









АНАТОМИЯ И ПАТОЛОГИИ КРУПНЫХ СУСТАВОВ

LARGE JOINTS ANATOMY AND PATHOLOGY

DOI 10.22363/2313-0245-2022-26-2-117-128

ОБЗОРНАЯ СТАТЬЯ
REVIEW


Эволюция эндопротезирования плечевого сустава

А.С. Петросян¹ , К.А. Егиазарян² , М.А. Панин¹ ,
А.П. Ратьев² , О.А. Аль Баварид¹  

¹ Городская клиническая больница № 17 Департамента здравоохранения г. Москвы, г. Москва, Российская Федерация

² Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова,

г. Москва, Российская Федерация

 alomar442@mail.ru

Аннотация. За более чем столетнюю историю эндопротезирования плечевого сустава ученые прошли путь от примитивных конструкций из слоновой кости до высокотехнологичных имплантов из сплавов редких металлов. На этом пути хирурги и изобретатели сталкивались с трудностями, совершали ошибки и добивались успеха. В настоящем литературном обзоре отражены тенденции развития эндопротезирования плечевого сустава, эволюционное изменение конструкций эндопротезов и принципов хирургического лечения патологии плечевого сустава, с конца XIX века и по настоящее время. В данной работе подробно рассматриваются этапы формирования основных современных философий эндопротезирования плечевого сустава, таких как философия Ch. Neer (анатомическое протезирование), P.M. Grammont (реверсивное протезирование) и J. Zippel (поверхностное протезирование). В 70-80х годах 20 столетия продолжается совершенствование компонентов эндопротезов плечевого сустава, а также техник их установки с позиции биомеханики. Было выявлено, что в случае, если при эндопротезировании головка плеча и лопаточный компонент имеют разные радиусы кривизны, формируется плече-лопаточное несоответствие. Неконгруэнтный сустав (радиус кривизны головки меньше радиуса кривизны гленоидального компонента) увеличивает эксцентричные нагрузки на имплант суставной впадины лопатки, увеличивает риск перелома импланта, а также снижает стабильность в суставе. Однако такой сустав позволяет воспроизвести естественное скольжение головки. Ограничение необходимого скольжения увеличивает нагрузки в месте фиксации и может привести к расшатыванию гленоидального компонента. Ряд исследований показали, что несоответствие более 10 мм увеличивает риск расшатывания и переломов лопаточного компонента, а несоответствие

© Петросян А.С., Егиазарян К.А., Панин М.А., Ратьев А.П., Аль Баварид О.А., 2022



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License
<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

5—7 мм можно считать оптимальным, так как обеспечивает длительную выживаемость гленоидального компонента и наилучшего воспроизведения нормальных движений в плечевом суставе.

Ключевые слова: эндопротезирование плечевого сустава, гемипротез, тотальный анатомический протез, реверсивное эндопротезирование

Информация о финансировании. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования.

Вклад авторов. Все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией.

Благодарности — не применимо.



Информированное согласие на публикацию — не применимо.

Информация о конфликте интересов. Авторы заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Поступила 15.01.2022. Принята 17.02.2022.

Для цитирования: Петросян А.С., Егиазарян К.А., Панин М.А., Ратьев А.П., Аль Баварид О.А. Эволюция эндопротезирования плечевого сустава // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Медицина. 2022. Т. 26. № 2. С. 117—128. doi: 10.22363/2313-0245-2022-26-2-117-128

Evolution of shoulder arthroplasty

Armenak S. Petrosyan¹ , Karen A. Egiazaryan² , Mikhail A. Panin¹ ,
Andrey A. Ratyev² , Omar A. Al-bawareed¹  

¹ City Clinical Hospital № 17 of the Moscow Department of Health, Moscow, Russian Federation

² Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russian Federation

✉ alomar442@mail.ru

Abstract. In the more than century-long history of shoulder arthroplasty, scientists have gone from primitive ivory designs to high-tech implants made of rare metal alloys. Along the way, surgeons and inventors have faced challenges, made mistakes, and succeeded. This literature review reflects trends in the development of shoulder arthroplasty, evolutionary changes in endoprosthesis designs and principles of surgical treatment of shoulder pathology, from the late 19th century to the present. This paper details the stages of formation of the major modern philosophies of shoulder arthroplasty, such as those of Ch. Neer (anatomical prosthetics), P.M. Grammont (reversible prosthetics), and J. Zippel (surface prosthetics). In the 70s and 80s of the 20th century the components of shoulder prostheses as well as their fitting techniques continued to be improved from a biomechanical point of view. It was found that if the shoulder head and scapular component have different radii of curvature during arthroplasty, a shoulder-blade mismatch is formed. A non-congruent joint (the radius of curvature of the head is smaller than the radius of curvature of the glenoid component) increases eccentric loads on the scapula joint implant, increases the risk of implant fracture, and reduces stability in the joint. However, such a joint allows reproduction of the natural gliding of the head. Restricting the required glide increases stress at the fixation site and can lead to loosening of the glenoid component. A number of studies have shown that a mismatch of more than 10 mm increases the risk of loosening and fractures of the scapular component, while a mismatch of 5—7 mm can be considered optimal, as it provides long-term survival of the glenoid component and the best reproduction of normal movements in the shoulder joint.

Key words: shoulder joint arthroplasty, hemiprosthesis, total anatomical prosthesis, reverse endoprosthesis

Funding. The authors received no financial support for the research, authorship, and publication of this article.

Author contributions: All authors have made significant contributions to the development concepts, research and manuscript preparation, read and approved final version before publication.

Conflicts of interest statement. authors declare no conflict of interest.

Acknowledgements — not applicable.

Consent for publication — not applicable.

Received 15.01.2022. Accepted 17.02.2022.

For citation: Petrosyan AS, Egiazaryan KA, Panin MA, Ratyev AA, Al-bawareed OA. Evolution of shoulder arthroplasty. *RUDN Journal of Medicine*. 2022;26(2):117—128. doi: 10.22363/2313-0245-2022-26-2-117-128

Введение

Эндопротезирование плечевого сустава впервые было выполнено в конце XIX века. Интересно отметить, что первым когда-либо имплантированным металлическим эндопротезом явился именно тотальный эндопротез плечевого сустава. Множество различных конструкции применялись для эндопротезирования плечевого сустава, пока анатомическая концепция Neer и реверсивная концепция Grammont не стали двумя золотыми стандартами [1, 2].

Впервые в мировой практике плечевой сустав был замещен в Париже в 1893 году хирургом Jules Emil Pean у 37-летнего пациента при туберкулезном разрушении проксимального конца плечевой кости [3]. Данный эндопротез был разработан парижским дантистом J. Porter Michaels [4]. Через 2 года протез был удален в связи с инфекцией. В 1916 году этот эндопротез был передан в США и в настоящее время хранится в Смитсоновском институте в Вашингтоне [5, 6].

По другим данным, пионером в области эндопротезирования плечевого сустава был T. Gluck, который в 1891 году сообщил о применении [6, 7].

В первой половине XX века в Европе и в США появилось множество моделей эндопротезов плечевого сустава, иногда радикально отличающихся друг от друга, таких как биполярные эндопротезы или поверхностные эндопротезы. Однако отсутствие системного подхода к эндопротезированию плечевого сустава, неутешительные результаты применения имеющихся конструкций эндопротезов возродили интерес к альтернативным методам

лечения, таким как удаление головки плеча или корригирующие остеотомии [8].

Эндопротезирование плечевого сустава в конце XIX в. — первой половине XX в.

Не подвергается сомнению, что T. Gluck был пионером в замене суставов и разработал протезы для многих суставов, включая плечевой. Он внес большой вклад во многие отрасли экспериментальной хирургии в конце девятнадцатого века, включая трансплантацию органов и хирургию переломов. Однако в области эндопротезирования плечевого сустава его вклад занижен, если не полностью упущен из виду. После испытаний на животных с различными материалами, включая дерево, стекло, алюминий и никелированную сталь, Gluck выбрал для своих исследований трупную кость и слоновую кость. Он также экспериментировал с методами крепления своих протезов к скелету и использовал в качестве цемента различные вещества, в том числе медную амальгаму, парижскую штукатурку и каменную замазку, отдавая предпочтение бесцементной остеоинтеграции [9, 10].

T. Gluck был заинтересован в том, чтобы его конструкции можно было использовать во всех возрастных группах, и поэтому разработал протезы со сменными концами из слоновой кости, тем самым создав первые модульные протезы [7]. Следует отметить, что результаты применения эндопротезов плечевого сустава, разработанные T. Gluck, нельзя признать успешными. Это предопределило крайне низкий

интерес к эндопротезированию плечевого сустава в конце XIX-го — начале XX века. В течение почти 40 лет единственной, помимо Т. Gluck, документально подтвержденной заменой плечевого сустава была еще одна попытка использования слоновой кости, предпринятая Кенигом в 1914 году [11]. Неудача этих ранних экспериментов была вызвана инфекцией, приведшей к быстрой нестабильности компонентов эндопротеза. Разработки продолжались очень медленными темпами из-за дополнительных ограничений биоматериалов и плохих методов фиксации.

С середины XX века появляется множество публикаций о применении эндопротезов плеча, произведенных из различных синтетических материалов: акрила, полиамида, полиэтилена и др. [12—14].

Акриловый протез, модифицированный из протеза бедра Judet, был описан Boron и Sevin в 1951 году [12]. В 1952 Richard A. и соавт. сообщают о применении акрилового компонента для реконструкции проксимального конца плечевой кости при многооскольчатых переломах, которые обычно лечились резекцией кости. Отмечается, что активные движения в плечевом суставе после такого эндопротезирования, как правило, были неудовлетворительными. Это объяснялось тем, что производимая резекция большого бугорка, даже в случае рефиксации сухожилия надостной и подостной мышц к акриловой головке эндопротеза плечевой кости, приводила к значительной утрате функции плечевого сустава [13].

В 1953 была опубликована работа MacAusland и соавт., в которой описывается опыт применения 9 эндопротезов из полиамида для лечения оскольчатых перелома-вывихов плечевой кости. Авторы сообщили об удовлетворительных функциональных результатах в сроке 12 месяцев после эндопротезирования [14].

В 1950 году Frederick Krueger сообщил о первой успешной гемиартропластике металлическим эндопротезом. Для лечения пациента с аваскулярным некрозом головки плечевой кости он использовал имплантат анатомического дизайна, отлитый из виталиума (жаропрочный сплав на основе кобальта, хрома и молибдена) по слепку проксимального от-

дела плечевой кости. Эндопротез был установлен с сохранением места прикрепления сухожилий вращательной манжеты к плечевой кости, что избавило пациента от боли и обеспечило хорошую функцию плеча [8].

Современная эра эндопротезирования плечевого сустава началась с новаторской работы Charles S. Neer, который в 1953 году заложил основы наших современных знаний о показаниях, хирургической технике, реабилитации и результатах эндопротезирования плечевого сустава [1].

Концепция анатомического эндопротезирования плечевого сустава Ch. Neer

Знаковым моментом в развитии эндопротезирования плечевого сустава можно считать 1953 год, когда Charles S. Neer с соавторами сообщили о возможности эндопротезирования при многофрагментарных переломах и перелома-вывихах плеча. Эндопротезы плечевого сустава первого поколения (Neer I) изготавливались из виталиума и были моноблочными (рис. 1) [1].

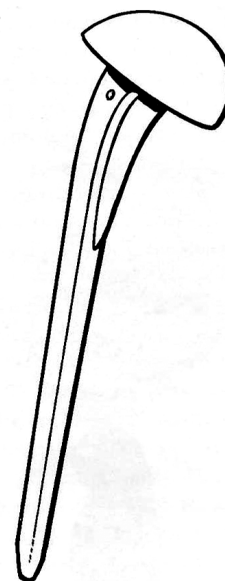


Рис. 1 Эндопротез проксимального конца плечевой кости I поколения (Neer I)

Fig. 1 Gen I Proximal Shoulder Endoprosthesis (Neer I)

Изначально Charles Neer стремился разработать эндопротез для выполнения ревизионной операции пациентам с плохой функцией плеча и стойкой болью после резекции головки плечевой кости по поводу перелома-вывиха [1]. Также Ch. Neer считал, что компоненты эндопротеза должны иметь большую площадь контакта с костью для предотвращения асептической нестабильности. Через 2 года после начала исследований Ch. Neer и соавт. сообщают о положительном опыте восьми гемартропластик плечевого сустава, с использованием протезов первого поколения (Neer I) для лечения перелома-вывихов, аваскулярного некроза и одного случая остеоартроза [15]. Хорошие результаты при использовании эндопротезов Neer I были обусловлены высоким качеством эндопротезов, а также пониманием важности сохранения большого бугорка плечевой кости [15].

Два года спустя были внесены некоторые изменения в конструкцию эндопротеза, включая неанатомическое уплощение головки плечевой кости для обеспечения более глубокой посадки эндопротеза и создание характерных ныне отверстий, которые не только обеспечивают проникновение в них кости в процессе остеоинтеграции и возможность фиксации бугорков плечевой кости при их переломах. К 1964 году Neer применил свою методику у 54 пациентов [16]. Согласно представлению Ch. Neer эндопротез плечевого сустава должен быть изготовлен из материала, который является инертным, прочным и обладать эластичностью, приближенной к костной ткани, «повторять» анатомию плечевого сустава. Эта и последующая работа Neer заложили основы наших нынешних знаний о показаниях, хирургической технике, реабилитации и результатах эндопротезирования плечевого сустава (концепция Neer) [1, 15—17].

Ch. Neer понимал, что полная замена плечевого сустава может улучшить функциональные результаты в случае наличия повреждений суставной поверхности лопатки. В связи с этим в 1973 году Ch. Neer модифицировал свой эндопротез головки плеча за счет создания лопаточного (гленоидального) компонента из полиэтилена и, таким образом,

создал первый тотальный эндопротез плечевого сустава, получивший широкое распространение (эндопротез Neer II).

Важно заметить, что Neer понимал, что для хорошего функционирования тотального эндопротеза плечевого сустава требуется сохранность вращательной манжеты плеча [17, 18].

В 1982 году Neer продемонстрировал хорошие отдаленные результаты (более 10 лет после операции) при использовании нескольких таких эндопротезов [19]. Несмотря на это, нередко у хирургов возникали трудности с ориентацией головки эндопротеза в горизонтальной и во фронтальной плоскостях из-за фиксированной геометрии имплантатов. Американские исследователи M.L. Pearl и S. Kurutz провели геометрический анализ и пришли к выводу, что даже при оптимальной установке эндопротеза сохранялось отклонение центра ротации более 5 мм [20—22].

Особое внимание многими авторами уделялось технике имплантации гленоидального компонента. По технике Ch. Neer, паз под киль имплантата формировался путем кюретажа с удалением значительного количества кости и созданием большой цементной мантии [23—25]. Описана техника, при которой паз в суставном отростке лопатки под килевой лопаточный компонент создается путем техники уплотнения — импакции губчатой кости [26—28]. При применении такой техники паз имеет такие же размеры, как и киль имплантата, что помогает плотно установить лопаточный компонент и предотвратить его микроподвижность во время полимеризации цемента. По сравнению с техникой кюретажа уплотнение губчатой кости суставной поверхности лопатки обеспечивает более стабильную основу для гленоидального компонента [29, 30]. Преимущества техники уплотнения над техникой кюретажа демонстрируют исследования, показывающие, что рентгенологические признаки остеолита вокруг гленоидального компонента встречаются в 2,5 раза реже после использования техники уплотнения через 2 года после операции [29, 31].

В 70-е годы XX века независимо друг от друга E. Engelbrecht и P.I. Kenmore разработали поли-

этиленовые гленоидальные компоненты для использования с протезом Neer I. [32]. Оба автора отмечают хорошие или отличные результаты касаясь устранения болевого синдрома, которое было достигнуто в 80—96 % случаев, но функциональные результаты были в большинстве случаев (62 %) лишь удовлетворительными. Лучшие функциональные результаты получены при интактной манжете ротаторов и отсутствии дефицита костной ткани [33, 34].

Одним из вариантов эндопротезов плечевого сустава, применявшийся в 1970-х, 1980-х и начале 1990-х годов, являлся биполярный эндопротез плечевого сустава, разработанный Swanson (рис. 2). Этот эндопротез является по своей сути адаптированной копией эндопротеза тазобедренного сустава, ранее предложенной Bateman.

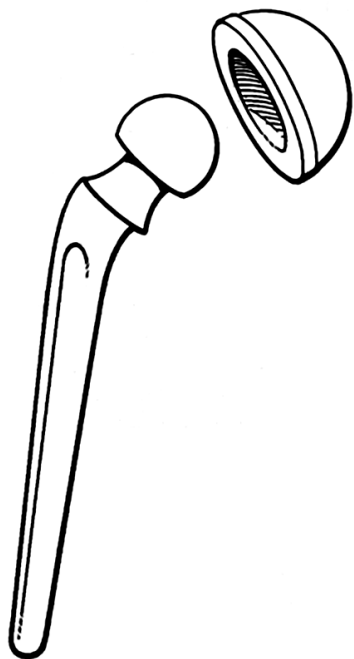


Рис. 2 Биполярный эндопротез Swanson.

Fig. 2 Swanson Bipolar Endoprosthesis.

Основным показанием к имплантации эндопротеза Swanson был тяжелый артроз плечевого сустава с артропатией вращательной манжеты [34, 35].

В 1977 году F. Mazas и соавт. описали несвязанный тотальный эндопротез плечевого сустава, состо-

явший из полной полиэтиленовой цементируемой плоской гленоидальной чашки и цементируемого металлического плечевого компонента. Для установки такого эндопротеза авторы использовали задний доступ между сухожилиями подостной и малой круглой мышц с отсечением сухожилия подлопаточной мышцы. Спустя 5 лет авторы опубликовали результаты 38 операций. В 14 случаях была выполнена ревизия из-за нестабильности гленоидального компонента. В 65 % случаев функциональный результат был неудовлетворительным [36].

Первым серийным анатомичным эндопротезом плечевого сустава может считаться эндопротез DANA (Designed After Natural Anatomy), который был создан в Калифорнийском университете в 1985 году (рис. 3) [37]. Этот эндопротез наряду с другими, разработанными в 1980-х (Roper-Day, Custom), был основан на системе Neer II, однако в нем была реализована модернизация лопаточного компонента [38].



Рис. 3 Эндопротез DANA — Designed After Natural Anatomy

Fig. 3 DANA Endoprosthesis — Designed After Natural Anatomy

Связанные эндопротезы

Помимо несвязанных эндопротезов плечевого сустава определенную популярность в 70-х и 80-х годах прошлого века имели связанные эндопротезы. Однако опыт применения таких конструкций нельзя признать положительным.

Наиболее распространенным связным эндопротезом плечевого сустава являлся эндопротез Stanmore, прототипом которого был тотальный эндопротез тазобедренного сустава с металлической парой трения.

В 1972 г. A.W. Lettin и J.T. Scales сообщили всего о двух случаях тотального эндопротезирования плечевого сустава с использованием связного эндопротеза Stanmore для лечения последствий ревматоидного артрита. В обоих случаях отмечалась уменьшение болевого синдрома и увеличение отведения до 90 градусов через 18 месяцев после операции [39].

В 1982 A.W. Lettin и J.T. Scales году опубликовали результаты 49 пациентов после тотального эндопротезирования плеча эндопротезом Stanmore, выполненных в период с 1969 по 1977 год [40]. В 9 случаях эндопротезы были удалены: один из-за инфекции, один из-за рецидивирующийся вывихов, в остальных случаях в связи с износом гленоидального компонента [41—43]. По мнению авторов, функциональные результаты у остальных 40 пациентов были противоречивыми, хотя у большинства пациентов был достигнут удовлетворительный объем движений в плечевом суставе [44—49].

В 1975 году M. Post и соавт. описали результаты применения, связанного шаровидного плечелопаточного эндопротеза Michael Reesec у 102 пациентов [50]. Авторы отмечают лишь незначительное улучшение функции плечевого сустава после операции, описывают многочисленные осложнения, наиболее частые из которых вывих и нестабильность гленоидального компонента. По результатам иссле-

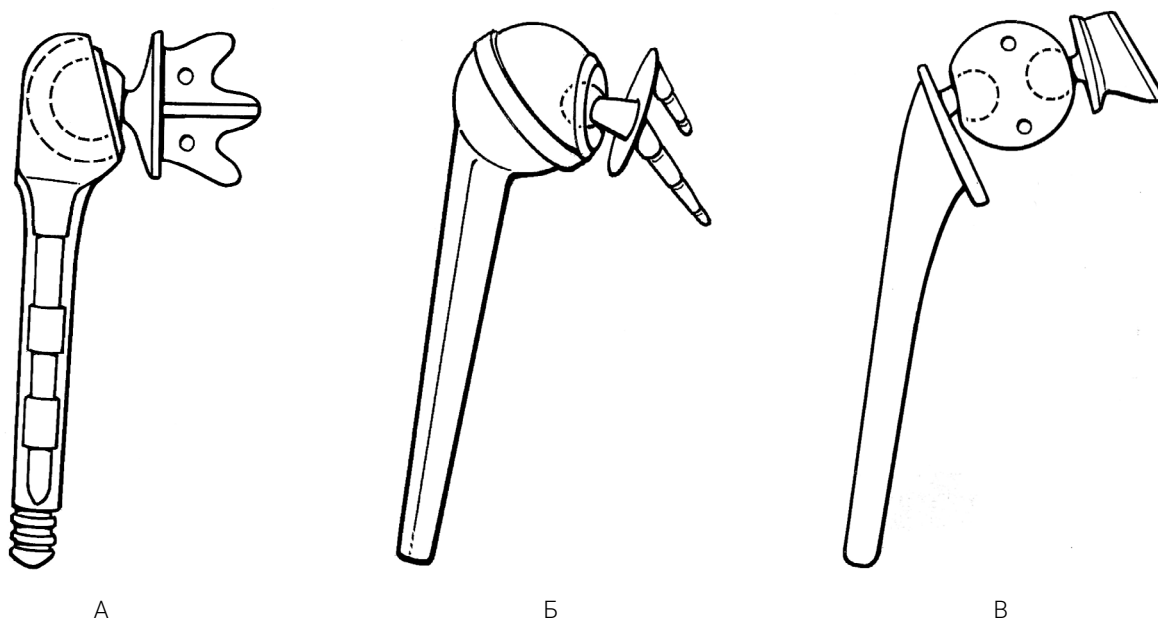


Рис. 4 А – Эндопротез Mark III. Б – Модель эндопротеза плечевого сустава (реверсивный биполярный тип протеза: большая головка и два узла трения). В – Связанный трехшарнирный эндопротез

Fig. 4 A – Mark III Endoprosthesis. B – Model Shoulder Endoprosthesis (reversible bipolar prosthesis type: large head and two friction nodes). C – Tied triple hinge endoprosthesis

дования авторы пришли к выводу, что применение данной конструкции требует тщательного подбора пациентов и в стандартных ситуациях следует применять менее сложные варианты эндопротезов [51].

В 1990 году Charles Neer с целью обеспечения возможности активного отведения в плечевом суставе выдвинул идею низведения фиксированного центра ротации, что позволяет восстановить натяжение, а следовательно, силу дельтовидной мышцы. Эти идеи нашли свое применение в серии связанных эндопротезов Mark I—Mark III (рис. 4.) [52]. Эндопротезы Ch. Neer Mark I и Mark III — двухшарнирные и трехшарнирные не нашли практического применения из-за потери объема движений в связи с ранним расшатыванием лопаточного компонента под действием силы дельтовидной мышцы на смещенный кнаружи центр ротации плечевого сустава. Таким образом, теоретические предположения не получили подтверждения на практике [53, 51].

Поверхностное эндопротезирование

J. Zippel был первым, кто в 1975 году опубликовал результаты использования металлического «колпачок» для замены головки плечевой кости в сочетании с полиэтиленовым гленоидным компонентом. В своей работе J. Zippel сформулировал основные показания для установки поверхностных эндопротезов головки плечевой кости, это асептический некроз головки, вторичные изменения плечевого сустава на фоне ревматоидного артрита [54].

Следует отметить, что показания для поверхностного протезирования головки плечевой кости, сформулированные Zippel, остаются прежними и в наши дни.

Поверхностное эндопротезирование головки плечевой кости — Resurfacing стало популярным в конце XX века. В своих публикациях O. Levy и S.A. Copeland описали хорошие результаты применения данной методики [55]. Авторы отмечают, что для обеспечения надежной фиксации и выживаемости конструкции требуется достаточное количество и хорошее качество костной ткани в эпиметафизар-

ной зоне. Таким образом, для успешного проведения поверхностного протезирования головки плеча требуется тщательный подбор пациентов [55, 56].

Реверсивное эндопротезирование

В 1972 году В. Reeves впервые описал реверсивный эндопротез плеча, данная конструкция никогда в клинической практике не применялась, однако послужила прототипом всех реверсивных эндопротезов плечевого сустава [57]. Одной из таких конструкций стал эндопротез Kölbel, который был предназначен для реконструкции плеча после резекции опухоли. В этом эндопротезе фиксация к гленоиду проводилась с помощью фланца, который фиксировался винтами к суставному отростку лопатки [58]. Другой тип фиксации гленоидального компонента применялся в реверсивном эндопротезе Kessel, в котором для этого использовался большой центральный гленоидальный винт из нержавеющей стали [59]. Как и у протеза Kölbel, плечевой компонент эндопротеза Kessel был выполнен из полиэтилена. В серии из 23 установленных эндопротезов Kessel было зарегистрировано 6 ревизионных операций в сроке до 3 лет наблюдения, а также рентгенологические признаки лизиса вокруг гленоидных компонентов всех эндопротезов в течение 5 лет наблюдения [60].

Недостатки эндопротеза Kessel во многом были устранены в эндопротезе Bayley-Walker, в котором гленоидальный винт был покрыт гидроксиапатитом, что обеспечивало лучшую его стабильность, а центр ротации перемещен медиально и дистально. Полиэтиленовый плечевой компонент был заменен на металлический с полиэтиленовым удерживающим вкладышем (Рис. 5) [61]. В начале XXI века эндопротез Bayley-Walker был модернизирован, став связным, и нашел широкое применение у пациентов с судорожным синдромом.

В 1973 году Y. Gerard и соавт. опубликовали результаты 6 операций с использованием оригинального реверсивного эндопротеза плеча, гленоидальный компонент которого состоял из металлической пластины, закрепленной двумя винтами к лопатке и 20-миллиметровой металлической сферы, ввин-

ченной в пластину. Плечевой компонент состоял из полиэтиленовой чашки, закрепленной к металлическому стержню (рис. 6). Стабильность плечевого сустава и уменьшение боли были получены у всех пациентов, однако активные движения не улучшились, так как конструкция протеза не компенсировала дефицит вращательной манжеты [62].

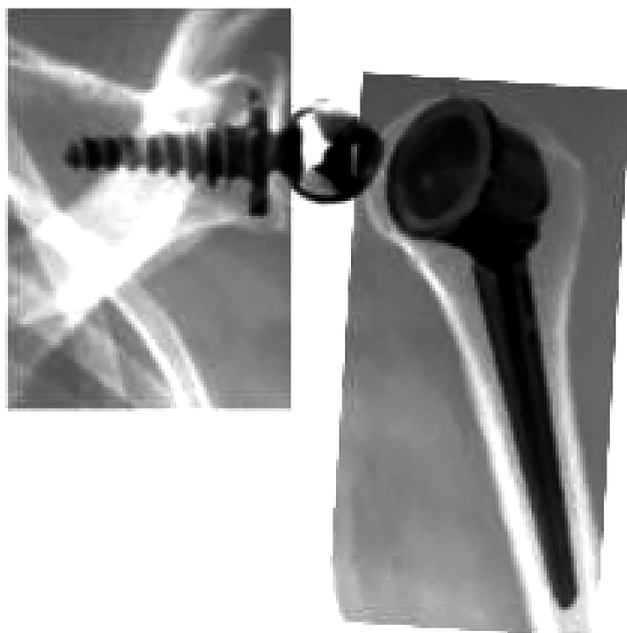


Рис. 5 Эндопротез Bayley-Walker
Fig. 5. Bayley-Walker Endoprosthesis

Очень важным этапом эволюции эндопротезов плеча можно считать разработку оригинальной конструкции J.M. Fenlin, где впервые была применена большая гленоидальная головка из полиэтилена, которая сочленялась с большой плечевой чашечкой на металлическом стержне [63, 64].

В 1977 году F.F. Vueschel сконструировал чашку с двойной мобильностью с небольшой металлической гленосферой, которая сочленялась с большой полиэтиленовой головкой, которая, в свою очередь, сочленялась с плечевой металлической чашкой и стержнем, что обеспечивало хороший объем движения [65].



Рис. 6 Эндопротез Gerard
Fig. 6 Endoprosthesis Gerard

Трехсферная система Gristina также была разработана для улучшения объема движений в оперированной конечности. Эта связанная система включала в себя маленькую плечевую металлическую головку и небольшую гленоидальную металлическую головку, которые сочленялись с большой центральной полиэтиленовой сферой [66].

Началом современной эры реверсивного эндопротезирования плечевого сустава можно считать 1987 году когда P.M. Grammont сообщил о своей реверсивной системе [2]. Главное новшество состояло в медиализации и низведении центра ротации плечевого сустава, что ведет к оптимальному вовлечению дельтовидной мышцы в процесс отведения конечности, а также улучшению стабильности эндопротеза (концепция Grammont). В результате проведенных автором исследований было выявлено, что медиали-

зация центра вращения на 10 мм, увеличивает рычаг дельтовидной мышцы и повышает момент силы этой мышцы на 20 %, а низведение центра ротации на 10 мм повышает момент силы примерно на 30 %. При таком расположении эндопротеза ротаторы центрируют головку плечевой кости в суставной впадине лопатки и предупреждают ее дислокацию.

Первый эндопротез Grammont состоял из металлической гленосферы, составлявшей 2/3 сферы, полиэтиленового плечевого стержня и чашки, которая представляла собой 1/3 сферы. Все компоненты фиксировались при помощи костного цемента. В серии клинических наблюдений с применением данных конструкции был отмечен значительный износ и частые переломы гленоидального компонента. В связи с этим центр ротации был медиализирован по отношению к нативной суставной поверхности лопатки путем изменения гленосферы с 2/3 сферы до 1/2 сферы [67]. Впоследствии, гленоидальный и плечевой компоненты были покрыты гидроксиапатитом для обеспечения бесцементной фиксации.

В 1990-х годах система Граммонта была признана многими плечевыми хирургами наилучшей в случаях дефицита вращательной манжеты [68]. Концепция Grammont была реализована в трех поколениях полусвязанных реверсивных протезов Delta [2]. Третье поколение стало применяться с 1994 года и стало предшественником для разработки всех современных реверсивных систем.

Эндопротез плечевого сустава Delta третьего поколения стал «золотым стандартом» реверсивного эндопротезирования и получил наибольшее распространение в мире [2, 67, 68].

В нашей стране также проводилась активная работа для улучшения результатов эндопротезирования плечевого сустава. Многими авторами в разное время был разработан ряд конструкций эндопротезов, но широкого практического применения они не нашли [69, 70].

Выводы

Эндопротезирование плечевого сустава имеет более чем 120-летнюю историю. В настоящее время

в арсенале хирургов-ортопедов имеется множество различных моделей эндопротезов плечевого сустава, однако в основе всех современных конструкций лежит философия Ch. Neer (анатомическое протезирование), P.M. Grammont (реверсивное протезирование) и J. Zippel (поверхностное протезирование). Каждая из этих систем имеет свою область применения, преимущества и недостатки, но, по мнению многих авторов, оптимального эндопротеза плечевого сустава пока не существует [71]. В связи с этим необходимо продолжить научные изыскания в данном направлении.

Библиографический список/ References

1. Neer CS, Brown TH, McLaughlin HL. Fracture of the neck of the humerus with dislocation of the head fragment. *Am.J. Surg.* 1953;85(3):252—258.
2. Grammont P, Trouilloud P, Laffay J, Deries X. Etude et realisation d'une nouvelle prothèse d'épaule. *Rhumatologie.* 1987;39:407—418.
3. Péan JE. Des moyens prothétiques destinés à obtenir la réparation des parties osseuses. *Gaz. Hop Paris.* 1894;67:291.
4. Ballmer FT, JA Sidles, Lippitt SB, Matsen FA. Humeral head prosthetic arthroplasty: surgically relevant geometric considerations. *J. Shoulder Elbow Surg.* 1993;2:296—304.
5. Pean JE. On prosthetic methods intended to repair bone fragments. *Clin Orthop Rei Res.* 1973;94:4—7.
6. Bankes MJ, Emery RJ. Pioneers of shoulder replacement: Themastocles Gluck and Jules Emile Pean. *Shoulder Elbow Surg.* 1995;4(4):259—262.
7. Gluck T. Referat über die Durch das moderhe chirurgishe experiment govonnenen positiven resultate betreffend die nacht und den Ersatz von defecten höherer gewebe sowie über die Verwertung resorbirbarer und lebendiger tamons in der Chirurgie. *Arch. Klin. Chir.* 1891;41:187—239.
8. Krueger FG. A vitalium replica arthroplasty on the shoulder: A case report of aseptic necrosis of the proximal end of the humerus. *Surgery.* 1951;30:1005—1011.
9. Wessinghage D. Themistocles Gluck: 100 Jahre kunstlicher Gelenkersatz. *Z Orthop.* 1991;129:383—388.
10. Eynon-Lewis NJ, Ferry D, Pearse MF. Themistocles Gluck: an Unrecognised Genius. *BMJ.* 1992;305:1534—1536.
11. Konig F. Ueber die Implantation von Elfenbein zum Erstatz von Knochen und Gelenkenden Beित्र Klin Chir. *Z. Orthop.* 1913;85:91—114.
12. Boron R, Sevin L. Prothese Acrylique de l'épaule. *Presse Med.* 1951;59:1480.
13. Richard A, Judet R, René L. Reconstruction prothétique acrylique de l'extrémité supérieure de l'humérus spécialement au cours des fractures-luxations. *J. Chir.* 1952;68(8—9):537—547.
14. Macausland WR. Nylon prosthesis in lesions of the shoulder, elbow and finger. *Am.J. Surg.* 1953;85(2):164—173.

15. Neer CS. II Articular replacement for the humeral head. *J. Bone Joint Surg. Am. Z. Orthop* 1955;37-A(2):215—228.
16. Neer CS. Followup notes on articles previously published in the journal. Articular replacement for the humeral head. *J Bone Joint Surg*. 1964;46:1607—1610.
17. Neer CS. 2nd Replacement arthroplasty for gleniohumeral osteoarthritis. *J. Bone Joint Surg*. 1974;56A(1):1—13.
18. Baumgartner D, Nolan BM, Mathys R, Lorenzetti SR, Stüssi E. Review of fixation techniques for the four-part fractured proximal humerus in hemiarthroplasty. *J. Orthop Surg Res*. 2011;18(6):36. doi: 10.1186/1749—799X-6—36.
19. Neer CS, Watson KC, Stanton FJ. Recent experience in total shoulder replacement. *J. Bone Joint. Surgery*. 1982;64A(3):319—337.
20. Pearl ML, Kurutz S. Geometric analysis of commonly used prosthetic systems for proximal humeral replacement. *J. Bone Joint Surg*. 1999;81A:660—671.
21. Pearl ML, Volk AG. Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty. *J. Shoulder Elbow Surg*. 1996;5:320—326.
22. Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Lippitt SB, Matsen FA. The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after gleniohumeral arthroplasty: A study in cadaver. *J. Bone Joint Surg*. 1995;77A:555—563.
23. Nyffeler RV. Influence of humeral prosthesis height on biomechanics of gleniohumeral abduction an in vitro study. *J. Bone Joint Surg*. 2004;86A:575—580.
24. Boileau P, Walch G. Adaptability and modulation in shoulder prosthesis. *Acta Orthop. Belg*. 1995;6(Suppl. 1):49—61.
25. Brems JJ. The glenoid component in total shoulder. *J. Shoulder Elbow Surg*. 1993;2:14754.
26. Boileau P, Walch G. The three-dimensional geometry of the proximal humerus: implications for surgical technique and prosthetic design. *J Bone Joint Surg*. 1997;79B:857—865.
27. Walch G, Boileau P. Anatomical study of the proximal humerus: surgical technique considerations and prosthetic design rationale. *Shoulder arthroplasty. Heidelberg, Springer*. 1998. P. 69—82.
28. Gartsman GM, Edwards TB. *Shoulder arthroplasty. Philadelphia: Saunders Elsevier*, 2008. 544 p.
29. Boileau P, Sinnerton RJ, Chuinard C, Walch G. Arthroplasty of the shoulder. *J. Bone Joint Surg*. 2006;88B(5):562—573.
30. Anglin C, Wyss UP, Pichora DR. Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *J. Shoulder Elbow Surg*. 2000;9(4):323—331. doi: 10.1067/mse.2000.105451
31. Szabo I, Buscayret F, Edwards TB, Nemoz C, Boileau P, Walch G. Radiographic comparison of flat-back and convex-back glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2005;14(6):636—42. doi: 10.1016/j.jse.2005.05.004
32. Szabo I, Buscayret F, Edwards TB, Nemoz C, O'Connor DP, Boileau P, Walch G. Radiographic comparison of two glenoid preparation techniques in total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;(431):104—10. doi: 10.1097/01.blo.0000150322.93550.2f
33. Anglin C, Wyss UP, Nyffeler RW, Gerber C. Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(2):144—50. doi: 10.1016/s0268—0033(00)00078—4
34. Cofield RH. Uncemented total shoulder arthroplasty: a review. *Clin. Orthop*. 1994;307:86—93.
35. Walch G, Edwards TB, Boulahia A, Boileau P, Mole D, Adeleine P. The influence of glenohumeral prosthetic mismatch on glenoid radiolucent lines: results of a multicenter study. *J. Bone Joint Surg*. 2002;84A:2186—2191.
36. Takase KR, Yamamoto K, Imakiire A, Burkhead WZ Jr. The radiographic study in the relationship of the gleniohumeral joint. *J. Orthop. Res*. 2004;22:298—305. doi: 10.1016/S0736—0266(03)00187—6
37. Filatov VI. *Clinical biomechanics*. Москва: Medicine 1980. 200 p. (In Russ)
[Филатов В.И. Клиническая биомеханика. Москва: Изд-во Медицина. 1980. 200 с.]
38. Friedman RJ, An YH, Draughn RA. Glenohumeral congruence in total shoulder arthroplasty. *Orthop. Trans*. 1997;1166—1174.
39. Strauss EJ, Roche C, Flurin PH, Wright T, Zuckerman JD. The glenoid in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2009;18(5):819—33. doi: 10.1016/j.jse.2009.05.008
40. Gazielly DF, Allende C, Pamelin E. Results of cancellous compaction technique for glenoid resurfacing. *The 9th International Congress on Surgery of the Shoulder. Washington, DC*, 2004. 566p.
41. Deshmukh AV, Koris M, Zurakowski D, Thornhill TS. Total shoulder arthroplasty: long term survivorship, functional outcome, and quality of life. *J. Shoulder Elbow Surg*. 2005;14:471—479. doi: 10.1016/j.jse.2005.02.009
42. Wirth MA. Radiologic, mechanical, and histologic evaluation of 2 glenoid prosthesis designs in a canine model. *J. Shoulder Elbow Surg*. 2001;10:140—148.
43. Kenmore PI, MacCartee C, Vitek B. A simple shoulder replacement. *J. Biomed. Mater. Res*. 1974;8(4 Pt 2):329—330.
44. Swanson AB, de Groot Swanson G, Maupin BK, Wei JN, Khalil MA. Bipolar implant shoulder arthroplasty. *Orthopedics*. 1986;9(3):343—351.
45. Mazas F, de la Caffiniere JY. Une prothèse totale d'épaule non retentive. A propos de 38 cas. *Rev. Chir. Orthop Repar. Appar. Mot*. 1982;68(3):161—170.
46. Amstutz HC, Thomas B., Kabo JM, Jinnah RH, Dorey FJ. The Dana total shoulder arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am*. 1988;70(8):1174—1182.
47. Roper BA, Paterson JM, Day WH. The Roper-Day total shoulder replacement. *J. Bone Joint Surg. Br*. 1990;72(4):694—697.
48. Lettin AW, Scales JT. Total replacement of the shoulder joint (two cases). *Proc. R. Soc. Med*. 1972;65(4):373—374.
49. Lettin AW, Copeland SA, Scales JT. The Stanmore total shoulder replacement. *J. Bone Joint Surg. Br*. 1982;64(1):47—51.
50. Post M, Haskell SS, Finder JG. Total shoulder replacement. *J. Bone Joint Surg*. 1975;57A:1171.
51. Post M, Jablon M. Constrained total shoulder arthroplasty. Long-term follow-up observations. *Clin. Orthop. Relat. Res*. 1983;(173):109—116.
52. Neer CS. 2nd Shoulder reconstruction. Philadelphia: *WB Saunders Company J.*, 1990. 551 p.
53. Katz D, O'Toole G, Cogswell L, Sauzieres P, Valenti P. A history of the reverse shoulder prosthesis. *International J. Shoulder Sarg*. 2007;1(4):108—113.

54. Zippel J. Luxationssichere schulterendoprothese model BME. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 1975;113(4):454—457.
55. Levy O, Funk L, Sforza G, Copeland SA. Copeland surface replacement arthroplasty of the shoulder in rheumatoid arthritis. *J. Bone Joint Surg.* 2004;86A:512—518.
56. Scalise JJ, Miniaci A, Iannotti JP. Resurfacing arthroplasty of the humerus: indications, surgical technique, and clinical results. *Techniques in Shoulder and Elbow Surg.* 2007;8:152—160.
57. Reeves B, Jobbins B, Flowers F, Dowson D, Wright V. Some problems in the development of a total shoulder endo-prosthesis. *Ann. Rheum. Dis.* 1972;31(5):425—426.
58. Kölbl R, Friedebold G. Möglichkeiten der alloarthroplastik an der schulter. *Arch. Orthop. Unfallchir.* 1973;76(1):31—39.
59. Kessel L, Bayley I. Prosthetic replacement of shoulder joint: Preliminary communication. *J.R. Soc. Med.* 1979;72(10):748—752.
60. Broström LA, Wallensten R, Olsson E, Anderson D. The Kessel prosthesis in total shoulder arthroplasty. A five-year experience. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1992;277:155—160.
61. Ahir SP, Walker PS, Squire-Taylor CJ, Blunn GW, Bayley JI. Analysis of glenoid fixation for a reversed anatomy fixed-fulcrum shoulder replacement. *J. Biomech.* 2004;37(11):1699—1708. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.01.031
62. Gérard Y, Leblanc JP, Rousseau B. Une prothèse totale d'épaule. *Chirurgie. J. Bone Joint Surg.* 1973;99(9):655—663.
63. Fenlin JM. Total glenohumeral joint replacement. *Orthop. Clin. North Am. J.* 1975;6(2):565—583.
64. Fenlin JM. Semi-constrained prosthesis for the rotator cuff deficient patient. *Orthop Trans.* 1985;9:55.
65. Buechel FF, Pappas MJ, DePalma AF. "Floating-socket" total shoulder replacement: Anatomical, biomechanical, and surgical rationale. *J. Biomed. Mater. Res.* 1978;12(1):89—114.
66. Ungethüm M, Blömer W. Endoprothetischer ersatz des schultergelenks. Möglichkeiten und deren analyse. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 1986;124(1):50—56.
67. Grammont PM, Baulot E. Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. *Orthopedics.* 1993;16(1):65—68.
68. Matsen FA, Boileau P, Walch G, Gerber C, Bicknell RT. The reverse total shoulder arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 2007;89-A:660—667. doi: 10.2106/00004623—200703000—00027
69. Kotenko VV, Ponter VE, Bitugov BI. Humeral head endoprosthesis. *Patent USSR. № 3910800/28—14. Bul.* 1986;48:1920. (In Russian).
[Котенко В.В., Понтер В.Е., Битюгов Б.И. Эндопротез головки плечевой кости. патент СССР. № 3910800/28—14. Бюл. 1986. № 48. С. 19—20.]
70. Goryachev AN, Erofeev AT, Geter ME, Fominykh AA. Unipolar arthroplasty for defects in the proximal humerus after gunshot wounds. *Abstract of the Congress "Man and his health". SPb.* 1998. 49 p. (In Russian).
[Горячев А.Н., Ерофеев А.Т., Гетер М.Е., Фоминых А.А. Монополярная эндопротезирование дефектов проксимального отдела плечевой кости после огнестрельных ранений. Матер. Конгресс «Человек и его здоровье» // СПб. 1998. С. 49.]
71. Nenashev DV, Varfolomeev AP, Maikov SV. Analysis of long-term results of shoulder arthroplasty. *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2012;2:71—78. (In Russian).
[Ненашев Д.В., Варфоломеев А.П., Майков С.В. Анализ отдаленных результатов эндопротезирования плечевого сустава. Травматология и ортопедия России // 2012. № 2. С. 71—78.]

Ответственный за переписку: Аль Баварид Омар Абед Аль Хафез Мофлех — врач ортопед-травматолог, городская клиническая больница № 17 департамента здравоохранения г. Москвы, Российская Федерация, 119620, Москва, Вольнская ул., 7. E-mail: alomar442@mail.ru

Аль Баварид О.А. SPIN-код 5383-0659; ORCID 0000-0001-9119-0089

Петросян А.С. SPIN-код: 7088-2494; ORCID 0000-0002-6348-1048

Егиазарян К.А. SPIN-код 5684-7456; ORCID 0000-0001-6324-4780

Панин М.А. SPIN-код: 5834-3500; ORCID 0000-0001-5738-0524

Ратьев А.П. SPIN-код 5840-2692; ORCID 0000-0001-6478-5267

Corresponding author: Al-Bawareed Omar Abed Al-hafez Mofleh — Doctor of Orthopedic Traumatology, City Clinical Hospital № 17 of the Moscow Department of Health, 119620, ul. Volynskaya, 7, Moscow, Russian Federation. E-mail: alomar442@mail.ru
Al-Bawareed O.A. ORCID 0000-0001-9119-0089

Petrosyan A.S. ORCID 0000-0002-6348-1048

Egiazaryan K.A. ORCID 0000-0001-6324-4780

Panin M.A. ORCID 0000-0001-5738-0524

Ratyev A.P. ORCID 0000-0001-6478-5267