

# INSUCCESSI E STATO DELL'ARTE NELLE PROTESI ARTICOLARI DELL'ARTO SUPERIORE: IL POLSO

**S. PFANNER, M. CERUSO, F. BIDDAU\***

U.O. di Chirurgia della Mano e Microchirurgia Ricostruttiva

\*1° Clinica Ortopedica, Università degli Studi di Firenze

CTO - A.O. Careggi Largo Palagi 1, 50139 - Firenze

## ***Failures and state of the art of upper extremity arthroplasty.***

**SUMMARY.** *The aim of this paper is to fit total wrist arthroplasty into our experience and existing literature considering the progress made up to today, but also the failures and the other alternative surgical techniques. From 1985 till 2000 we performed, in 26 patients with rheumatoid arthritis, 26 wrist arthroplasty using the Swanson Silastic prosthesis with titanium grommets. All patients, with a mean follow-up of 6 years, were evaluated considering functional (DASH score) and radiographic (A-P and L-L standard views) results. The average total score of the DASH questionnaire was 43% (range 24%-57%) and the radiographic evaluation did not show any mechanical failures of the implants. We obtained satisfactory results using this kind of prosthesis considering the failures and the mechanical problems due to other implants according to current literature. Furthermore we have to consider that other surgical techniques as proximal row carpectomy and partial or total arthrodesis are a good alternative to surgical treatment of wrist arthritis. Riv Chir Mano 2001; 38: 235-242*

## **KEY WORDS**

Prosthesis, wrist, failures total arthroplasty, rheumatoid arthritis, degenerative arthrosis

## **RIASSUNTO**

*Lo scopo di questo lavoro è di inquadrare, rispetto alla nostra esperienza e alla letteratura esistente in materia, le protesi articolari di polso considerando i progressi fatti fino ad oggi ma anche gli insuccessi e le possibili tecniche operatorie alternative. Abbiamo rivisto 26 pazienti affetti da artrite reumatoide operati tra il 1985 ed il 2000 ai quali era stata applicata la protesi in Silastic di Swanson sempre abbinata ai grommets in titanio. Tutti i pazienti, ad un follow-up medio di 6 anni, sono stati valutati dal punto di vista funzionale (DASH score) e radiografico (proiezioni A-P e L-L standard). Il punteggio medio totale della scheda di valutazione DASH è stato del 43% (range 24%-57%) e dal punto di vista radiografico non abbiamo rilevato fallimenti meccanici delle protesi impiantate; non è mai stato necessario eseguire una revisione chirurgica delle protesi impiantate. Nella nostra esperienza questo tipo di protesi ci ha dato risultati soddisfacenti considerando anche i fallimenti e i problemi meccanici di altri modelli di artroprotesi totali di polso riscontrati in letteratura. Dobbiamo comunque tenere presente che altre tecniche operatorie, quali la resezione della prima filiera del carpo e le artrodesi parziali o totali, rappresentano una valida alternativa per il trattamento chirurgico delle artropatie croniche del polso.*

## **PAROLE CHIAVE**

Protesi, polso, fallimenti artroplastica, artrite reumatoide, artrosi

## INTRODUZIONE

Il polso è l'articolazione dell'arto superiore più frequentemente e rapidamente aggredita nell'AR (Tab. 1) (1).

**Tabella 1.** *Incidenza per anno dell'AR a livello della spalla, del gomito e del polso.*

Years after onset	Shoulder (%)*	Elbow (%)*	Wrist (%)*
0-2	48,7	33,3	67,5
3-4	58,7	38,3	70,9
5-6	66,7	52,5	84,2
7-8	71,4	55,0	90,0
9-10	77,4	63,3	90,8
11-12	82,0	65,0	95,0
13-14	83,3	65,9	95,0
15-16	83,3	66,7	95,0
17+	83,3	66,7	95,0

In passato, il cercare di ottenere un polso stabile, bilanciato e privo di dolore in un paziente affetto da tale od altra patologia degenerativa cronica e che non avesse ancora sviluppato deformità strutturate e avesse mantenuto una buona prono-supinazione, induceva il Chirurgo a scegliere come procedura terapeutica l'artrodesi totale del polso in quanto relativamente facile da ottenere e sufficientemente funzionale per il paziente.

Al giorno d'oggi risulta evidente, nella nostra esperienza e ad una revisione della letteratura scientifica, come l'eliminazione completa del movimento non sia essenziale al raggiungimento di queste finalità, ma bensì si abbiano diverse soluzioni chirurgiche a disposizione quali le artrodesi parziali, la resezione della 1<sup>a</sup> filiera del carpo, la denervazione e la sostituzione protesica dell'articolazione. La scelta di quest'ultima procedura chirurgica, che garantisce un buon compromesso fra stabilità e motilità in assenza di dolore, risulta addirittura assoluta in quei casi in cui la patologia degenerativa colpisce progressivamente le altre articolazioni dell'arto superiore e vi sia un interessamento bilaterale.

A questo proposito numerosi Autori sottolineano come coloro che siano stati sottoposti ad un intervento di protesi da un lato e ad un'artrodesi dall'altro preferiscano il primo tipo di intervento al secondo (2, 3); inoltre recenti studi su pazienti che abbiano eseguito un'artrodesi di polso evidenziano come essi abbiano delle difficoltà a svolgere alcune attività quotidiane quali scrivere, lavarsi i capelli, sedersi (4, 6). Queste considerazioni e gli incentivi scaturiti dagli ultimi studi rivolti proprio al miglioramento dei biomateriali, del design, della resistenza e della durata dell'impianto hanno quindi convinto il Chirurgo della Mano, quando tecnicamente possibile, a preservare il movimento intraprendendo la protesizzazione del polso non più come una procedura di salvataggio ma come indicazione primaria di chirurgia preventiva e ricostruttiva (7).

Naturalmente anche questa chirurgia presenta dei limiti che sono riconducibili da una parte ad un'esigua area di indicazioni per patologia e grado di evoluzione della malattia e alla necessità di notevoli accorgimenti di tecnica pre- ed intra-operatori e dall'altra a fallimenti meccanici legati alle caratteristiche tecniche proprie del mezzo impiantato.

L'indicazione alla sostituzione protesica può essere posta in diverse condizioni patologiche croniche degenerative o infiammatorie del polso soprattutto quando si abbia una condizione di interessamento bilaterale e di più articolazioni dell'arto con dolore e rigidità; controindicazioni sono rappresentate da gravi deformità legate a rotture tendinee multiple ed irreparabili, da cute inadeguata alla copertura, da infezioni pregresse od in atto, da condizioni patologiche in cui le strutture capsulo-legamentose coinvolte nella malattia sono completamente degenerate ed inaffidabili come ad esempio nel L.E.S.; l'indicazione alla protesi è inoltre scorretta in lavoratori manuali date le loro esigenze funzionali o soggetti giovani che hanno subito un evento traumatico tenuto conto inoltre del fatto che il danno articolare è in genere monolaterale.

Attualmente in commercio vi sono una varietà di protesi con caratteristiche biomeccaniche diverse pari a quelle per gli altri distretti articolari di in-

teresse ortopedico. Nell'ambito delle protesi totali utilizzate a livello del polso si distinguono protesi in metallo e polietilene, vincolate o a scivolamento, cementate e non, fra cui ricordiamo:

- \* La protesi Volz, cementata, introdotta nel 1974
- \* La protesi Meuli impiantata per la prima volta nel '72, non cementata
- \* La protesi Clayton-Ferlic-Volz introdotta nel 1988, non cementata, modulare
- \* La protesi Biassiale della Mayo Clinic, semi-vincolata, con e senza cemento
- \* La protesi trisferica, non cementata, vincolata
- \* La protesi Guepar, ibrida con la sola componente radiale cementata
- \* La protesi House, non cementata, fornita di un'articolazione radio-ulnare distale in polietilene
- \* La protesi Giachino
- \* La protesi Universale di Menon, cementata.

È utile distinguere questi modelli dalla protesi in Silastic di Swanson (1967) la quale risponde ad un principio meccanico del tutto diverso da quelli

tradizionali della protesizzazione; questa, infatti, è da considerarsi un semplice elemento spaziatore dei segmenti scheletri fra i quali si interpone (8). Ad essa possono essere applicati dei grommets in titanio (Fig. 1). Questi sono stati introdotti sul mercato nel 1982 ma solo alcuni Autori (9, 10) hanno iniziato sistematicamente ad usarli. Come infatti si osserva da una revisione della letteratura nazionale ed internazionale recentemente non sono più state pubblicate casistiche dell'impianto in Silastic con i grommets se non le due sopra citate. In base quindi alla nostra esperienza ed a quella dei Colleghi italiani risulta cambiato lo scenario nell'ambito dei risultati e dei fallimenti con l'uso di tali protesi. Infatti le complicanze specifiche di questo tipo di impianto citate nelle varie casistiche pubblicate negli anni '90 (11, 13) e le cause di revisione per il fallimento dell'impianto protesico descritte in alcune pubblicazioni più recenti (14,15), rappresentate dalla frattura delle componenti protesiche (nell'ordine dal 20% al 52%), dalla lussazione delle componenti protesiche, dall'instabilità e dal dolore e dalle siliconiti (nell'ordine del 30%), sono tutte riferibili a serie di protesi impiantate senza l'uso dei due semianelli metallici in titanio interposti tra il corpo centrale ed i margini di sezione scheletrica che hanno appunto lo scopo di costituire "un'interfaccia liscia che eviti la microframmentazione prodotta dall'attrito fra osso e protesi (16)" prevenendone l'usura.

## MATERIALI E METODI

Abbiamo rivisto 26 pazienti affetti da artrite reumatoide a carico del polso, operati tra il 1985

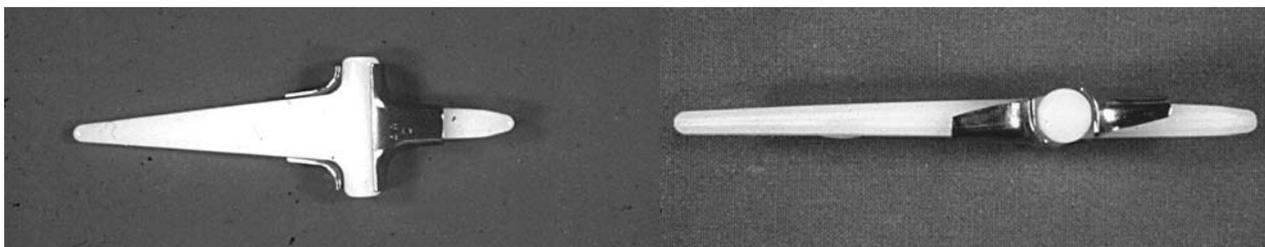
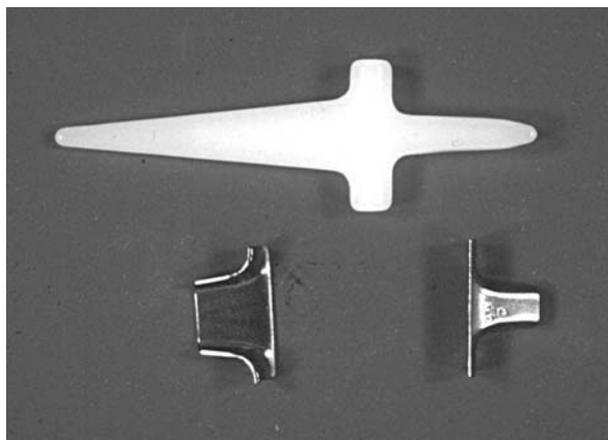


Figura 1. (A,B): La protesi in Silastic di Swanson con grommets in titanio.

ed il 2000, impiantando la protesi in Silastic di Swanson con grommets in titanio all'interfaccia osso-silicone (Fig. 2).

I pazienti operati erano 22 femmine e 4 maschi, l'età media era di 60 anni (range 39-78); 14 pazienti erano stati operati di artrodesi al polso controlaterale.

Tutti i pazienti sono stati rivalutati con un follow-up medio di 6 anni (range 1-15 anni).

Per verificare la funzionalità dell'arto operato abbiamo utilizzato il DASH score (17) che si avvale di un questionario di 30 domande (con un punteggio per ogni singola domanda variabile tra 1 e 5 a gravità crescente) comprendenti il dolore, le comuni attività quotidiane, la debolezza e la rigidità del polso operato. Il punteggio finale ottenuto variabile fra 0 e 100 in percentuale fornisce una valutazione sulla inabilità residua dell'arto operato.

Dal punto di vista radiografico i pazienti operati hanno eseguito 2 RX Standard (A-P e L-L) del polso operato e sono state valutate eventuali aree di osteolisi all'interfaccia osso-titanio o modificazioni di allineamento dei Grommets prossimali e distali.

## RISULTATI

Dal punto di vista funzionale, il punteggio medio ottenuto con il DASH score è stato del 43% con un range variabile tra 24% e 57%. Il punteggio medio



**Figura 2.** R. T., anni 73, controllo radiografico a 6 anni di distanza dall'intervento di sostituzione protesica.

ottenuto alla domanda riguardante la quantità di dolore al follow-up è stato di 2 punti considerando "1" assenza di dolore e "5" dolore intenso, con un miglioramento medio di 2.2 punti rispetto al preoperatorio (punti medi 4.2). Dei 14 pazienti operati di artrodesi al polso controlaterale, dopo aver domandato quale dei due tipi di intervento effettuato avessero preferito in base a dolore e funzionalità residua dell'articolazione, 4 pazienti hanno risposto di aver avuto risultati più soddisfacenti con la protesi mentre 10 pazienti hanno dichiarato che il polso operato di artrodesi è risultato migliore rispetto al polso protesizzato.

Su 26 pazienti rivalutati non abbiamo riscontrato alcun fallimento meccanico ma solo complicanze minori: in 2 casi una modesta alterazione dell'allineamento dei grommets distali immutata ai controlli successivi e priva di significato clinico, 1 caso che nell'immediato post-operatorio ha evidenziato una significativa diastasi volare fra grommets prossimale e corpo della protesi che a distanza di un anno dall'intervento continua ad essere silente clinicamente e con una immagine radiografica immutata, ed infine il caso di una paziente che ha riportato una frattura del radio peripotesica, a cinque anni di distanza dall'intervento, guarita con un trattamento incruento in apparecchio gessato (Fig. 3); non abbiamo inoltre registrato complicanze a breve termine quali infezioni o sindromi algodistrofiche come citato da alcuni Autori (13).

## DISCUSSIONE

I risultati ottenuti con l'impianto della protesi di Swanson sono, fino ad oggi, soddisfacenti; nella nostra casistica, infatti, non si rilevano complicanze maggiori e di conseguenza insuccessi. La protesi di Swanson rappresenta attualmente un presidio terapeutico efficace quindi dal punto di vista soggettivo del paziente e valido dal punto di vista biomeccanico rispetto agli altri tipi di protesi articolari totali le quali, a fronte di una maggior stabilità, presentano una maggior complessità tecnica nel planning preoperatorio e nella chirurgia, un'incidenza di complicanze più significativa e non ultimo una



**Figura 3.** (A) F.M., anni 65, controllo radiografico del polso sin a 5 anni di distanza dall'intervento. (B) Frattura del radio periprotetica in seguito a caduta accidentale. (C) Controllo in apparecchio gessato braccio-metacarpale. (D) Controllo a 7 mesi dalla rimozione dell'apparecchio gessato.

maggior difficoltà nell'eseguire l'eventuale revisione chirurgica conseguente all'entità della resezione ossea necessaria ed alla cementazione delle componenti protesiche. Dobbiamo comunque sottolineare

la nostra tendenza a porre indicazione alla sostituzione protesica in un ambito piuttosto ristretto (pazienti con AR > 70 anni, bilateralità della malattia, danni articolari multipli agli arti superiori) a favore

di altre tecniche chirurgiche alternative quali le artrodesi parziali che conservano, almeno in parte, la motilità articolare senza fare ricorso all'interposizione di materiale protesico, l'artrodesi di polso va inoltre considerata una procedura terapeutica del tutto attuale in quanto garantisce a questa tipologia di pazienti un polso con un adeguato livello di funzionalità e non dolente.

L'utilizzo della protesi, quindi, risulta indicato solo in pazienti selezionati che non siano sottoposti a carichi elevati e non richiedano per le loro attività quotidiane un eccessivo arco di movimento (fissato da Swanson in 20° di flessione, 20° di estensione e 10° di deviazione radio-ulnare (18)) e grande stabilità. Proprio a ciò è legata una delle critiche più recenti a questo tipo d'impianto (19), data l'incapacità a distribuire le forze, che normalmente vengono distribuite sui metacarpi e sulle varie ossa del carpo, concentrandole invece tutte su un'unica colonna.

Nell'ottica di un miglioramento delle caratteristiche tecniche e biomeccaniche dell'impianto, l'attenzione della ricerca scientifica e commerciale si è spostata sulle protesi totali in metallo e polietilene, come confermato anche dall'evidente interesse espresso nelle pubblicazioni recenti.

In questi ultimi anni infatti in quasi tutti i modelli commerciali sono state apportate numerose modifiche al disegno dell'impianto (20) (ad es. un'inclinazione della componente articolare radiale di circa 20° simile a quella del radio distale per cui si esegue un'osteotomia obliqua che asporti meno componente ossea), al numero e al tipo dei mezzi di fissazione (2/3 viti, steli più lunghi con offset) (21-22), all'uso del cemento oramai preparato sottovuoto (23-24), ai materiali utilizzati (dal titanio al cromo-cobalto ai rivestimenti in idrossiapatite degli steli) (25, 27), facendo sempre attenzione alla ricerca del centro di rotazione (28) e introducendo alcuni concetti innovativi quali la modularità della protesi (29) e l'assimilazione dell'articolazione del polso ad una grande articolazione "two bone" (20); alcuni A.A. consigliano per ciò talvolta di eseguire una fusione intermetacarpale se necessario anche con trapianto di osso spongioso fissando le ossa carpali residue nella loro posizione anatomica. Tutti

questi sforzi sono rivolti ad ottenere un impianto "ideale". Infatti, al momento, sono ancora numerosi gli insuccessi con questo tipo di protesi, riportati nell'ordine del 15%-35% dalle revisioni di casistiche operatorie pubblicate negli anni '90-'99 (30, 32). Fra le complicanze maggiori emergono difetti comuni a tutti i tipi di protesi totali (anca, ginocchio) quali il determinarsi di aree di osteolisi periprotetiche (33, 34) e l'allentamento asettico delle componenti protesiche. Questo risulta prevalente a livello carpale nell'ordine del 15%-22% (20-23, 35-38) e presenta un'incidenza maggiore e più rapida a livello del polso proprio in relazione alla complessità biomeccanica di questa articolazione. In particolare risulta critico per le protesi di polso il bilanciamento muscolare necessario ad ottenere stabilità ed allineamento delle componenti protesiche. Lo squilibrio muscolare, nell'ordine del 16%-32% (23, 30, 38), è causa dell'incapacità del paziente a portare volontariamente il polso in posizione neutra, (dorsi-flessione 10°-15°, leggera deviazione ulnare). Questo squilibrio può essere evidente sia in flessione che in deviazione radio-ulnare e può essere aggravato dal coinvolgimento nel processo degenerativo dei tendini resi inefficienti da processi di sostituzione fibrotica o dalla loro stessa rottura. La condizione più frequente che si viene a determinare in seguito a ciò è uno spostamento radiale del centro di rotazione il che da un lato ha indotto a fare delle modifiche nel disegno della protesi, dall'altro richiede un'adeguata conoscenza da parte del chirurgo dei vettori di forza determinanti le deformità reumatoidi dove l'elemento di deformazione più potente è rappresentato dal FCU (39). È dunque sempre necessario correggere preventivamente le cause di squilibrio tramite release capsulare ed eventuali trasferimenti tendinei, dai quali non è possibile prescindere, contando nella stabilità intrinseca della protesi.

Fra le complicanze, cause di fallimento dell'impianto (15, 38, 40-42), vengono citate inoltre le lussazioni delle componenti protesiche soprattutto carpali, le possibili fratture secondarie dei metacarpi, alcuni casi di sindrome algodistrofica, infezioni con incidenza percentualmente pari a quelle delle protesi negli altri distretti articolari.

In conclusione, e stando alla revisione della letteratura più recente, il modello di protesi più vicina a quella di un "impianto ideale" è la protesi Universale di Menon che nella revisione di casistica pubblicata nel 2000 su un totale di 69 protesi impiantate con un f.u. medio di 6,7 anni non presenta alcun caso di allentamento delle componenti carpali, due casi di allentamento della componente radiale non cementata e due infezioni profonde.

## BIBLIOGRAFIA

1. Hamalainen M. Epidemiology of upper limb joint affections in Rheumatoid Arthritis. In Baumgartner H et al: Rheumatoid Arthritis. New York: Thieme Medical Publisher, Inc., 1995: 158-61.
2. Vicar AJ, Burton RI: Surgical management of rheumatoid wrist -fusion or arthroplasty. *J Hand Surg* 1986; 11A: 790-7.
3. Goodman MJ, Millender LH, Nalebuff EA, et al. Arthroplasty of rheumatoid wrist with silicone rubber. An early evaluation. *J Hand Surg* 1980; 5A: 114-21.
4. Hastings H. Total wrist arthrodesis for post traumatic conditions. *Indiana Hand Ctr Newsletters* 1993; 1: 14-5.
5. Weiss APC, Wiedeman G Jr, Owenzer D, et al. Upper extremity function after arthrodesis. *J Hand Surg* 1995; 20A: 813-7.
6. Millender L, Nalebuff E. Arthrodesis of rheumatic wrist. *J Bone Joint Surg Am* 1973; 55A: 1026-34.
7. Hindley CJ, Stanley JK: The rheumatoid wrist. Patterns of disease progression. *J Hand Surg* 1991; 16 B: 275-279.
8. Swanson AB. Flexible implant resection arthroplasty in the hand and extremities. St. Louis: CV Mosby, 1973: 254-61.
9. Ceruso M, Poggi M, Beltrami G, Bufalini C. Protesi del polso. Indicazioni e risultati nelle protesi di polso non cementate. *Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia* 1994; Suppl. SIOT: 709-15.
10. Rossello MI, Costa M, Pizzorno V. Experience of total wrist arthroplasty with silastic implants plus grommets. *Clin Orthop* 1997; 342: 64-70.
11. Fatti JF, Palmer AK, Greenky S, et al. Long-term results of Swanson interpositional wrist arthroplasty: Part II. *J Hand Surg* 1991; 16A: 432-7.
12. Jolly SL, Ferlic DC, Clayton ML, et al. Swanson silicone arthroplasty of the wrist in rheumatoid arthritis: A long-term follow-up. *J Hand Surg* 1992; 17A: 142-9.
13. Stanley JK, Tolat AR. Long-term results of Swanson silastic arthroplasty in the rheumatoid wrist. *J Hand Surg* 1993; 18B: 381-8.
14. Ferlic DC, Jolly SN, Clayton ML. Salvage for failed implant arthroplasty of the wrist. *J Hand Surg* 1992; 17A: 917-23.
15. Carlson JR, Simmons BP. Wrist arthrodesis after failed wrist implant arthroplasty. *J Hand Surg* 1998; 23A: 893-8.
16. Swanson AB, Swanson GD, Maupin KB. Flexible implant arthroplasty of the radio-carpal joint: surgical technique and long term study. *Clin Orthop* 1984; 187: 94-105.
17. Atroshi I, Gummesson C, Andersson B, et al. The disabilities of the arm, shoulder and hand (DASH) outcome questionnaire. *Acta Orthop Scand* 2000; 71: 613-8.
18. Swanson AB, Swanson GG. Flexible implant arthroplasty of the radiocarpal joint. *Semin Arthroplasty* 1991; 2: 78-84.
19. Menon J. Total wrist arthroplasty. In Watson HK, Weinzweig J, The wrist. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2001: 660-82.
20. Menon J. Total wrist arthroplasty for rheumatoid arthritis. *Hand Surgery: current practice*. London: Martin Dunitz, 1997.
21. Menon J. Universal total wrist implant. Experience with a carpal component fixed with three screws. *J Arthroplasty* 1998; 13: 515-23.
22. Cobb TK, Beckenbaugh RD. Biaxial total wrist arthroplasty. *J Hand Surg* 1996; 21A: 1011-21.
23. Harris WH, Davis JP. Modern use of modern cement for total hip replacement. *Orthop Clin North Am* 1988; 19: 581-9.
24. Poss RP, Brick GW, Wright JR, et al. The effect of modern cementing techniques on the longevity of total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1988; 19: 591-8.
25. Albrektson T, Branemark PI, Hansson HA, et al. Osteointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long lasting direct bone to implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: 155-70.
26. Lundborg G, Branemark PI, Rosen T. Osteointegrated thumb prosthesis. A concept for fixation of digit prosthetic device. *J Hand Surg* 1996; 21A: 216-21.
27. Lundborg G, Branemark PI, Carlsson I. Metacarpophalangeal joint arthroplasty based on osteointegration concept. *J Hand Surg* 1993; 18B: 693-703.
28. Hamas RS. A quantitative approach to total wrist arthroplasty: development of a "precentered" total wrist prosthesis. *Orthopaedics* 1979; 2: 245-53.
29. Ferlic DC, Clayton ML. Results of CFV total wrist arthroplasty. Review and early results. *Orthopaedics* 1995; 18: 1167-71.

30. Gellman H, Hontas R, Brumfield RH, et al. Total wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis. A long term clinical review. *Clin Orthop* 1997; 342: 71-6.
31. Meuli HC. Total wrist arthroplasty. Experience with a non-cemented wrist prosthesis. *Clin Orthop* 1997; 342: 77-83.
32. Rettig ME, Beckenbaugh RD. Revision total wrist arthroplasty. *J Hand Surgery [Am]* 1993; 18A: 798-804.
33. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WA. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty, polyethylene wear and the concept of effective joint space. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74: 849-63.
34. Maloney W, Smith RL. Periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty, role of particulate debris. *J Bone Joint Surg Am* 1995; 77: 1448-61.
35. Lorei MP, Figgie MP, Ranawat CS, et al. Failed total wrist arthroplasty. Analysis of failures and results of operative management. *Clinical Orthopaedics* 1997; 342: 84-93.
36. Lirette R, Kinnard P. Biaxial wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Can J Surg* 1995; 38: 51-3.
37. Bosco JA III, Bynum DK, Bowers WH. Long term outcome of Volz total wrist arthroplasties. *J Arthroplasty* 1996; 9: 25-31.
38. Meuli HC, Fernandez DL. Uncemented total wrist arthroplasty. *J Hand Surgery* 1995; 20A: 115-22.
39. Brand PW. *Mechanics of individual muscles at individual joints*. St Louis: CV Mosby, 1982.
40. Rettig ME, Beckenbaugh RD. Revision total wrist arthroplasty. *J Hand Surg* 1993; 18A: 798-804.
41. Courtman NH, Sochart DH, Trail AI, Stanley JK. Biaxial wrist replacement. Initial results in rheumatoid patient. *J Hand Surg* 1999; 24B: 32-4.