



Le protesi di capitello radiale

Marcello Butera^{1,a} (✉), Alessandra La Gattuta², Francesco Siragusa³, Andrea Abruzzese⁴, Giuseppe Dario Valenti⁵, Stefania Zini⁴, Federico Colaiuda⁴

¹U.O. Ortopedia e Traumatologia A.R.N.A.S., Ospedale Civico, Palermo, Italia

²U.O. Ortopedia e Traumatologia, Azienda Ospedaliera Ospedali riuniti Villa Sofia-Cervello, Palermo, Italia

³Orthopädie und Traumatologie, KH Barmherzige Schwestern, Ried im Innkreis, Austria

⁴U.O. Ortopedia e Traumatologia, Policlinico Universitario P. Giaccone, Palermo, Italia

⁵U.O. Ortopedia e Traumatologia, Ospedale Buccheri La Ferla Fatebenefratelli, Palermo, Italia

^amarcellobute@gmail.com

ABSTRACT – RADIAL HEAD PROSTHESIS

Radial head prosthesis has been developed to reduce potential complications resulting from radial head resection surgery. Principal indications are for not fixable fractures associated with lesions of the other stabilisers (coronoid, olecranon, LCM, LCL, interosseous membrane). Starting from the first models, these prostheses have undergone considerable changes both as regards materials and as regards types. Although today prosthetic replacement of the radial capital is considered as a valid option in the treatment of comminuted fractures, it is evident, however, that even this type of treatment may not be free from complications.

Publicato online: 3 maggio 2019

© Società Italiana Ortopedici Traumatologi Ospedalieri d'Italia 2019

Introduzione

Il capitello radiale si trova racchiuso in un'articolazione particolarmente complessa sia per le molteplici strutture scheletriche che la compongono sia per quelle legamentose e capsulari. Il suo coinvolgimento in un trauma può comportare un'instabilità che spesso condiziona il recupero e gli eventuali esiti. Le protesi di capitello radiale sono state sviluppate per ridurre le potenziali complicanze conseguenti alla chirurgia di resezione della testa radiale [1].

Le fratture coinvolgenti il capitello radiale hanno un'incidenza variabile fra l'1,7 e il 5%, con una media che si aggira intorno al 2,7%. Rappresentano circa il 33% di tutte le fratture che coinvolgono l'articolazione del gomito [2]. Nell'uomo la fascia di età più colpita è quella giovane-adulta mentre nella donna l'età matura.

Il sesso in cui più frequentemente si realizzano le fratture per traumi a bassa energia è quello femminile, mentre nell'uomo si verificano in caso di traumi ad alta energia, sia in relazione all'attività lavorativa sia perché il sesso maschile è più spesso coinvolto in incidenti della strada (automobilistici o più frequentemente motociclistici spesso associati a politraumi). L'arto predominante mostra una maggiore frequenza di fratture in relazione a un meccanismo di difesa.

Il meccanismo d'azione che più spesso causa la frattura è identificato con un trauma indiretto al gomito con arto atteggiato in difesa nel corso di una caduta con avambraccio in semipronazione e in leggera flessione e con il *capitulum humeri* che svolge il ruolo di testa d'ariete sul capitello radiale determinandone la frattura più o meno complessa [2, 3]; in questo caso, l'energia del trauma si trasmette su tutta la colonna del radio fino a realizzare l'impatto fra radio e omero.

Meno frequentemente la frattura è conseguenza di un trauma diretto sul gomito.

La frattura può essere spesso associata a lesioni ossee (coronoide o olecrano) e/o dei tessuti legamentosi limitrofi con instabilità del gomito [4].

Delle diverse classificazioni della frattura quella convenzionalmente più usata è quella di Mason con successive modifiche [5].

Prospettiva storica

Il trattamento delle fratture del capitello radiale fino all'inizio del secolo si limitava al trattamento conservativo nel caso di fratture composte mentre, per le fratture non ricostruibili del radio prossimale, la sola resezione del capitello radiale è stata l'unica soluzione proposta [6].

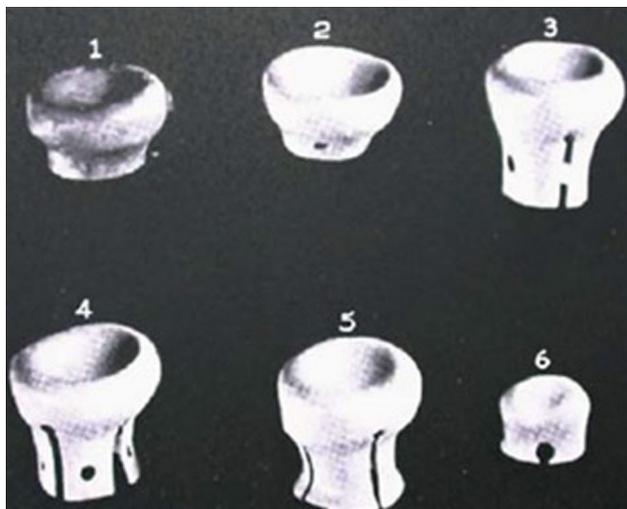


Fig. 1 - Prime protesi modellate "anatomicamente" su calchi in gesso da capitelli radiali resecati

Questa è stata considerata a lungo, infatti, una metodica affidabile [7-9]. Curiosamente, la prima protesi di capitello fu impiantata con lo scopo di prevenire le ossificazioni eterotopiche, che rappresentavano le più comuni complicanze a breve termine dopo il trattamento di queste fratture. Le protesi erano modellate "anatomicamente" su calchi in gesso di capitelli radiali resecati [10]. Queste protesi consistevano in cappucci ferrosi da applicare al collo del radio dopo la resezione del capitello (Fig. 1) [10]. I risultati osservati dopo l'impianto di queste prime rudimentali protesi stimolarono la ricerca di soluzioni per migliorare la stabilità longitudinale dell'avambraccio operato [11] e la scelta dei materiali protesici. Un secondo tipo di protesi in resina acrilica fu sviluppato nel 1953 [12], ma il suo uso rimase ancora limitato. Tra le varie evoluzioni dell'impianto, merita un cenno sicuramente la protesi in Silastic (Fig. 2), usata a partire dal 1969, che seppure portò ottimi risultati a breve e medio termine, si dimostrò infine biologicamente e meccanicamente inadeguata a causa delle complicanze dovute alle artriti infiammatorie e alle sinoviti conseguenti al degrado e alla deformabilità del materiale protesico [13]. Lo stesso Morrey contribuì, a partire dagli anni '80, alla comprensione dell'importanza delle lesioni legamentose associate per la stabilità del gomito e al successo degli impianti protesici [14]. Più recentemente sono stati usati materiali come Co-Cr, titanio e pyrocarbonio, e introdotte protesi bipolari o di tipo "fluttuante" come quella di Judet nel 1996 [15].

Basi anatomiche e biomeccaniche

Il gomito è un'articolazione intrinsecamente stabile. La cattura per quasi 180° della troclea nell'incisura trocleare è inclinata alquanto posteriormente, incrementando così lo spe-

rone anteriore del processo coronoide. La troclea è larga e ha un solco centrale che si interdigita con una cresta situata al centro dell'incisura trocleare. I contatti tra la faccetta anteromediale della coronoide e il labbro mediale della troclea e il capitello radiale, e il capitulum, rappresentano le colonne stabilizzanti più importanti del gomito. In assenza del capitello radiale o del capitulum, il contatto tra il labbro laterale della troclea e la porzione laterale della coronoide diventa più importante. Questa intrinseca stabilità ossea è rinforzata da strutture capsulo-legamentose rappresentate dal legamento collaterale mediale (LCM) e dal legamento collaterale laterale (LCL). I loro contributi alla stabilità del gomito sono accresciuti da adiacenti strutture capsulo-legamentose, fasciali e muscolo-tendinee [16]. Volendo dunque schematizzare, la stabilità del gomito è assicurata da vincoli statici e dinamici. I vincoli statici, a loro volta, si distinguono in primari: articolazione ulno-omeroale (olecrano e coronoide), LCM e LCL; e secondari: capitello radiale e capsula articolare. I vincoli dinamici sono rappresentati dai muscoli che attraversano il gomito: muscoli flessor-pronatori e estensori-supinatori.

Il ruolo specifico svolto dal capitello radiale nella stabilità del gomito è stato ben illustrato da Hammacher con il suo modello del "tempio greco" [17]. Secondo tale modello, in caso di fratture isolate del capitello radiale, la sola resezione della testa non causa instabilità articolare; se invece la frattura della testa si associa a lesione del LCM o della membrana interossea, l'intero costrutto risulterà instabile. Per tale motivo, la sintesi o il riposizionamento della testa nella propria sede anatomica, in associazione con la riparazione della membrana interossea, ripristina pienamente la stabilità articolare [17].

La resezione del capitello radiale (stabilizzatore secondario che contrasta l'instabilità postero-laterale e in valgo del gomito e impedisce la migrazione prossimale del radio), se associata ad altre lesioni, altera la fisiologica cinematica e biomeccanica del gomito e può causare svariate complicanze.

Indicazioni alla protesizzazione

Le principali indicazioni alla protesizzazione del capitello radiale in acuto sono principalmente tutte quelle fratture non sintetizzabili associate a lesioni degli altri stabilizzatori (coronoide, olecrano, LCM, LCL, membrana interossea). La protesizzazione in acuto risulta invece controindicata in tutte quelle fratture in cui è possibile effettuare la sintesi, nei pazienti a bassa richiesta funzionale in cui, una volta effettuata la capitelectomia, non si evidenzia instabilità del gomito e nel caso di infezioni locali. La protesizzazione risulta inoltre indicata in tutti quei casi in cui, dopo resezione del capitello radiale, permane un'instabilità dell'articolazione del gomito o nel caso di fallimento di una sintesi precedentemente effettuata [1].

Fig. 2 - Protesi in Silastic



Note di tecnica chirurgica

Generalmente il paziente è posto in decubito supino sul tavolo operatorio, con l'arto posto di traverso sul torace e l'avambraccio pronato e il laccio emostatico viene posto alla radice dell'arto.

L'incisione più comunemente utilizzata è quella laterale. Talvolta l'incisione può essere posteriore se vi sono associate lesioni, quali la frattura dell'olecrano, della coronioide o del LCM. In quest'ultimo caso, ad esempio, l'accesso radiale e quello laterale possono essere associati.

L'accesso agli strati profondi può essere effettuato o mediante un accesso trans-tendineo, attraverso le pliche dell'estensore comune, o mediante accesso di Kocher. La scelta dipende soprattutto dall'integrità o meno del LCL, la cui valutazione verrà effettuata, oltre che mediante imaging preoperatorio, in fase perioperatoria ad anestesia effettuata. Se il LCL è integro, si preferisce l'approccio trans-tendineo laterale che consente una buona esposizione del radio prossimale e facilita la preparazione dello stelo e le diverse fasi dell'impianto.

Se il LCL è lesionato o si sospetta una sua lesione, l'approccio ideale è quello di Kocher. Tale approccio segue il piano tra il muscolo anconeo e l'estensore ulnare del carpo. L'incisione è curvilinea, inizia al di sopra della superficie posteriore dell'epicondilo omerale e prosegue distalmente e medialmente fino a un punto sovrastante il margine posteriore dell'ulna, a circa 6 cm dall'apice dell'olecrano. Si procede dunque in profondità, passando attraverso l'interstizio fra estensore ulnare del carpo (N. interosseo posteriore) e anconeo (N. radiale). Prossimalmente i due muscoli hanno un'aponeurosi comune, mentre distalmente il piano è più facile da identificare. Si distacca l'anconeo dall'epicondilo omerale, quindi si divarica il ventre dell'anconeo da quello dell'estensore ulnare del carpo. A questo punto, è consigliabile pronare l'avambraccio al fine di allontanare il N. interosseo posteriore (che decorre nel contesto del ventre muscolare del muscolo supinatore) dal campo operatorio, evitando così possibili lesioni

iatrogene intraoperatorie. Si andrà dunque a incidere longitudinalmente la capsula articolare del gomito per esporre il sottostante capitello radiale, la testa del radio e il legamento anulare (Fig. 3) [18]. È preferibile non spingersi troppo anteriormente con l'artrotomia poiché il N. radiale decorre anteriormente all'articolazione del gomito, né estendere la dissezione oltre legamento anulare, o divaricare troppo energicamente distalmente o anteriormente per il pericolo di ledere in N. interosseo posteriore.

A questo punto, si andrà a valutare la possibilità di una sintesi della frattura. Se la frattura non risulterà sintetizzabile, si procederà prima a rimuovere tutti i frammenti ossei residui e, se residua una parte di collo radiale, questo verrà resecato utilizzando una micro lama sagittale, perpendicolarmente alla diafisi del radio. Si valuterà dunque la stabilità articolare con degli stress test sotto controllo in brillantezza [19].

Prima dell'impianto è bene irrigare adeguatamente l'articolazione, al fine di eliminare eventuali frammenti liberi e identificare possibili lesioni condrali o fratture osteocondrali della coronioide.

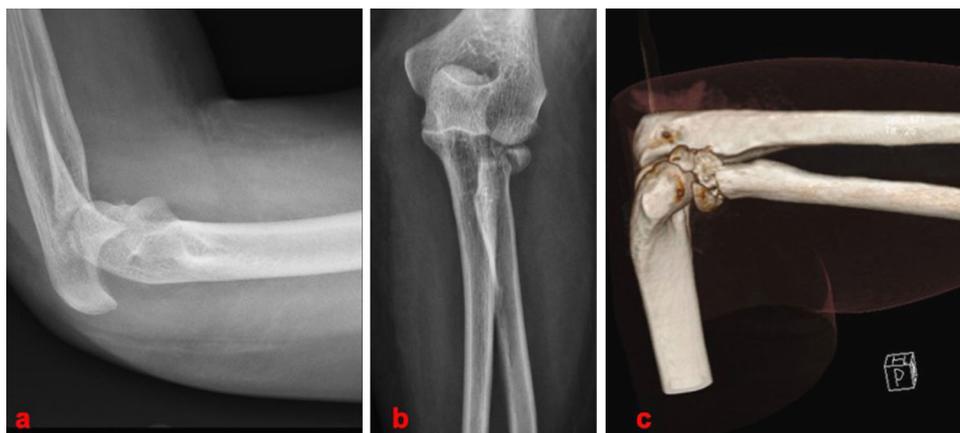
La prima fase dell'impianto prevede la preparazione del canale. È bene porre un divaricatore sulla parte posteriore del collo radiale al fine di esporre bene il radio anteriormente (talvolta può essere utile associare una manovra di stress in varo-supinazione). Si prepara dunque il canale midollare iniziando con l'introduzione di un apposito cerca-canale a cui seguirà l'introduzione di un'apposita fresa motorizzata, se disponibile nello strumentario, che regolarizzerà la superficie del collo, rendendo quest'ultima perfettamente perpendicolare all'asse della diafisi. Si procederà dunque con l'introduzione di brocche a misura progressiva, ricercando il miglior contatto con l'osso corticale.

La fase successiva sarà la scelta della misura della testina e l'inserimento delle componenti protesiche di prova. La scelta di una corretta misura è molto importante poiché è stato dimostrato che un allungamento o un accorciamento di appena 2,5 mm influenza la cinematica ulno-omerale e la pres-

Fig. 3 - Via d'accesso postero-laterale al capitello radiale (immagine intraoperatoria). Una volta incisa longitudinalmente la capsula articolare del gomito si espongono il sottostante capitello radiale, la testa del radio e il legamento anulare



Fig. 4 - Immagini RX in A-P e L-L (a, b) e TC con ricostruzione 3D (c) di frattura di tipo Mason IV in paziente di 62 anni coinvolta in trauma della strada



sione radio-omerale [20]. Infatti un *overstuffing* (vd. complicanze) potrebbe condurre a una precoce usura dell'interfaccia radio-capitulum humeri, limitando così la flessione del gomito. Un sottodimensionamento della testa, invece, può esitare in un'instabilità in valgo, che impedisce la corretta distribuzione delle forze di carico, incrementando così lo stress sull'articolazione ulno-omerale.

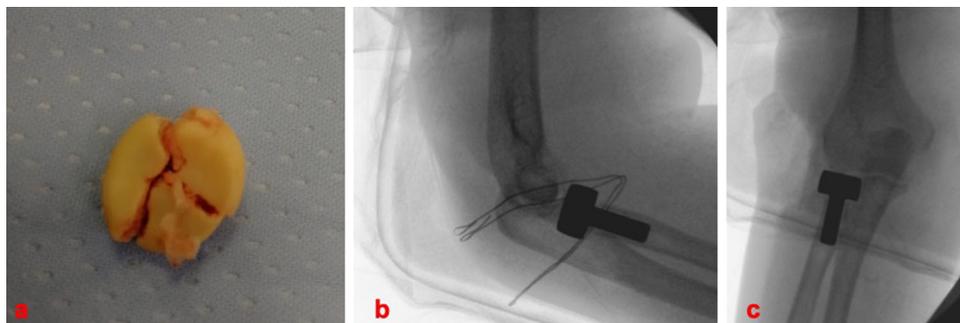
Per la valutazione di una più corretta misura della testa radiale, risulta utile effettuare dei radiogrammi comparativi del gomito controlaterale agli stessi gradi di flessione-estensione e pronosupinazione, tenendo in considerazione le possibili varianti anatomiche.

Si passerà così all'inserimento delle componenti di prova.

Per un corretto posizionamento, almeno i 2/3 del diametro del collo radiale devono essere in contatto e supportare l'impianto. Si effettueranno a questo punto una valutazione intraoperatoria visiva e RX-grafica dell'arco di movimento completo del gomito e dell'avambraccio, del diametro, dell'altezza e della corretta congruenza della protesi. Le componenti di prova verranno dunque rimosse e si passerà all'impianto definitivo (Fig. 4 e 5).

Con l'impianto definitivo in situ si effettuerà una rivalutazione dell'arco di movimento e della stabilità del gomito e, qualora fosse necessario, si procederà alla riparazione delle eventuali lesioni capsulo-legamentose associate, mediante suture transossee o ancorette [1].

Fig. 5 - Immagine intraoperatoria del capitello radiale una volta effettuata la sua exeresi (a). RX in A-P e L-L postoperatorie (b, c)



Gestione postoperatoria

Il protocollo postoperatorio deve essere adattato a ogni singolo paziente, tenendo in considerazione la stabilità del gomito e il trattamento delle lesioni associate. Se alla fine della procedura chirurgica il gomito è stabile, può essere applicato un tutore per 2–3 settimane e consentita una mobilizzazione precoce. Se residua un'instabilità radiale postero-laterale, il gomito viene protetto applicando un tutore bloccato a 90° di flessione con il polso posizionato in pronazione, la mobilizzazione attiva concessa dopo 7–10 giorni, evitando gli stress in varo per almeno 4 settimane [1].

Biomateriali e differenze conformazionali

A partire dai primi tentativi di impianto effettuati a partire dagli anni '50 con spaziatori monoblocco in metallo o silicone, le protesi di capitello radiale hanno subito notevoli evoluzioni sia per i materiali che per le tipologie; tuttavia, ancora non vi è comune accordo in letteratura su quale modello sia più affidabile [21].

Tutti gli attuali impianti sono modulari, consentendo di abbinare diverse dimensioni di teste e steli per trovare la migliore conformità tra anatomia del paziente e protesi. Le numerose combinazioni possibili consentono di riprodurre il più fedelmente possibile la dimensione e la forma della testa radiale originaria.

I materiali sono migliorati passando da acrilico, vetro e gomma siliconica usati in passato a materiali moderni come titanio, cromo-cobalto, titanio e pirocarbonio. Anche forme e superfici si sono evolute, cercando una migliore relazione “impianto-capitulum humeri” e una migliore fissazione dello stelo.

In particolare, per quanto riguarda la testa, gli studi hanno mirato allo sviluppo di modelli bipolari e forme anatomiche, uso di materiali che comportassero una minore usura della cartilagine, e modelli progettati per consentire l'assemblaggio testa-stelo in situ. Per quanto riguarda lo stelo si è mirato allo sviluppo dei materiali, delle forme, delle superfici finite, di lunghezze e meccanismi di espansione volti a ottenere una migliore fissazione.

Ad oggi, tre sono le diverse filosofie che ispirano tutte le diverse conformazioni disponibili sul mercato negli ultimi 10 anni: modelli di tipo *loose-fit*, impianti bipolari e modelli anatomici.

I modelli di tipo *loose-fit* sono caratterizzati da uno stelo circolare e liscio; è intenzionalmente inserito sottodimensionato, in modo che presenti alcuni gradi di libertà nel muoversi all'interno del canale. Durante i movimenti di flessione-estensione e pronazione-supinazione del gomito, questo modello aiuta ad adattare le inevitabili incongruenze tra la protesi, il capitulum humeri e l'incisura sigmoidea, con un meccanismo di autocentraggio simile a una protesi bipolare. Al contrario, i modelli composti da una testa monopolare e uno stelo *press-fit* o cementato si basano sulla loro posizione e sulla loro approssimazione all'anatomia nativa per ottenere un fisiologico tracking con il capitulum humeri e l'incisura sigmoidea.

Le protesi di tipo bipolare presentano un'articolazione nella giunzione testa-collo dell'impianto. Esistono in varietà a stelo liscio e fisso (*press-fit* o cementato). La protesi bipolare, grazie al suo autoallineamento al capitulum humeri e all'ulna prossimale, può adattare il tracking, anche se non perfettamente inserito. Gli svantaggi teorici di questo tipo di protesi sono la possibile formazione di detriti da usura e una stabilità meccanica inferiore nelle gravi instabilità del gomito.

Le protesi di tipo anatomico sono state sviluppate per replicare il più fedelmente possibile l'anatomia della testa radiale, riproducendo la fisiologia cinematica e biomeccanica radio-omerale. L'anatomia della testa radiale è scarsamente coerente e, fino ad ora, solo un modello in commercio (Acumed Anatomical Radia Head; Acumed, Hillsboro, OR) ha perseguito questa filosofia [1].

Complicanze

Sebbene oggi la sostituzione protesica del capitello radiale sia valutata come valida opzione nel trattamento di fratture comminute presenti in questa sede, soprattutto nei casi in cui la ricostruzione non risulti applicabile o nel caso di coinvolgimento degli altri stabilizzatori del gomito, è evidente

però che anche questo tipo di trattamento possa presentare delle complicanze.

La rigidità è la più frequentemente rilevata in letteratura (2–26%), nella maggior parte dei casi dovuta a un non corretto percorso riabilitativo post-chirurgico. Frequenti sono inoltre le neuropatie post-chirurgiche del nervo ulnare e del nervo interosseo posteriore (5–18%), legate per lo più a un cattivo posizionamento dello strumentario chirurgico, divaricatori di Hohmann per esempio, posteriormente sul collo radiale o per difetti di tecnica chirurgica (per esempio quando l'avambraccio non viene mantenuto in completa pronazione mentre si espone il collo radiale). Anche le ossificazioni eterotopiche assumono una certa rilevanza (6–48%) e sono spesso legate a contratture capsulari, fenomeni artrosici o neuropatie dell'ulnare seppure spesso non portano ad alcuna correlazione sintomatologica.

Tra le complicanze più frequenti e dipendenti da un non corretto posizionamento dell'impianto abbiamo l'*overstuffing* e l'*oversizing* dell'impianto; ciò accade quando si incorre nell'errore di posizionare una protesi sovradimensionata nella sua componente prossimale. In questi casi, una semplice radiografia in antero-posteriore del gomito metterà in evidenza un'asimmetria dello spazio articolare ulno-omeroale che apparirà più ampio sul versante radiale (segno del fiume Delta) [22]. L'eventuale conferma di tale difetto sarà possibile mediante esame TC comparando la lunghezza della protesi con l'incisura sigmoidea distalmente. Nelle scansioni sagittali, inoltre, l'evidenza di una perdita di simmetria tra il centro di rotazione omerale, l'olecrano e la coronoide potrà confermare il sovradimensionamento della testa radiale [1, 23].

Uno sguardo al futuro

Una maggiore conoscenza della biomeccanica e anatomia del gomito hanno permesso di ridurre le complicanze e ottenere risultati soddisfacenti in seguito all'utilizzo delle protesi di capitello radiale [21].

Ulteriori aspetti su cui concentrarsi in futuro dovranno riguardare modelli protesici nuovi e nuove tecniche di impianto, la diminuzione della rigidità del gomito in seguito all'impianto di protesi, la congruenza protesi-capitulum usando tecniche diagnostiche non-invasive [24], integrare i dati relativi al contatto protesi-capitulum e quelli relativi alla cinematica così da approfondire ciò che sappiamo sull'articolazione radio-capitulum dopo l'impianto di protesi; il miglioramento delle tecniche computer-guidate, la realizzazione di protesi con materiali meno rigidi e più conformi alla biologia del paziente [25].

Meticolosi studi hanno incentivato un'evoluzione nell'approccio alle protesi di capitello e alle lesioni complesse di gomito. Al contrario, scarsi sono i risultati clinici e radiografici

riportati in letteratura [21, 26]. Non c'è infatti una chiara indicazione che ci permetta di preferire un modello a un altro [27, 28]. L'obiettivo dei prossimi anni sarà quindi realizzare studi clinici di alto livello così da ottenere risultati affidabili e chiare indicazioni terapeutiche. Saranno quindi necessarie [29] definizioni e valutazioni chiare degli outcome, follow-up considerevoli e l'identificazione di chiari fattori prognostici.

CONFLITTO D'INTERESSE Gli autori Marcello Butera, Alessandra La Gattuta, Francesco Siragusa, Andrea Abruzzese, Giuseppe Dario Valenti, Stefania Zini e Federico Colaiuda dichiarano di non avere alcun conflitto d'interesse.

CONSENSO INFORMATO E CONFORMITÀ AGLI STANDARD ETICI Tutte le procedure descritte nello studio e che hanno coinvolto esseri umani sono state attuate in conformità alle norme etiche stabilite dalla dichiarazione di Helsinki del 1975 e successive modifiche. Il consenso informato è stato ottenuto da tutti i pazienti inclusi nello studio.

HUMAN AND ANIMAL RIGHTS L'articolo non contiene alcuno studio eseguito su esseri umani e su animali da parte degli autori.

Bibliografia

1. Marinelli A, Guerra E, Ritali A et al (2017) Radial head prosthesis: surgical tips and tricks. *Musculoskelet Surg* 101(2):187–196
2. Faldini C, Miscione MT, Acri F et al (2012) Le fratture comminute del capitello radiale trattate mediante capitlectomia: risultati clinici e radiografici a un follow-up minimo di 12 anni. Università di Bologna, Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna
3. Mason ML (1954) Some observations on fracture of the head of the radius with a review of one hundred cases. *Br J Surg* 42(172):123–132
4. Chen X, Wang SC, Cao LH et al (2011) Comparison between radial Head replacement and open reduction and internal fixation in clinical treatment of unstable, multi-fragmented radial head fractures. *Int Orthop* 35:1071–1076
5. Morrey BF, Tanaka S, An KN (1991) Valgus stability of the elbow. A definition of a primary and secondary constraints. *Clin Orthop Relat Res* 265:187–195
6. Speed K (1941) Ferrule caps for the head of the radius. *Surg Gynecol Obstet* 73:845–850
7. Antuña SA, Sánchez-Márquez JM, Barco R (2010) Long-term results of radial head resection following isolated radial head fractures in patients younger than forty years old. *J Bone Jt Surg, Am* 92(3):558–566
8. Faldini C, Nanni M, Leonetti D et al (2012) Early radial head excision for displaced and comminuted radial head fractures: considerations and concerns at long-term follow-up. *J Orthop Trauma* 26(4):236–240
9. Nestorson J, Josefsson PO, Adolfsson L (2017) A radial head prosthesis appears to be unnecessary in Mason-IV fracture dislocation. *Acta Orthop* 88(3):315–319
10. Van Riet RP, van Glabbeek F (2007) History of the radial head prosthesis in traumatology. *Acta Orthop Belg* 73(1):12–20
11. Essex-Lopresti P (1951) Fractures of the radial head with distal radio-ulnar dislocation. *J Bone Jt Surg* 33-B:244–247
12. Cherry JC (1953) Use of acrylic prosthesis in the treatment of fracture of the head of the radius. *J Bone Jt Surg* 35-B:70–71

13. Morrey BF, Askew L, Chao EY (1981) Silastic prosthetic replacement for the radial head. *J Bone Jt Surg, Am* 63:454–458
14. Morrey BF, An KN (1983) Articular and ligamentous contributions to the stability of the elbow joint. *Am J Sports Med* 11:315–319
15. Judet T, Garreau de Loubresse C, Piriou P, Charnley G (1996) A floating prosthesis for radial-head fractures. *J Bone Jt Surg* 78-B:244–249
16. Cohen MS, Hastings H (1997) Rotatory instability of the elbow: the anatomy and role of the lateral stabilizers. *J Bone Jt Surg* 79A:225–233
17. Hammacher ER, van der Werken C (1996) Radial head fractures: operative or conservative treatment? The Greek temple model. *Acta Orthop Belg* 62(1):112–115
18. Hoppenfield S, deBoer P (2006) *Vie d'accesso e anatomia chirurgica in Ortopedia*. Verduci editore, Roma
19. Bain GI, Ashwood N, Baird R, Unni R (2005) Management of Mason type-III radial head fractures with a titanium prosthesis, ligament repair, and early mobilization. Surgical technique. *J Bone Jt Surg, Am* 87(1):136–147
20. Van Glabbeek F, Van Riet RP, Baumfeld JA et al (2004) Detrimental effects of overstuffing or understuffing with a radial head replacement in the medial collateral-ligament deficient elbow. *J Bone Jt Surg, Am* 86-A(12):2629–2635
21. Laumonerie P, Tibbo ME, Reina N et al (2018) Radial head arthroplasty: a historical perspective. In: *International Orthopaedics (SICOT)*
22. Gauci MO, Winter M, Dumontier C et al (2016) Clinical and radiologic outcomes of pyrocarbon radial head prosthesis: midterm results. *J Shoulder Elb Surg* 25(1):98–104
23. Schmidt-Horlohé K, Buschbeck S, Wincheringer D et al (2016) Primäre posttraumatische Radiuskopfprothetik Komplikationen. *Orthopäde* 45:853–860
24. Lalone EA, McDonald CP, Ferreira LM et al (2013) Development of an image-based technique to examine joint congruency at the elbow. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* 16(3):280–290
25. Shannon HL, Johnson J (2012) The contact mechanics and kinematics of radial head implants. Graduate Program in Biomedical Engineering. Electronic Thesis and Dissertation Repository 745
26. Laumonerie P, Reina N, Kerezoudis P et al (2017) The minimum follow-up required for radial head arthroplasty: a meta-analysis. *Bone Joint J* 99-B(12):1561–1570
27. Heijink A, Kodde IF, Mulder PG et al (2016) Radial head arthroplasty: a systematic review. *J Bone Joint Surg* 4(10). <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.15.00095>
28. Rotini R, Marinelli A, Guerra E et al (2012) Radial head replacement with unipolar and bipolar SBi system: a clinical and radiographic analysis after a 2-year mean follow-up. *Musculoskelet Surg* 96(1):69
29. Stroup DF, Berlin JA, Morton SC et al (2000) Meta-analysis of observational studies in epidemiology: a proposal for reporting. *JAMA* 283(15):2008–2012