

## PROTESI E SPAZIATORI DELLA METARSO-FALANGEA PRIMA

Antonio Volpe-Andrea Postorino-Davide Varotto  
*Foot & Ankle Clinic*  
U.F. di Chirurgia del Piede e della Caviglia  
Casa di Cura Abano Terme (PD)  
Resp:dr. Antonio Volpe

### Introduzione

L' articolazione metatarso-falangea prima (MF1) e' assai di frequente causa di dolore e disabilita' per fenomeni degenerativi articolari in deformita' avanzate per valgismo dell' alluce, fallimenti di precedenti interventi chirurgici, esiti post-traumatici, malattie infiammatorie e numerose altre cause..

Quando le alterazioni artrosiche della MF1 sono molto avanzate, con dolore e limitazione funzionale, si impone un trattamento chirurgico.

Il Chirurgo Ortopedico ha a disposizione varie procedure, cheilectomia-osteotomie di decompressione/arretramento-resezioni artroplastiche tipo Keller-artrodesi etc-tutte gravate pero' da numerosi limiti ed insuccessi.

Resta da decidere se eseguire o meno una protesizzazione con impianto di una protesi totale o parziale.

In questi casi si realizza in effetti quel dilemma che, storicamente, il Chirurgo Ortopedico ha gia' affrontato in passato nelle articolazioni maggiori, quali anca-ginocchio-spalla, prima che i risultati della chirurgia protesica spazzassero progressivamente via altri tipi di chirurgia, quali artrodesi, osteotomie, resezioni epifisarie, interventi di copertura con lembi fasciali, etc

Si e' sempre osservato a questo proposito che una limitazione funzionale anche severa della MF1 non ha per il paziente gli stessi risvolti funzionali di una analoga limitazione di anca e ginocchio.

Questo e' indubbiamente vero, anche se non si deve dimenticare quali conseguenze puo' avere sull'apparato locomotore una deambulazione priva di una adeguata spinta propulsiva della metatarso falangea, spesso con conseguente metatarsalgia da trasferimento e con dolore.

Inoltre queste situazioni si scontrano spesso con lo stile di vita e le richieste funzionali dei pazienti, sempre piu' esigenti per cio' che riguarda la possibilita' di calzare qualsiasi scarpa, praticare sport, insomma recuperare anche nel piede quella normalita' parafisiologica che garantisce un intervento protesico ben riuscito di anca e ginocchio.

Sembra dunque corretto affrontare anche per la MF1 le problematiche sostitutive protesiche, alla luce delle moderne conoscenze di biomeccanica e di biomateriali, anche mutuando le conoscenze dalla ricca messe di informazioni fornite dalla protesica delle articolazioni maggiori.

### Cenni storici

La storia protesica della MF1 inizia negli anni 40 quando Harmon utilizzo' per l' alluce la stessa coppa in metilmetacrilato proposta per la metatarso-falangea.

Successivamente Endler nel 1951 sostituì la base falangea con lo stesso materiale.

Swanson presento' il suo primo emi-impianto nel 1952 a forma di coppa emisferica metallica non cementata, impianto successivamente abbandonato per la sua rigidita'.

Seeburger nel 1964 utilizzo' il Durallium per sostituire la testa metatarsale con un impianto a coppa, inizialmente stabilizzato con viti, poi con un inserto in dacron per assicurare una crescita ossea.

Seguono poi, benché riportati solo nel 1980, le esperienze di Jahss e Shereff, i quali impiantarono degli impianti in Silastic al posto della base falangea dell' alluce, con risultati non chiari e solo tre fallimenti.

Nel 1964 Joplin presento' 79 artroplastiche in alluci rigidi con un impianto in Vitallium non cementato, dal lato falangeo oppure da quello metatarsale.

Negli stessi anni Bannon e Flatt proposero invece un impianto vincolato a doppio stelo a cerniera, con significative complicanze per fratture periprotetiche e riassorbimento osseo.

L' esperienza piu' importante riguarda pero' l' uso di silicone non poroso, sulla base del design proposto da Swanson e Niebauer e diffuso nella sua versione a doppio stelo dalla Dow-Corning, fin dagli anni dal 1967, con la modifica proposta da Weil (1977), per rispettare l' angolazione dell' alluce in dorsiflessione. Weil e collaboratori nel 1984 riferiscono di solo 18 riprese chirurgiche su 484 impianti a distanza di 3.1 anni, con un 70% di buoni risultati per pazienti con piu' di 60 anni.

Dal 1974 il modello è stato perfezionato con due steli vincolati da una sagoma ad U e, denominato Swanson Flexible Hinge Toe Implant (*Dow Corning Wright*, ha incontrato larga diffusione e numerosi sono i lavori presenti in letteratura su tale metodica.

Più recentemente (1985) l'impianto è stato dotato di due piccoli anelli in titanio forato, detti *grommets*, da posizionare sulle resezioni ossee, onde ridurre le sollecitazioni meccaniche dei bordi ossei taglienti sui due steli di impianto.

Gli impianti tipo Swanson ultimo tipo sopravvivono ancora con precise indicazioni di utilizzo e con larga diffusione. Negli ultimi 10 anni Vanore, O'Keefe e Pischker hanno eseguito oltre 1000 impianti, di cui circa il 20% con *grommets*.

Solo il 2% di questi ha richiesto una chirurgia di revisione e l'incidenza di ossificazioni eterotopiche, malallineamento e limitazione funzionale è rara, secondo gli autori.

Nell'Artrite Reumatoide Cracchiolo III e Swanson hanno rivalutato 133 pazienti con 159 impianti, con solo due fallimenti per infezione

Nel 1982 fu presentato in ambiente podoiatrico americano un nuovo impianto siliconico a doppio stelo, vincolato, denominato Sutter Hinged Great Toe (*Sutter Biomedical Inc*) che teneva conto dell'angolo di declinazione metatarsale e del valgismo fisiologico richiesto dall'alluce, secondo i suggerimenti di Lawrence e poi di LaPorta (1983). Questa variante prevedeva la conservazione dell'inserzione falangea dell'apparato sesamoideo, per evitarne l'arretramento.

La protesi di Lawrence viene ancor oggi distribuita nel mercato americano ed europeo, disponibile in cinque misure, così come altri modelli siliconici simili fra cui la protesi The Primus Flexible Great Toe (*Futura Biomedical Inc., H Vista, California*)

Nel 1975 la Richards presentò un modello di protesi a due componenti studiato da Smith e Weil sulla base dei concetti di "low friction arthroplasty" di Charnley nell'anca.

Si trattava di una protesi con componente falangea in polietilene ad alta densità e di una componente condilica con stelo metallico, da stabilizzare con cemento acrilico.

Dopo cinquanta casi circa gli autori abbandonarono questo impianto per lo scarso recupero della mobilità.

La DePuy presentò un altro modello di protesi totale non vincolata sulla base degli studi della Mayo Clinic, ma nel 1979 Johnson rivelò un'alta percentuale di fallimenti in questi impianti.

Nel corso di questi anni comparvero anche vari tipi di dischi metallici temporanei, detti spaziatori temporanei, quello di Regnaud (1975), di Barouk (1987), di Giannini (1991), quest'ultimo in materiale inerte biocompatibile ceramico detto allumina.

Anche impianti emi-impianti falangei, in titanio, furono proposti nello stesso periodo, come il Titanium Great Toe Implant (*Dow Corning Wright*) nel 1986

Nel 1987 Vanore, in un'ampia rivalutazione di tutti gli impianti, sottolineava come a suo avviso l'unico ancora proponibile fosse lo spaziatore tipo Swanson, pur sottolineando i rischi della malattia da detriti, la cosiddetta "siliconite", con importante reazione granulomatosa e riassorbimento osseo.

Nel 1989 la Biomet presentò un impianto a due componenti in titanio, quella falangea con disco interposizionale in polietilene ad alta densità, studiato da Koenig, la Biomet Total Toe System (*Biomet Inc., Warsaw, Indiana*). Questa protesi presenta una precisa strumentazione, simile a quella delle protesi di ginocchio, per un impianto guidato.

I risultati di Koenig sono stati soddisfacenti, ma la protesi non ha avuto larga diffusione per l'elevato rischio di fallimenti a lungo termine ed i risultati deludenti sulla mobilità.

L'esperienza italiana di questa protesi è stata presentata da Volpe e coll., su 22 impianti in pazienti con alluce rigido, con risultati non convincenti.

La protesi BioAction Great Toe Implant (*MicroAire Surgical Instruments Charlottesville, Virginia*) presentata nel 1991 appartiene anch'essa al gruppo delle protesi totali, con componente metatarsale in cromo cobalto e componente falangea in polietilene ad alta densità.

L'Acumed Great Toe System (*Acumed, Beaverton, Oregon*) è più recente, approvata nel 1993, e nasce dallo studio dei centri di rotazione della MF1, per meglio rispettarne la fisiologia, non ha nel tempo risposto alle eccellenti premesse insite nel design innovativo.

Simile nel design la protesi Kinetik Great Toe Implant (*Kinetikos Medical Inc. San Diego California*).

Osteomed nel 1994 ha presentato un rivoluzionario modello di protesi a due componenti, con design tipo *ball and socket*, a tre componenti, denominata ReFlexion First Metatarsophalangeal Joint Implant (*Osteomed Corp. Dallas, Texas*). Uno stelo metatarsale ed uno falangeo con coppa in polietilene ad alta densità supportata da uno stem in titanio ed uno stelo metatarsale a resezione minima con testina di lunghezza variabile, per una adeguata tensione delle parti molli.

Tale design assicura, secondo i promotori, una ottimale distribuzione dei carichi e l'impianto, assistito da un accurato sistema di guide e di frese, risulterebbe particolarmente facile e ripetibile.

High e collaboratori con tale impianto riportano a cinque anni di distanza il 93 per cento di successo su 65 pazienti selezionati con metodica random fra quelli operati fra il 1995-99.

Il gruppo Plus Endoprothetik AG ha recentemente proposto un nuovo modello di protesi a tre componenti, denominato Toefit-Plus (*Plus Endoprothetik AG, Svizzera*) un impianto modulare a tre componenti, studiato per impianto non cementato, con due componenti in titanio poroso a stelo filettato per avvvitamento, con la componente falangea a coppa in polietilene ad alta densità sul supporto metallico e quella metatarsale con testina di varia lunghezza.

Non sono presenti risultati pubblicati in letteratura per tale protesi, ma la qualità dei materiali, l'esperienza dell'azienda nel campo della protesizzazione e le premesse biomeccaniche, accanto alla valida strumentazione ancillare, sembrano eccellenti.

La problematica biomeccanica nella protesizzazione della MF1

Le esperienze fin qui presentate dimostrano che la problematica è complessa, sia dal punto di vista progettuale, che pratico.

Dal punto di vista biomeccanico, la MF1 è una condiloartrosi complessa, in cui deve avvenire una dorsiflessione dell'alluce contemporaneamente ad uno scivolamento del condilo sui due sesamoidi, mentre l'alluce è stabilizzato dal flessore breve, i tendini della muscolatura lunga ed i legamenti collaterali. La stabilizzazione sul piano trasverso è garantita dai legamenti collaterali, mediali e laterali, il che limita l'escursione articolare.

Il grado di movimento articolare in una MF1 normale è fra 90° e 120°, mentre l'asse di movimento resta prossimale all'articolazione, centrato sulla testa di M1, migrando dorsalmente durante la dorsiflessione.

Questo spiega perché un impianto ad una componente è incapace di ricreare una fisiologia articolare simile a quella normale.

Si tenga conto inoltre che, ad alluce esteso e in flessione contrastata col terreno al termine del periodo propulsivo della fase di appoggio, il condilo metatarsale scivola sui sesamoidi fino allo stacco. Poiché una sola componente articolare si muove, mentre l'altra è fissa al suolo, i vettori delle forze risultanti si dirigono in maniera retrograda dalla base falangea al condilo. Tale situazione, se da un lato contribuisce a stabilizzare l'articolazione, dall'altro aumenta significativamente l'effetto meccanico di forze anomale in caso di disallineamenti anche modesti.

Ciò avviene tipicamente nell'alluce rigido da primo metatarsale elevato, in cui le sollecitazioni meccaniche eccentriche compromettono rapidamente le condizioni articolari con prematura evoluzione artrosica.

Una primitiva patologica funzionalità della MF1, con alluce valgo, oppure rigido, origina biomeccanicamente da uno squilibrio pronatorio del piede. Un piede piatto, un primo metatarsale lungo od elevato, ne aumentano gli effetti squilibranti ed usuranti.

Tale considerazione etiopatogenetica rende conto delle difficoltà di compensare, nella chirurgia standard dell'alluce, come in quella protesica, gli squilibri biomeccanici a monte della deformità.

Molti impianti protesici hanno cercato di superare tali problematiche con compromessi di vario tipo, ad esempio vincolando un impianto a due componenti.

Questa scelta si è dimostrata soluzione accettabile per gli spaziatori, in grado di assorbire le sollecitazioni meccaniche, ma disastrosa per gli impianti metallici, per il trasferimento dei vettori di carico sull'osso, con affondamento e rapida mobilizzazione protesica.

Negli impianti metallici si è passati allora alla versione a due componenti indipendenti (*unconstrained*) con interposizione di polietilene ad alta densità, per una "*low friction arthroplasty*".

Tuttavia lo scollamento da micromovimenti della componente polietilenica, in genere falangea, si è dimostrata frequente e rapido, sia per le significative forze retrograde agenti sull'alluce, sia per la scarsa qualità dell'osso della falange basale.

Inoltre la stabilità intrinseca dell'impianto sul piano trasverso era affidata solo alle parti molli per cui, ad una riduzione della tensione del neoimpianto, corrispondeva immediatamente un cedimento sullo stesso piano, con recidiva della deformità, in genere in valgo, più raramente in varo.

L'utilizzo di protesi con struttura composta della componente falangea, in genere polietilene su disco metallico con stelo (*metal back*) e forma condilica della testa metatarsale concedeva sì maggior fisiologia di movimento sul piano sagittale alla neoarticolazione, ma trasferiva molti problemi di carico ai sesamoidi, ben più sollecitati rispetto a quanto avviene per la rotula nelle protesi di ginocchio. Inoltre risultava problematico allineare correttamente lo stelo della parte condilica. Il riferimento era l'asse anatomico del primo metatarsale, oppure l'allineamento corretto sul piano frontale e sagittale con sottoastragala in posizione neutra o in rapporto alla posizione reale che il metatarsale avrebbe assunto in fase di appoggio e prima del periodo di propulsione?

Le protesi dell'ultima generazione, quelle a tre componenti tipo *ball and socket* per intendersi, hanno risolto il problema trasformando la MF1 in un'emiartrosi, quasi fosse una spalla, invece che cercando di ricalcare l'anatomia della MF1..

Questa soluzione di compromesso compensa più agevolmente le forze trasverse e rotazionali, preserva l'attacco falangeo dell'apparato sesamoideo, consente di dosare adeguatamente la tensione delle parti molli mediante test di prova con teste di varia lunghezza.

Permangono tuttavia molte perplessità sul mantenimento della stabilità e forza propulsiva dell'alluce in periodo di spinta, oltre che sulle problematiche relative alla risoluzione dei significati fatti erosivi/osteofitici dell'articolazione condilo/sesamoidea, quali sono presenti, ad esempio, nell'alluce rigido di grado avanzato.

Come si vede restano ancora molte le perplessità di tipo biomeccanico sugli impianti attuali e non è escluso che nuove interpretazioni, ad esempio protesi dotate di un menisco mobile, possano soccorrere i Chirurghi Ortopedici in questo difficile percorso.

Non è da poco considerare poi che lo scarso interesse economico risvegliato nei progettisti e nelle grandi aziende produttrici di protesi dall'esiguità di impianti previsti per le protesi della MF1 smorza gli entusiasmi, con riduzione dei budget a disposizione per nuovi studi e nuovi prodotti.

Classificazione degli impianti attualmente disponibili sul mercato

Da quanto fin qui enunciato possiamo dunque classificare il materiale impiantabile nella MF1 alla luce delle attuali proposte di mercato in:

- a) spaziatori
- b) protesi

Fra gli spaziatori vi sono:

- spaziatori siliconici (silicone rubber);
- spaziatori riassorbibili (acido poli-L-lattico)

Riguardo al design, gli spaziatori siliconici sono oggi in genere vincolati e con doppio stem, praticamente scomparsi gli spaziatori monocomponente.

Gli spaziatori possono essere forniti con *grommets* o meno.

Gli spaziatori riassorbibili sono invece monocomponenti, o della componente metatarsale oppure di quella falangea.

Le protesi attualmente in commercio possono essere:

- protesi totali;
- emiartroprotesi falangee.

Tutte le protesi prevedono impianto non cementato e utilizzano in genere titanio poroso, biocompatibile, osteointegrabile.

Le protesi totali sono a due componenti, di vario design, sempre con interposizione di polietilene ad alta densità sulla componente falangea, che risulta così *metal back*.

Indicazioni all'impianto di una protesi metatarso-falangea

Indicazioni ad un impianto protesico metatarso-falangeo sono tutte quelle situazioni in cui la deformità dell'alluce, accanto ad una qualità della cartilagine articolare, dell'osso subcondrale e dei tessuti molli della MF1 sono così deteriorate da non consentire altri tipi di intervento, in presenza di dolore, difficoltà deambulatorie, difficoltà nel calzare la scarpa.

Ciò avviene tipicamente nell'alluce rigido.

Nella selezione dei pazienti da operare si deve tener conto delle condizioni generali, dello stato della cute e dei tessuti nella zona da operare, della situazione neurovascolare, della funzione muscolare. In linea di massima vanno selezionati pazienti non giovani, poiché la sopravvivenza delle protesi non è ancora certificata in maniera adeguata.

Critica è la qualità ossea (il cosiddetto *bone stock*), poiché gli impianti attuali non sono cementati e necessitano dunque di una adeguata *stabilità primaria*, per condurre ad una *osteointegrazione* dell'impianto.

Nella selezione dei pazienti vanno escluse deformità o disassetti biomeccanicamente sfavorevoli, sovrasedimentari, quali marcato cavismo/piattismo, iperpronazione, insufficienze del tibiale posteriore, rigidità medio-tarsica o sotto-astragalica.

Molta attenzione va rivolta all'angolo intermetatarsale (IMA) il cui valore dev'essere il più possibile vicino al fisiologico (circa fra 8° e 12°), per non sottoporre il neoimpianto a sollecitazioni asimmetriche, che possono condurre rapidamente al fallimento o all'instabilità articolare.

Anche la presenza di un *metatarsus primus elevatus* significativo, così frequente nell'alluce rigido, va attentamente considerata preoperatoriamente.

Sia IMA che elevazione di M1 possono non rappresentare un criterio assoluto di esclusione, poiché è possibile associare una osteotomia alla base per correggere tali valori.



Anche valori estremamente elevati di valgismo dell' alluce (angolo AV sopra i 45°) rappresentano prudenzialmente un criterio di esclusione, poiché l' impianto non possiede una stabilità intrinseca sul piano trasverso. Dunque un adeguato bilanciamento delle parti molli, elemento critico per mantenere la protesi nella giusta posizione, richiede un eccessivo tensionamento o un eccessivo release laterale, con conseguente evoluzione in fibrosi con tensione asimmetrica.

In sintesi dunque l' intervento di protesi metatarso-falangea si pone in alternativa con l' artrodesi metatarso-falangea con le caratteristiche di una *end-stage procedure*.

E' su questo punto che il consenso informato al paziente dev' essere chiaro ed esaustivo, riferendo i pro ed i contro della metodica.

E' importante sottolineare anche una considerazione relativa al sesso del paziente, poiché le donne sono le candidate ideali, in quanto e' proprio in costoro che l' artrodesi risulta altamente penalizzante per l' uso di scarpe con tacco.

Il paziente ideale e' dunque proprio una paziente di sesso femminile, di eta' sopra i 60 anni, con alluce rigido, buona qualita' ossea, IMA nella norma.

Indicazioni all' impianto di uno spaziatore metatarso-falangeo

Nei criteri generali la selezione di un paziente candidato all' impianto di uno spaziatore metatarso-falangeo e' analoga a quella delle protesi metatarso-falangee. Tuttavia, data la funzione primaria dello spaziatore, la qualita' ossea non e' cosi' importante, e cosi' pure quella delle parti molli, mentre le richieste funzionali del paziente non devono essere elevate.

Ecco cosi' entrare in gioco l' Artrite Reumatoide.

Inoltre gli spaziatori, cosi' come gli emispaziatori interposizionali, trovano indicazione nei fallimenti di precedenti procedure, fra questi in primo luogo gli esiti di resezioni della base tipo Keller oppure, in misura assai meno frequente, i postumi di osteonecrosi della testa metatarsale.

Aspettative dopo un intervento di artroplastica della MF1 con impianto di protesi o spaziatore

Le aspettative dopo un intervento di artroplastica con impianto sono rappresentate da:

- metatarso-falangea mobile, funzionale e non dolente;
- un accettabile mantenimento della spinta dell' alluce al suolo, con adeguata propriocezione;
- motilita' attiva e passiva sul piano sagittale in un range accettabile( almeno 20° di flessione plantare-35° di flessione dorsale);
- ortoposizione dell' alluce con scomparsa della deformita';
- mantenimento delle condizioni appena descritte nel tempo ( critico il superamento del quinto anno).

Ovvio che tali aspettative vanno commisurate alla situazione preoperatoria.

Un paziente con esiti dolorosi di resezione tipo Keller non potra' certo aspettarsi gli stessi risultati di un paziente con alluce rigido di grado avanzato.

Complicazioni di artroplastiche della MF1 con impianto di protesi o spaziatore

Da quanto esposto finora, risultano evidenti e ben definite le complicazioni degli impianti metatarso-falangei e degli spaziatori.

Riassumendo esse sono classificabili come segue.

*Fallimento del materiale*

Esse si riferiscono a rottura o usura del materiale impiantato. Ben note e descritte per gli spaziatori, specie a livello del colletto di inserzione, per consumo da parte del bordo osseo, sono praticamente sconosciute per le protesi metalliche, con interposizione di polietilene ad alta densita'.

*Perdita di allineamento*

Una perdita di allineamento puo'essere la conseguenza di una errata selezione del paziente, oppure la conseguenza di uno snodo rigido o semirigido, non in grado di compensare le forze dislocanti(tipicamente pronatorie) agenti della MF1.

Da questo punto di vista negli spaziatori utilizzati per fallimento di resezioni tipo Keller, la complicanza piu' frequente e' sul piano sagittale, con sublussazione dorsale della componente falangea, per prevalenza della muscolatura estensoria, nelle protesi non vincolate a due componenti avviene sul piano trasverso, con recidiva del valgismo dell' alluce.

*Modificazioni dell' osso peripotesico*

Per gli spaziatori siliconici sono stati descritti una lunga serie di problemi legati all' osso adiacente all' impianto e cioe' necrosi asettica o ischemica, con disintegrazione dell' osso(tipicamente nella falange basale), ossificazioni eterotopiche, cisti ossee, erosioni, fratture spontanee. Per l' accurata descrizione di tali complicanze rimandiamo ai lavori specifici, in particolare quelli di Vanore e di Cracchiolo III.

Per le protesi metalliche le osservazioni radiologiche sono analoghe a quelle degli impianti non cementati delle altre articolazioni e dunque:

- radiolucenza
- corticalizzazione;
- osteoporosi da stress shielding
- riassorbimento.

Una caratteristica tipica per la MF1 e' l' affondamento, con reazione ossea periprotetica di tipo riparativo torpido simile a quanto avviene nella microfrattura da stress, della componente falangea, che progressivamente si affonda per *bulldozing effect*.

Le ragioni sono ovviamente biomeccaniche, per le caratteristiche del materiale utilizzato, la cui rigidita' scarica le sollecitazioni retrograde sull' alluce.

#### *Alterazioni delle parti molli*

Per gli spaziatori la piu' tipica e' la malattia da detriti con sinovite siliconica, la quale porta rapidamente ad una reazione granulomatosa con iperplasia reattiva fibrosa.

Per le protesi metalliche la complicita' piu' frequente e' la fibrosi periprotetica con conseguente limitazione del movimento articolare.

#### Conclusioni

Allo stato attuale dell' arte sembra di poter concludere che protesi e spaziatori non hanno ancora uno spazio ben definito nella patologia della MF1.

I risultati attribuiti agli uni e agli altri non sono ancora cosi' convincenti da farli preferire a tecniche ricostruttive o alle artrodesi, e, d' altra parte, le complicanze sono temibili, percentualmente non infrequenti e di difficile trattamento.

Accanto a queste considerazioni di tipo medico, va detto che, in termini economici, il costo elevato di questi impianti non consente certo un loro largo uso. Nel sistema di rimborso italiano dei DRG essi generano un valore di 225, appena in grado di coprire il costo dell' impianto.

Sembra comunque di poter affermare che, per gli spaziatori non riassorbibili, il loro uso appare giustificato nelle *deformita' isolate avanzate dell' alluce nell' artrite reumatoide*, per gli spaziatori riassorbibili nella ripresa di *fallimenti di pregressa chirurgia*, specie negli esiti di resezione tipo Keller.

Per le protesi totali, nuovi design, nuovi materiali e piu' curate tecniche di impianto sembrano poter dare risultati piu' incoraggianti del passato nell' *alluce rigido di grado avanzato*, specie nei soggetti di sesso femminile, in alternativa all' artrodesi, in pazienti non giovani, con normale allineamento di M1, bone stock e condizioni capsulari e legamentose ottimali.

Per le emiartroprotesi metalliche isolate e rare indicazioni possono essere analoghe a quelle degli spaziatori riassorbibili, cioe' *postumi di resezione della base falangea* con marcato accorciamento del dito.

Si impone tuttavia, anche nei casi elencati, un' estrema cautela in un largo impiego ed un' accurata informazione del paziente, poiche' non disponiamo a tutt' oggi di studi a lungo termine su risultati di tali tecniche.

#### Bibliografia

Hetherington VJ, Cwikla PS, Malone M: Review of First Metatarsophalangeal joint implants. pg 347-358 in Hallux Valgus and Forefoot Surgery, Ed. Hetherington VJ, Churchill Livingstone, New York 1994

Endler F: Zur entwicklung einer kuenstilichen arthroplastik des grosszehengrueckel enke ihre bisheride indekatin. Z Orthop 80, 480, 1951.

Seeburger RH: Reconstruction of joints for articulating implants. J Foot Surg 4, 27, 1965.

Swanson AB: Implant arthroplasty for the great toe. Clin. Orthop. 85, 75, 1972

Niebauer JJ, Shaw JL, Doren WW. The silicone-dacron hinge prosthesis: design, evaluation and application. J Bone Joint Surg 50A, 634, 1981.

Cracchiolo A, Swanson A, Swanson GD: The arthritic great toe metatarsophalangeal joint: A review of flexible silicone implant arthroplasty from two medical centers. Clin Orthop 157, 64, 1981.

Vanore JV, O'Keefe RG, Piksher J: Current status of first metatarsophalangeal joint implants. Foot Ankle 3, 121, 1995.

Shereff MJ, Jhass MH.: Complications of silastic implant arthroplasty in the hallux. Foot Ankle, 1, 95, 1980.

Verhaar J, Bulstra S, Walenkamp G.: Silicone arthroplasty for hallux rigidus, implant wear and osteolysis. Acta Orthop. Scand., 60, 30, 1989.

Sebold EJ, Cracchiolo A III. Use of titanium grommets in silicone implant arthroplasty of the hallux metatarsophalangeal joint. Foot Ankle Int. 17:145. 1996.

Weil LS, Pollak RA, Goller WL. Total first metatarsophalangeal joint in hallux valgus and hallux rigidus. Clinics Podiatry 1, 11, 1984.

- Ledermann T, Klingler U, Zollinger H. Long-term results of single stem silastic implants in the metatarsophalangeal joint. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 136(1),83, 1998.
- La Porta GA, Pilla P, Richter KP. Keller implant procedure: a report of 536 procedures using a Silastic intramedullary stemmed implant. *J Am Podiatry Assoc.* 66,126, 1976.
- Farnworth C, Haggard S, Nahmias MC et AL: The LaPorta great toe implant. A preliminary study of its efficacy. *JAPMA* 76,625,1986
- Shankar NS. Silastic single-stem implants in the treatment of hallux rigidus. *Foot Ankle Int.* 16,487. 1995.
- Gordon M, Bullogh PG. Synovial and osseous inflammation in failed silicone-rubber prostheses: a report of six case. *J Bone Joint Surg.* 64A, 574, 1982
- Johnson KA, Buck PG.: Total replacement arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint. *Foot Ankle,* 1, 307, 1981.
- Wenger RJ, Whalley RC.: Total replacement of the first metatarsophalangeal joint. *J Bone Joint Surg.* 60-B, 88, 1978.
- Koenig RD, Horwitz LR: The Biomet Total Toe System utilizing the Koenig score: a five year review. *J Foot Ankle Surg* 35,23,1996
- Volpe A, Marconi F, Vitella A.: Il trattamento dell' alluce rigido con protesi in titanio a due componenti non vincolata. *Progressi in Medicina e Chirurgia del Piede,* 1995.
- Allman LM, Keating SE: First metatarsophalangeal joint implant as a salvage procedure. *J Am Podiatr Med Assoc* 90,303, 2000.
- Townley CO, Taranow WS.: A metallic hemiarthroplasty resurfacing prosthesis for the hallux first metatarsophalangeal joint. *Foot Ankle Int.,* 15, 575, 1994.
- Ghalambor N, Cho DR, Goldring SR, Nihal A, Trepman E. Microscopic metallic wear and tissue response in failed titanium hallux metatarsophalangeal implants: Two case. *Foot Ankle Int.* 23(2), 158, 2002.
- Kampner SL: Total joint prosthetic arthroplasty of the great toe- a twelve year experience. *Foot Ankle* 4, 249, 1984.
- Giannini S, Moroni A. Alumina total joint replacement of the first metatarsophalangeal joint. *Bioceramics.* Vol. 4. Butterworth-Heinemann, London, 39, 1991.
- Adelaar RS.: Le patologie dell'alluce. CIC Ed. Internazionali, Roma, 1999
- Papagelopoulos PJ, Kitaoka HB, Ilstrup DM: Survivorship analysis of implant arthroplasty for the first metatarsophalangeal joint. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 302,164,1994
- Brage ME, Ball ST. Surgical options for salvage of end-stage hallux rigidus. *Foot Ankle Clin.* Mar;7(1),49, 2002.
- Ess P, Hamalainen M, Leppilahti J. Non-constrained titanium-polyethylene total endoprosthesis in the treatment of hallux rigidus. A prospective clinical 2-year follow-up study. *Scand J Surg;*91(2),202, 2002.
- Wiss UP, Cooke TDV, Yoshioka Y, et al: Geometry of the first metatarsophalangeal joint: important criteria for a new joint replacement. *J Biomed Eng* 11, 19, 1988.
- Shereff JJ, Begjani FJ, Kummer FJ: Kinematics of the first metatarsal phalangeal joint. *J Bone Joint Surg.* 68 A,392,1986