

ОБЗОРЫ И РЕЦЕНЗИИ

УДК 616.717.5-001.5-089.843(048.83)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872017490-98>

Эндопротезирование головки лучевой кости (обзор литературы)

И. В. Бойко¹, Д. Е. Щербаков², В. Б. Макаров³, Г. О. Лазаренко¹¹ Государственное Управление Делами Президента Украины ГНУ «НПЦ ПКМ», центр малоинвазивной хирургии, Киев² КУ «Городская больница № 10», Кривой Рог, Украина³ ГУ «Специализированная многопрофильная больница № 1 МЗ», Днепр, Украина

On the basis of the literature analysis, various variants of the radial head endoprostheses, which were used earlier and are now used in clinical practice, are considered: monobloc, individual monobloc, sectional modular monobloc, bipolar modular. The generally accepted classification of endoprostheses does not exist for the radial head — today they are distributed by design to monobloc and bipolar. Monobloc endoprosthesis can be either modular or sectional. Bipolar radial head endoprosthesis has joint between the implant head and the leg of the hinge node, an additional degree of freedom in which provides the maximum congruent location of the head of the endoprosthesis during flexion, extension and rotation of the radius in the elbow joint. The biomechanical peculiarities of the functioning of different types of endoprostheses are determined, short-term and long-term clinical results of their application are shown. The indications for radial head replacement are: the lack of technical ability to perform internal fixation of Mason-Hotchkiss types III and IV injuries, as well as in the case of additional destabilizing disorders of the capsule-ligamentous apparatus, Essex-Loprest type injury, and instability of the elbow and/or pain in the arm after radial head resection, its unsatisfactory osteosynthesis, tumors of the proximal radius. The authors claim that in case of use of metallic endoprostheses, the radial head restores the valgus stability of the elbow to the normal level. From the first radial head replacement has passed over than 75 years, and the search for an ideal endoprosthesis is relevant. Despite the large number of designs and types of endoprosthesis, there is currently no implant that works as a natural radial head. All technological improvements are aimed at increasing the life of implants and minimizing injuries to the cartilage and soft tissues both during installation and in the process of work. Key words: radial head, monobloc and bipolar endoprosthesis.

На підставі аналізу літератури розглянуто різні варіанти ендопротезів головки променевої кістки (ГПК), які застосовували раніше і тепер використовують у клінічній практиці, а саме: моноблочні, індивідуальні моноблочні, роз'ємні модульні моноблочні, біполярні модульні. Загальноприйнятої класифікації ендопротезів ГПК не існує — сьогодні їх розподіляють за конструкцією на моноблочні та біполярні. Моноблочний ендопротез може бути роз'ємним модульним або нероз'ємним. Під біполярним ендопротезом ГПК розуміють наявність між головою імплантата і ніжною шарнірного вузла, додатковий ступінь свободи в якому забезпечує максимально конгруентне розташування головки ендопротеза під час згинання-розгинання і ротації променевої кістки в ліктьовому суглобі. Визначено біомеханічні особливості функціонування різних видів ендопротезів, наведено найближчі та віддалені клінічні результати їхнього застосування. Показаннями до ендопротезування ГПК є: відсутність технічної можливості виконати внутрішню фіксацію за умов ушкодження III і IV типів за Mason-Hotchkiss, а також у випадку додаткових дестабілізуючих порушень капсульно-зв'язкового апарата, ушкодження типу Essex-Loprest, нестабільності ліктьового суглоба і/або більового синдрому в кисті після резекції ГПК, її незадовільного остеосинтезу, пухлини проксимального відділу променевої кістки. Авторами доведено, що в разі використання металевих ендопротезів ГПК відновлюється вальгусна стабільність ліктьового суглоба до нормального рівня. Від першого ендопротезування ГПК минуло понад 75 років, а пошуки ідеального ендопротеза тривають. Незважаючи на велику кількість конструкцій і типів ендопротезів, нині відсутній імплантат, що працює як природна ГПК. Усі технологічні удосконалення спрямовані на збільшення терміну функціонування імплантатів і максимальне зниження травмування хряща і м'яких тканин як під час встановлення, так і в процесі роботи. Ключові слова: головка променевої кістки, моноблочний і біполярний ендопротези.

Ключевые слова: головка лучевой кости, моноблочный и биполярный эндопротезы

Впервые перелом головки лучевой кости (ГЛК) был описан Berard в 1835 г. во время проведения аутопсии [1]. С момента выполнения Hueter [2] первой секвестрэктомии ГЛК (1876) понимание переломов ГЛК и техники ее восстановления многократно возросло.

По данным разных авторов, переломы ГЛК составляют 33 % от всех переломов в области локтевого сустава и 1,5–4 % в общей структуре травм опорно-двигательной системы [3–5].

Наиболее часто классифицируют повреждения ГЛК по M. Mason [6] и ее модификации [7–9]. Другой, реже используемой классификацией, является система оценки травм проксимального отдела костей предплечья по АО/ОТА, в которой традиционно все повреждения делятся на три типа (А, В, С), а также группы и подгруппы [10].

К типу III переломов ГЛК по Mason-Hotchkiss (21-A2 и 21-B2 по АО/ОТА) относят многофрагментарные переломы ГЛК, при которых часто технически невозможно выполнить открытую репозицию и внутреннюю фиксацию. Хирургическое вмешательство в таких случаях предполагает резекцию ГЛК либо резекцию с последующим эндопротезированием ГЛК. Использование эндопротеза рекомендовано также в случае перелома ГЛК, сочетающегося с нестабильностью локтевого сустава, что наблюдается при многофрагментарных переломах ГЛК, переломовывихах Монтеджа, повреждении Essex-Lopresti и при переломе больше 50 % высоты венечного отростка. Перелом ГЛК типа IV по Mason-Hotchkiss всегда сопровождается вывихом, а использование эндопротеза ГЛК в таких случаях позволяет получить первичную стабильность сустава [11–13].

Впервые замещение ГЛК эндопротезом из виталлиума выполнено у трех пациентов в 1941 г. K. Speed [14] как альтернатива простой резекции для предупреждения миграции лучевой кости в проксимальном направлении. Спустя 10 лет J. Creyssel и G. De Morgues [15] предложили эндопротез ГЛК из нейлона, материала более эластичного, чем виталлиум, для уменьшения стрессовых нагрузок на суставную поверхность головки плечевой кости. В эти же годы J. C. Cherry [16] использовал эндопротез ГЛК из акриловой смолы, а P. Albonico [18] разработал модификацию металлического эндопротеза ГЛК из виталлиума. A. B. Swanson и соавт. [17] в 1968 г. внедрили в клиническую практику эндопротез ГЛК из силикона, но в начале 80-х годов XX века его применение сократили из-за увеличения количества осложнений. Так, I. Mascau и соавт. [19]

сообщили, что при среднем сроке наблюдения 26 мес. после операции 3 из 18 имплантатов были сломаны, а в одном случае произошел подвывих эндопротеза. Другие авторы описали такие осложнения — боль при движении в локтевом суставе, перелом ножки эндопротеза, асептическое расшатывание его ножки, синовит, остеопороз [20–23].

В Украине на кафедре травматологии и ортопедии Черновицкого медицинского института в 1976 г. Г. Е. Дудко разработал эндопротез ГЛК, который изготавливали из полиамида-12 и представлял собой головку с углублением, по форме повторяющую ГЛК [24]. Вследствие проблем, связанных с продуктами износа полиамида-12 (асептическое воспаление, гетеротопическая осификация, нестабильность и миграция эндопротеза) от использования этого типа имплантата в клинической практике отказались.

В 1979 г. И. А. Мовшович и соавт. [25] предложили силиконовый эндопротез ГЛК. Созданный как единое целое, имплантат имел цилиндрический корпус и ножку конической формы. Однако и этот эндопротез ГЛК, более прочно фиксирующийся в кости, вызывал асептическое воспаление, и, как следствие, ограничение движений в локтевом суставе, что сделало невозможным его применение.

Выше отмеченные осложнения при использовании силиконовых или подобных им имплантатов привели к тому, что в последнее время более распространены металлические эндопротезы ГЛК (из виталлиума, титана или тантала, нержавеющей стали), повторяющие размеры и приближенные к форме естественной ГЛК.

Биомеханические исследования и новые технологии в материаловедении позволили создать и применить различные варианты эндопротезов ГЛК — моноблочные (KNIGHT, SOLAR, SWANSON WRIGHT), индивидуальные моноблочные (BIOCLONE), разъемные модульные (ASCENSION, ACUMED AVANTA; EVOLVE, MOPYC), биполярные «плавающие» (JUDET, GUEPAR, KPS, KATALYST, rHead™ RECON, ALIGN™).

Общепринятой классификации эндопротезов ГЛК не существует, однако принято разделять их по конструкции на моноблочные и биполярные [26–31]. Моноблочный эндопротез ГЛК может быть разъемным модульным или неразъемным. Специалисты, занимающиеся проблемой эндопротезирования ГЛК, под термином «биполярный» эндопротез ГЛК понимают эндопротез,

имеющий шарнирный узел между головкой имплантата и ножкой [31]. Наличие дополнительной степени свободы в шарнирном узле позволяет головке эндопротеза устанавливаться максимально конгруэнтно при различных положениях сгибания-разгибания и ротации лучевой кости в локтевом суставе.

По типу фиксации ножки в кости эндопротезы ГЛК делят на цементные и бесцементные [26–31]. Большинство моноблочных эндопротезов ГЛК являются модульными с различными типоразмерами головок и ножек. Часть из них имеет полированную ножку, диаметр которой меньше диаметра интрамедуллярного канала, что, по мнению авторов [30–31], позволяет ей осуществлять небольшие смещения в кости, обеспечивая конгруэнтность между головкой эндопротеза и головочкой плечевой кости. Из пар трения в биполярных эндопротезах ГЛК в настоящее время применяют две — «металл – полиэтилен» и «металл – металл».

Моноблочные модульные эндопротезы ГЛК (рис. 1). С 1993 г. широко используют моноблочный эндопротез «Knight» (Howmedica, London, UK) [32], который сегодня называется «Solar Radial Head», изготовленный из кобальт-хромового сплава и представленный пятью типоразмерами.

Одним из аналогов этого эндопротеза является эндопротез ГЛК компании Corin (UK). Это моноблочная конструкция ГЛК из кобальт-хрома. Ножка эндопротеза покрыта двойным пористым покрытием (гидроксилатапит и пористый титан) для врастания костной ткани и наиболее полной интеграции. С целью максимального повторения анатомических особенностей пациента компания Kapp Surgical Instruments, Inc. предложила изготавливать индивидуальный эндопротез ГЛК по данным рентгенографии и спиральной компьютерной томографии из нержавеющей стали — Seitz Solution Radial Head™ (BIOCLONE) [33].

Разрабатывая концепцию модульности, специалисты компании Wright Medical Technology (Arlington, TN, U.S.) предложили новую конструкцию моноблочного металлического эндопротеза ГЛК EVOLVE® Modular Radial Head™ System. Данная система позволяет обеспечить более 320 различных комбинаций [1, 34]. На основе длительных клинических исследований компания представила модификацию EVOLVE® Proline RH System Head™ с размерами головки эндопротеза от 18 до 28 мм и диаметрами ножки от 4,5 до 9,5 мм.

Компания DePuy Synthes также предлагает для использования в клинической практике свой

вариант модульного моноблочного эндопротеза ГЛК из кобальт-хромового сплава. Эндопротез имеет два вида ножек диаметром 6–10 мм — прямые и изогнутые, с канавками и коническим концом, покрытые пористым покрытием для бесцементной фиксации. Отличительной особенностью эндопротеза является крепление головки на ножке винтом, что позволяет упростить подбор и фиксацию оптимального типоразмера головки непосредственно в ране. Выпускают головки 6 типоразмеров по диаметру (18, 20, 22, 24, 26 и 28 мм) и 6 — по высоте для каждого диаметра (от 11,5 до 20,0 мм).

В Украине А. Е. Лоскутов и соавт. [35, 36] в 2004 г. разработали и внедрили в клиническую практику титановый модульный моноблочный эндопротез ГЛК. Он представлен 4 типоразмерами головки по диаметру (22, 24, 26, 28 мм) и двумя по высоте. Предложенная конструкция имеет 5 видов ножек для цементной и бесцементной фиксации, а также два типоразмера по длине (35 и 50 мм) и два по диаметру (7 и 9 мм). Цементная ножка является искривленным полированным коническим брусом. Для бесцементного типа фиксации разработаны два вида ножек с круглым сечением, а с целью обеспечения прорастания костной ткани в коническую поверхность ножек выполнены поперечные и продольные канавки.

Эндопротез Integra® PyroCarbon, изготовленный на основе пироуглерода, впервые представлен в 2010 году. Отличительной его особенностью, как заявляют производители, является минимальный износ хряща головочки плечевой кости по сравнению с металлическими эндопротезами, что связано с низким модулем эластичности головки эндопротеза, выполненной из пироуглерода. Ножка эндопротеза Integra® PyroCarbon выполнена из титана для бесцементной фиксации [37]. Еще один модульный металлический моноблочный эндопротез, головка которого выполнена из полиуглерода (Radial Head Prosthesis MoPyc, Laboratory Bioprofile, Grenoble), позволяет максимально повторить анатомию проксимального отдела лучевой кости за счет разных типоразмеров головки, шейки и ножки. Шейка эндопротеза выполнена из титанового сплава и имеет угол 15°, ножка из того же сплава предназначена для бесцементной фиксации. Возможны 48 комбинаций из модульных компонентов этого эндопротеза.

Компания Biomed предлагала титановый моноблочный металлический эндопротез ExploR Radial Head. Головки эндопротеза изготавливали

трех диаметров (20, 22 и 24 мм) и пяти вариантов по высоте (10, 12, 14, 16 и 18 мм), ножки — размером 5×22 , 6×24 , 7×26 , 8×28 и 9×30 мм. Возможно было получить 75 разных комбинаций [13]. После объединения в компании Zimmer Biomet разработан моноблочный бесцементный и цементный эндопротезы ГЛК L2L Radial Head System, которые позиционируют как простое решение для хирургического лечения ГЛК. Эндопротез ГЛК представлен 6 размерами ножек (5–10 мм) с различными офсетам (+0, +2, +4 мм). Головка эндопротеза имеет 6 типоразмеров по диаметру — 18, 20, 22, 24, 26 и 28 мм. Эндопротезы изготавливают из кобальт-хромового или титанового сплавов. К их преимуществам, по мнению разработчиков, относятся низкий профиль дистального конца головки, что снижает до минимума износ и позволяет максимально увеличить объем движений. Полированная ножка способствует вращению головки эндопротеза относительно головки плечевой кости, таким образом уменьшая износ [38].

Анатомические моноблочные модульные эндопротезы ГЛК предложила компания Acumed [39]. Эллипсоидная форма головки эндопротеза, по их мнению, максимально повторяет натуральную головку лучевой кости. Модульная система состоит из разных типоразмеров ножки, шейки и головки имплантата, что позволяет получить 200 различных вариантов компоновки. Эндопротез выполнен из разных металлов: головка и шейка — из кобальт-хрома, коническая ножка — из титанового сплава, обработанного пескоструйной машиной для получения шероховатой поверхности.

Компания LINK также предлагает моноблочный цементный эндопротез ГЛК из кобальт-хром-молибденового сплава в четырех типоразмерах (диаметр головки 20–26 мм).

В 2000 г. специалисты компании Small Bone Innovations, Inc. предложили для замещения ГЛК новую концепцию модульного эндопротеза цементной фиксации. Основными преимуществами системы rHead™ Standard является максимальная адаптация компонентов эндопротеза к реальным анатомическим параметрам проксимального отдела лучевой кости, что позволяет добиться у большинства больных положительных функциональных результатов. Одним из недостатков этой системы являлась только цементная фиксация ножки эндопротеза, поэтому в дальнейшем была создана целая линия анатомических эндопротезов ГЛК цементной и бесцементной фиксации, как модульных разъемных моноблочных,

так и биполярных — rHead™ Standard, Recon и Lateral. Все эндопротезы выполнены из титанового сплава. Головки эндопротезов представлены тремя размерами. Максимальное повторение анатомических параметров позволяет восстановить конгруэнтность проксимального лучелоктевого сустава, сохранить кольцевидную связку и минимизировать травму важной для стабильности локтевого сустава латеральной коллатеральной связки. У всех эндопротезов анатомично изогнутая ножка облегчает введение в костномозговой канал. Для них предлагается 4 типоразмера ножки (цементные и бесцементные), каждый из которых с двумя офсетам (2 и 6 мм) для коррекции длины.

Биомеханические исследования показали, что использование моноблочных конструкций улучшает стабильность локтевого сустава, но не полностью восстанавливает нормальную вальгусную стабильность при повреждении медиальной коллатеральной связки [31]. Доказано, что ГЛК имеет эллиптическую форму, а головочка плечевой кости — сложную конфигурацию в трех плоскостях, поэтому их использование приводит к нарушению кинематики локтевого сустава [41–43]. Это послужило основой для создания биполярных модульных эндопротезов ГЛК.

Биполярные модульные эндопротезы ГЛК (рис. 2). Впервые классический металлический биполярный «плавающий» («флотирующий») эндопротез предложили T. Judet и соавт. в 1988 г. [44–45]. Первая его версия была из титанового сплава, а с 1994 г. имплантат изготавливают из кобальт-хромового сплава [46]. Вращение и угол наклона головки от вертикальной оси биполярного эндопротеза ГЛК равный 15° позволяют обеспечить более конгруэнтный контакт с головочкой плечевой кости и снизить напряжения взаимодействия между имплантатом и суставной поверхностью кости. Однако осложнения в виде асептического расшатывания ножки эндопротеза и вывиха его головки привели к усовершенствованию конструкции эндопротеза ГЛК Judet [30–47]. В настоящее время этот эндопротез выпускают под названием RHS. Он является одним из самых популярных для лечения сложных повреждений в области локтевого сустава, в том числе в случае артрозов и ревизионного эндопротезирования ГЛК. Анатомический дизайн биполярной системы RHS, состоящей из различных типоразмеров ножек и головок, позволяет подобрать наиболее подходящий вариант имплантата каждому пациенту. Пресс-фит дизайн ножки обеспечивает максимально быструю биологическую интеграцию [48–49].



Рис. 1. Моноблочные модульные эндопротезы ГЛК: 1 — Solar Radial Head™; 2 — EVOLVE® Modular Radial Head™ System; 3 — ExploR Radial Head™; 4 — Integra® PyroCarbon; 5 — Acumed Radial Head™; 6 — rHead™ Standard

Аналогом биполярного эндопротеза Judet RHS является имплантат Guergar® компании DePuy [50] из кобальт-хромового сплава с цементной фиксацией ножки. Его конструкция оказалась несовершенной, что обусловило большое количество осложнений, таких как вывихи эндопротеза, его дефрагментации, раннее расшатывание ножки.

Эндопротез ГЛК KPS представляет собой биполярный имплантат, состоящий из полиэтиленовой головки и присоединенного к ней стержня-ножки, так, что возможны ротационные движения в шаровом шарнире между головкой и ножкой по отношению к стержню в боковых направлениях до 15° [51–52]. Ножка имеет фланец, который упирается при имплантации на опил шейки локтевой кости. Головка эндопротеза бочкообразной формы с целью контакта с вырезкой локтевой кости и вогнутой суставной поверхностью для контакта с головочкой плечевой кости. Предусмотрена лишь цементная фиксация. Имеется один типоразмер ножки и три типоразмера головки.

Эндопротез rHead™ RECON является биполярным имплантатом с парой трения «металл – полиэтилен», как и у эндопротезов Judet RHS и KPS.



Рис. 2. Биполярные модульные эндопротезы ГЛК: 1 — Katalyst™ Bipolar Radial Head System; 2 — rHead™ RECON; 3 — KPS; 4 — эндопротез Judet RHS

Его особенность — это наибольшее соответствие контактирующих поверхностей головки эндопротеза и головки плечевой кости при сгибании-разгибании в локтевом суставе и ротации предплечья. Ротационная мобильность этого эндопротеза особенно важна в застарелых случаях, когда идеальное анатомическое соответствие при использовании моноблочного эндопротеза ГЛК кости получить технически крайне сложно. Биполярная конструкция обеспечивает оптимальную конгруэнтность и с головочкой плечевой кости, и с вырезкой локтевой кости, обладая свойством «самоцентрирования». Свободная ротация между компонентами эндопротеза уменьшает торсионный стресс на границе «имплантат – кость» при пронации-супинации, что приводит к потенциальному увеличению срока службы эндопротеза и уменьшению износа [49–52].

Специалисты компании Integra LifeSciences, разрабатывая концепцию биполярности, максимальной модульности и адаптивности, предложили для клинического применения эндопротез ГЛК Katalyst™ Bipolar Radial Head System [53–54]. Его головка выполнена из кобальт-хромового

сплава с вставкой из высокомолекулярного полиэтилена, а ножка — из нержавеющей стали, а модульный дизайн позволяет хирургу значительно уменьшать операционный доступ и в большинстве случаев минимально травмировать латеральный коллатеральный комплекс. Телескопическая ножка эндопротеза дает возможность изменять длину имплантата и, соответственно, натяжение мягких тканей в локтевом суставе. Биполярная «плавающая» головка обеспечивает оптимальную передачу нагрузки на головочку плечевой кости и уменьшает потенциальный износ хряща. Суставная поверхность эндопротеза по форме максимально приближена к анатомической. Существует три типоразмера головки и два — ножки.

Биполярный эндопротез ALIGN™ Radial Head System с парой трения «металл – металл» разработан J. L. Orbay. Особенность системы — специальный механизм фиксации головки эндопротеза из кобальт-хромового сплава на головочке ножки. Ножка эндопротеза выполнена из титанового сплава с оригинальной трехточечной системой фиксации, в проксимальной части покрыта плазменным титановым напылением для биологической фиксации, а дистальные борозды обеспечивают ротационную стабильность.

Клинические исследования результатов эндопротезирования ГЛК. Большинство клинических исследований свидетельствуют о высоком удельном весе положительных ближайших и отдаленных результатов эндопротезирования ГЛК. Из основных осложнений отмечают асептическую нестабильность, гетеротопическую оссификацию, нейропатию и хронический болевой синдром в кисти [30, 38, 42, 43, 50].

I. J. Harrington и соавт. [55] проанализировали результаты лечения 20 пациентов в сроки от 6 до 29 лет после операции по шкале оценки клиники Mayo. У 12 больных получены отличные результаты, 4 — хорошие, 2 — удовлетворительные, 2 — плохие. Y. J. Lim и соавт. [56] оценили результаты эндопротезирования 6 пациентов в сроки от 13 до 54 мес. по системам ASES (American Shoulder and Elbow Surgeons), DASH (Disabilities of Arm, Shoulder and Hand score) и шкале Broberg and Morrey Performance Index. Отмечен 1 отличный, 3 хороших, 1 удовлетворительный и 1 плохой результаты. H. Y. Chien и соавт. [57] наблюдали за 13 пациентами в течение в среднем 38 мес. (от 20 до 70) после операции. Оценивая по Mayo Elbow Performance Score, они у 8 больных получили отличные результаты, у 3 — хорошие, у 2 — удовлетворительные. J. M. Brinkman

и соавт. [58] сообщили о достижении отличных и хороших результатов у 11 пациентов, которым было выполнено эндопротезирование ГЛК биполярным имплантатом. K. J. Burkhart и соавт. [43] проследили за 17 больными в течение от 78 до 139 мес. после эндопротезирования ГЛК биполярным имплантатом Judet. Авторы использовали шкалу оценки Mayo Elbow Performance Score и у 6 пациентов классифицировали отличные результаты, у 10 — хорошие, у 1 — удовлетворительный. Средний угол сгибания в локтевом суставе составил 124°, наибольший дефицит разгибания — 21°, средняя величина пронации и супинации — по 64°. Отмечены осложнения: вывих головки эндопротеза, эрозия и дегенеративные изменения на головочке плечевой кости.

Таким образом, большинство авторов [1–5, 30–59] рассматривают эндопротезирование как вариант лечения многофрагментарных переломов и переломовывихов ГЛК, что позволяет получить первичную стабильность локтевого сустава и предупредить развитие вторичных осложнений, таких как нестабильность сустава и смещение в проксимальном направлении лучевой кости.

На основе анализа данных литературы, в настоящее время показаниями к эндопротезированию ГЛК являются: 1) отсутствие технической возможности выполнить внутреннюю фиксацию при повреждении III и IV типов по Mason-Hotchkiss, а также в случае дополнительных дестабилизирующих нарушений капсульно-связочного аппарата; 2) повреждения типа Essex-Loprest; 3) нестабильность локтевого сустава и/или боли в кисти после резекции ГЛК; 4) неудовлетворительный остеосинтез ГЛК; 5) опухоли проксимального отдела лучевой кости. Противопоказаниями являются общие для хирургических вмешательств, аллергия на металлические сплавы, а также выраженный остеопороз проксимального отдела костей предплечья.

При анализе источников литературы обнаружено достаточно большое количество работ, в которых описаны ранние и отдаленные результаты лечения моноблочными и биполярными эндопротезами ГЛК [30–59]. В то же время исследований, посвященных биомеханическому сравнительному анализу различных видов эндопротезов, в ведущих мировых изданиях представлено мало. S. Pomianowski и соавт. [31] изучили вальгусную стабильность локтевого сустава на трупном материале при поврежденной медиальной коллатеральной связке (МКС) после эндопротезирования ГЛК тремя различными эндопротезами —

титановым моноблочным Wright, биполярным кобальт-хромовым KPS, биполярным кобальт-хромовым Judet. Не обнаружено значительных различий в обеспечении вальгусной стабильности при отсутствии МКС в случае использования указанных имплантатов. Однако ни один из них не был столь же эффективен для вальгусной стабильности, как естественная ГЛК.

Известно, что до 80 % вальгусной стабильности локтевого сустава обеспечивается внутренней коллатеральной связкой и костными поверхностями, включая плечелучевой сустав, который имеет только вспомогательную функцию в создании вальгус-стресса в локтевом суставе, несмотря на то, что экспериментальные исследования еще не определили это достоверно [60–63].

Остаются спорными вопросы о влиянии различных структур на поддержание варусной стабильности в локтевом суставе. Вначале считали, что кольцевидная связка обеспечивает значительное противостояние варусной нагрузке при угле сгибания в суставе 40°–60°. Сегодня известно, что наружная коллатеральная связка стабилизирует кольцевидную, а также варусные и разгибательные нагрузки. Функция кольцевидной связки заключается только в поддержании устойчивости лучелоктевого сочленения [31, 60–63].

При рассмотрении костных структур установлено, что вальгусная прочность в большинстве случаев поддерживается проксимальной частью вырезки блока локтевой кости, а варусная — дистальной. Костная устойчивость локтевого сустава при разгибании в сагиттальной плоскости также обеспечивается и венечным отростком [63]. Передняя капсула сустава противодействует растяжению и благодаря расположению волокон создает разгибательную резистентность.

Еще раз подчеркнем, что в сагиттальной плоскости стабильность локтевого сустава во многом зависит от внутренней коллатеральной связки и, безусловно, силы действия мышц, окружающих локтевой сустав. Уменьшение более чем на 50 % локтевого отростка не нарушает функцию сгибания-разгибания и стабильность локтевого сустава, при условии целостности наружного коллатерального связочного комплекса [60–64].

В работах показано, что резекция ГЛК приводит к уменьшению вальгусной устойчивости локтевого сустава на 70 % и при возникновении вальгусного момента наибольшие напряжения обнаруживают в медиальной коллатеральной связке [64]. Во многочисленных исследованиях доказано, что при использовании металлических

эндопротезов ГЛК вальгусная стабильность локтевого сустава восстанавливается до нормального уровня. Таким образом, эндопротезирование ГЛК в случае разрыва любой из коллатеральных связок — это лучший метод для восстановления функции и стабильности локтевого сустава. Однако при разрыве медиальной коллатеральной связки некоторые авторы [60–64] рекомендуют ее регенерировать хирургическим путем, т. к. она является основой вальгусной стабильности локтевого сустава.

Комбинация повреждения ГЛК и венечного отростка локтевой кости изучена А. G. Schneeberger и соавт. [65]. Установлено, что удаление ГЛК и повреждение более 30 % по высоте венечного отростка приводит к полному вывиху. В таких случаях и моноблочные, и биполярные «плавающие» эндопротезы ГЛК позволяют полностью восстановить стабильность локтевой кости, но моноблочные более эффективны. В случае повреждения более 50 % высоты венечного отростка авторы рекомендуют обязательно дополнять эндопротезирование ГЛК реконструкцией венечного отростка.

Со дня первого эндопротезирования ГЛК прошло более 75 лет, а поиск идеального имплантата все еще продолжается. Несмотря на изобилие конструкций и типов эндопротезов, в настоящее время отсутствует такой, который работал бы как естественная ГЛК. Современные эндопротезы изготавливают из различных материалов, имеют разный дизайн и модульность, при этом все технологические усовершенствования направлены на увеличение срока их функционирования, снижение травмирования хряща и мягких тканей при имплантации, в процессе работы.

Таким образом, вопросы выбора типа эндопротеза ГЛК при повреждениях III–IV типов по Mason-Hotchkiss и разработки «идеальной» конструкции имплантата, максимально повторяющей анатомию и функциональные биомеханические особенности естественной ГЛК, остаются актуальными и требующими дальнейшего научного изучения.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Список литературы

1. Calfee R. Radial head arthroplasty / R. Calfee, I. Madom, A. P. Weiss // *J. Hand Surg. Am.* — 2006. — Vol. 31 (2). — P. 314–321. — DOI: 10.1016/j.jhsa.2005.12.005.
2. Chantelot C. Radial head fractures: Treatment by prosthetic replacement / C. Chantelot, G. Wavreille // *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* — 2009. — Vol. 95 (6). — P. 458–461. — DOI: 10.1016/j.otsr.2009.07.001.
3. Jackson J. D. Radial head fractures / J. D. Jackson,

- S. P. Steinmann // *Hand Clin.* — 2007. — Vol. 23 (2). — P. 185–193. — DOI: 10.1016/j.hcl.2007.01.009.
4. Radial head fractures — an update / J. M. Pike, G. S. Athwal, K. J. Faber, G. J. King // *J. Hand Surg. Am.* — 2009. — Vol. 34 (3). — P. 557–565. — DOI: 10.1016/j.jhssa.2008.12.024.
 5. Ring D. Displaced, unstable fractures of the radial head: fixation vs. replacement — what is the evidence? / D. Ring // *Injury.* — 2008. — Vol. 39 (12). — P. 1329–1337. — DOI: 10.1016/j.injury.2008.04.011.
 6. Mason M. Some observations on fractures of the head of the radius with a review of one hundred cases / M. Mason // *Br. J. Surg.* — 1954. — Vol. 42. — P. 123–132.
 7. Traumatic elbow injuries: what the orthopedic surgeon wants to know / S. E. Sheehan, G. S. Dyer, A. D. Sodickson // *Radiographics.* — 2013. — Vol. 33 (3). — P. 869–888. — DOI: 10.1148/rg.333125176.33(3): 869–888.
 8. Johnston G. W. A follow-up of one hundred cases of fracture of the head of the radius with a review of the literature / G. W. Johnston // *Ulster. Med. J.* — 1962. — Vol. 31. — P. 51–56.
 9. Hotchkiss R. N. Displaced fractures of the radial head: internal fixation or excision? / R. N. Hotchkiss // *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* — 1997. — Vol. 5. — P. 1–10.
 10. The comprehensive classification of fractures in long bones / M. E. Muller, S. Nazarian, P. Koch, J. Schatzker. — Berlin : Springer-Verlag ; 1990. — 202 p. — DOI: 10.1007/978-3-642-61261-9.
 11. Clembosky G. Open reduction and internal fixation versus prosthetic replacement for complex fractures of the radial head / G. Clembosky, J. G. Boretto // *J. Hand Surg. Am.* — 2009. — Vol. 34 (6). — P. 1120–1123. — DOI: 10.1016/j.jhssa.2008.12.031.
 12. Dodds S. D. Essex-lopresti injuries / S. D. Dodds, P. C. Yeh, J. F. Slade 3rd // *Hand Clin.* — 2008. — Vol. 24 (1). — P. 125–137. — DOI: 10.1016/j.hcl.2007.11.009.
 13. Radial head arthroplasty with a modular metal spacer to treat acute traumatic elbow instability / J. N. Doornberg, R. Parisien, P. J. van Duijn, D. Ring // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2007. — Vol. 89 (5). — P. 1075–1080. — DOI: 10.2106/JBJS.E.01340
 14. Speed K. Ferrule cups for the head of the radius / K. Speed // *Surg. Gynecol. Obstet.* — 1941. — Vol. 73. — P. 845–850.
 15. Creyssel J. Résection de la teteradiale avec endoprothèse en nylon / J. Creyssel, G. de Morgues // *Lyon Chir.* — 1951. — Vol. 46. — P. 508.
 16. Cherry J. C. Use of acrylic prosthesis in the treatment of fracture of the head of the radius / J. C. Cherry // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 1953. — Vol. 35. — P. 70–71.
 17. Albonico P. Endoprotesi in Vitallium in sostituzione del capitello radiale asportato per frattura / P. Albonico // *Chir. Org. Mov.* — 1953. — Vol. 37. — P. 134–143.
 18. Swanson A. B. Comminuted fractures of the radial head / A. B. Swanson, S. H. Jaeger, D. La Rochelle // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1981. — Vol. 63. — P. 1039–1049.
 19. Mackay I. Silastic replacement of the head of the radius in trauma / I. Mackay, B. Fitzgerald, J. H. Miller // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 1979. — Vol. 61-B (4). — P. 494–497.
 20. Morrey B. F. Silastic prosthetic replacement for the radial head / B. F. Morrey, L. Askew, E. Y. Chao // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1981. — Vol. 63 (3). — P. 454–458.
 21. Inflammatory arthritis after failure of silicone rubber replacement of the radial head / R. S. Vanderwilde, B. F. Morrey, M. W. Melberg, T. N. Vinh // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 1994. — Vol. 76 (1). — P. 78–81.
 22. Silicone rubber replacement of the severely fractured radial head / R. M. Carn, J. Medige, D. Curtain, A. Koenig // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1986. — № 209. — P. 259–269.
 23. Stoffelen D. V. Excision or Silastic replacement for comminuted radial head fractures. A long-term follow-up / D. V. Stoffelen, B. J. Holdsworth // *Acta Orthop. Belg.* — 1994. — Vol. 60 (4). — P. 402–407.
 24. Дудко Г. Е. Эндопротезирование головки и шейки лучевой кости / Г. Е. Дудко. — М. : Медицина, 1991. — 124 с.
 25. Замещение головки лучевой кости силиконовым имплантатом / И. А. Мовшович, Г. Л. Воскресенский, Н. С. Гаврюшенко [и др.] // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 1986. — № 8. — С. 12–15.
 26. Ring D. Radial head arthroplasty with a modular metal spacer to treat acute traumatic elbow instability. Surgical technique / D. Ring, G. King // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2008. — Vol. 90, Suppl. 2, Pt. 1. — P. 63–73. — DOI: 10.2106/JBJS.G.01248.
 27. Ruan H. J. A comparative study of internal fixation and prosthesis replacement for radial head fractures of Mason type III / H. J. Ruan, C. Y. Fan, B. F. Zeng // *Int. Orthop.* — 2009. — Vol. 33 (1). — P. 249–253. — DOI: 10.1007/s00264-007-0453-3.
 28. Stuffmann E. Radial head implant arthroplasty / E. Stuffmann, M. E. Baratz // *J. Hand Surg. Am.* — 2009. — Vol. 34 (4). — P. 745–754. — DOI: 10.1016/j.jhssa.2009.01.027.
 29. Tejwani N. C. Fracture of the radial head and neck: current concepts in management / N. C. Tejwani, H. Mehta // *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* — 2007. — Vol. 15 (7). — P. 380–387.
 30. Midterm results with a bipolar radial head prosthesis: radiographic evidence of loosening at the bone-cement interface / N. Popovic, R. Lemaire, P. Georis, P. Gillet // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2007. — Vol. 89 (11). — P. 2469–2476. — DOI: 10.2106/JBJS.F.00723.
 31. Contribution of monoblock and bipolar radial head prostheses to valgus stability of the elbow / S. Pomianowski, B. F. Morrey, P. G. Neale [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2001. — Vol. 83-A (12). — P. 1829–1834.
 32. Primary replacement of the fractured radial head with a metal prosthesis / D. J. Knight, L. A. Rymaszewski, A. A. Amis, J. H. Miller // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 1993. — Vol. 75-B. — P. 572–576.
 33. Pat. US 8353965 B2. Small joint orthopedic implants and their manufacture [Web source] / W. H. Seitz Jr., A. N. Santilli. — Available from : <https://www.google.ch/patents/US8353965?dq=ininventor:%22William+H.+Seitz,+Jr.%22&hl=en&sa=X&ved=0ahUKewi7xoLDi9DWAhXEJJoKHavzDFgQ6AEIJTA>.
 34. Comminuted radial head fractures treated with a modular metallic radial head arthroplasty / R. Grewal, J. MacDermid, K. Faber [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* — 2006. — Vol. 88 (10). — P. 2192–2200. — DOI: 10.2106/JBJS.E.00962.
 35. Эндопротезирование головки лучевой кости / А. Е. Лоскутов, И. И. Жердев, В. Б. Макаров [и др.] // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2004. — № 3. — С. 107–111.
 36. Пат. 10903 У Украина, МПК (2006) А61F 2/38. Модульный эндопротез головки променевої кістки / О. Є. Лоскутов, І. І. Жердев, В. Л. Красовський, В. Б. Макаров ; заявник і патентовласник О. Є. Лоскутов, І. І. Жердев, В. Л. Красовський, В. Б. Макаров. — № 20041109182 ; заявл. 09.11.2004 ; опубл. 15.12.2005 ; Бюл. № 12.
 37. Radial head replacement with pyrocarbon prosthesis: early clinical results / I. N. Abdulla, D. C. Molony, M. Symes, B. Cass // *ANZ J. Surg.* — 2014. — Vol. 85 (5). — P. 368–372. — DOI: 10.1111/ans.12908.
 38. Radial head fractures treated with modular metallic radial head replacement: outcomes at a mean follow-up of eight years / J. P. Marsh, R. Grewal, K. J. Faber [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2016. — Vol. 98 (7). — P. 527–535. — DOI: 10.2106/JBJS.15.00128.
 39. Arthroplasty with a metal radial head for unreconstructible fractures of the radial head / J. K. Moro, J. Werier, J. C. MacDermid [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2001. — Vol. 83-A (8). — P. 1201–1211.
 40. Radial head reconstruction in elbow fracture-dislocation monopolar or bipolar prosthesis? / R. Hartzler, B. Morrey, S. Steinmann S. [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 2014. — Vol. 472. — P. 2144–2150. — DOI: 10.1007/s11999-014-3672-0.
 41. Determination of correct implant size in radial head arthroplasty to avoid overlengthening: surgical technique / G. S. Ath-

- wal, S. G. Frank, R. Grewal [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2010. — Vol. 92, Suppl. 1, Pt. 2. — P. 250–257. — DOI: 10.2106/JBJS.J.00356.
42. Clinical and radiographic comparisons of two different radial head implant designs / J. C. Berschback, T. S. Lynch, D. M. Kalainov [et al.] // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2013. — Vol. 22 — P. 1108–1120. — DOI: 10.1016/j.jse.2013.02.011.
 43. Mid- to long-term results after bipolar radial head arthroplasty / K. J. Burkhart, S. G. Mattyasovszky, M. Runkel [et al.] // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2010. — Vol. 19. — P. 965–972. — DOI: 10.1016/j.jse.2010.05.022.
 44. Comminuted fractures of the radial head treated by the Judet floating radial head prosthesis / A. Dotzis, G. Cochu, C. Mabit [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 2006. — Vol. 88 (6). — P. 760–764. — DOI: 10.1302/0301-620X.88B6.17415
 45. A floating prosthesis for radial-head fractures / T. Judet, C. Garreau de Loubresse, P. Piriou, G. Charnley // *J. Bone Joint Surg.* — 1996. — Vol. 78-B. — P. 244–249.
 46. Judet T. Prothèse de tête radiale à cupule flottante dans les traumatismes récents et anciens du coude: Résultat préliminaires / T. Judet, P. Massin, P. J. Bayeh // *Rev. Chir. Orthop. Traumatol.* — 1994. — Vol. 80, № 2. — P. 123–130. — DOI: RCO-04-1994-80-2-0035-1040-101019-ART55.
 47. Herald J. Complete dissociation of a bipolar radial head prosthesis: a case report / J. Herald, S. O'Driscoll // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2008. — Vol. 17 (6). — P. e22–e23. — DOI: 10.1016/j.jse.2008.02.020.
 48. Smets S. Floating radial head prosthesis for comminuted radial head fractures: a multicentric study / S. Smets, K. Govaers, N. Jansen [et al.] // *Acta Orthop. Belg.* — 2000. — Vol. 66 (4). — P. 353–358.
 49. A comparative study between proximal radial morphology and the floating radial head prosthesis / N. Popovic, J. Djekic, R. Lemaire, P. Gillet // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2005. — Vol. 14 (4). — P. 433–440. — DOI: 10.1016/j.jse.2004.10.012.
 50. Outcomes of bipolar radial head prosthesis to treat complex radial head fractures in 22 patients with a mean follow-up of 50 months / C. Allavena, S. Delclaux, N. Bonneville [et al.] // *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* — 2014. — Vol. 100 (7). — P. 703–709. — DOI: 10.1016/j.otsr.2014.06.019.
 51. Radial head prosthesis with a mobile head / K. Skalski, W. Swieszkowski, S. Pomianowski [et al.] // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2004. — Vol. 13 (1). — P. 78–85. — DOI: 10.1016/S105827460300257X.
 52. The anatomic features of the radial head and their implication for prosthesis design / W. Swieszkowski, K. Skalski, S. Pomianowski, K. Kedzior // *Clin. Biomech.* — 2001. — Vol. 16 (10). — P. 880–887.
 53. Anthropometric study of the proximal radius: does radial head implant fit in all cases / S. H. Kang, D. Y. Kim, H. Park, H. S. Song // *Int. Orthop.* — 2015. — Vol. 39 (8). — P. 1553–1561. — DOI: 10.1007/s00264-015-2773-z.
 54. Radialhead prosthesis after radialhead and neck fractures — current literature and quality of evidence / J. Zwingmann, G. Bode, T. Hammer [et al.] // *Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech.* — 2015. — Vol. 82 (3). — P. 177–185.
 55. The functional outcome with metallic radial head implants in the treatment of unstable elbow fractures: a long-term review / I. J. Harrington, A. Sekyi-Otu, T. W. Barrington [et al.] // *J. Trauma.* — 2001. — Vol. 50 (1). — P. 46–52.
 56. Lim Y. J. Short-term to medium-term outcomes of cemented Vitallium radial head prostheses after early excision for radial head fractures / Y. J. Lim, B. K. Chan // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2008. — Vol. 17 (2). — P. 307–332. — DOI: 10.1016/j.jse.2007.07.020.
 57. Short- to medium-term outcomes of radial head replacement arthroplasty in posttraumatic unstable elbows: 20 to 70 months follow-up / H. Y. Chien, A. C. Chen, J. W. Huang [et al.] // *Chang Gung Med. J.* — 2010. — Vol. 33 (6). — P. 668–678.
 58. Treatment of sequelae of radial head fractures with a bipolar radial head prosthesis: good outcome after 1–4 years follow-up in 11 patients / J. M. Brinkman, F. T. Rahusen, M. J. de Vos, D. Eygendaal // *Acta Orthop.* — 2005. — Vol. 76 (6). — P. 867–872. — DOI: 10.1080/17453670510045516.
 59. Mid- to long-term results after bipolar radial head arthroplasty / K. J. Burkhart, S. G. Mattyasovszky, M. Runkel [et al.] // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2010. — Vol. 19 (7). — P. 965–972. — DOI: 10.1016/j.jse.2010.05.022.
 60. Elbow joint laxity after experimental radial head excision and lateral collateral ligament rupture: Efficacy of prosthetic replacement and ligament repair / S. L. Jensen, B. S. Olsen, S. Tyrdal [et al.] // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2005. — Vol. 14. — P. 78–84. — DOI: 10.1016/j.jse.2004.05.009.
 61. Kinematics and stability of the fractured and implantreconstructed radial head / J. A. Johnson, D. M. Beigessner, K. D. Gordon [et al.] // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2005. — Vol. 14 (1 Suppl. S). — P. 195S–201S. — DOI: 10.1016/j.jse.2004.09.034.
 62. Metallic radial head arthroplasty improves valgus stability of the elbow / G. J. King, Z. D. Zarzour, D. A. Rath [et al.] // *Clin. Orthop.* — 1999. — Vol. 368. — P. 114–125.
 63. Orbay J. L. The transverse force experienced by the radial head during axial loading of the forearm: A cadaveric study / J. L. Orbay, M. R. Mijares, C. G. Berriz // *Clin. Biomech.* — 2016. — Vol. 31. — P. 117–122. — DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.10.007.
 64. The effect of the orientation of the non-circular radial head on elbow kinematics / R. P. van Riet, F. Van Glabbeek, J. A. Baumfeld [et al.] // *Clin. Biomech.* — 2004. — Vol. 19 (6). — P. 595–599. — DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2004.03.002.
 65. Schneeberger A. G. Coronoid process and radial head as posterolateral rotatory stabilizers of the elbow / A. G. Schneeberger, M. M. Sadowski, H. A. Jacob // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2004. — Vol. 86-A (5). — P. 975–982.

Статья поступила в редакцию 12.09.2017

RADIAL HEAD REPLACEMENT (LITERATURE REVIEW)

I. V. Boyko¹, D. E. Shcherbakov², V. B. Makarov³, G. O. Lazarenko¹

¹ SE «Scientific Practical Center for Prophylactic and Clinical Medicine» State Administration, Kyiv, Ukraine

² CI «CH № 10», Kryvyi Rih, Ukraine

³ SE «Specialized Multidisciplinary Hospital № 1 of the Ministry of Health of Ukraine», Dnipro

✉ Igor Boyko, MD, Prof.: boyko.igor059@ukr.net

✉ Dmitriy Shcherbakov: scherbakovcable@mail.ru

✉ Vasyl Makarov, PhD in Traumatology and Orthopaedics: vasylnmakarov2010@gmail.com

✉ Gleb Lazarenko: lazarenkog@gmail.com