этих компонентов была сопряжена с высоким уровнем нестабильности и плохими функциональными результатами [34].

В 1970 г. С. Neer [35] выдвинул идею низведения фиксированного центра ротации, обеспечивавшего восстановление натяжения и нормального момента силы дельтовидной мышцы, а также возможность активного отведения. Для достижения этой цели был предложен связанный эндопротез обратного дизайна со сферой, фиксированной на гленоиде, и чашей на проксимальном отделе плеча. При использовании этих конструкций возникали проблемы с ранним расшатыванием лопаточного компонента под действием силы дельтовидной мышцы на смещенный снаружи центр ротации плечевого сустава. Эти неудачи послужили причиной отказа от конструкций данного типа [36, 37].

В период с 1972 г. по первую половину 1980-х годов был предложен целый ряд оригинальных имплантатов для лечения пациентов с невосстановимыми дефектами ротаторной манжеты (связанных, полусвязанных, биполярных), однако их клиническое применение, как правило, также характеризовалось неудовлетворительными результатами [33, 38, 39].

В 1985 г. с появлением концепции медиализации и низведения центра ротации, предложенной Р. Grammont и Е. Baulot [40], началась новая эпоха в эндопротезировании плечевого сустава. Согласно концепции авторов, в случаях несостоятельности ротаторной манжеты плеча единственной мышцей абдуктором плеча является дельтовидная мышца. В ходе проведенных ими исследований было выявлено, что увеличение рычага дельтовидной мышцы, достигаемое при медиализации центра вращения на 10 мм, повышает момент силы дельтовидной мышцы на 20%, а низведение центра ротации на 10 мм — на 30%, при этом нивелируется импинджмент-синдром. Установлено, что ротаторы предупреждают дислокацию головки плечевой кости во время отведе-

ния, обеспечивая ее центрацию в суставной впадине лопатки за счет трансформации сил, направленных на смещение головки в центростремительные. Обратная ориентация протеза позволяет направить моменты дестабилизирующих сил, возникающих при движении плеча, к центру глениосферы и далее — на шейку лопатки [41].

Практическая реализация этой концепции нашла отражение в трех поколениях полусвязанных реверсивных протезов Delta, первое из которых было внедрено в клиническую практику в 1987 г. С 1994 г. начали устанавливать эндопротезы третьего поколения (Delta III), получившие наиболее широкое распространение в мире и ставшие «золотым стандартом» реверсивного эндопротезирования, а также прототипом для разработки всех последующих реверсивных систем [36, 41]. На сегодняшний день в клинической практике применяют более 10 различных моделей реверсивных эндопротезов, основанных на принципах Р. Grammont, отличающихся друг от друга разной степенью медиализации центра ротации, различным креплением лопаточного компонента, особенностями дизайна, минимизирующими импинджмент между вкладышем плечевого компонента и наружным краем лопатки, а также другими техническими нюансами. Для оценки эффективности компонентов этих систем требуются дальнейшие долгосрочные наблюдения [42, 43].

Одним из сложнейших и до конца не решенных вопросов остается эндопротезирование плечевого сустава при переломах и сочетанных переломах и вывихах проксимального эпиметафиза плечевой кости.

Как правило, отбор пациентов для эндопротезирования плечевого сустава при переломах и сочетанных переломах и вывихах проводится на основании классификации, предложенной С. Neer [44]. Принципиальным моментом при наличии нескольких фрагментов служит сохранность связей с мягкоткаными структурами, а значит, наличие кровоснабжения костного отломка и его жизнеспособность.

Показания к эндопротезированию плечевого сустава определяют в случаях 4- и 3-фрагментарных переломов и сочетанных переломов и вывихов с целью предотвращения возможного асептического некроза головки после выполнения остеосинтеза [44]. Согласно обобщенным данным [35], аваскулярный некроз и артроз головки плеча после открытой репозиции и остеосинтеза имел место у 75% больных с 4-фрагментарными переломами проксимального отдела плечевой кости. С. Compito и соавт. [45] показаниями для замены плечевого сустава считают 4-фрагментарные переломы и перелома-вывихи, импрессионные переломы головки плечевой кости, вовлекающие более 40% суставной поверхности, и некоторые 3-фрагментарные переломы.

Следует отметить, что в зарубежной литературе [2, 3, 10, 46] показания к эндопротезированию при свежих переломах выделены в отдельную категорию. Это связано с тем, что во многих случаях результаты лечения были менее успешны и менее предсказуемы, чем при эндопротезировании у пациентов с остеоартрозом плечевого сустава.

Большое количество неудовлетворительных результатов обусловлено несостоятельностью фиксации большого и малого бугорков, неправильным их расположением и, следовательно, нарушением точек фиксации мышц, образующих ротаторную манжету [10, 46–48].

Р. Boileau и соавт. [49] выделяют следующие причины ненадлежащей фиксации бугорков плечевой кости при эндопротезировании:

- неправильная установка эндопротеза (излишне высокое положение и/или избыточная ретроверсия имплантата) ведет к избыточному натяжению ротаторной манжеты и способствует отрыву рефиксированных бугорков. Авторы связывают это с установкой эндопротеза под визуальным контролем, в условиях отсутствия нормальных анатомических ориентиров, что приводит к ошибкам в ориентации эндопротеза;

- дизайн ножки стандартного эндопротеза затрудняет фиксацию бугорков и препятствует анатомичной реконструкции проксимального отдела плечевой кости. Кроме того, при этом требуется моделирование костных фрагментов с удалением полноценной костной ткани;

- трудности при фиксации фрагментов посредством швов, проходящих через отверстия на стандартной ножке;

- группу пациентов, которым выполняют эндопротезирование плечевого сустава по поводу свежих переломов проксимального отдела плечевой кости, как правило, составляют лица пожилого возраста с явлениями остеопороза. Это делает труднодостижимым сращение фиксированных бугорков и может привести к прорезыванию фиксирующих их швов, особенно при начале активной реабилитации [1, 46, 49].

Для преодоления этих проблем разработаны специальные системы фрактурных или низкопрофильных («low-profile») эндопротезов с менее массивной метаэпифизарной частью, имеющей окна, дополнительные отверстия, и специальный инструментарий для правильной ориентации имплантата при его установке. Применение этих эндопротезов в случаях 4- и 3-фрагментарных переломов позволяет наиболее точно воспроизвести анатомию проксимально отдела плечевой кости и обеспечить более хорошие и предсказуемые результаты. По данным мультицентрового исследования [49], использование специальных низкопрофильных эндопротезов привело к снижению частоты осложнений, связанных с миграцией и несращением бугорков, до 25% против 49% при установке стандартных ножек.

Те же авторы указывают на необходимость четкого определения показаний, тщательного предоперационного планирования с выполнением рентгенограмм контралатеральной конечности на всю длину, применения специального инструментария для реконструкции проксимального отдела плечевой кости, наиболее близкой к нормальной анатомии [1, 49].

Показания, определяющие выбор типа эндопротеза

На выбор типа эндопротеза влияют многие факторы. Основным показанием для однополюсного эн-

допротезирования служат переломы проксимального отдела плечевой кости, при которых суставная впадина лопатки остается интактной, а также начальные стадии асептического некроза головки плечевой кости и остеоартроза. Кроме того, иногда приходится ограничиваться только замещением проксимального отдела плечевой кости в случаях, когда лопаточный компонент не может быть установлен по техническим причинам ввиду фатального дефицита костной ткани, при которых технически невыполнима костная пластика. При высоком риске разрушения гленоида и расшатывания лопаточного компонента, например, у молодых, активных пациентов с остеоартрозом, также следует отдавать предпочтение однополюсному эндопротезированию, что позволяет в последующем избежать проблем, связанных со стиранием полиэтилена, образованием дебриса и последующей нестабильностью компонентов [50]. До появления реверсивных систем эндопротезирования артропатии плечевого сустава, обусловленные повреждением ротаторной манжеты, также служили показанием к использованию однополюсных имплантатов. На современном этапе развития эндопротезирования плечевого сустава это показание практически утратило свою актуальность.

Имеются различные точки зрения относительно применения однополюсного или тотального эндопротезирования плечевого сустава при остеоартрозе. С учетом того, что во многих сериях тотального эндопротезирования были выявлены проблемы с выживаемостью лопаточного компонента, особенно в долгосрочной перспективе, исследователи рекомендовали с осторожностью подходить к установке лопаточного компонента и отдавали предпочтение однополюсному эндопротезированию при лечении остеоартроза плечевого сустава [51, 52].

Другие авторы указывают, что тотальное эндопротезирование плечевого сустава обеспечивает лучшие среднесрочные результаты [3, 53]. Большое мультицентровое исследование, проведенное Т. Edwards и соавт. [54], показало, что при остеоартрозе тотальное эндопротезирование плечевого сустава обеспечивает лучшие результаты по снижению боли, увеличению амплитуды активных движений и удовлетворенности пациента, а также сопоставимую частоту осложнений по сравнению с однополюсным эндопротезированием [54]. В литературе представлено небольшое число рандомизированных клинических исследований, в которых проводится сравнение исходов однополюсного и тотального эндопротезирования при остеоартрозе. Большая часть сообщений посвящена исходам при установке лопаточного компонента [52]. По данным I. Lo и соавт. [3], тотальное эндопротезирование плечевого сустава при остеоартрозе более эффективно по качеству купирования боли, восстановлению амплитуды активных движений и общей удовлетворенности пациента, чем однополюсное эндопротезирование. Результаты работы W. Levine и соавт. [55] показали, что однополюсное эндопротезирование при остеоартрозе плечевого сустава приводит к удовлетворительным результатам у 86% пациентов [55]. В то же время,

по данным других авторов, доля удовлетворительных результатов снижалась до 67% в течение 7,9 года [56].

Среди различных нозологий, при которых показано эндопротезирование плечевого сустава, особый интерес представляют пациенты с сопутствующей несостоятельностью ротаторной манжеты [43, 57]. Так, при остеоартрозе плечевого сустава от 5 до 10% пациентов имеют полные разрывы манжеты ротаторов, а при ревматоидном артрите, по разным данным, — от 10 до 50%, в среднем около 25% [51, 58]. При сочетании костной патологии плечевого сустава и поражения ротаторной манжеты применение анатомичных эндопротезов плечевого сустава ассоциируется с ограниченными функциональными результатами [59, 60]. В этих ситуациях показано использование реверсивных систем.

Показаниями к реверсивному эндопротезированию служат: классические артропатии, связанные с разрывом ротаторной манжеты; застарелые, массивные, не поддающиеся оперативному восстановлению повреждения ротаторной манжеты с отсутствием отведения; посттравматические и первичные артрозы плечевого сустава, ревматоидный артрит, сопровождающийся несостоятельностью ротаторной манжеты; свежие переломы проксимального отдела плечевой кости у пожилых (старше 70 лет) пациентов; опухоли области плечевого сустава, требующие значительной резекции плечевой кости и окружающих тканей; ревизионное эндопротезирование плечевого сустава по поводу развившейся несостоятельности ротаторной манжеты.

Заключение. Эндопротезирование плечевого сустава получает все большее распространение как метод оперативного лечения тяжелой патологии данной области. В клинической практике широко применяются современные модели эндопротезов, позволяющие максимально полно восстановить нормальную геометрию и биомеханику плечевого сустава. Внедрение в последние десятилетия реверсивных систем эндопротезирования позволило кардинально расширить возможности хирургов в лечении пациентов с патологией плечевого сустава, сопровождающейся массивными, необратимыми изменениями ротаторной манжеты, и достичь хороших результатов.

Успех эндопротезирования плечевого сустава зависит от множества факторов, среди которых ключевыми следует считать: состояние ротаторной манжеты плеча, степень изменений суставной поверхности лопатки, состояние дельтовидной мышцы. Большое значение также имеют вид нозологии, давность патологического процесса, предшествующие оперативные вмешательства на плечевом суставе, которые могут существенно влиять на состояние анатомических структур и предопределять использование различных типов эндопротезов. При определении показаний к эндопротезированию плечевого сустава необходимо учитывать возраст пациента, профессию, пол, образ жизни, претензии пациента на ожидаемый результат, состояние другого сустава. Стратегия дальнейшего развития и улучшения результатов эндопротезирования, по всей видимости, должна базироваться на усовершенствованных программах предоперационной диагностики и отбора пациентов, тщательном обосновании выбора типа имплантата, оценке эффективности применения отдельных конструкций, совершенствовании и внедрении новых моделей.

шенствованных программах предоперационной диагностики и отбора пациентов, тщательном обосновании выбора типа имплантата, оценке эффективности применения отдельных конструкций, совершенствовании и внедрении новых моделей.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Boileau P., Sinnerton R.J., Chuinard C., Walch G. Arthroplasty of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(5):562-75. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.88B5.16466>.
2. Gartsman G.M., Edwards T.B. Shoulder arthroplasty. Philadelphia: Saunders Elsevier; 2008.
3. Lo I.K., Litchfield R.B., Griffin S. et al. Quality-of-life outcome following hemiarthroplasty or total shoulder arthroplasty in patients with osteoarthritis: a prospective randomized trial. *J Bone Joint Surg. Am.* 2005;87(10):2178-85. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02198/>
4. Bankes M.J., Emery R.J. Pioneers of shoulder replacement: Themastocles Gluck and Jules Emile Pean. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995;4(4):259-62.
5. Krueger F.G. A vitalium replica arthroplasty on the shoulder: A case report of aseptic necrosis of the proximal end of the humerus. *Surgery.* 1951;30:1005-11.
6. Richard A., Judet R., Rene L. Acrylic prosthetic reconstruction of the upper end of the humerus for fracture-luxations. *J Chir.* 1952;68:537-47.
7. Neer C. Articular replacement for the humeral head. *J Bone Joint Surg Am.* 1955;37:215-28.
8. Pearl M.L., Kurutz S. Geometric analysis of commonly used prosthetic systems for proximal humeral replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(5):660-71.
9. Boileau P., Walch G. Adaptability and modulation in shoulder prosthesis. *Acta. Orthop. Belg.* 1995;6(Suppl 1):49-61.
10. Tanner M.W., Cofield R.H. Prosthetic arthroplasty for fractures and fracture - dislocations of the proximal humerus. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;179:116-28.
11. Harryman D.T., Sidles J.A., Harris S.L. et al. The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty: A study in cadaver. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77(4):555-63.
12. Nyffeler R.V., Sheikh R., Jacob H.A., Gerber C. Influence of humeral prosthesis height on biomechanics of glenohumeral abduction. An in vitro study. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A(3):575-80.
13. Schrupf M., Maak T., Hammoud S., Craig E.V. The glenoid in total shoulder arthroplasty. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2011;4(4):191-9.
14. Грабовой А.Ф., Родичкин В.А. Эндопротез плечевого сустава. Ортопедия, травматология и протезирование. 1983;(1):50-2. [Grabovoy A.F., Rodichkin V.A. Shoulder joint prosthesis. *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics.* 1983;(1):50-2. (In Russ.)].
15. Ненасhev Д.В., Варфоломеев А.П., Майков С.В. Анализ отдаленных результатов эндопротезирования плечевого сустава. Травматология и ортопедия России. 2012;(2):71-8. [Nenashev D.V., Varfolomeev A.P., Maykov S.V. Analysis of long-term results of shoulder arthroplasty. *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2012;(2):71-8. (In Russ.)]. <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2012--2-71-78>.
16. Boileau P., Walch G. Anatomical study of the proximal humerus: surgical technique considerations and prosthetic design rationale. In: Walch G., Boileau P., eds. *Shoulder arthroplasty.* Heidelberg: Springer; 1998.
17. Steffee A.D., Moore R.W. Hemi-resurfacing arthroplasty of the shoulder. *Contemp Orthop.* 1984;9:51-9.
18. Copeland S. The continuing development of shoulder replacement: «reaching the surface». *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(4):900-5. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00024>.
19. Levy O., Tsvieli O., Merchant J. et al. Surface replacement arthroplasty for glenohumeral arthropathy in patients aged younger than fifty years: results after a minimum ten-year follow-up. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2015;24(7):1049-60. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.11.035>.

20. Scalise J.J., Miniaci A., Iannotti J.P. Resurfacing arthroplasty of the humerus: indications, surgical techniques and clinical results. *Tech Shoulder Elbow Surg.* 2007;8:152-60.
21. Neer C.S. 2nd. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56(1):1-13.
22. Anglin C., Wyss U.P., Pichora D.R. Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;18:323-31.
23. Szabo I., Buscayret F., Edwards T.B. et al. Radiographic comparison of flat- back and convex-back glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(6):636-42.
24. Gartsman G.M., Elkousy H.A., Warnock K.M. et al. Radiographic comparison of pegged and keeled glenoid components. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:252-7.
25. Strauss E.J., Roche C., Flurin P.H. et al. The glenoid in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009;18(5):819-33. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.05.008>.
26. Cofield R.H., Daly J.J. Total shoulder arthroplasty with a tissue-ingrowth glenoid component. *J Shoulder Elbow Surg.* 1992;1:77-85.
27. Boileau P., Avidor C., Krishnan S.G. et al. Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11(4):351-9.
28. Taunton M.J., McIntosh A.L., Sperling J.W., Cofield R.H. Total shoulder arthroplasty with a metal-backed, bone-ingrowth glenoid component. Medium to long-term results. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(10):2180-8. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.00966>.
29. Churchill R.S., Boorman R.S., Fehring E.V., Matsen F.A. 3rd. Glenoid cementing may generate sufficient heat to endanger the surrounding bone. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;419:76-9.
30. Walch G., Edwards T.B., Boulahia A. et al. The influence of glenohumeral prosthetic mismatch on glenoid radiolucent lines: results of a multicenter study. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84(12):2186-91.
31. Di Giovanni J., Marra G., Park J.Y., Bigliani L.U. Hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis with massive rotator cuff tears. *Orthop Clin North Am.* 1998;29:477-89.
32. Favard L., Lautmann S., Sirveaux F. et al. Hemiarthroplasty versus reverse arthroplasty in the treatment of osteoarthritis with massive rotator cuff tear. In: Walch G., Boileau P., Mole D., eds. 2000 shoulder prosthesis two to ten year follow up. Montpellier: Sauramps Médical; 2001.
33. Fenlin J.M. Total shoulder joint replacement. *Orthop Clin North Am.* 1975;6:565-83.
34. Nwakama A.C., Cofield R.H., Kavanagh B.F., Loehr J.F. Semi-constrained total shoulder arthroplasty for glenohumeral arthritis and massive rotator cuff tearing. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9(4):302-7.
35. Neer C.S. 2nd. Shoulder reconstruction. Philadelphia: WB Saunders Company; 1990.
36. Katz D., O'Toole G., Cogswell L. et al. A history of the reverse shoulder prosthesis. *Int J Shoulder Surg.* 2007;1(4):108-13.
37. Post M., Jablon M. Constrained total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;173:109-16.
38. Brostrom L.A., Wallensten R., Olsson E., Andersson D. The Kessel prosthesis in total shoulder arthroplasty. A five year experience. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;277:155-60.
39. Berth A., Pap G. Hemi-versus bipolar shoulder arthroplasty for chronic rotator cuff arthropathy. *Int Orthop.* 2008;32:735-40.
40. Grammont P.M., Baulot E. Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. *Orthopaedics.* 1993;16(1):65-8.
41. Matsen F.A. 3rd, Boileau P., Walch G. et al. The reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89:660-7.
42. Ekelund A. Reverse shoulder arthroplasty. *Shoulder Elbow.* 2009;1(2):68-75. <https://doi.org/10.1111/j.1758-5740.2009.00021.x>
43. Wall B., Nové-Josserand L., O'Connor D.P. et al. Revers total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. *J Bone Joint Surg. Am.* 2007;89(7):1476-85. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00666>.
44. Neer C.S. 2nd. Displaced proximal humerus fractures. Part I: Classification and evolution. *J Bone Joint Surg Am.* 1970;52(1):1077-85.
45. Compito C.A., Self E.B., Bigliani L.U. Arthroplasty and acute shoulder trauma. Reasons for success and failure. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;307:27-36.
46. Goldman R.T., Koval K.J., Cuomo F. et al. Functional outcome after humeral head replacement for acute three- and four-part proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995;4(2):81-6.
47. Kralinger F., Schwaiger R., Wambacher M. et al. Outcome after primary hemiarthroplasty for fracture of the head of the humerus: a retrospective multicentre study of 167 patients. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(2):217-9.
48. Wirth M.A., Rockwood C.A. Jr. Complications of total shoulder-replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(10):2279-92.
49. Boileau P., Coste J.S., Ahrens P.M. et al. Prosthetic shoulder replacement for fracture: results of the multicentre study. In: Walch G., Boileau P., Molé D., eds. 2000 Shoulder prostheses: two to ten year follow-up. Montpellier: Sauramps Médical; 2001.
50. Burroughs P.L., Gearen P.F., Petty W.R., Wright T.W. Shoulder arthroplasty in the young patient. *J Arthroplasty.* 2003;18(6):792-8.
51. Barrett W.P., Franklin J.L., Jackins S.E. et al. Total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(6):865-72.
52. Neer C.S. 2nd. Neer hemiarthroplasty and Neer total shoulder arthroplasty in patients fifty years old or less. Long-term results (letter). *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(2):295-6.
53. Bishop J.Y., Flatow E.L. Humeral head replacement versus total shoulder arthroplasty: clinical outcomes — a review. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1 Suppl):S141 S-6S. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.027>.
54. Edwards T.B., Kadakia N.R., Boulahia A. et al. A comparison of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12(3):207-13. <https://doi.org/10.1016/mse.2003.S1058274602868045>.
55. Levine W.N., Djurasovic M., Glasson J.M. et al. Hemiarthroplasty for glenohumeral osteoarthritis: results correlated to degree of glenoid wear. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997;6(5):449-54.
56. Bryant D., Litchfield R., Sadow M. et al. A comparison of pain, strength, range of motion, and functional outcomes after hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in patients with osteoarthritis of the shoulder. A systematic review and meta-analysis. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2005;87(9):1947-56. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02854>.
57. Diaz-Borjon E., Yamakado K., Pinilla R. et al. Shoulder replacement in end-stage rotator cuff tear arthropathy: 5- to 11-year follow-up analysis of the bipolar shoulder prosthesis. *J Surg Orthop Adv.* 2007;16:123-30.
58. McCoy S.R., Warren R.F., Bade H.A. 3rd et al. Total shoulder arthroplasty in rheumatoid arthritis. *J Arthroplasty.* 1989;4(2):105-13.
59. Sanchez-Sotelo J., Cofield R.H., Rowland C.M. Shoulder hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A(12):1814-22.
60. Zuckerman J.D., Scott A.J., Gallagher M.A. Hemiarthroplasty for cuff tear arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9:169-72.

Сведения об авторе: Майков Сергей Валерьевич — канд. мед. наук, младший науч. сотр. отделения спортивной травматологии и реабилитации РНИИТО им. Р.Р. Вредена, e-mail: maykovsv@yandex.ru

Для контактов: Майков С.В. — e-mail: maykovsv@yandex.ru

Information about the author: Maykov S.V. — Cand. of Sci. (Med.), assistant researcher, Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, e-mail: maykovsv@yandex.ru

Contact: Maykov S.V. — e-mail: maykovsv@yandex.ru