

Le protesi della mano: disegno e selezione dell'impianto

Hand prosthesis: design and choice of implant

G.F. Berzero
C. Grandis
A. Scalese

RIASSUNTO

Gli AA. descrivono l'utilizzo delle protesi nel trattamento delle affezioni degenerative e post-traumatiche della mano, cominciato nella metà degli anni '60, dopo una fase pionieristica. Essi analizzano le indicazioni d'uso nei vari distretti anatomici, valutando l'evoluzione del disegno ed il differente utilizzo dei vari materiali di costruzione.

Il monoblocco in silastic di Swanson è ancora il modello più noto, se non il più utilizzato nel bagaglio terapeutico per la facilità di impianto e di revisione, per l'assenza di dolore. Le protesi in titanio, dopo una fase di speranza, hanno evidenziato il loro limite, soprattutto per la rigidità degli impianti.

Le protesi anatomiche non vincolate con fulcro articolare fisso, realizzate in pirocarbonio appaiono oggi assai promettenti, sia per l'ottima tollerabilità biologica che per la fissazione ossea apposizionale che inducono; esse realizzano una biomeccanica simile a quella fisiologica che consente il risparmio dei legamenti ed una distribuzione omogenea delle forze, aumentando l'arco di movimento articolare. Come in altri distretti corporei, anche nella mano non esiste attualmente una protesi "ideale" e solo l'integrazione delle conoscenze della medicina, con quelle dell'ingegneria e dello studio dei biomateriali può portare a sempre nuovi miglioramenti tecnici.

Parole chiave: impianto, protesi, mano

SUMMARY

Authors describe prosthesis' growing in treatment degenerative and post-traumatic diseases of the hand. The experience began the first half of the sixties, after a pioneer's period. They analysed the indications of use in different anatomic districts, thinking of the different materials used.

The silastic Swanson implant is also painless and is now the most famous and used for its implant simplicity properties and secondary surgical reprise, maintaining a primary position in the therapeutic planning.

Titanium prostheses, after a hopeful period, have been over their limits, especially about the rigidity of implants.

The pyrocarbon anatomical non constrained prostheses with fixed articular fulcrum could be promising to the good biological tollerability and to the bony's appositional fixation. They have created a biomechanics which is as normal, sparing ligaments, giving an homogenous distribution of the strength and improving the arch of movement. As in others body districts, even in the hand actually doesn't exist an ideal

Centro di Chirurgia della Mano
IRCCS, Istituto Ortopedico "R.
Galeazzi", Milano

*Relazione presentata nel corso
del 92° Congresso Nazionale
S.I.O.T., Bologna 11-15 novem-
bre 2007*

prothese: only the integration between medicine knowledge, engineering and biotechnology can lead to new technical improvements.

Key words: implant, prosthesis, hand

INTRODUZIONE

L'utilizzo delle protesi articolari è di assai più recente introduzione nel polso e nella mano rispetto all'arto inferiore, in quanto le ossa tubulari delle falangi e dei metacarpi tollerano male l'applicazione di un impianto metallico a cerniera fissa. Nel 1955 Batemann applicò la prima endoprotesi metallica con gambo midollare alla PIP e nel 1959 Brannon¹ sviluppò una protesi metallica a cerniera per le articolazioni digitali, mentre Flatt iniziò nel medesimo anno la protesizzazione delle metacarpo-falangee nell'artrite reumatoide; a questi tentativi seguirono negli anni Settanta numerosi modelli realizzati in vari materiali (metallo-ceramica, silicone), vincolati e caratterizzati da design a cerniera o di tipo *ball-and-socket*, vincolati e caratterizzati da differenti tipi di fissazione.

Tali modelli ebbero breve vita per i gravi inconvenienti che produssero: riassorbimento osseo e mobilizzazione protesica secondaria, difficoltà di fissazione mediante cemento degli impianti nelle piccole diafisi delle ossa tubulari della mano ed ampia resezione ossea che rendeva difficile una *reprise* chirurgica.

Nel settembre 1974, in occasione del LIX congresso della SIOT, Bedeschi e Luppino², hanno presentato la relazione "Endoprotesi articolari del polso e della mano" che rappresenta la prima disamina critica delle caratteristiche strutturali e biomeccaniche delle varie protesi allora in uso, analizzando il loro comportamento clinico in un'applicazione ancora sperimentale.

Molti progressi sono stati successivamente realizzati, anche se nella mano e nel polso, come in altri distretti scheletrici, non esistono protesi perfette e le ricerche tecnologiche ed applicative sono in continua evoluzione. Le scelte terapeutiche variano tra la sostituzione articolare mediante protesi ad asse fisso o la resezione-artroplastica mediante impianti.

Per quanto riguarda il materiale di costruzione, abbandonate del tutto le protesi metalliche, attualmente vengono utilizzate protesi in silicone, polietilene, ceramica ed in pirocarbonio. Alle protesi fissate mediante cemento, vengono generalmente preferite quelle non cementate (Fig. 1).

IMPIANTI IN SILICONE

Negli anni '60 Swanson, nell'intento di migliorare i risultati della resezione-artroplastica semplice mediante l'applicazione di un impianto, propose un modello innovativo, caratterizzato da un monoblocco a cerniera flessibile realizzato in silicone³; esso agisce come spaziatore dinamico nell'intento di realizzare questa equazione: resezione ossea + impianto = articolazione funzionale, mantenendo uno spazio articolare nell'articolazione ricostruita e stimolando lo sviluppo di una reazione connettivale di incapsulamento, che, unitamente alla ricostruzione accurata degli apparati legamentosi e muscolo-tendinei, è in grado di garantire la fissazione dell'impianto. Gli steli, non fissati nei canali midollari, rendono possibile un "effetto pistone" che ha lo scopo di distribuire le sollecitazioni meccaniche generate dalla flessione-estensione, permettendo una distribuzione delle forze, su una sezione più ampia, che consente all'impianto di posizionarsi idealmente rispetto all'asse di rotazione dell'articolazione.

L'impianto in silicone, poi, grazie al suo basso modulo di elasticità, appare in grado di assorbire le forze, favorendo nel tempo un'apposizione ossea secondaria. L'applicazione dell'impianto richiede infine un sacrificio osseo modesto che, in caso di insuccesso, rende possibile l'applicazione di un altro impianto o l'esecuzione di una artrodesi⁴.

Oziosa la discussione sul termine di "protesi" per il modello Swanson ed i suoi derivati, definiti più frequentemente "spaziatori dinamici"; infatti ogni protesi, vincolata, semivincolata o anatomica è uno spaziatore che sostituisce un'articolazione al fine di riprodurre la



Fig. 1. Esempi di protesi di metacarpo-falangea in vari materiali e design: protesi metallica di Flatt, di Nicolle, di Niebauer-Cutter e di Swanson.

funzione: pertanto lo spaziatore in silicone svolge la stessa funzione e si può considerare, a buon diritto, una "protesi".

L'impianto venne migliorato nel 1974, utilizzando un nuovo tipo di silicone (HP), e arricchito negli anni '80 dall'applicazione di *grommets* in titanio, allo scopo di impedire l'infossamento dell'impianto nell'osso⁵.

I vantaggi di tale tipo di impianti sono rappresentati da un tempo chirurgico relativamente breve e da una soddisfacente funzionalità post-operatoria; il limite, invece, è rappresentato dall'impossibilità di ottenere un arco di movimento simile al normale e dalla rottura degli impianti⁶.

Pertanto nel 1987, Avanta ha proposto un nuovo elastomero del silicone (silflex II), caratterizzato da un design più largo e rettangolare per dare maggiore stabilità rotazionale e dotato di un centro di rotazione più volare. L'ultimo modello apparso in commercio (Neuflex) presenta un sistema a cerniera in flessione volare di 30°, al fine di riprodurre il normale atteggiamento ortomorfo delle metacarpo-falangee; anche questo modello presenta steli rettangolari per assicurare migliore stabilità rotatoria e per ridurre l'effetto pistone, diminuendo le abrasioni del materiale sull'osso e la formazione di detriti di silicone (Fig. 2 a, b).

È opinione comune⁷ che gli impianti in silicone rappresentino ancora il golden standard nella chirurgia delle articolazioni reumatoidi.

Alcuni problemi restano però ancora non del tutto risolti. La revisione delle casistiche nei controlli a lungo termine ha mostrato un'alta percentuale di rottura degli impianti per cedimento del materiale (che raggiunge il 50% nei follow-up più lunghi⁸). L'utilizzo del silastic tipo HP più resistente ha però ridotto drasticamente (5%) tale complicità secondo Bass⁹.

Per alcuni AA., le protesi in silicone sono instabili; nella mano, come in altri distretti anatomici, non esiste una stabilità intrinseca dei capi articolari, i quali, privati degli elementi capsulari, tendinei e legamentosi, tendono a dissociarsi. Soltanto l'accurata ricostruzione dei tessuti molli periarticolari è in grado di garantire la stabilità dell'impianto (Tab. I).

Assai raramente gli impianti in silicone appaiono fonte di dolore, anche in presenza di un risultato clinico e radiografico non soddisfacente; la probabile ragione di ciò è il basso impatto del silicone sull'osso, assai inferiore a quello dei metalli rigidi o dei polimeri ad alta densità (titanio, poliestere)¹⁰.

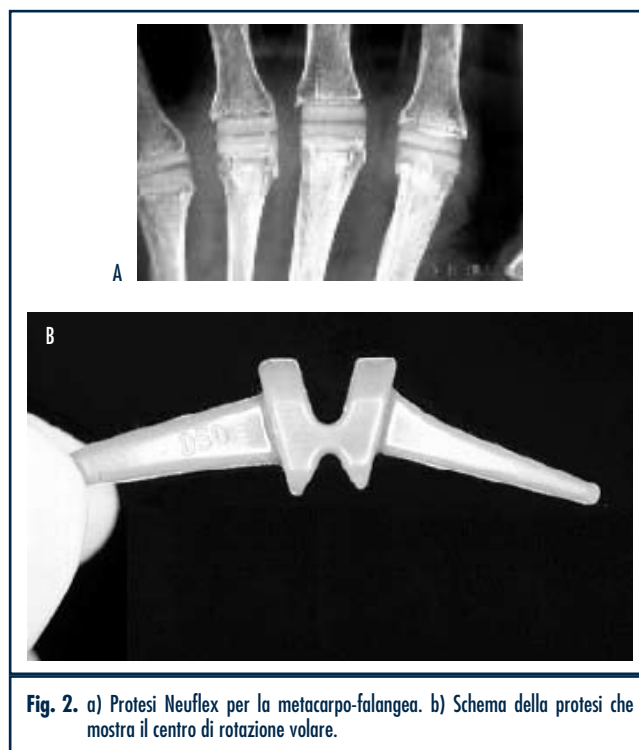


Fig. 2. a) Protesi Neuflex per la metacarpo-falangea. b) Schema della protesi che mostra il centro di rotazione volare.

Molto si è discusso negli anni '80 e '90 sul rischio di siliconite locale e/o sistemica, ossia sulla formazione di cisti ossee, reattive a reazione da corpo estraneo a micro-particelle di silicone.

In alcuni distretti anatomici (scafoide, semilunare, caput ulnae e capitello radiale) sono descritti casi di gravi disseminazioni che appaiono però correlati ad impianti sottoposti a sovraccarico funzione per sovradimensionamento dell'impianto o per erroneo allineamento assiale dello stesso; pertanto questi modelli sono stati ritirati dal commercio e sostituiti da analoghi in titanio.

Il rilascio di detriti e la fagocitosi secondaria sono gli eventi chiave della reazione siliconitica che appare quindi legata non al materiale intrinseco, ma al rilascio di particelle da parte dello stesso.

Per le articolazioni digitali, studi a lungo termine non ne riportano alcun caso^{7,11}, mentre per il trapezio l'incidenza è minima¹²; i problemi riguardanti la rottura, l'osteolisi e l'infossamento sono del resto ben noti anche con altri materiali.

L'usura del silicone appare infine minore se si usa silicone CSE, rispetto a quello HP.

Tab. I. Protesi di Swanson.

Autore	Anno	N° casi
Swanson	1972	358
Swanson: revisioni critiche		3409
Engleret	1973	81
Gschwend	1974	200
Weingarden	1974	159
Allieu	1974	154
Ferlic	1975	162
Mannenferlt ed Anderson	1975	162
Hagert	1975	104
Beckenbaugh	1976	186
Madden	1977	238
Christie	1977	16
Egloff e Verdan	1977	69
Kay	1978	34
Haber	1979	116
Poulenas ed Egloff	1983	88
Blair	1984	115
Bieber	1986	210
Vahvanen e Viljakka	1986	107
Jensen	1986	74
Hamalainen e Raemy	1987	80
Simmen e Gschwend	1988	207
Klompmaker	1989	171
Maurer	1990	446
Stothard	1991	86
Wilson	1993	185
Kirschenbaum	1993	144
Olsen	1994	60
Vezina	1995	49
Chauhan	1995	102
Totale		7.554

PROTESI IN TITANIO

La comparsa di reazioni siliconitiche osservate in specifiche sedi anatomiche (scafoide e semilunare) o in impianti sottoposti ad attività eccessiva oppure applicati secondo tecniche non corrette con errati allineamenti assiali o con impianti sovradimensionati, ha indotto a commercializzare dal 1985 degli impianti in titanio, realizzati secondo il design dei corrispondenti modelli in silastic per scafoide, semilunare ed a. trapezio-metacarpale¹³.

Dopo un periodo iniziale di speranza, la rigidità del materiale utilizzato, ha evidenziato la comparsa di instabilità rotatoria e sublussazione, con progressiva evoluzione

verso instabilità e collasso carpale ed aggravamento delle alterazioni degenerative intercarpali e radio-carpiche.

Minori problemi si sono presentati invece con gli impianti condilari convessi per la trapezio-metacarpale che, soprattutto negli USA, vengono ancora largamente utilizzati, in presenza di un buon *stock* osseo; nei casi di grave artrosi peritrapeziale si preferiscono invece altre soluzioni terapeutiche.

PROTESI ANATOMICHE NON VINCOLATE IN PIROCARBONIO

Fin dagli anni '70, successivamente alla introduzione degli impianti in silastic da parte di Swanson e Neibauer, si evidenziò la necessità di disporre di un impianto con un fulcro articolare fisso; a quel tempo l'esperienza di utilizzo di protesi cementate in polietilene ed in metallo appariva promettente, ma gravata da importanti problemi irrisolti.

Nel 1983, Beckenbaugh pensò pertanto di utilizzare un materiale di costruzione che presentasse una fissazione biologica e con un design semplice tipo *ball and socket*. Il materiale scelto fu il pirocarbonio, prodotto dalla fissione nucleare e composto da un mix di strutture cristalline con caratteristiche proprie sia della grafite che del diamante; esso possiede proprietà di alta resistenza alla rottura e all'usura, una totale inerzia chimica che si traduce in alta biocompatibilità ed un modulo di elasticità simile a quello dell'osso corticale.

Utilizzato inizialmente in chirurgia valvolare cardiaca, negli anni '80 è avvenuta la prima applicazione ortopedica del pirocarbonio sull'uomo con impianti MCP (1979-1987) eseguiti in via sperimentale alla Mayo Clinic (USA)¹⁴.

Negli anni '90 sono iniziati i primi impianti di protesi metacarpo-falangee (MCP) ed i primi impianti di protesi parziali si scafoide (APSI).

Il miglioramento dei biomateriali ha portato così negli anni '80 alla concezione di un modello di artroprotesi non vincolata, dal design innovativo con caratteri distintivi dai modelli precedenti in silicone, dotato di una biomeccanica simile a quella fisiologica che consente il risparmio dei legamenti ed una distribuzione delle forze sia sull'osso che sui legamenti stessi, al fine di aumentarne il grado di articolarietà; esso, dotato di un centro di rotazione prossimo a quello articolare fisiologico, presentava caratteri di tipo anatomico paragonabili ad altri distretti articolari di maggiori dimensioni, ricercando una modularità negli impianti.

Questa artroprotesi consta di due componenti costituiti da un substrato di grafite rivestito da un sottile strato in pirocarbonio (di 0,42 mm); il design semplice per la metacarpo-falangea, proposto nel 1979, è di tipo concavo-convesso, non vincolato, con testa emisferica. Gli steli, di tipo *offset*, presentano superficie piatta, in modo da consentire un buon inserimento nei canali midollari, permettendo il ripristino di un corretto allineamento assiale e di un buon arco di movimento (Fig. 3 a, b).

La sua applicazione richiede una resezione ossea minima, al fine di preservare i legamenti collaterali, fonte di stabilità e di mantenere un'ampia superficie cortico-spongiosa di sostegno, per ottimizzare la distribuzione delle forze nel corso del movimento articolare. La strumentazione chirurgica ancillare consente un immediato *press-fit* dell'impianto; l'interfaccia osso-pirocarbonio è infine biologicamente attiva e si rimodella in continuazione secondo le forze applicate, in ottemperanza alla legge di Wolf. Studi clinici e radiografici hanno dimostrato un'ottima osteointegrazione dell'impianto; in un periodo compreso tra 3 e 6 mesi dall'intervento gli impianti, pur mostrando una certa mobilità nei canali midollari, appaiono ben fissati dalla formazione di osso apposizionale. Tale processo di rimodellamento osseo continua nei due anni successivi ed appare talvolta caratterizzato da un modesto scivolamento dell'impianto dalla sua posizione originale.

Il modello per la PIP ha un design anatomico bicondilare con un'incisura centrale (Fig. 4 a, b).

Le indicazioni d'uso delle protesi anatomiche in pirocarbonio si estendono al trattamento di artrosi, di artropatie post-traumatiche e di anchilosi articolari. Esse mal si prestano all'utilizzo nei pazienti reumatici, nei quali la qualità dell'osso è scadente ed è difficile la ricostruzione delle parti molli, soprattutto nei casi di grave deformità di tutta la catena digitale. In tali pazienti, soprattutto in presenza di deviazione assiale con severa lassità legamentosa, di deficit di estensione delle MP, di lussazione volare della prima falange e di scarso *bone stock*, l'impianto in silastic appare ancora oggi preferibile.

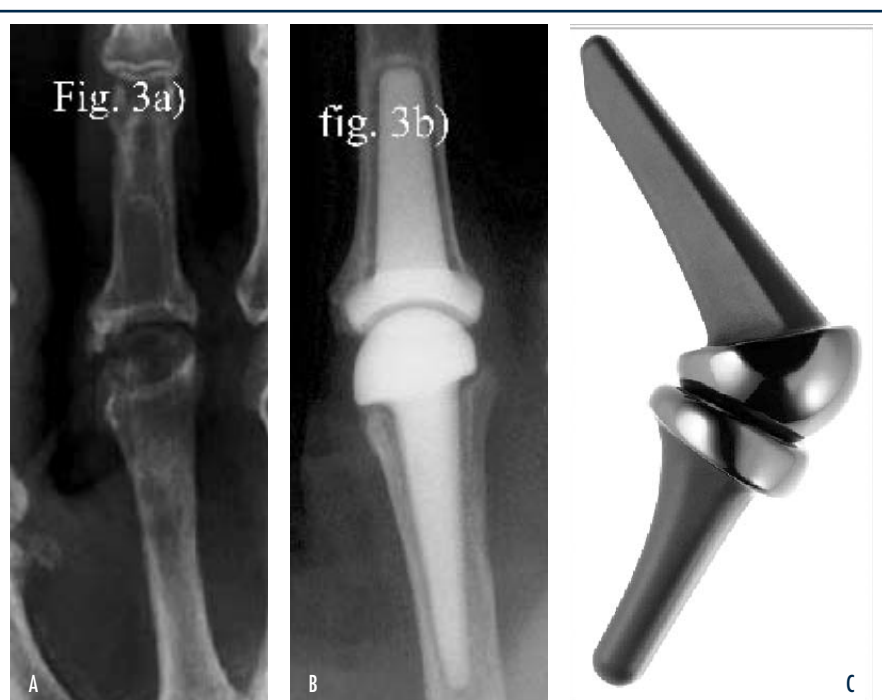


Fig. 3. a) Aspetto radiografico pre-operatorio di artropatia metacarpo-falangea post-traumatica. b) Aspetto radiografico dopo applicazione di protesi in pirocarbonio. c) Design della protesi.

Le controindicazioni sono rappresentate da: presenza di deficit circolatori, cutanei, inadeguato *stock* osseo, sepsi o infezioni in fase attiva¹⁵.

PROTESI TRAPEZIO-METACARPALI

Esistono in commercio varie soluzioni tecniche rappresentate da:

- impianti monoblocco di silastic (Swanson, Ashworth-Blatt, Kapandji, ...);
- protesi cementate (de La Caffinière, Lima, Guepar, Avanta, ...);
- protesi non cementate (Arpe, Roseland, Tripodal, PI 2, ...).

Protesi di Swanson

Agisce come uno *spacer* monoblocco che sostituisce il trapezio (Swanson, 1970); esso presenta uno stelo endomidollare che la fissa nel primo metacarpale, ma è privo di stabilizzazione sulle ossa carpali, richiedendo pertanto un incapsulamento fibroso ed una buona validità dello apparato capsulo-legamentoso, che deve essere conservato o rafforzato, per garantire corretti rapporti articolari.



Consente la correzione della deformità del pollice, un miglioramento della motilità e della forza prensile, in assenza di dolore in oltre il 90% dei soggetti. Nel 15% dei casi si osserva radiograficamente una sublussazione di 1/3 dell'impianto, che tuttavia è ben tollerata; nel 19% dei casi si osserva usura del materiale (minore se si usa silicone CSE, rispetto a quello HP), localizzata caratteristicamente all'angolo antero-ulnare dell'impianto e negli impianti sublussati. Meno frequente appare invece la rottura della protesi (Swanson, 1981; Allieu, 1983; Conolly, 1993; Lupino, 1996; Kirchenbaum, 1996)¹⁶.

Le sue indicazioni d'uso sono rappresentate da: artrosi peri-trapeziale, A.R. e soggetti con bassa sollecitazione funzionale.

Protesi articolari totali

La sostituzione articolare totale mediante l'utilizzo di protesi a 3 componenti a cinematica sferica, con centro di rotazione fisso (in cromo-cobalto ed in polietilene, tipo

de La Caffinière, Lima, Guepar, Avanta, ...), nell'intento di riprodurre una enartrosi artificiale è attualmente di uso limitato, in quanto il trapezio sclerotico ed assottigliato dalla degenerazione artrosica, mal sopporta l'applicazione di un "neo-cotile", cementato o no. Ciò determina frequentemente mobilizzazione della componente trapeziale e lussazione.

Migliore fortuna presentano gli impianti condilari, a una o a due componenti.

L'impianto condilare convesso in titanio trova indicazione solo in presenza di uno stock osseo adeguato, mentre l'impianto metallo-polietilene di Linscheid (protesi SR) si propone di realizzare un resurfacing articolare¹⁷.

Risultati promettenti si attendono dalle protesi in pirocarbonio di sostituzione totale del trapezio sec. Bellemere (protesi PI 2)¹⁸, o di interposizione semplice (Pyrodisk, Hamlin, 2003) (Fig. 5 a, b, c, d).

PROTESI CARPALI

Le protesi parziali di scafoide tipo APSI e di capitato tipo RCPI, realizzate in pirocarbonio rappresentano un'importante innovazione nella chirurgia protesica delle ossa carpal.

La APSI concepita da Allieu e Pequignot è una protesi parziale di scafoide non fissata a forma ovoidale per consentire una mobilità adattativa nei movimenti della prima filiera e per ristabilire la geometria variabile del carpo nell'intento di coniugare mobilità e stabilità.

Le sue finalità sono rappresentate dal ripristino della funzione del polo prossimale (*shifting* reciproco radio-carpi-co ed intra-carpi-co) e dalla prevenzione dell'evoluzione verso il collasso carpale (SNAC *wrist*) e l'artrosi e loro correzione¹⁹.

Le sue indicazioni d'uso sono rappresentate dal trattamento di pseudoartrosi con polo prossimale di piccole dimensioni e/o con necrosi polare e nell'insuccesso chirurgico di pregressi interventi di osteosintesi, innesti ossei, altre protesi.

I risultati clinici e radiografici basati sull'esperienza di applicazione nel mondo di 1.500 impianti dal 1995, appaiono ottimi nel tempo medio, con particolare riferimento ad un rapido sollievo dal dolore, ad una buona compatibilità ossea, all'assenza di modificazioni nel tempo della protesi ed infine all'ottima stabilità dell'impianto²⁰ (Fig. 6 a, b).

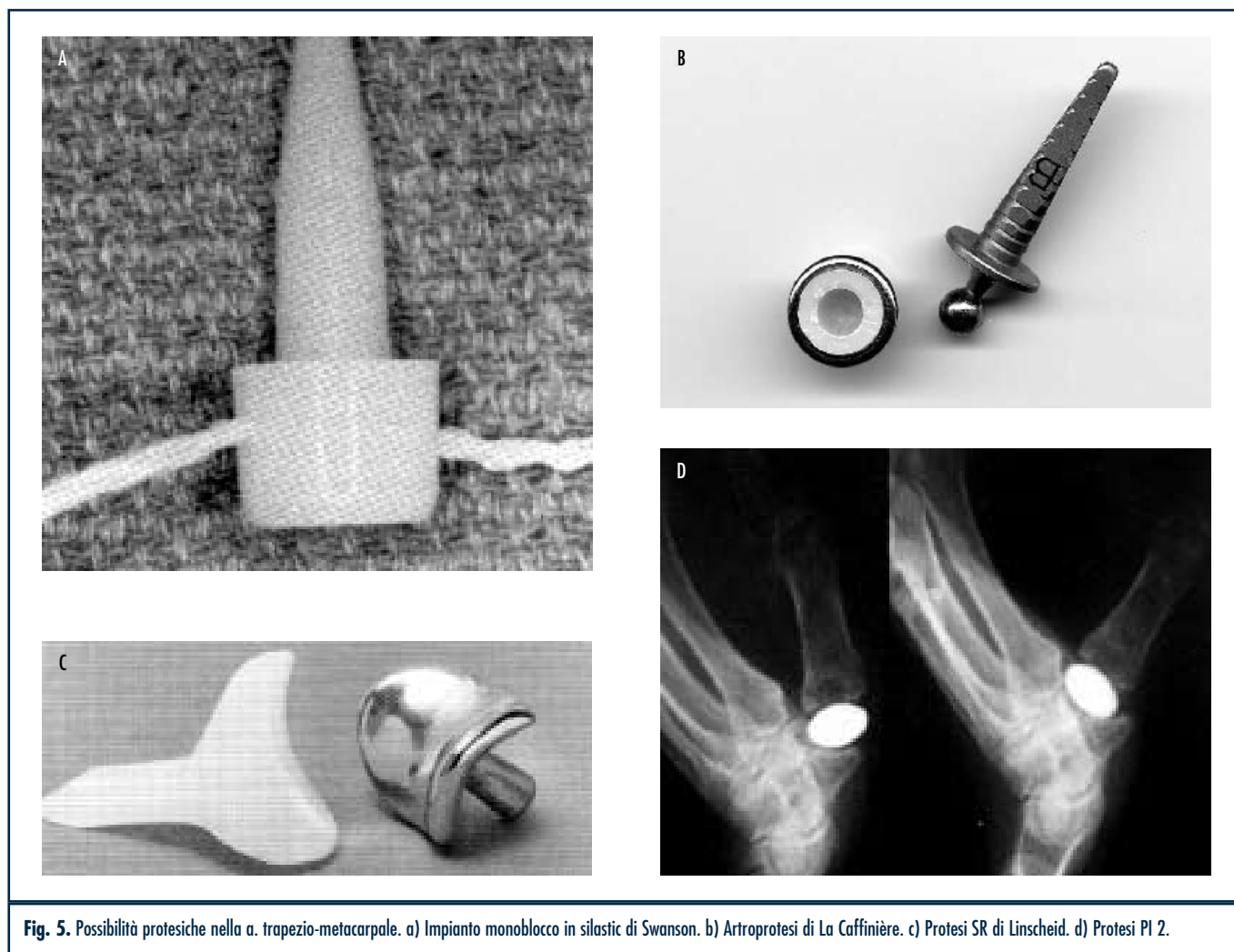


Fig. 5. Possibilità protesiche nella a. trapezio-metacarpale. a) Impianto monoblocco in silastic di Swanson. b) Artroprotesi di La Caffinière. c) Protesi SR di Linscheid. d) Protesi PI 2.

Anche la protesi di rivestimento per la a. scafo-trapezio-trapezoidea realizzata in pirocarbonio e denominata STPI, appare assai promettente in quanto realizza una resezione ossea minima e lascia aperte, in caso di insuccesso, tutte le altre opzioni terapeutiche di trattamento di questa localizzazione artrosica²¹.

IL FUTURO

Il futuro dell'artroplastica protesica nel trattamento delle lesioni reumatiche e post-traumatiche della mano dipenderà dal raggiungimento di obiettivi integrati da parte della chirurgia ortopedica, dell'ingegneria biomeccanica, della biologia e dei biomateriali.

Il concetto ideale di una ricostruzione articolare consi-

ste nell'accettazione dell'impossibilità di realizzare un modello articolare perfetto, che appaia come il duplicato di un'articolazione anatomica, fissando le finalità raggiungibili per apportare ai pazienti un risultato funzionale in grado di migliorare la qualità di vita per un periodo sufficientemente lungo, ad un costo economico basso.

Saranno sempre più necessari studi più approfonditi di anatomia, di cinematica, di fisiologia articolare, di tolleranza tissutale, unitamente allo studio delle caratteristiche meccaniche dei materiali, alla valutazione clinico-radiografica di ampie casistiche, allo sviluppo di sistemi standardizzati di valutazione e di comparazione dei risultati.

Per molti anni ancora è presumibile che la resezione-artroplastica manterrà comunque un posto primario nell'arsenale terapeutico del chirurgo della mano.



Fig. 6. a) Pseudoartrosi di scafoide carpale. b) Trattamento mediante protesi APSI.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Brannon EW, Klein G. *Experience with a finger joint prosthesis*. J Bone Joint Surg 1959;41A:87-102.
- ² Bedeschi P, Lupino T. *Endoprotesi articolari del polso e della mano*. Relazione al LIX Congresso della Società Italiana di Ortopedia e Traumatologia, Cagliari 30 settembre-3 ottobre 1974.
- ³ Swanson A. *Silicone rubber implants for replacement of arthritic or destroyed joints in the hand*. Surg Clin North Am 1968;48:1113-27.
- ⁴ Swanson A. *Flexible implant resection arthroplasty in the hand and extremities*. St. Louis: CV Mosby Company 1973.
- ⁵ Swanson A, de Groot Swanson G, Ishikawa H. *Use of grommets for flexible implants resection arthroplasty of metacarpophalangeal joint*. Clin Orthop Rel Res 1997;342:22-31.
- ⁶ Grandis C, Berzero GF, Bassi F. *La sinoviectomia e la correzione delle deformità delle metacarpo-falangee delle dita lunghe*. Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia 2003;29(Suppl 2):735-40.
- ⁷ Kirschenbaum D, Schneider LH, Adams DC. *Arthroplasty of the metacarpophalangeal joints with use of silicone-rubber implants in patients with rheumatoid arthritis*. J Bone Joint Surg 1993;75A:3-12.
- ⁸ Beckenbaugh RD, Dobyns JH, Linscheid RL, Bryan RS. *Review and analysis of silicone rubber metacarpophalangeal implants*. J Bone Joint Surg 1976;58A:483-7.
- ⁹ Bass RL, Stern PJ, Nairus JP. *High implant fracture incidence with setter silicone metacarpophalangeal joint arthroplasty*. J Hand Surg 1996;21A:813-8.
- ¹⁰ Grandis C, Boniforti B, Berzero GF. *Esistono ancora indicazioni all'utilizzo delle protesi in silicone?* Riv Chir Mano 2006;43:242-6.
- ¹¹ Maurer RJ. *Long term follow-up of Swanson MP arthroplasty for rheumatoid arthritis*. J Hand Surg 1990;15:818-21.
- ¹² Peimer CA, Medige J, Eckert BS. *Reactive synovitis after silicone arthroplasty*. J Hand Surg Am 1985;10:47-60.
- ¹³ Swanson A, de Groot Swanson G. *Titanium implant arthroplasties for lunate, scaphoid and trapezio-metacarpal joints*. In: Simmen B, Allieu Y, Lluch A, Stanley J, Martin D, eds. *Hand arthroplasties*. 2000, p. 161-72.
- ¹⁴ Beckenbaugh R. *Preliminary experience with non cemented nonconstrained total joint arthroplasty for the metacarpophalangeal joints*. Orthopaedics 1983;6:962-5.
- ¹⁵ Cook S, Beckenbaugh R, Redondo J. *Long term follow-up of pyrolytic carbon metacarpophalangeal implants*. J Bone Joint Surg 1999;81A:635-47.
- ¹⁶ Kirschenbaum D, Hunter J. *Silicone implant replacement of the trapezium*. Operative Techn Orthop 1996;6:106-10.
- ¹⁷ Bainbrige LC, Linscheid RL, Raine RA, Rostek M. *Surface replacement prostheses: preliminary experience with Avanta prostheses*. In: Simmen B, Allieu Y, Lluch A, Stanley J, Martin D, eds. *Hand Arthroplasties*. 2000.
- ¹⁸ Bellemere P, Chaise F. *Utilizzo della protesi PI2 nel trattamento della rizoartrosi: esperienza preliminare*. Riv Chir Mano 2006;43:360-3.
- ¹⁹ Pequignot JP, Lussiez B, Allieu Y. *Implant adaptatif du scafoide proximal*. Chir Main 2000;2:276-85.
- ²⁰ Berzero GF, Grandis C, Bassi F, Allieu Y. *Trattamento delle pseudoartrosi di scafoide carpale mediante protesi parziale APSI*. Riv Chir Mano 2004;41:1-7.
- ²¹ Berzero GF, Grandis C, Boniforti B. *Trattamento dell'artrosi scafo-trapezio-trapezoidea mediante impianto STPI: risultati preliminari*. Riv Chir Mano 2006;43:231-5.