



IL DOLORE NELLE PROTESI DELLE METACARPOFALANGEE E INTERFALANGEE DELLA MANO

Pain in metacarpophalangeal and interphalangeal joint arthroplasty

Riassunto

Le protesi delle articolazioni metacarpofalangee e interfalangee garantiscono risultati soddisfacenti nella gran parte dei pazienti a dispetto di un recupero funzionale spesso modesto e che tende a peggiorare nel tempo. La correzione della deformità, il miglioramento della cosmesi e la risoluzione del dolore appaiono gli elementi più importanti per la soddisfazione del paziente. La remissione del dolore è generalmente ritenuta significativa nella maggioranza dei casi anche se la sua valutazione, l'incidenza e le cause appaiono poco studiate in letteratura.

Sulla base dell'esperienza personale e sulla revisione della letteratura, in relazione ai diversi distretti e al tipo di impianto, vengono analizzate le condizioni associate al dolore della protesi. Il dolore, le complicanze e la necessità di reinterventi sembra ancora oggi più frequente nelle protesi anatomiche di rivestimento rispetto a quelle in silicone. In queste ultime molte condizioni patologiche come le osteolisi e la rottura dell'impianto non sembrano essere sempre correlate alla sintomatologia dolorosa.

Parole chiave: protesi, articolazione metacarpo-falangea, articolazioni interfalangee, dolore

Summary

Metacarpophalangeal and proximal interphalangeal arthroplasty lead to satisfactory results in most patients despite functional recovery may be poor and worsens with time. Correction of the deformity, improvement in hand appearance and pain are determinant in patient satisfaction. Pain relief is generally significant in most patients even if its incidence and causes have been poorly studied in literature. Based on personal experience and literature review, conditions associated with pain are examined in relationship to articular district and type of arthroplasty. Pain, complications and need for reintervention seem more frequent in surface replacement arthroplasty respect to silicone prosthesis. In these latter osteolysis and implant fracture are often not related to pain.

Key words: arthroplasty, metacarpophalangeal joint, interphalangeal joint, pain

M. RAMPOLDI

U.O.C. Chirurgia della Mano, Microchirurgia e Reimpianto Arti, C.T.O., Roma

Indirizzo per la corrispondenza:

Michele Rampoldi
via David Silvagni 4, 00152 Roma
E-mail: m.rampoldi@tin.it

INTRODUZIONE

L'indicazione alla protesizzazione delle articolazioni della mano, in considerazione della diversa anatomia e biomeccanica, varia a seconda dell'articolazione interessata. L'articolazione metacarpo-falangea (M-F) è una condiloartrosi che consente ampi movimenti di flessione-estensione e di lateralità. Una riduzione dell'escursione articolare determina un'importante limitazione funzionale; l'indicazione alla protesizzazione, con l'eccezione del pollice, è in questi casi pressoché assoluta. Per le articolazioni M-F la causa di gran lunga prevalente di danno articolare è rappresentata dall'artrite reumatoide, essendo raro l'intressamento dell'osteoartrosi a carico di queste articolazioni.

Le interfalangee (IF) sono articolazioni a troclea che consentono la sola flessione-estensione e sono dotate di robuste strutture capsulo-legamentose che ne aumentano la stabilità intrinseca. Per le articolazioni IF distali (IFD) l'artrodesi rimane l'indicazione elettiva essendo facile, affidabile e ben tollerata; la protesizzazione viene riservata a casi estremamente selezionati per particolari richieste funzionali. L'indicazione alla protesizzazione è molto più comune nelle IF prossimali (IFP) dove, peraltro, deve tenere in considerazione diversi parametri: l'eziologia della lesione, lo stato delle articolazioni M-F, il dito interessato. Nei pazienti reumatoidi l'instabilità articolare conseguente alle lesioni capsulo-legamentose e l'intressamento pressoché costante delle M-F tende a preferire, in particolare per il 2° e 3° dito, il ricorso alle artrodesi, così da garantire una migliore stabilità laterale nella presa; la protesizzazione viene più spesso eseguita sulle IFP del 4° e 5° dito per mantenere una adeguata capacità di opposizione. Nell'OA, viceversa, l'intressamento spesso isolato dell'articolazione tende a favorire il ricorso alla sostituzione protesica.

Esistono fondamentalmente 2 tipi di protesi per le articolazioni MF e IF.

- Le protesi in silicone, costituite da un monoblocco a cerniera flessibile, agiscono come spaziatori dinamici articolari. L'assenza di presa nel canale diafisario consente un movimento degli steli (effetto "pistone") che distribuisce in maniera equilibrata le sollecitazioni meccaniche generate dai movimenti di flessione-estensione del dito. La protesi ideata da Swanson negli anni '60, successivamente migliorata nella qualità del silicone e nell'introduzione dei "grommet" in titanio, rappresenta il capostipite di queste ed ancora oggi la più impiegata. Nuovi modelli (Sutter, Neuflex, ecc.), che si differenziano nell'elastomero siliconico impiegato e/o nel disegno dell'impianto, sono nati successivamente nel tentativo di migliorare i risultati funzionali e ridurre l'incidenza di complicanze. Le protesi monoblocco in silicone rappresentano ancora oggi lo standard per il trattamento dell'artrite reumatoide.

- Le protesi anatomiche di rivestimento, viceversa, hanno caratteristiche simili a quelle applicate negli altri distretti articolari andando a ricreare la morfologia delle due superfici articolari. Nate negli anni '80, queste protesi sono costituite da due componenti separate in pirocarbonio (Ascension) o in materiali assemblati (cromo-cobalto, titanio, polietilene); richiedono una resezione ossea minima e la conservazione dei legamenti collaterali. Queste caratteristiche le rendono essenzialmente indicate nell'osteoartrosi primaria o post-traumatica mentre il loro impiego nel paziente reumatoide sono limitate dalla scarsa qualità dell'osso e dei tessuti molli.

RISULTATI

I risultati delle protesi delle articolazioni della mano appaiono frequentemente dissimili nelle diverse casistiche anche perché spesso non omogenee per patologia e distretto.

Le protesi in silicone delle M-F nell'artrite reumatoide sono forse quelle numericamente più studiate. Sebbene la maggior parte dei pazienti siano generalmente soddisfatti, i risultati sono spesso clinicamente modesti e le complicanze numerose. L'arco di movimento atteso è fra i 40° e i 60° e tende a ridursi nel tempo contemporaneamente ad una graduale recidiva della deviazione ulnare e del deficit di estensione¹. Il deficit di estensione medio nell'immediato postoperatorio varia fra 3° e 12° e tende ad aumentare nel tempo fino ad oltre 20°². La correzione della deviazione ulnare è assicurata da una corretta ed accurata ricostruzione delle parti molli in quanto la protesi da sola non è in grado di contrastare le forze deformanti. La deviazione ulnare da un valore medio preoperatorio compreso fra 20° e 60° si riduce a valori compresi fra 9° e 25°^{1,2}. Questi ultimi due parametri appaiono fondamentali nella definizione dei risultati soggettivi. In uno studio prospettico su 46 casi, difatti, la soddisfazione dei pazienti era legata principalmente alla correzione della deviazione ulnare e del deficit di estensione delle dita anche a fronte di un modesto incremento dell'arco di movimento, della forza di presa e della pinza². Anche il miglioramento dell'estetica della mano è stato dimostrato un importante criterio soggettivo³.

Rispetto ai vari modelli protesici i risultati appaiono in genere sovrapponibili anche se i diversi disegni degli impianti determinano differenti proprietà e comportamenti biomeccanici. Nelle protesi di Sutter e nella Neuflex il centro di rotazione è spostato anteriormente rispetto alle protesi di Swanson per riprodurre il fisiologico centro di rotazione della M-F; questo determina una maggiore escursione articolare e una riduzione dell'effetto "pistone" degli steli⁴. L'angolo fra la cerniera e gli steli è più acuto e netto nella Sutter e nella Neuflex rispetto alla protesi di Swanson: questo può indurre una concentrazione degli

stress in quella zona con una maggiore facilità alla rottura della protesi stessa^{5,6}.

La rottura dell'impianto è la complicanza più frequente delle protesi in silicone e viene riportata in oltre il 60% in controlli eseguiti a lungo termine (14 e 17 anni di follow-up medio)^{1,7}; la soggettività dell'interpretazione dei criteri radiografici di rottura dell'impianto (5) sembra, peraltro, essere responsabile della diversa incidenza riportata nelle diverse casistiche. Molti Autori hanno evidenziato che la rottura delle protesi in silicone è spesso funzionalmente ben accettata e non necessariamente conduce alla revisione dell'impianto⁸⁻¹⁰. La fibrosi che si forma attorno alla protesi tende a garantire comunque una discreta stabilità articolare mantenendo una certa funzionalità e riducendo la recidiva della deformità.

Sebbene il silicone sia un materiale biocompatibile l'attrito e la rottura dell'impianto possono determinare il rilascio di particelle responsabili di sinoviti e osteolisi. Le osteolisi sono state documentate con percentuali comprese fra lo 0% (11) e l'89% (12) e variano da una sottile linea attorno allo stelo ad una osteolisi diffusa fino alla interruzione della corticale. L'incidenza di osteolisi e di fratture sembra essere maggiore nelle protesi di Sutter rispetto alle Swanson^{5,13,14}; secondo Parkilla¹⁴ è la rottura della protesi a causare l'osteolisi e non viceversa.

La sopravvivenza dell'impianto è condizionato da molte variabili e le indicazioni alla revisione non sono ancora ben specificate. Il dolore e lo stato funzionale sembrano essere le cause più comuni che portano alla revisione chirurgica dell'impianto mentre è stato dimostrato che la rottura della protesi non è di per sé indicazione al reintervento. Il tasso di sopravvivenza delle protesi in silicone a lungo termine, inteso come mantenimento dell'integrità della protesi varia fra il 20% e il 62% ed è difatti molto più basso rispetto alla percentuale di revisioni che risulta compresa fra il 3%¹¹ e il 7%¹.

Le protesi anatomiche di rivestimento sono impiegate preferibilmente nell'osteoartrosi e a livello delle IFP. L'utilizzo delle protesi di rivestimento nelle articolazioni M-F è sicuramente più limitato. Beckenbaugh et al.¹⁵ hanno presentato una revisione a lungo termine di 71 impianti in pirocarbonio delle M-F. La sopravvivenza delle protesi ad un follow-up medio 11,7 anni è stata del 70.3% con una buona osteointegrazione (94%) e stabilità (82%) dell'impianto; i risultati clinici sono stati soddisfacenti con un incremento medio del ROM di 13°, un miglioramento significativo dell'estensione e una deviazione ulnare finale di 19°.

A livello delle IFP i risultati funzionali, a dispetto delle premesse biomeccaniche, non sembrano essere migliori rispetto a quelli ottenuti con le protesi in silicone. Il ROM medio al controllo finale è risultato di poco superiore a quello preoperatorio¹⁶⁻¹⁸ se non addirittura peggiore^{19,20}. La soddisfazione soggettiva dei pazienti varia fra il 60%¹⁶

e l'80%¹⁷ ma le complicanze e i fallimenti dell'impianto appaiono percentualmente significativi. Sweets e Stern¹⁹ su una serie di 31 casi rilevano complicanze maggiori così numerose – 20 casi di contrattura in flessione, 10 importanti mobilizzazioni dell'impianto, 5 lussazioni, una rottura – tanto da consigliare il loro impiego.

L'incidenza di reinterventi e di revisioni appare maggiore rispetto alle protesi in silicone. Luther et al.¹⁸ riportano 14 reinterventi (tenoartrosi, tenodesi, rimozione della protesi e atrodesi) su 24 casi (58%); Jennings e Livingstone¹⁶ riportano il fallimento della protesi con necessità di revisioni maggiori (sostituzione o artrodesi) nel 26% di 43 impianti dell'IFP. Con le protesi in pirocarbonio Cook et al.¹⁵ documentano una percentuale di sopravvivenza a 16 anni del 70,3% delle protesi impiantate a livello M-F e del 8% – peraltro ad un follow-up medio di soli 27 mesi – di quelle a livello IFP¹⁷; in queste ultime in circa 1/3 era stato comunque necessario un reintervento.

Le cause più comuni del fallimento e della revisione sono la mobilizzazione, la lussazione della protesi e la contrattura in flessione; la rottura dell'impianto e l'infezione sono descritti sporadicamente¹⁹.

DOLORE

La valutazione del dolore nelle protesi è scarsamente e non uniformemente documentato nelle diverse casistiche che pongono l'attenzione prevalentemente su altri parametri (correzione della deformità, aspetto estetico, ROM) che rappresentano i criteri dominanti nella valutazione clinica dei pazienti. In realtà anche l'incidenza di dolore preoperatorio è riportata non uniformemente nelle stesse casistiche. Mentre nei pazienti con osteoartrosi, sia primaria che posttraumatica, il dolore è una costante ed è forse il criterio più significativo nell'indicazione alla protesi, nei pazienti reumatoidi la percentuale di dolore preoperatorio è riportata variare dal 20%⁸ all'85%¹⁴.

La remissione del dolore è generalmente ritenuta significativa nella gran parte dei pazienti.

Corrado et al.²¹, in uno studio multicentrico, riportano assenza di dolore in tutti i 128 pazienti trattati (658 articolazioni); stesse conclusioni vengono riportate da Kirschbaum¹¹ su una serie di 144 impianti. Risultati meno ottimistici documentano assenza di dolore in circa il 75% delle protesi in silicone per le M-F¹⁷ e nell'84% delle IFP²². Per le protesi di rivestimento buoni risultati sulla risoluzione del dolore sono riportati da Bravo et al.¹⁷ (punteggio medio della scala VAS da 6 nel preoperatorio ad 1 nel controllo finale). Risultati meno brillanti sono stati ottenuti da Jennings e Livingstone¹⁶ (dolore uguale o peggiore in 10 su 43 pazienti), da Luther et al.¹⁸ (dolore leggero o moderato in 11 su 23 casi) e Sweets et al.¹⁹ (punteggio medio di 3 nella scala VAS).

Anche la causa del dolore è spesso difficile da identifica-

re. La rottura della protesi in silicone ad esempio non determina alcuna sintomatologia dolorosa in molti pazienti. Le osteolisi associate alle protesi in silicone non sembrano essere correlate a sintomi specifici. In uno studio prospettico non si è difatti evidenziata alcuna correlazione fra il dolore a riposo o nel movimento e il grado di osteolisi riscontrata¹⁴; gradi maggiori di osteolisi, tuttavia, sono frequentemente associate alla rottura della protesi e a mobilizzazioni sintomatiche dell'impianto.

Modificazioni radiografiche negli impianti anatomici – zone di radiolucenza attorno agli steli, affondamento e allentamento con o senza mobilizzazione degli steli, fratture periprotetice – sono presenti in oltre il 40% dei casi^{17,23}. Con l'esclusione delle mobilizzazioni con dislocazioni della protesi, sempre associate a dolore, molte di queste alterazioni non sembrano peraltro essere correlate alla sintomatologia dolorosa e alla sopravvivenza clinica dell'impianto²³. L'insorgenza di un precontatto osseo fra le falangi, per l'affondamento o la mobilizzazione della protesi, è stato associato al dolore che si verifica nella flessione del dito.

Nelle protesi in pirocarbonio una delle complicanze possibili è il "cigolio" che si avverte durante il movimento del dito, probabilmente conseguenza di un eccessivo contatto dei capi articolari per una resezione ossea troppo limitata. Sebbene non riportato in letteratura, nell'esperienza personale il cigolio è quasi sempre associato a dolore, da lieve a moderato, e limitazione della funzione.

Nelle rigidità da contrattura in flessione o in estensione del dito, forse la causa più comune di reintervento, il dolore è spesso presente e si associa spesso ad edema e tumefazione persistente del dito. L'infezione della protesi è un'altra causa di dolore; la sua incidenza è comunque rara (0-3% nelle diverse casistiche). Altre cause sporadiche di dolore sono l'insorgenza di formazioni esostotiche periprotetice, le recidive dei tumori benigni che hanno determinato la distruzione articolare e la successiva sostituzione protesica.

ESPERIENZA PERSONALE

Dal 2001 al 2011 sono state impiantate 54 protesi delle M-F, tutte in silicone, per artrite reumatoide e 35 protesi delle IFP – 19 in silicone e 16 protesi anatomiche di rivestimento – prevalentemente per osteoartrosi posttraumatica e primaria in un totale di 49 pazienti – 30 donne e 19 uomini.

3 protesi anatomiche in pirocarbonio sono andate incontro ad insuccesso e sottoposte a revisione con impianto in silicone. La causa è stata sempre la rigidità associata o meno alla contrattura in flessione del dito; in due di questi nel postoperatorio si era sviluppata un'intensa reazione flogistica con edema persistente. Due protesi in silicone impiantate alla IFP sono andate incontro ad

insuccesso, una per rigidità conseguente ad un incorretto programma di rieducazione successiva all'intervento - revisionata in altra sede - ed una per instabilità conseguente ad errore di indicazione - esiti di amputazione delle dita lunghe con conservazione del solo 2° dito. I restanti 44 pazienti sono stati valutati ad un follow-up medio di 27 mesi. Il dolore è stato valutato secondo la scala analogica VAS. Dolore lieve (VAS 1-3) era riferito da 6 pazienti, moderato (VAS 4-7) in 3. Nei pazienti reumatoidi il dolore era pressoché assente in tutti i casi, giudicato lieve in alcune condizioni da 3 pazienti. Dolore moderato era presente in 1 protesi in pirocarbonio e in 2 protesi in silicone delle IFP. Nella protesi anatomica il dolore era associata al caratteristico "cigolio" nel movimento; radiograficamente la protesi era stabile e in posizione corretta. Nelle protesi in silicone in un caso il dolore era conseguenza della recidiva di un tumore a cellule giganti delle guaine tendinee e si è risolto con l'asportazione della lesione. Nell'altro caso si era avuta una graduale deviazione del dito per probabile rottura dell'impianto. I pazienti che lamentavano dolore avevano un'età media di 49 anni, inferiore alla media della

casistica (61 anni); questo potrebbe essere spiegato con una maggiore sollecitazione della protesi in attività manuali impegnative.

CONCLUSIONI

Lo scopo della protesizzazione delle articolazioni della mano è di eliminare il dolore, migliorare la funzione articolare, l'estetica del dito e prevenire ulteriori danni articolari. I risultati sono ampiamente soddisfacenti anche se il recupero della funzione appare limitato.

Il dolore nelle protesi della mano è stato poco studiato in letteratura. L'incidenza e le sue cause appaiono riportate variamente e non ben precisate. L'incidenza e la qualità del dolore appare maggiori nelle protesi anatomiche rispetto a quelle in silicone. In queste molte condizioni patologiche come la rottura dell'impianto e le osteolisi non appaiono sempre correlate al dolore.

Sebbene un corretto impianto della protesi sia alla base di un buon risultato clinico alcune condizioni dolorose, in particolare nelle protesi anatomiche, si manifestano in impianti apparentemente ben posizionati e rimangono di difficile interpretazione patogenetica.

Bibliografia

- Goldfarb CA, Stern PJ. *Metacarpophalangeal joint arthroplasty in rheumatoid arthritis. A long-term assessment.* J Bone Joint Surg 2003;85A:1869-78.
- Waljee JF, Chung KC. *Objective functional outcomes and patient satisfaction after silicone metacarpophalangeal arthroplasty for rheumatoid arthritis.* J Hand Surg Am 2012;37:47-54.
- Bogoch ER, Escott BG, Ronald K. *Hand appearance as a patient motivation for surgery and a determinant of satisfaction with metacarpophalangeal joint arthroplasty for rheumatoid arthritis.* J Hand Surg Am 2011;36:1007-14.
- Weiss AP, Moore DC, Infantolino C, et al. *Metacarpophalangeal joint mechanism after 3 different silicone arthroplasty.* J Hand Surg Am 2004;29:796-803.
- Bass RL, Stern PJ, Nairus JG. *High implant fracture incidence with Sutter silicone metacarpophalangeal joint arthroplasty.* J Hand Surg Am 1996;21:813-8.
- Joyce TJ, Milner RH, Unsworth A. *A comparison of ex vivo and in vitro Sutter metacarpophalangeal prostheses.* J Hand Surg 2003;28B:86-91.
- Trail IA, Martin JA, Nuttall D, et al. *Seventeen-year survivorship analysis of silastic metacarpophalangeal joint replacement.* J Bone Joint Surg 2004;86B:1002-6.
- Bieber EJ, Weiland AJ, Volenec-Dowling S. *Silicone-rubber implant arthroplasty of the metacarpophalangeal joints for rheumatoid arthritis.* J Bone Joint Surg 1986;68A:206-9.
- Blair W, Shur D, Buckwalter J. *Metacarpophalangeal joint arthroplasty with silastic spacer.* J Bone J Surg 1984;66A:365-70.
- Swanson AB. *Flexible implant arthroplasty for arthritic finger joints. Rationale, technique, and results of treatment.* J Bone Joint Surg 1972;54A:435-55.
- Kirschenbaum D, Schneider LH, Adams DC, et al. *Arthroplasty of the metacarpophalangeal joints with use of silicone-rubber implants in patients who have rheumatoid arthritis. Long-term results.* J Bone Joint Surg 1993;75A:3-12.
- Schmidt K, Willburger RE, Miehke RK, et al. *Ten-year follow-up of silicone arthroplasty of the metacarpophalangeal joints in rheumatoid hands.* Scand J Plast Reconstr Surg 1999;33:433-8.
- Möller K, Sollerman C, Geijer M, et al. *Avanta versus Swanson silicone implants in the MCP joint - a prospective randomized comparison of 30 patients followed for 2 years.* J Hand Surg 2005;30B:8-13.
- Parkkila T, Belt EA, Hakala M, et al. *Comparison of Swanson and Sutter metacarpophalangeal arthroplasties in patients with rheumatoid arthritis: a prospective and randomized trial.* J Hand Surg. 2005;30:1276-81.
- Cook SD, Beckenbaugh RD, Redondo J, et al. *Long-term follow-up of pyrolytic carbon metacarpophalangeal implants.* J Bone Joint Surg 1999;81A:635-48.
- Jennings CD, Livingstone DP. *Surface replacement arthroplasty of the proximal interphalangeal joint using the PIP-SRA implant: results, complications and revisions.* J Hand Surg 2008;33:1565.
- Bravo CJ, Rizzo M, Hormel KB, et al. *Pyrolytic carbon proximal joint arthroplasty: results with minimum two-year follow-up evaluation.* J Hand Surg 2007;32:1-11.
- Luther C, Germann G, Sauerbier M. *Proximal interphalangeal replacement with surface replacement arthroplasty (SR-PIP): functional results and complications.* Hand NY 2010;5:233-40.
- Sweets TM, Stern PJ. *Pyrolytic carbon arthroplasty for osteoarthritis of the proximal interphalangeal joint of the finger.* J Bone Joint Surg Am 2011;93:1417-25.
- Chung KC, Ram AN, Shauver MJ. *Outcomes of pyrolytic carbon arthroplasty for the proximal interphalangeal joint.* Plast Reconstr Surg 2009;123:1521-32.
- Corrado EM, Catalano F, Fanfani F, et al. *Protesi delle metacarpo-falangee.* Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia 1994;20(suppl 2):741-6.
- Namdari S, Weiss AP. *Anatomically neutral silicone small joint arthroplasty for osteoarthritis.* J Hand Surg Am 2009;34:292-300.
- Postcavage JM, Ha AS, Chew FS. *Arthroplasty of the hand: radiographic outcomes of pyrolytic carbon proximal interphalangeal and metacarpophalangeal joint replacements.* Am J Roentgenol 2011;197:1177-81.