

Università degli Studi di Genova
Facoltà di Medicina
Scuola di Specializzazione in Ortopedia e Traumatologia
Dir. Prof. F. Picchetta

TESI DI LAUREA

LA PROTESI INVERSA DI SPALLA
DELTA III

Relatore

Prof. Lamberto Felli

Specializzando

Dott. Mario Rossoni

INDICE

Introduzione

Capitolo 1

CENNI DI STORIA DELLA PROTESICA DI SPALLA

Capitolo 2

PRINCIPI BIOMECCANICI DELLA PROTESI DELTA

Capitolo 3

INDICAZIONI ALL' IMPIANTO DELLA PROTESI DELTA

- 1 Artrosi dell'Articolazione Gleno-omeroale Associata a Lesioni Massive/Non Riparabili della Cuffia dei Rotatori
- 2 Altre Indicazioni
 - 2.1 Osteonecrosi della Testa Omerale
 - 2.2 Sostituzioni Protesiche
 - 2.3 Artrite reumatoide
 - 2.4 Resezioni Tumorali
 - 2.5 Ulteriori Indicazioni

Capitolo 4

SOLUZIONI ALTERNATIVE DI TRATTAMENTO TERAPEUTICO

1. Trattamento Incruento
2. Trattamento Chirurgico
 - 2.1 Trattamento Artroscopico
 - 2.2 Sostituzioni Protesiche
 - 2.2.1 Endoprotesi

- 2.2.2 Artroprotesi
 - 2.2.2.1 Artroprotesi Totale Unconstrained
 - 2.2.2.2 Artroprotesi Semiconstrained
 - 2.2.2.3 Artroprotesi Constrained
- 2.3 Trasposizioni Muscolo-tendinee
- 2.4 Altre Tecniche
 - 2.4.1 Artrodesi
 - 2.4.2 Artroplastica da Resezione della Spalla

Capitolo 5

PIANIFICAZIONE PRE-OPERATORIA

- 1 Valutazione Clinica
- 2 Valutazione Strumentale
- 3 Il Planning Pre-Operatorio
- 4 Misurazione dell' Accorciamento

Capitolo 6

TECNICA CHIRURGICA

- 1 Vie di Accesso
 - 1.1 Via di Accesso Transacromiale
 - 1.2 Via di Accesso Deltopettorale
 - 1.3 Via di Accesso Transdeltoidea
- 2 Tempo Omerale
- 3 Tempo Glenoideo
- 4 Prova di Riduzione
- 5 Posizionamento degli Impianti Definitivi
- 6 Controllo Radiografico

Capitolo 7

COMPLICANZE

1. Complicanze Generiche
 - 1.1 Complicanze Intra-Operatorie

- 1.1.1 Fratture Intra-Operatorie
- 1.1.2 Lesioni Nervose
- 1.1.3 Malposizionamento delle Componenti Protesiche
- 1.2 Complicanze Post-Operatorie
- 2. Complicanze Specifiche della Protesi Delta

Bibliografia

INTRODUZIONE

Sviluppata a partire dal 1985 dal professor P. Grammont e dalla Scuola Ortopedica di Digione, la protesi di spalla "inversa" Delta III deve il suo nome alla peculiare caratteristica conformazione delle sue componenti protesiche (superficie glenoidea convessa e superficie omerale concava).

Sono di seguito sviluppati i principali aspetti legati all' impianto di tale protesi.

Dopo una breve analisi della storia dell' evoluzione protesica della spalla (Cap. 1) si analizzano quelli che sono i principi biomeccanici alla base del funzionamento di questa innovativa protesi (Cap. 2).

A partire dall'indicazione-tipo (artrosi della gleno-omero associata a lesione massiva/non riparabile della cuffia dei rotatori), si analizzano i possibili ulteriori impieghi di questa protesi (Cap. 3) e le alternative di trattamento ad ora proposte (Cap. 4).

Descritti i fondamentali criteri per una corretta valutazione clinica e strumentale della patologia da trattare (Cap. 5), sono poi elencati i principali tempi della tecnica chirurgica -via d'accesso, preparazione omerale e glenoidea, prove dinamiche e impianto delle componenti definitive- (Cap. 6).

Sono per ultimo affrontati l' iter riabilitativo (Cap. 7) e le possibili complicanze -specifiche e generiche- legate all' utilizzo della protesi Delta III (Cap. 8).

Capitolo 1

CENNI DI STORIA DELLA PROTESICA DI SPALLA

Sono passati più di cento anni dalla prima artroplastica di spalla eseguita da Jules Emile Péan nel 1893 ([1], [2]). Péan impiantò una protesi di suo disegno su di un giovane fornaio che aveva rifiutato l'amputazione alla spalla per un coinvolgimento tubercolare della porzione prossimale dell'omero. La protesi di Péan era costituita da una componente di gomma stretta tra due anelli di platino. Questo primitivo impianto ebbe successo per alcuni anni prima di essere rimosso a seguito di un'infezione (Fig.1, [13]).

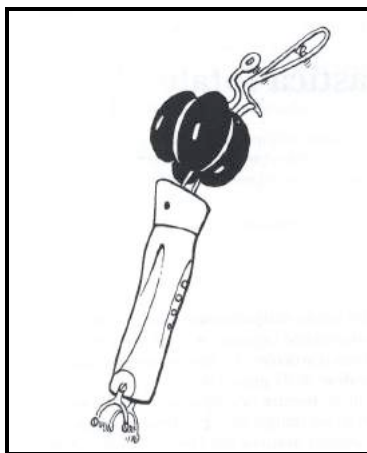


Figura 1

Seguirono le esperienze di B. Murphy [3] e di Russel e Andrew MacAusland ([4], [5]). Questi ultimi definirono i criteri ancora attuali per un'artroplastica di successo: funzionalità garantita da una sufficiente mobilità dell'articolazione, riduzione della componente algica, stabilità articolare.

La loro artroplastica da interposizione rimase valida fino a quando E. Jonsson realizzò un'artroplastica sferica per la testa omerale sul principio di quella a cupola di Smith-Petersen, studiata per le patologie della coxartrosi.

Il vero rivoluzionario fu Charles S. Neer II che già nel 1953 descrisse la possibilità di utilizzare un' endoprotesi (Neer I) per il trattamento di una frattura comminuta dell'estremità prossimale dell'omero [6]. Undici anni più tardi fece una revisione di 42 protesi di spalla da lui impiantate [7]; gli incoraggianti risultati entusiasmarono i colleghi ortopedici.

I lavori di Charnley sulle protesi d' anca e la scoperta di un nuovo materiale -il polietilene-, diedero nuovi vigorosi impulsi alla sostituzione totale ed anatomica dell'articolazione della spalla.

Erano ormai superati gli obiettivi legati alla mobilità dell'impianto e della riduzione della sintomatologia algica. Per soddisfare l'ultimo requisito richiesto -quello della stabilità- i sistemi protesici si differenziarono ulteriormente, dando origine alla classificazione che li suddivide in Anatomici o Unconstrained (endoprotesi e protesi totale), Semivincolati o Semiconstrained e Vincolati o Constrained (vedi fig.2 e fig.3, [13], a fondo capitolo).

Così come la protesi anatomica nasce con l'intento di sostituire in modo armonioso e il più possibile fedele alla normale costituzione le superfici cartilaginee malate e riconosce come indicazione principale l'artrosi dell'articolazione gleno-omeroale, parimenti le protesi vincolate o semivincolate hanno l'intento di fornire una stabilità protesica intrinseca, laddove la patologia articolare abbia compromesso i normali vincoli anatomici.

Il sistema di spalla Neer II fu impiantato a partire dal 1973 e disponeva di diverse componenti glenoidee con differenti sistemi di ancoraggio. Tale sistema -utilizzato ancora oggi- fornisce rinforzi di rivestimento glenoideo (200% e 600% delle glenoidi) per incrementare la stabilità dell'impianto.

Seguirono altri sistemi semivincolati come la St. George (progettata da Engelbrecht e Stellbrink), la DANA (progettata da Ian Clarke e Harlan C. Amstutz), la Monospherical (progettata da Gristina), la Mazas ed altri ancora, ma i risultati furono comunque sempre inferiori alle aspettative.

Il razionale dei sistemi semivincolati è di fornire nell'impianto un sistema intrinseco di stabilizzazione non fisso e generalmente questo viene inserito nel disegno della glenoide.

Se da un lato, l'aumentata dimensione della componente glenoidea impedisce la completa ricostruzione anatomica, dall'altro sovraccarica tale componente di aumentati vettori di forza che ne generano lo scollamento precoce. Se l'indicazione tipo di tali sistemi semivincolati sono i deficit della cuffia dei rotatori è noto che in tale patologia si verifica un carico eccentrico a carico della glenoide (effetto del "cavallo a dondolo" descritto da Franklin [8]) per cui la mobilitazione della componente sarà ancora più probabile. Si comprende allora come tali complicanze - associate a parametri di funzionalità non ottimali- abbiano ridimensionato l'iniziale entusiasmo verso questi tipi di protesi.

Negli anni '70 alcuni chirurghi pensarono che una protesi constrained fosse una soluzione ideale per il trattamento dell'artrosi gleno-omerale associata alla rottura della cuffia dei rotatori [9]. Tra i sistemi vincolati la prima e la più famosa in Europa fu la Stanmore [10]. Ad essa fecero seguito la Kobel, la Bickel [11], la BME, la Michael Reese, la Tri-spherical ed altre ancora. Anche queste protesi hanno fornito risultati di gran lunga inferiori a quelli inizialmente previsti. Infatti si dimostrò completamente errato l'intento di sopperire al deficit della cuffia dei rotatori con un disegno a fulcro meccanico fisso. L'unica protesi vincolata che attualmente, non solo viene impiantata, ma che presenta anche una diffusione sempre crescente è la protesi inversa di Grammont (Delta III). A differenza di tutti gli altri sistemi protesici, la protesi Delta III è stata concepita con un fulcro non fisso, ma mobile durante tutto l'arco di movimento articolare. I buoni risultati forniti da questa protesi consentono di contestare l'affermazione di Iannotti che sostiene che "le protesi vincolate e semivincolate hanno rare o nessuna indicazione al giorno d'oggi" [12].

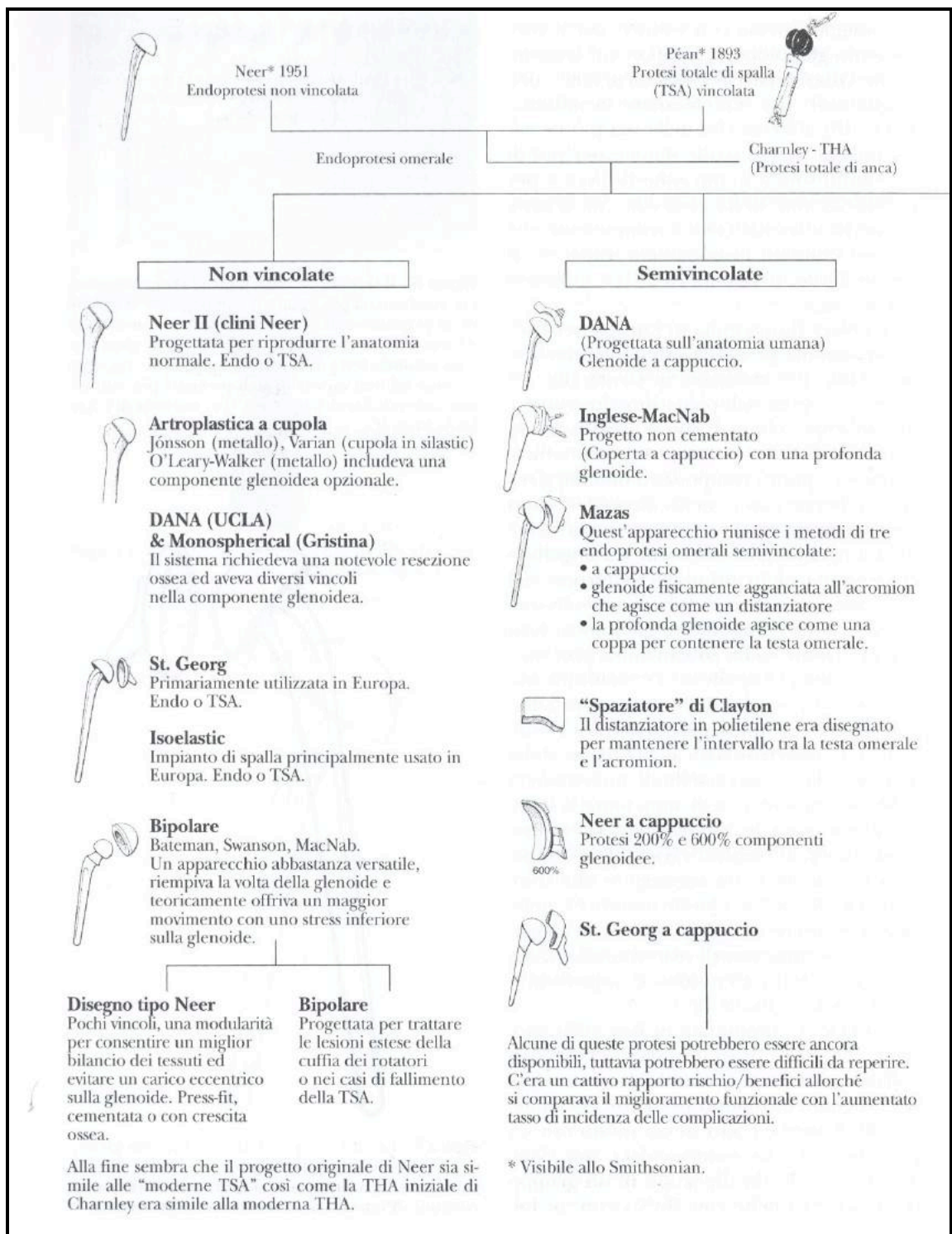


Figura 2.

Dal 1951 si stima che siano stati sviluppati 70 "sistemi di spalla". Molti di questi hanno avuto una vita molto breve. Questo albero ha solo lo scopo di rappresentare alcune delle protesi di uso più frequente, o quelle con caratteristiche peculiari. Non si ha la presunzione di includere tutte le protesi né si ha lo scopo di "disprezzare" le protesi successive non incluse in quest'albero.

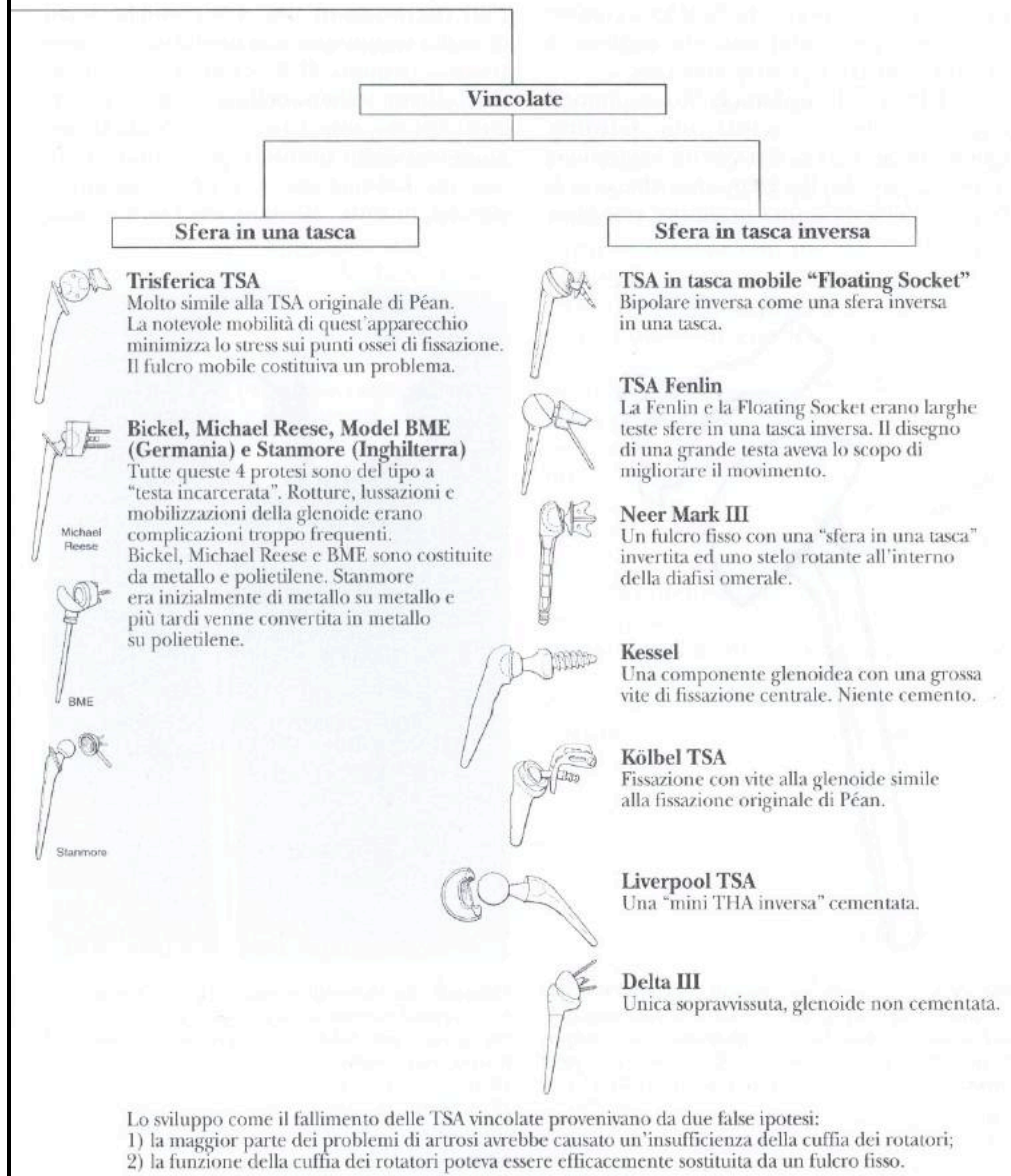


Figure 3

Capitolo 2

PRINCIPI BIOMECCANICI DELLA PROTESI DELTA

In un articolo dal titolo “Etude et realisation d’une nouvelle prothese d’épaule” apparso nel 1987 sulla rivista *Rhumatologie*, P. Grammont esprime i concetti che l’hanno spinto alla realizzazione della protesi inversa [14].

L’Autore prende in considerazione l’esperienza maturata da Neer -sicuramente quella più datata e più ricca ([15], [16])- e afferma che le protesi di spalla anatomiche danno buoni risultati sulla stabilità, sulla mobilità e sulla forza solo in presenza di con una restituzione anatomo-funzionale della cuffia dei rotatori. Al contrario, in assenza di una cuffia dei rotatori funzionale, all’inizio dell’abduzione la componente omerale non è stabile e si sublussa soprattutto verso l’alto. Nelle protesi omerali di Neer si può notare frequentemente questa sublussazione che si associa ad un’usura superiore della glena; questa “glenoidite” dolorosa ed invalidante, obbliga, allora, alla protesizzazione anche della glena, con due opzioni. Se, al contrario, la glena ha un disegno ritentivo essa si oppone alla lussazione superiore, ma si deve temere il suo precoce scollamento. Se, al contrario, la glena è di tipo non ritentivo, non si può correggere la lussazione superiore e l’omero tende a risalire fin sotto all’acromion.

Grammont spiega come diversi progettisti di protesi di spalla pensarono che i principi dell’anca potessero essere applicati anche a questa articolazione, vista la loro somiglianza anatomica.

In realtà -sul piano funzionale- questa somiglianza non resta valida se non tra i quadrupedi; in essi, infatti, l’elemento portante è l’omero, come avviene anche per il femore, e l’elemento portato è la parte anteriore del corpo; tale passaggio avviene attraverso la glena della scapola. Al contrario, nell’uomo, è il tronco che sostiene il braccio, che rimane libero per lanciare o sollevare pesi.

E’ quindi logico nell’uomo pensare ad una articolazione inversa rispetto alla conformazione anatomica normale, cioè dove la superficie sferica portante sia sulla

scapola e la cupola concava sia sull'omero. Concordano con Grammont le esperienze di Géard e Lannelongue [17] e di Fischer, Gonon e Carret [18].

Se il principio delle artroplastie totali è fondamentalmente quello di ricalcare l'anatomia, lo studio del disegno della protesi inversa nasce dall'esigenza di sopperire alla mancanza della cuffia dei rotatori, in quanto non esiste una protesi per sostituire tale struttura. Allora, in mancanza della cuffia, la mobilità e la stabilità della protesi dovranno essere garantite dal solo muscolo deltoide, unica struttura superstite.

I lavori di Fischer, Gonon e Carret hanno dimostrato che il movimento della testa omerale si realizza successivamente su due centri di rotazione vicini al centro della testa stessa (c1 e c3 di Fig. 1, [19]); esiste un centro istantaneo di rotazione molto vicino alla glena.(c2 di Fig. 1, [19]).

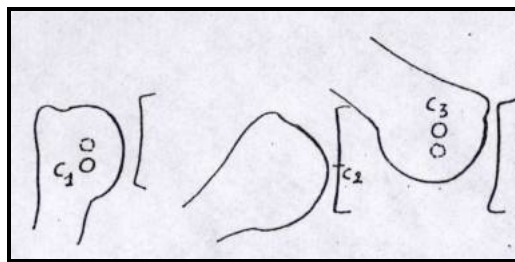


Figura 4

Fino ai 60° di abduzione la testa gira sul centro c1 e ruota sulla glena. Ai 60° di abduzione il centro di rotazione passa assai rapidamente, con un movimento di scivolamento, da c1 a c2 per poi, per ulteriori gradi di abduzioni, spostarsi su c3. Questa teoria spiegherebbe, nei casi di rigidità anche minima della spalla, la difficoltà ai 60° di abduzione; infatti, nel passaggio intorno ai 60°, il braccio di leva del deltoide aumenta per un breve istante favorendo così il movimento [19].

Grammont ha realizzato una prima protesi sperimentale con un meccanismo a rotolamento dove il centro istantaneo di rotazione era a contatto della glena e non del centro di rotazione della testa omerale. Questa protesi ("Grammont Trouillod modèle 1") mancava di stabilità, ma favoriva molto la mobilità con il solo deltoide.

Se la cuffia dei rotatori è più il garante della fissità del centro di rotazione che non lo starter dell'abduzione [20], nell'uomo, in cui essa sia completamente distrutta, è

necessario ritrovare un centro di rotazione fisso, a condizione che il braccio di leva deltoideo sia allungato. All'inizio dell'abduzione il deltoide sviluppa una componente ascendente dominante, che in assenza della cuffia dei rotatori luserà la testa omerale verso l'alto ([21], [22]). Kapandji ha descritto per primo il ruolo facilitatore del capo lungo del bicipite brachiale nel guidare l'abduzione e la rotazione esterna [23]. Poppen e Walker hanno dimostrato che l'azione della cuffia dei rotatori diminuisce all'aumentare dell'angolo di elevazione del braccio; ciò dimostra come nel movimento normale il deltoide sia insufficiente per assicurare la stabilità della spalla [24].

Al contrario nei movimenti di elevazione e circumduzione, la risultante deltoidea sulla testa omerale diviene multi direzionale sulla glena; è chiaro che questo effetto lussante centrifugo è aumentato dalla grande taglia della testa omerale su di una glena troppo piccola [25]. Da tali considerazioni risulta chiaro perché Grammont non abbia cercato di annullare questa instabilità centrifuga, ma abbia ricercato un'azione centripeta sulla glena o meglio sul centro meccanico della scapola.

La protesi inversa impone al deltoide delle condizioni di funzionamento nuove che sopperiscono al deficit dei muscoli della cuffia dei rotatori. Per valutare l'attività del deltoide in funzione della forma e del posizionamento della protesi, Grammont si è servito di un simulatore ispirato al modello meccanico di Strasser [26]; veniva infatti scartata la possibilità di una sperimentazione in vivo in quanto "nessun animale bipede, se non l'uomo, solleva al di sopra della spalla". Attraverso questo modello meccanico si sono potute stabilire le modificazioni funzionali che la protesi genera sul deltoide; infatti, sul deltoide medio, si verifica un effetto soprattutto quantitativo, con un aumento del suo braccio di leva e della sua componente abdutrice. Diversamente il deltoide anteriore e posteriore acquistano un nuovo ruolo nell'equilibrio funzionale della spalla; le loro rispettive forze si modellano reciprocamente rinforzando l'azione del deltoide medio.

Quindi, dal punto di vista biomeccanico gli obiettivi che la protesi inversa si pone sono:

1_Medializzare ed abbassare il centro di rotazione dell'articolazione, così che il deltoide possa avere il massimo momento innalzante. I tests effettuati sui simulatori hanno dimostrato un incremento del 20% del movimento in abduzione del deltoide con la medializzazione di 10 mm del centro di rotazione e un incremento del 30% con l'abbassamento di questo di 10 mm [27], (Fig. 2, [19]).

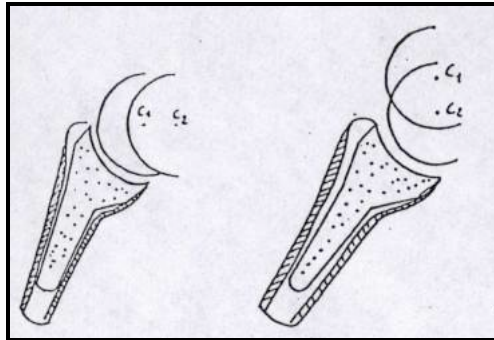


Figura 5

2_Stabilizzare intrinsecamente il centro di rotazione (anatomicamente instabile ai 60° di abduzione) qualunque sia la posizione del braccio. Questo si deve ricercare in particolare, quando l'elevazione ha avuto inizio, dal momento che la forza applicata è minima e si può verificare la dislocazione superiore dell'omero (Fig. 1).

3_Trasformare le forze da centrifughe a centripete ottenendo così la stabilità della protesi (Fig. 3, [19]).

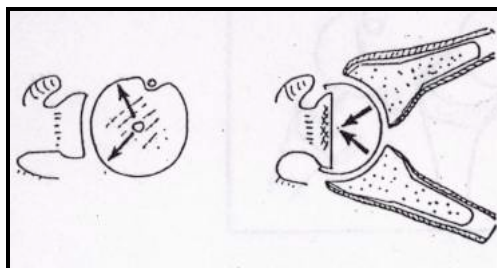


Figura 6

Per ottenere la massima medializzazione del centro di rotazione la glenosfera dovrebbe avere il maggiore diametro possibile, ma in tal caso si ottiene una stabilità non ottimale. Al contrario con un diametro piccolo la stabilità è buona, ma il braccio di leva del deltoide è molto corto. Se i due obiettivi sembrerebbero in contrasto tra loro, un compromesso valutato in vitro ha permesso di determinare i limiti inferiore e superiore del diametro della glenosfera. I diametri richiesti di 36 mm e 42 mm corrispondono “fortunately” alle dimensioni medie dello spazio capsulare [28].

Una spalla normale o una spalla con impiantata una protesi anatomica viene spesso considerata come non vincolata poiché può dislocarsi: posteriormente in flessione anteriore, anteriormente in retropulsione, inferiormente quando il braccio è tenuto a lato. Questo si verifica quando la cuffia è funzionalmente deficiente, dal momento che la cuffia converte le forze centrifughe dislocanti in forze centripete che manterranno l’omero centrato nella cavità glenoidea. Al contrario ogni sbilanciamento istantaneo della cuffia dei rotatori, rende queste forze oblique e scenterate. La protesi inversa non impedisce questa obliquità, ma evita il decentraggio, poiché rende fisso il centro di rotazione. Inoltre questa forza è per lo meno proporzionale alla forza muscolare istantanea; più è lungo il braccio di leva, minore è la forza.

Se la protesi inversa riduce le tensioni e provvede al centraggio automatico della forza, questa forza è ancora obliqua all’inizio del momento innalzante. Per questo in aggiunta al “central peg” il sistema di fissaggio alla scapola prevede l’impiego di viti di cui quella inferiore, in particolare, assicura la protesi al pilastro della scapola. E’ per questa ragione che fissazioni aggiuntive nell’acromion o nella parete laterale della scapola non risultano necessarie; infatti, questo tipo di fissaggio è utilizzato prevalentemente per assicurare un’iniziale primaria stabilità dell’impianto, dal momento che le viti non sono più utili una volta avvenuta la neo-apposizione ossea attorno al rivestimento poroso.

A conferma di ciò il sistema prevede anche -a distanza di anni- la rottura di tali viti quando ormai la stabilità dell’impianto sarà garantita.

Capitolo 3

INDICAZIONI ALL' IMPIANTO DELLA PROTESI DELTA

1 Artrosi dell'Articolazione Gleno-omeroale Associata a Lesioni Massive/Non Riparabili della Cuffia dei Rotatori

La protesi Delta nasce espressamente per trattare i casi di artrosi dell'articolazione gleno-omeroale associate a lesioni massive/non riparabili della cuffia dei rotatori.

Cofield nel 1994 e poi Maguire nel 1995 definiscono lesione massiva della cuffia dei rotatori, quella "lesione che superi i 5 cm di grandezza o che interessi almeno due tendini di tale struttura".

L'associazione di queste due patologie (l'artrosi gleno-omeroale e la lesione della cuffia) era già conosciuta nel 1964 [29], ma fu De Seze a descriverne con precisione le caratteristiche; l'autore aveva infatti associato tale patologia all'età avanzata e al sesso femminile -quello più colpito-. Inoltre la rottura della cuffia -"sempre presente-, si associava a lesioni osteolitiche sull'omero, sulla glena e sull'acromion" [30].

Riconsiderarono questi reperti altri Autori come McCarty nel 1981 parlando di "Milwaukee shoulder" [31], Neer nel 1983 con la "Cuff tear arthropaty" [32], Lequesne con l' "Arthroptie destructrice rapide de l'épaule" [33] e dopo loro molti altri ancora.

Al congresso nazionale di Nizza del 1996 i colleghi ortopedici francesi hanno dato a questa patologia una sua propria entità nosografica denominandola O.M.R.C. (Omarthrose avec Rupture Massive de la Coiffe). Questa condizione clinica è caratterizzata da una lesione completa della cuffia dei rotatori, da un'artrosi gleno-omeroale e da una conseguente instabilità che si manifesta classicamente con la migrazione prossimale dell'omero rispetto alla glenoide; per tale ragione è definita anche "eccentrica" specificando con il termine proprio l'aspetto della tendenza a risalire della testa omeroale, che risulta quindi "scentrata"rispetto alla glenoide (Fig. 1).

Huguet et col. [34] in uno studio di 148 spalle affette da artrosi ecentrica hanno valutato 5 aspetti della proiezione radiologica antero-posteriore semplice della spalla:

1. Altezza dello spazio sottoacromiale (da valutarsi in mm).
2. Conformazione dell'acromion (normale, inspessito, assottigliato con l'impronta della testa).
3. Conformazione della testa omerale (usura delle tuberosità con conseguente aspetto sferico della testa, necrosi o lisi, osteofitosi inferiore).
4. Rapporto di contatto gleno-omeroale (assente, centrato, superiore, con aspetto "a cotile").
5. Conformazione della glena e sua classificazione in 4 stadi di usura:
 - Stadio E0 = glena normale
 - Stadio E1 = usura centrata
 - Stadio E2 = usura superiore evolvente verso un aspetto a doppia concavità
 - Stadio E3 = grande usura con "aspetto tipo cotile".

Le loro conclusioni sono interessanti.

La misura dell'altezza dello spazio sottoacromiale non è un parametro significativo del grado di artrosi. Se, infatti, uno spazio sottoacromiale ridotto è indice di risalita della testa omerale e quindi di "incontinenza" da parte di una cuffia rotta, non è vero il contrario. Esistono, infatti, spazi "anormalement élargis" in presenza di acromion assottigliati con l'impronta della testa omerale, a prova di un'artrosi comunque evoluta. Più importante è la valutazione dell'aspetto dell'acromion. Se l'acromion risulta eroso, fratturato o assottigliato con l'impronta della testa omerale, questo dimostra che la testa omerale è risalita progressivamente in relazione ad una rottura massiva della cuffia dei rotatori; questi rilievi si associano ad un alterato rapporto di contatto gleno-omeroale che risulterà spostato verso l'alto e ad una glena a conformazione "sfuggente" tipo E2 (Fig. 2).

Al contrario un acromion di normale spessore o ipertrofico significa che non si è verificata la risalita della testa omerale, ma non si possono dedurre indicazioni sicure sullo stato della cuffia. Questa, infatti, può essere ugualmente rotta e allora le possibili cause della mancata risalita sono da individuarsi in una rottura recente della cuffia, un'artrosi centrata, la presenza di uno steofita inferiore che ne costituisce un ostacolo meccanico.



Figura 1



Figura 2

In realtà Grammont già nel 1995 [35] affermava che “se dal punto di vista teorico la differenza tra artrosi eccentrica e concentrica è logica, sul piano pratico il problema è più complesso”.

Per la corretta programmazione di un intervento di sostituzione protesica di spalla non è sufficiente la sola valutazione radiologica. Si deve eseguire anche un'attenta valutazione clinico-funzionale e un'indagine strumentale per accertarsi *dell'effettivo stato di efficienza della cuffia dei rotatori*.

I “good results” ottenuti con questo tipo di impianto sono stati riportati non solo da Grammont ([35], [19]), ma anche da altri Autori come F. Sirveaux [9], PH. Valenti [36], L.Favard [37], R. Jacobs [38] e altri ancora ([39], [40]). Nella relazione su di uno studio prospettico di 2255 impianti di protesi di spalla E. Vandebussche riferisce in rapporto agli 80 casi operati con la Delta III un aumento del Constant score da 23 a 65 punti per un follow-up di 44 mesi. Tale guadagno si mantiene nel tempo, poiché nel follow-up medio di 7 anni il punteggio medio ottenuto si è mantenuto praticamente invariato (63 punti). L'Autore evidenzia inoltre come l'incremento medio della flessione anteriore sia stato di ben 120°.

2 Altre Indicazioni

La protesi Delta III è stata utilizzata per il trattamento di patologie diverse dalle artrosi.

2.1 Osteonecrosi della Testa Omerale

Nel 1999 Grammont descrive la casistica riguardante 12 impianti eseguiti su 11 pz. affetti da osteonecrosi della testa omerale [41]; di queste 4 erano ad eziologia post-traumatica e le restanti 8 derivanti: dall'utilizzo di terapia farmacologica con l'impiego di steroidi (1), da insufficienza renale (2), da ipertrigliceridemia (1), da potus alcoolico (2), associata a osteocondromatosi (2).

L'Autore afferma che nelle spalle affette da osteonecrosi della testa omerale la presenza di un' insufficienza della cuffia dei rotatori sembra essere più frequente di quanto classicamente indicato dalla letteratura. Nella sua casistica di 12 spalle operate ha riscontrato 3 rotture parziali, 5 rotture totali e 4 pazienti con una cuffia macroscopicamente intatta e continente, ma di aspetto "pellucide sans véritable valeur fonctionnelle". Di qui la considerazione che anche in questa affezione patologica la protesi Delta trova la sua "collocazione naturale".

2.2 Sostituzioni Protesiche

L. De Wilde descrive la sua casistica di revisione di 5 protesi di spalla e successivo reimpianto con la protesi inversa [42]. L'autore spiega che la sostituzione di un impianto protesico di spalla -sia esso un'endoprotesi o un'artroprotesi- pone difficili problematiche al chirurgo a causa delle estese cicatrici chirurgiche, della perdita di sostanza ossea e della sofferenza dei tessuti molli, in particolare dei tessuti tendinei. Qualora la ricostruzione dell'articolazione gleno-omerale sia impossibile, l'obiettivo da perseguire con la revisione dell'impianto è la risoluzione della sintomatologia algica. Secondo tale Autore, la protesi Delta III "bypassa" il problema della distruzione anatomica e non solo elimina il dolore, ma fornisce il miglioramento della funzionalità della spalla, a condizione di una integrità del muscolo deltoide.

2.3 Artrite Reumatoide

Il 75% dei pazienti con Artrite Reumatoide Sieropositiva mostra uno "shoulder involvement" [45]. Se si intende trattare chirurgicamente tali spalle bisogna tenere in conto i disordini specifici che le differenziano: deficienze ossee della glenoide,

assottigliamento o rottura della cuffia e una deformità rotazionale interna. Per tali ragioni Rittmeister consiglia -nell'impianto della protesi inversa- di porre particolare attenzione alla preparazione e fissazione della componente glenoidea, mediante il corretto posizionamento delle viti [45].

2.4 Resezioni Tumorali

Il trattamento dei tumori ossei primitivi dell'omero prossimale aggredibili chirurgicamente impone la scelta di un compromesso tra una resezione valida dal punto di vista oncologico e il deficit funzionale che si genera con la resezione stessa. Le soluzioni chirurgiche presenti in letteratura non sembrano valide come quella proposta da L. F. Wilde che, per il trattamento delle lesioni neoplastiche del cingolo scapolare di tipo Ia e Ib di Malawer [43], associa l'irradiazione extracorporea alla resezione oncologica con successivo impianto della protesi Delta III [44]. La sua casistica ha dimostrato una ripresa rapida e funzionalmente soddisfacente dei 6 pazienti operati. L'aspetto prioritario dell'intervento era quello di condurre la corretta resezione oncologica; questa però deve essere eseguita in modo da non comportare il sacrificio del deltoide, per non compromettere il corretto funzionamento della protesi impiantata.

2.5 Ulteriori Indicazioni

L'impianto di questa protesi viene indicato anche in caso di altri tipi di patologie:

- Fratture associate ad omartosi.
- Esiti di frattura dell'omero prossimale (vizi di consolidazione, pseudoartrosi).
- Lussazioni inveterate o lussazioni recidivanti del paziente anziano.
- Spalla pseudo-paralitica del paziente anziano (anche senza omartrosi).

Capitolo 4

SOLUZIONI ALTERNATIVE DI TRATTAMENTO TERAPEUTICO

F.W.J.Handelberg [46] sostiene che l'Europa continentale è stata a lungo influenzata dal concetto di "periartrite scapolo-omeroale", coniato da Duplay e della scuola Francese Reumatologica di Sèze. Secondo tale autore , Codman, MacLaughlin e successivamente Neer sono stati i veri pionieri della spalla individuando i suoi momenti del divenire patogenetico e sviluppandone le diverse soluzioni di trattamento terapeutico, principalmente chirurgiche.

Non è più il tempo di: "Non si può fare niente per Lei!".

Oggi le soluzioni alternative di trattamento terapeutico per le patologie di spalla sono molte e differenti tra loro. Le indicazioni possono essere classificate come paziente-dipendenti e come medico-dipendenti. Risulta chiaro che, per esempio, le richieste funzionali e di recupero di un paziente di età inferiore ai 50 anni siano superiori a quelle di un paziente over 80. In particolare tali indicazioni dovranno essere valutate non solo in termini di età anagrafica del paziente, ma anche delle richieste funzionali (attività lavorativa, attività ludiche-ricreative-sportive, ...), del suo lato dominante, delle condizioni generali di salute, della comparsa e severità dei sintomi, della lesione anatomica in base al tipo e alla presunta comparsa.

Per indicazioni medico-dipendenti si intende la naturale predisposizione dell'operatore a scegliere un' opzione terapeutica di trattamento in base al suo percorso formativo (studi effettuati, scuola di pensiero, esperienza pratica,...) e alla sua personale abilità chirurgica che Handelberg classifica come quella del chirurgo artroscopista, quella del chirurgo della spalla ed infine del chirurgo ricostruttivo.

1. *Trattamento Incruento*

James M. Hill [13] sostiene che per le patologie degenerative della spalla (osteoartrosi, artrite reumatoide, artrosi post traumatica, osteonecrosi, artrosi da capsulorrafia e artropatia da lesione della cuffia dei rotatori) le opzioni terapeutiche disponibili sono diverse.

Il trattamento può essere schematicamente suddiviso in conservativo e chirurgico.

Per tale autore il trattamento conservativo deve sempre essere tentato.

Il razionale è basato sulla terapia farmacologica e riabilitativa.

Alla base del trattamento farmacologico vengono somministrati i F.A.N.S in tutte le loro diverse tipologie e dosaggi. Alcuni autori suggeriscono una supplementazione con glucosamine e condroitin-solfato al fine di alleviare la sintomatologia algica. Nelle forme resistenti all'uso di tali farmaci possono essere indicati il trattamento con farmaci immuno-soppressivi come il metotrexate -per le forme reumatiche-, o più comunemente farmaci a base steroidea, anche nel loro uso infiltrativo endoarticolare. In realtà la terapia infiltrativa endoarticolare procura un sollievo che, seppur completo, è solo temporaneo per un periodo peraltro molto variabile da soggetto a soggetto. La controindicazione di tale trattamento è ormai generalmente riconosciuta come l'importante effetto catabolico, riscontrabile soprattutto a livello dei tessuti molli e dei tessuti cartilaginei.

La terapia riabilitativa è incentrata sul tentativo di recupero motorio-funzionale della spalla e sul controllo della sintomatologia algica. Tale opzione si basa su protocolli di fisiocinesiterapia attiva e passiva e sull' utilizzo di apparecchiature per sedute di laser-terapia, ionoforesi, ultrasuonoterapia, correnti diadinamiche ed altre.

Le opzioni chirurgiche generalmente vengono indicate solo quando il trattamento incruento - dopo un periodo non inferiore a sei mesi - non risulti più sufficiente al controllo della sintomatologia algica.

2. Trattamento Chirurgico

Il razionale del trattamento chirurgico è quello di ricostituire la normale anatomia, riparando le sopraggiunte lesioni. Nelle patologie degenerative della spalla questo è possibile solo in pochi casi. Bisognerà allora scegliere un compromesso -in base alla lesione- tra tipo di intervento da proporre ed aspettative di vita e funzionali del paziente.

In base alla differente tipologia gli interventi possono essere suddivisi in:

- Trattamenti artroscopici
- Sostituzioni protesiche
- Trasposizioni muscolo-tendinee
- Altri

2.1 Trattamento Artroscopico

La recente evoluzione delle tecniche artroscopiche rende questo gesto chirurgico poco invasivo e nel contempo assai efficace nella maggiorparte delle patologie della spalla. Si dimostra insufficiente nei casi di gravi degenerazioni condrali e quando vi siano ampie lesioni dei tessuti molli come ad esempio in presenza di una lesione cronica, retratta, irreparabile della cuffia dei rotatori. Il concetto di “functional rotator cuff tear” (cioè una deficienza anatomica, ma non biomeccanica della cuffia dei rotatori) è stato proposto da Burkhart [47] ed è la chiave per poter ottenere un soddisfacente trattamento. Una cuffia funzionalmente valida probabilmente risponde al trattamento conservativo o -in caso di insuccesso di questo- ha beneficio dal trattamento artroscopico di debridement/decompressione. Il debridement consiste nella pulizia dei bordi della lesione della cuffia dei rotatori e nelle asportazione degli “spurs” acromiali e clavari, senza peraltro interrompere l’arco acromiale, così da mantenere la testa omerale correttamente centrata. I risultati a lungo termine sono ancora da ben definire. Questa procedura allevia sicuramente il dolore, ma non dà risultati sulla inabilità funzionale che è correlata più al “loss of muscle” che al dolore

[48]. Burkhart sostiene inoltre che si può avere vantaggio anche da una riparazione parziale della cuffia (“side-to-side”) in quanto si può trasformare una lesione massiva disfunzionale di cuffia in una lesione funzionale senza trasferimento di un tendine intatto della cuffia dalla sua posizione anatomica; è questo il concetto della “margin convergence”.

Walch [49] propone di combinare questa procedura con la tenotomia e tenodesi del bicipite, ma la consiglia ad una popolazione “low-demand”.

Tra i trattamenti artroscopici viene annoverata anche la sinoviectomia della spalla (eseguibile anche a cielo aperto). Tale procedura ha dato i suoi migliori risultati soprattutto nel controllo del dolore nelle spalle reumatiche; tale intervento è infatti particolarmente indicato in quei quadri anatomo-patologici in cui la cartilagine articolare risulti intatta. Nei casi in cui vi sia un’evidente riduzione della articularità i suoi benefici non sono apprezzabili [50].

2.2 Sostituzioni Protetiche

L’indicazione primaria per un intervento di protesizzazione della testa omerale (endoprotesi) o sostituzione protesica totale (artroprotesi totale di spalla) è il sollievo dal dolore insieme al miglioramento del movimento e della funzionalità. Questi obiettivi si possono ottenere in soggetti con una cuffia dei rotatori sostanzialmente integra o comunque riparabile; quando infatti non vi sia questa condizione i risultati devono essere interpretati in senso peggiorativo.

2.2.1 Endoprotesi

L’ endoprotesi -"hemiarthroplasty" per gli autori anglosassoni- ([51], [52], [53], [54], [55]) è sicuramente l’intervento ancora più praticato anche in casi di rotture massive della cuffia dei rotatori. In questi casi si ottiene il controllo del dolore nei $\frac{3}{4}$ dei pazienti (contro percentuali variabili tra il 71 e il 96% dei pz. con cuffia integra o riparabile [50], con risultati durevoli nel tempo, ma per quanto riguarda il recupero della forza e della articularità il guadagno è solo modesto rispetto al pre-operatorio

([54], [56]). La maggiorparte degli Autori consiglia l'utilizzo di teste protesiche di media dimensione. Viene infatti sconsigliato l'utilizzo di una testa protesica di piccolo diametro -come suggerito invece da Arntz [56] per non tensionare eccessivamente le parti molli periprotetiche- anche se questo accorgimento potrebbe facilitare l'impianto. Viene anche sconsigliato -al contrario di quanto sostiene Pollock [57]- l' utilizzo di una più larga testa omerale che potrebbe dare una più stabile ricostruzione attraverso l' aumentata tensione dei tessuti molli e una piena articolarietà con glenoide e acromion. In tal caso si verificherebbe il fenomeno dell' "overstuffing" che danneggerebbe ulteriormente la cuffia e, aumentando la risultante delle forze, provocherebbe un più rapido "bone loss" con relativo precoce aumento della sintomatologia algica. I fattori prognostici negativi all'utilizzo di una endoprotesi sono una preventiva decompressione subacromiale e la quantità di migrazione/risalita prossimale della testa omerale, da misurarsi in millimetri. Anche i casi operati di endoprotesi con la protesi Aequalis [58] non hanno aumentato significativamente il Constant Score e solo i punteggi riguardanti il dolore sono stati migliorati significativamente ("limited goal prosthesis"). L'autore spiega che il guadagno sul dolore è inferiore con l' endoprotesi rispetto all'artroprotesi totale, ma tale non giustifica la scelta di impianto totale in virtù dell'incertezza riguardante il possibile scollamento glenoideo a lungo termine [8].

Un'evoluzione del disegno protesico si è avuta nelle protesi bipolari. Inizialmente sviluppate da Swanson nel 1975 [59] e poi riprese da Lee [60], quando sono state impiantate da Watson [61] venivano ancora descritte come composte da una sfera di acciaio. La sfera di acciaio inossidabile aveva un diametro di 5 cm ed era scavata radialmente per permettere il posizionamento di un foro cilindrico al cui interno vi era una componente di polietilene del diametro standard di 1 cm; questa si articolava con il collo dello stelo omerale che veniva cementato. Con questo tipo impianto non si registrava un miglioramento sensibile degli Scores.

La protesi a cupola mobile Bipolar della Biomet [62] riprende il principio dell'endoprotesi omerale semplice, ma tenta di migliorare i vantaggi teorici della cupola mobile: aumento della mobilità e della stabilità della spalla protesizzata, diminuzione dell'usura ossea glenoidea e acromiale al contatto della testa protesica, assenza di componente glenoidea. E' previsto che la testa si articoli armoniosamente

con la cavità glenoidea e l'arco sottoacromiale permettendo la lateralizzazione dell'impianto e l'aumento del braccio di leva muscolare. Il vantaggio –come per tutti gli impianti protesici- è la riduzione del dolore, mentre i rischi sono collegati allo sviluppo di una glenoidite -che secondo l'autore è in realtà rara ([63], [64])- e una riduzione della mobilità in caso di risalita della testa omerale.

2.2.2 Artroprotesi

2.2.2.1 Artroprotesi Totale Unconstrained.

Neer sostiene che nella protesica della spalla la componente glenoidea debba essere impiantata quando la superficie della glenoide mostra una “advanced disease” [65]. Questo concetto è universalmente riconosciuto ed è stato confermato come migliore controllo della sintomatologia algica anche da Bell e Boyd ([66], [67]). Il principale svantaggio di tale tipo di protesi è l'imperfetto impianto della componente glenoidea, sia cementata che non cementata. In un'alta percentuale di impianti (38% secondo Brems, [68]) sono riscontrabili linee radiologiche di radiolucenza attorno al punto di fissazione della componente glenoidea. In realtà queste linee sono presenti già nell'immediato postoperatorio e non progrediscono nei follow-up a lungo termine. Tale mancata correlazione tra linee di radio-opacità e loosening glenoideo viene confermata dall'”extremely low number” di glenoidi revisionate ([69], [70]).

Al contrario la presenza di una lesione irreparabile della cuffia dei rotatori è stata correlata con la lussazione precoce della glenoide a causa del cosiddetto “effetto del cavallo a dondolo” [71]. Pertanto in questi casi la sola sostituzione della testa omerale sembra essere il trattamento di scelta nell'ambito delle protesi a disegno tradizionale.

2.2.2.2 Artroprotesi Semiconstrained.

Sono state recentemente valutate da Nwakama [72]. L'autore ripercorre i tentativi storici di contenzionare la testa protesica omerale con l'uso di "superior lips" che vengono integrati nel disegno delle componenti glenoidee per dare maggior stabilità agli impianti ed impedire le lussazioni superiori. Egli ribadisce il concetto secondo cui le spalle con lesioni non riparabili della cuffia dovrebbero essere inserite in una categoria diagnostica distinta e che per queste patologie non esista un "treatment fully satisfactory". La marcata instabilità anterosuperiore della testa omerale è data direttamente dall'azione del deltoide e degli altri muscoli che portano a cambiare il centro di rotazione con episodi frequenti di lussazioni o sub-lussazioni anteriori e posteriori. Ne deriva un'importante aumento delle forze soprattutto a livello della porzione superiore della glenoide; tale aumento di forze provocherebbe degli stress troppo elevati a livello della componente glenoidea con il suo conseguente scollamento evidenziabile con i segni radiologici delle linee di radio-opacità che anticipano gli "shifts" dei componenti. Per tale ragione l'Autore non ne consiglia l'impianto.

2.2.2.3 Artroprotesi Constrained.

Facendo una revisione storica delle protesi constrained e in particolare analizzando la MRTS (Michael Reese Total Shoulder) Melvin Post conclude affermando che tali impianti sono "salvage procedure", non danno garanzie di lunga sopravvivenza, sottopongono i pazienti a grandi rischi e pertanto sono destinati ad un numero selezionato di casi [73].

Non essendo un intervento standard -al contrario dell'impianto di protesi unconstrained-, la loro indicazione deve essere ricercata nelle lesioni irreparabili dalla cuffia, soprattutto se associate ad una perdita del "fulcro acromiale" e ad una diminuita funzionalità del deltoide. Nella tecnica di impianto della protesi Post suggerisce di non rimuovere la superficie subcondrale della glenoide o l'osso

corticale della volta nell'intento di diminuire il rischio di loosening della componente glenoidea o di "pull out".

I maggiori rischi di questo tipo di protesi sono la "dislocation feature" dell'impianto e la frattura della scapola, complicanze gravi che sottoporrebbero il paziente ad un nuovo atto chirurgico.

2.3 Trasposizioni Muscolo-tendinee.

Queste tecniche di riparazione -definite dagli Autori Anglosassoni come tecniche di "covering the hole"- devono essere suggerite ad una ristretta categoria di pazienti. Nelle lesioni irreparabili della cuffia vengono infatti indicate a persone giovani, con alte richieste funzionali della spalla che siano fortemente motivate ed in grado di sostenere il difficile periodo riabilitativo che ne consegue.

In base alla classificazione del 2000 di Gerber delle lesioni della cuffia dei rotatori in Antero-superiori e Supero-posteriori diversa sarà la trasposizione tendinea utilizzata per sopperire al "loss of muscle".

I muscoli comunemente usati sono:

- Deltoide
 - Trapezio
 - Gran Dorsale
 - Gran Pettorale
-
- Muscolo Deltoide.
Ideato da Apoil-Augerau è sicuramente la trasposizione più conosciuta. Di relativamente facile esecuzione, i suoi risultati sono contraddittori [74], [75], ma viene ancora ampiamente utilizzato con risultati definiti buoni al 70% e innalzamento medio del Costant Score di 44 punti [76].

- Muscolo Trapezio.
Anche per questo muscolo i risultati in letteratura non sono univoci [77], [78] e non può essere comunemente impiegato nelle lesioni di cuffia francamente irreparabili o molto retratte in quanto in questi casi non rimane a sufficienza stoffa del moncone di tendine della cuffia a cui ancorare il flap.

- Gran Dorsale.
Ideato inizialmente da Gerber [79] viene recentemente indicato come transfert ottimale per le sue qualità di ampia larghezza e lunghezza, grazie alle quali può ricoprire la testa omerale [80].

- Gran Pettorale.
Studiato e realizzato per primo da Resch per le lesioni combinate del deltoide e della cuffia dei rotatori [81] è stato utilizzato anche da Celli come transfert pro-sottospinato in un caso di lesione massiva della cuffia associata ad insufficienza neurologica del deltoide [82]. Lo svantaggio di tale tecnica è che il corto tendine di tale muscolo difficilmente riesce a coprire la testa omerale e per tale ragione viene indicato come “gold standard” in lesioni a carico principalmente del Sottoscapolare [83].

Altre Tecniche di trasposizione muscolo-tendinea.

Sono descritte ulteriori tecniche di trasposizione che utilizzano altri muscoli (es. grande rotondo) da soli o in associazione e di ulteriori plastiche per le componenti residue della cuffia dei rotatori (sottoscapolare-infraspinato prevalentemente) da associarsi eventualmente ad interposizioni del capo lungo del bicipite brachiale quando ancora presente e in buono stato.

2.4 Altre Tecniche.

2.4.1 Artrodesi.

L'Artrodesi (Fig. 1) veniva considerata la tecnica di trattamento delle omartrosi prima dell'avvento delle artroplastiche. Le attuali indicazioni sono: lesioni post-traumatiche del plesso brachiale, paralisi combinate del deltoide e della cuffia dei rotatori, infezioni croniche, fallimento di artroplastiche di revisione, gravi instabilità non responsive di altri trattamenti chirurgici e perdite ossee conseguenti a resezioni post-tumorali [84]. Non c'è un reale consenso sulla posizione ideale in cui stabilizzare l'artrodesi e sembra che il dolore residuo nel post-operatorio (il 25% delle spalle operate secondo Cofield [85]) sia riferibile ad un posizionamento del braccio in eccessiva abduzione o flessione. Nonostante la funzionalità della spalla risulti comunque molto compromessa -soprattutto nelle funzioni rotatorie [86]- alcuni autori indicano pazienti giovani come candidati a questo intervento in quanto garantirebbe la stabilità necessaria per sopportare sforzi di discreta entità.

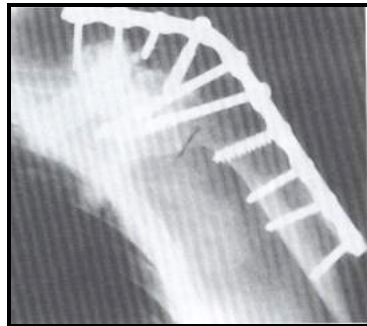


Figura 7

2.4.2 Artroplastica da Resezione della Spalla.

Tra le opzioni chirurgiche di trattamento chirurgico della spalla deve anche essere menzionata l'artroplastica da resezione. Questo intervento è fortemente invalidante e di prevalente interesse storico; oggi viene sempre meno praticato se non in selezionatissimi casi. Infatti la sua indicazione principale è rappresentata dal trattamento delle gravi sepsi insorte o su base artritica -come nel caso di

un'osteomielite della testa omerale e della glenoide- o nel trattamento di una infezione di un impianto protesico o nella massiva perdita di sostanza ossea. Con questa procedura il sollievo dalla sintomatologia algica non è garantito e si aggira intorno al 50 – 65 % a seconda dei campioni studiati [13]. Come controindicazione la spalla risulterà fortemente invalidata da una grave instabilità; scarsa sarà la possibilità di movimento attivo, importante la perdita della forza e l'abduzione residua inferiore ai 90° [11].

Capitolo 5

PIANIFICAZIONE PRE-OPERATORIA

Prima di avviare il paziente alla sala operatoria per l'intervento di protesizzazione della spalla deve essere fatta un'attenta pianificazione pre-operatoria.

Questa prevede la valutazione clinica, la valutazione strumentale, il planning pre-operatorio e -se necessario- la misurazione dell'accorciamento dell'arto da operare.

1 Valutazione Clinica

Per valutare clinicamente il paziente in modo obiettivo e ripetibile, vengono comunemente impiegati i sistemi a punti. Questi offrono il grande vantaggio di non essere operatore-dipendente e di permettere l'esatta entità della progressione clinica del paziente nel tempo.

Tra i criteri valutativi a punti i più conosciuti sono:

- Swanson Score [87]
- H.H.S. (The Hospital for Special Surgery System for Assessing Shoulder Function) [88]
- U.C.L.A. (University of California at Los Angeles) [89]
- A.S.E.S. index (The American Shoulder and Elbow Surgeons Standardized Shoulder Assessment and Shoulder Score Index) [90]
- Costant Score [91]

Di questi il Costant Score è il più utilizzato (Fig. 1, a fondo capitolo). Questo criterio valutativo a punti analizza quattro differenti parametri di funzionalità della spalla.

Ogni parametro è valutabile secondo un punteggio percentuale fino al massimo totale ottenibile di 100 punti (per una spalla in perfetta efficienza).

I parametri di riferimento sono:

- | | |
|------------------------|------------------|
| 1. dolore | massimo 15 punti |
| 2. livello di attività | massimo 20 punti |
| 3. mobilità (attiva) | massimo 40 punti |
| 4. forza | massimo 25 punti |

Il primo parametro classifica la sintomatologia algica con valori crescenti dal severo al medio, moderato e nullo (assenza di dolore) con intervalli di punteggio di 5 unità.

Il livello di attività viene inteso sia come capacità ludiche-lavorative che come libertà di movimento del braccio patologico.

Il terzo parametro valuta l'articolazione attiva della spalla e in particolare i movimenti di flessione, abduzione, rotazione esterna e rotazione interna.

La forza si misura con l'ausilio di un dinamometro –sia esso meccanico o elettronico-. Il punteggio si ottiene dalla media di tre misurazioni differenti espressa in chilogrammi e moltiplicata poi per due. Le misurazioni riguardano la forza che il paziente riesce ad esprimere nell'abduzione sul piano della scapola fino al massimo di 90°.

Qualora si ritengano insufficienti le voci presenti nel criterio valutativo scelto è possibile aggiungerne altre secondo i parametri che si vogliono ulteriormente indagare. E' quindi consigliabile preparare un'unica scheda di valutazione che raccolga tutti gli aspetti che si vogliono indagare. Questa scheda dovrà essere essenzialmente pratica, realizzata in modo da guidare il chirurgo nella visita, mantenendone i caratteri di fattibilità. La stessa scheda di valutazione dovrà essere utilizzata anche nei controlli postoperatori per un monitoraggio nel tempo dei parametri di interesse.

Inoltre per acquisire ulteriori dati che indagano anche le sensazioni soggettive del paziente, è possibile ideare una scheda di autovalutazione da riconsegnare compilata al momento del ricovero.

Per aiutare il paziente nella descrizione il più precisa possibile dei suoi sintomi, si possono inserire scale di valutazione visuo-analogiche (VAS).

Tutte queste informazioni devono essere catalogate in un programma informatico che ne agevoli il continuo aggiornamento al momento dei successivi controlli e che consenta al chirurgo di estrapolare all'occorrenza i dati di interesse e di derivarne gli andamenti.

2 Valutazione Strumentale

Gli esami radiografici sono indispensabili per una corretta valutazione strumentale. Le proiezioni radiografiche normalmente richieste sono:

- Antero-posteriore in rotazione neutra
- Antero-posteriore in massima intrarotazione
- Antero-posteriore in massima extrarotazione
- Outlet view o Proiezione di Lamy

In realtà in caso di protesizzazione di una spalla è sufficiente la proiezione in antero-posteriore in rotazione neutra, ma è consigliabile richiedere anche una proiezione del profilo glenoideo (Fig. 2).

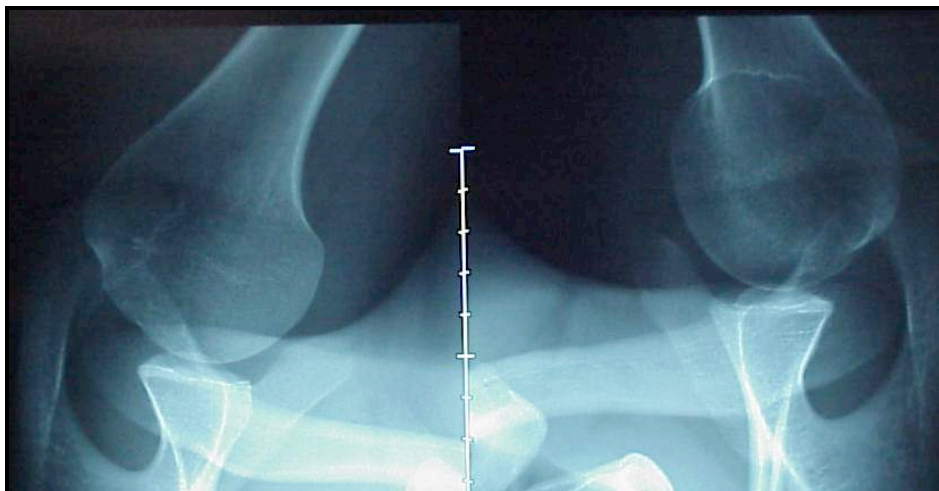


Figura 2. Profilo glenoideo bilaterale di un'equivalente spalla sana.

Questa proiezione -da eseguirsi bilateralmente- permette di valutare l'esatta conformazione della glenoide e di confrontarla con quella del lato sano; sarà di grande utilità al momento dell'impianto della componente glenoidea e per poterne correttamente orientare le viti.

Utili per una più completa valutazione -in particolare per stabilire il grado di retroversione della testa omerale [36]- saranno ulteriori accertamenti strumentali quali la T.A.C. e la R.M.N.

3 Il Planning Pre-Operatorio

Il planning pre-operatorio si esegue sulle radiografie della spalla in proiezione antero-posteriore neutra e di profilo. Il chirurgo, per mezzo di lucidi sovrainpressi delle differenti taglie delle componenti protesiche, può stabilire la misura ottimale dell'impianto (Fig. 3). Il planning pre-operatorio permette anche di stimare la lunghezza dello stelo omerale in casi particolari come nelle fratture diafisarie o nei reimpianti; è infatti possibile utilizzare steli fino ad una lunghezza massima di 180 mm.

4 Misurazione dell' Accorciamento.

In caso di importante accorciamento dall'arto da operare il chirurgo dispone nello strumentario della protesi di uno specifico misuratore (Fig. 4). Tale misuratore è costituito da un'asta alla cui estremità sono presenti due palette, di cui la superiore graduata. Queste devono essere applicate sotto al gomito (quella inferiore) e sul margine superiore dell'acromion (quella superiore).

Si devono eseguire due misurazioni: una sull'arto da operare e l'altra sull' arto controlaterale. La differenza tra le due misurazioni fornisce una stima sull'entità dell'accorciamento dell'arto da protesizzare.

Tale misura può essere ripetuta anche durante l'intervento di protesizzazione in quanto è previsto che il misuratore venga sterilizzato insieme al resto dello strumentario.

N° DE DOSSIER.....

SCORE DE CONSTANT

	EPAULE PROTHESEE	EPAULE CONTROLAT																
1 DOULEUR (/15 POINTS)																		
Nulle : 15 pts Modérée : 10 pts																		
Moyenne : 5 pts Sévère : 0 pts	<input type="text"/>	<input type="text"/>																
2 NIVEAU D'ACTIVITE (/20 POINTS)																		
1. Handicap prof. ou occupationnel (0 à 4 pts)	_____	_____																
2. Handicap dans les activités de loisirs (0 à 4 pts)	_____	_____																
3. La gêne dans le sommeil (0 à 2 pts)	_____	_____																
4. Le niveau de travail avec la main (10 pts)																		
- en dessous de la ceinture 2 pts																		
- entre ceinture et sternum 4 pts																		
- entre sternum et cou 6 pts																		
- entre cou et tête 8 pts																		
- Au-dessus de la tête 10 pts	_____	_____																
TOTAL (/20)	<input type="text"/>	<input type="text"/>																
3 MOBILITE (ACTIVE) (/40 POINTS)																		
Flexion																		
(noter l'amplitude et le nb et points correspondant)																		
<table border="1" style="font-size: small; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>Amplitude</th> <th>Point</th> <th>Amplitude</th> <th>Point</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30°</td> <td>0</td> <td>91-120°</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>31-60°</td> <td>2</td> <td>121-150°</td> <td>8</td> </tr> <tr> <td>61-90°</td> <td>4</td> <td>> 150°</td> <td>10</td> </tr> </tbody> </table>	Amplitude	Point	Amplitude	Point	0-30°	0	91-120°	6	31-60°	2	121-150°	8	61-90°	4	> 150°	10	_____	_____
Amplitude	Point	Amplitude	Point															
0-30°	0	91-120°	6															
31-60°	2	121-150°	8															
61-90°	4	> 150°	10															
Abduction																		
(noter l'amplitude et le nb et points correspondant)																		
<table border="1" style="font-size: small; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>Amplitude</th> <th>Point</th> <th>Amplitude</th> <th>Point</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30°</td> <td>0</td> <td>91-120°</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>31-60°</td> <td>2</td> <td>121-150°</td> <td>8</td> </tr> <tr> <td>61-90°</td> <td>4</td> <td>> 150°</td> <td>10</td> </tr> </tbody> </table>	Amplitude	Point	Amplitude	Point	0-30°	0	91-120°	6	31-60°	2	121-150°	8	61-90°	4	> 150°	10	_____	_____
Amplitude	Point	Amplitude	Point															
0-30°	0	91-120°	6															
31-60°	2	121-150°	8															
61-90°	4	> 150°	10															
Rotation externe (10 points)																		
Main derrière la tête, coude en avant 2																		
Main derrière la tête, coude en arrière 4																		
Main sur la tête, coude en avant 6																		
Main sur la tête, coude en arrière 8																		
Élévation complète depuis le sommet tête 10	_____	_____																
Rotation interne (10 points)																		
Dos de la main, niveau fesse 2																		
Dos de la main, niveau sacrum 4																		
Dos de la main niveau L3 6																		
Dos de la main niveau D12 8																		
Dos de la main niveau D7-D8 10	_____	_____																
TOTAL POINTS MOBILITE (/40)	<input type="text"/>	<input type="text"/>																
4 FORCE (25 POINTS)																		
Mesurer 3 fois – faire la moyenne et multiplier par 2	<input type="text"/>	<input type="text"/>																
SCORE TOTAL (/100 POINTS)	<input type="text"/>	<input type="text"/>																
SCORE PONDERE	<input type="text"/>	<input type="text"/>																

13

Figura 1

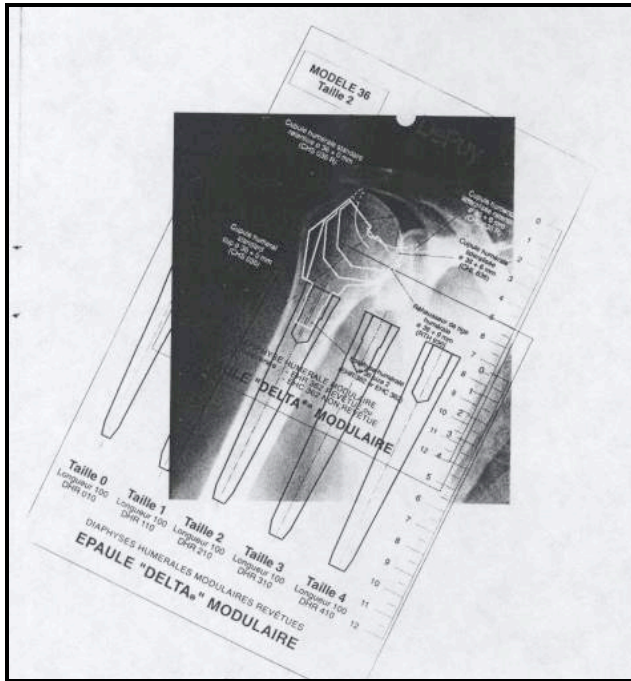
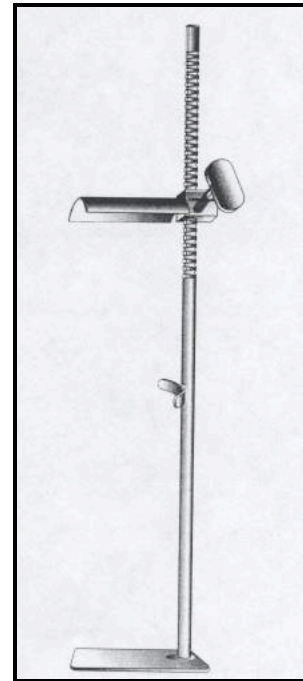


Figura 3



Capitolo 6

TECNICA CHIRURGICA

1 Vie di Accesso

Per l'impianto della protesi Delta sono descritte tre vie d'accesso.

1.1 Via di Accesso Transacromiale

Nel 1987 Grammont scriveva che “il problema della scelta della via d'accesso chirurgico alla spalla per il posizionamento di questa protesi è quello di rispettare l'equilibrio potenziale tra il deltoide anteriore e il deltoide posteriore; pertanto è preferibile utilizzare una via d'accesso supero-esterna effettuando l'osteotomia dell'acromion. La via deltopettorale è riservata ai pazienti già operati con questa via” [14]. Tale via supero-esterna si doveva praticare con il paziente in posizione di decubito laterale (Fig. 1). La direzione consigliata per l'osteotomia dell'acromion era obliqua in rapporto alla spina della scapola, in modo che la successiva sintesi avvenisse in compressione.

Una volta effettuata l'osteotomia il deltoide medio veniva liberato insieme alla porzione acromiale resecata e tenuto diastatosato all'indietro ed esternamente; l'estremità superiore dell'omero veniva allora facilmente esposta.

Una volta effettuato il posizionamento della protesi, si procedeva alla riduzione e successiva sintesi della porzione acromiale resecata (Fig. 2). Per tale osteotomia, Grammont consigliava l'impiego di una placca munita di due uncini acromiali (Grammont-Mejer) preventivamente modellata sulla spina e sull'acromion.

Questa via non è priva di complicanze. Già nel planning pre-operatorio si deve tenere in conto la qualità ossea dell'acromion che risulta più piccolo e fragile nelle donne, consumato a livello della superficie inferiore nei casi di omartrosi eccentrica, reso

fragile da una o più acromion-plastiche precedenti all'intervento di protesizzazione. In tali casi l'osteosintesi non garantirà la sufficiente stabilità e anche il percorso riabilitativo post-operatorio ne dovrà tenere conto. Per tali ragioni è stata praticamente abbandonata.

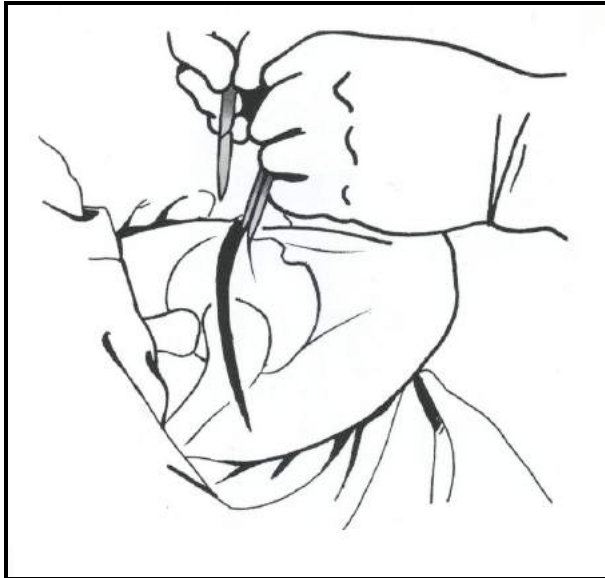


Figura 1

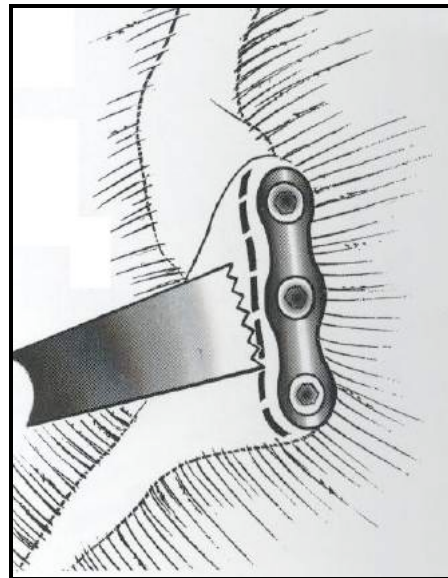


Figura 2

1.2 Via di Accesso Deltopettorale

Questa via d'accesso è quella d'elezione negli impianti protesici anatomici (endo- o artro-protesi), (Fig.3).

Fondamentalmente ha due vantaggi: permette il posizionamento delle componenti senza eccessiva dissezione delle parti molli e ne garantisce un ottimale bilancio una volta impiantate le componenti definitive. Per la protesi inversa non viene comunemente utilizzata da un lato perché non c'è la necessità di preservare la cuffia dei rotatori dall'altro perché non garantisce la migliore esposizione della glena.

Per tale motivo viene impiegata quando il paziente, per tale via, abbia già subito una precedente procedura chirurgica.

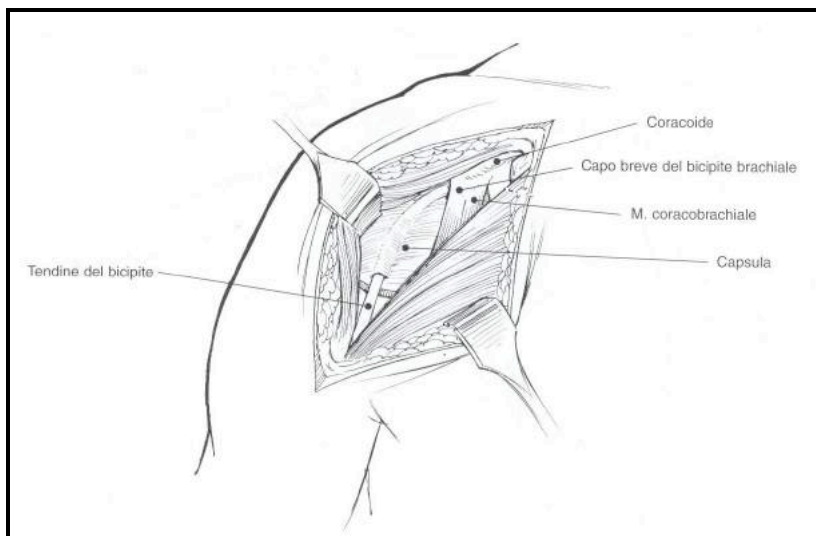


Figura 3

1.3 Via di Accesso Transdeltoidea

E' la via d'accesso più utilizzata per l'impianto della protesi inversa in quanto offre il grande vantaggio di una perfetta visualizzazione della superficie glenoidea per il tempo di preparazione e di posizionamento della metaglena.

Il paziente viene posizionato in decubito semiseduto (posizione tipo "beach-chaire"), con il tronco quasi in posizione verticale e le gambe flesse, protette da materiale antidecubito; l'arto superiore da operare è completamente libero, solo appoggiato ad un sostegno posizionato lungo l'asse del corpo.

L'incisione può iniziare a livello dell'articolazione acromion-claveare, seguire il bordo anteriore dell'acromion per dirigersi poi verso il basso o direttamente può essere condotta incidendo poco medialmente al margine laterale dell'acromion (Fig. 4 e Fig. 5); comunque la lunghezza dell'incisione non deve oltrepassare i 5 cm a partire dal margine inferiore del bordo esterno dell'acromion per non correre il rischio di provocare una lesione iatrogena del nervo ascellare.

Si effettua quindi la dissezione ed emostasi del tessuto sottocutaneo e si divaricano le fibre muscolari del deltoide tra il fascio anteriore e il medio; compare così la borsa sotto-acromiale che si deve asportare. Applicando una leggera trazione lungo l'asse del braccio si posiziona un divaricatore nello spazio sotto acromiale e si possono eseguire una sezione del legamento coraco-acromiale ed un'acromionplastica per

migliorare ulteriormente l'esposizione. La testa dell'omero compare attraverso la rottura della cuffia dei rotatori. Posizionando l'arto in rotazione esterna si permette la lussazione antero-superiore della testa omerale.

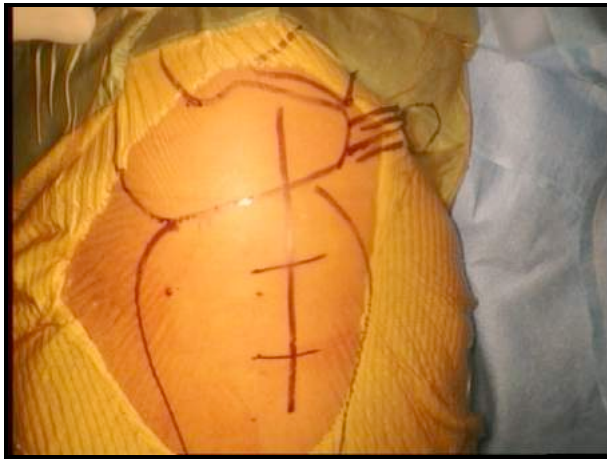


Figura 4

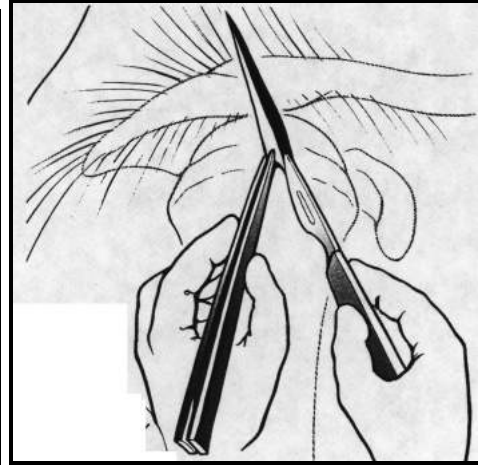


Figura 5

Una volta esposta l'articolazione gleno-omeroale, la tecnica è identica quale che sia la via d'accesso scelta.

2 Tempo Omerale

Una volta esposta la testa omerale si inserisce la guida per la resezione che viene introdotta a livello della sommità della testa e fatta scendere attraverso la diafisi. Il punto di ingresso della guida viene preparato con l'ausilio di una punta quadrata.

Si può eseguire la correzione della retroversione posizionando l'asse di riferimento attraverso uno dei fori presenti sul manico della guida. Questo asse deve essere parallelo alla paletta omerale per riprodurre l'orientamento desiderato (0° , 10° o 20°). Per questo tipo di protesi è consigliato di scegliere un valore di retroversione tra 0° e 10° .

La prima parte della resezione della testa omerale viene effettuata con la sega orientata dal bordo inferiore della guida; in seguito questa viene estratta per permettere di ultimare la resezione (Fig. 6 e Fig. 7).

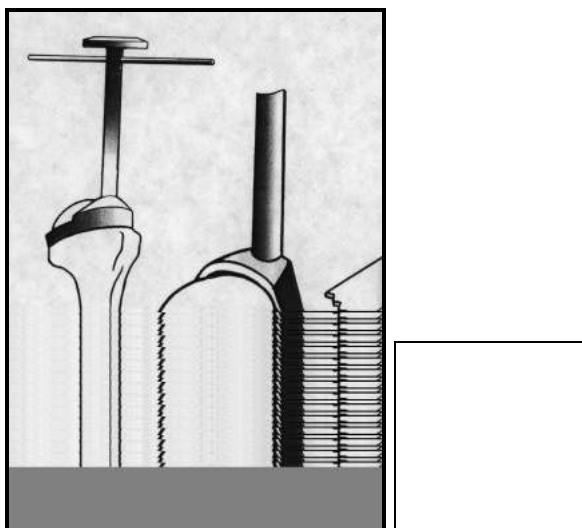


Figura 6

Figura 7

Per la preparazione della diafisi omerale si sceglie una fresa in funzione del diametro dell'epifisi programmato (36 o 42 mm) e in funzione della taglia dello stelo definita al momento della programmazione pre operatoria. L'alesaggio si deve praticare lungo l'asse dell'omero ; non viene consigliato l'uso di strumenti motorizzati durante questa fase per non incorrere nel rischio di fratture. La fresa deve scendere fino al livello superiore della resezione, generalmente sul piano delle tuberosità.

Nei casi di reimpianto o di associate fratture diafisarie si possono utilizzare appositi steli omerali (di lunghezza 150 e 180 mm); questi generalmente non sono compresi nello strumentario standard e devono essere esplicitamente richiesti. Il loro posizionamento necessita di un alesaggio supplementare da realizzarsi con degli alesatori rigidi forniti con lo strumentario da reimpianto.

Per l'alesaggio prossimale (36 o 42 mm) si utilizza una guida dedicata, da montarsi sullo stelo diafisario di prova (scelto in funzione dell'alesaggio distale e provato taglia dopo taglia), (Fig. 8).

Una volta fissata la guida allo stelo, entrambi si montano sull'impattatore e vengono inseriti nella diafisi. L'alesaggio prossimale viene effettuato con la fresa di misura corrispondente alla taglia pianificata nel pre operatorio. La correzione della retroversione si effettua nello stesso modo di come già fatto con la guida per il taglio, utilizzando l'asse di repere da inserirsi nel manico.

Per posizionare l'impianto omerale di prova si assemblano l'epifisi di prova alla diafisi di prova e l'insieme delle due componenti all'impattatore (Fig. 9). Al

momento di inserire l'impianto di prova omerale bisogna fare attenzione che l'aletta presente sulla superficie esterna dell'epifisi non danneggi la corticale ossea esterna; talora, infatti, si rende necessario preparare la corticale esterna asportandone una piccola parte con una luer.

Al fine di proteggere l'osso e in particolare la superficie corticale interna durante il tempo di preparazione glenoideo, si consiglia di lasciare l'impianto di prova in sede.

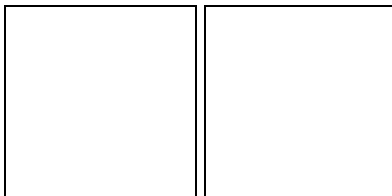


Figura 8

Figura 9

3 Tempo Glenoideo

Per poter ben esporre la glena si pone un divaricatore sul pilastro della scapola al di sotto della tuberosità sottoglenoidea; l'omero viene così spostato posteriormente o inferiormente a seconda della via scelta.

Gli osteofiti spesso presenti in periferia devono essere rimossi per ridare alla glena la sua conformazione anatomica. Con il bisturi elettrico si tracciano i due assi principali della superficie glenoidea; quello sagittale e quello trasversale. L'incrocio dei due assi rappresenta il centro della glena. La broche con la guida per il foro sarà allora posizionata perpendicolarmente alla superficie ossea, di poco in dietro e in basso rispetto al centro precedentemente disegnato. Con una mèche cannulata si prepara l'orificio di posizionamento glenoideo dentro il quale si inserisce la fresa motorizzata per la preparazione della superficie della glena (Fig. 10). La fresa è di misura standard, quale che sia la taglia della glenosfera programmata. Se la superficie ossea della glenoide è sclerotica -come sovente accade- si raccomanda di fare girare il motore ad alta velocità prima che la fresa entri in contatto con l'osso. Al contrario quando ci si aspetti un osso di minore qualità -come nelle artriti reumatoidi- è preferibile effettuare la preparazione della glena con un manipolo a mano.

Dopo la fresatura, la superficie ossea dovrà apparire come una superficie piana di osso subcondrale totalmente ripulita dallo strato cartilagineo. Per permettere

l'alloggiamento ottimale della Glenosfera sulla Metaglena bisogna poi utilizzare una specifica fresa della misura equivalente alla taglia della Glenosfera programmata (36 o 42 mm). La fresa viene montata su un motore o su un manipolo a mano in rapporto alla qualità ossea. Si procede con la fresa fino ad una profondità che va da 2 a 3 mm. La Metaglena è di taglia standard e viene impiantata sempre senza cemento; la sua stabilità primaria è garantita da 4 viti, mentre la superficie mediale, riabitabile dall'osso, assicura la stabilità secondaria. In funzione della qualità ossea della glenoide si sceglie il diametro (3,5 o 4,5 mm) delle viti che vengono fissate previa preparazione con mèches guidate (Fig. 11). Queste vengono avvitate per i fori superiore ed inferiore e determinano un orientamento fisso delle viti divergente a 130° rispettivamente verso l'alto e il basso. Invece, per i fori anteriori e posteriori la possibilità di orientamento è libera. Viene consigliato di avvitare, per prima, la vite inferiore in quanto il suo perfetto ancoraggio nella scapola è fondamentale per una perfetta fissazione della Metaglena.

E' possibile impiantare una Metaglena da reimpianto, dotata di una placca anteriore a 4 fori (presente nello strumentario standard). La placca permette una migliore fissazione primaria in caso di frattura intra-operatoria o di una glena molto fragile (artrite reumatoide).

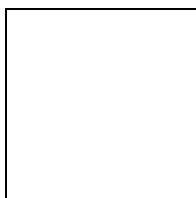


Figura 10

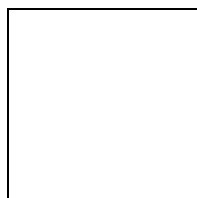


Figura 11

4 Prova di Riduzione

Una volta montata la Glenosfera di prova sulla Metaglena si può procedere alla prova di riduzione. La regolazione ideale permette:

- la tensione adeguata del deltoide. Infatti, se la tensione non è buona, la protesi non viene ben ridotta e la contrazione muscolare coapta eccessivamente o

lussa la protesi, ma comunque non garantisce una motilità ottimale.

- il contatto tra il bordo inferiore della Glenosfera e il bordo interno della cupola omerale. Il contatto tra le due superfici articolari protesiche non è sistematicamente congruente. Si assiste frequentemente ad una decoaptazione superiore che costituisce un angolo curvo, quando il braccio è nella posizione di riposo lungo il fianco. Quando invece il deltoide si contrae, l'angolo curvo si chiude fino all'elevazione del braccio e, allora, la congruenza tra le due superfici protesiche appare totale. Per arrivare a tale risultato si dispone di una serie di cupole standard (+ 0 mm) e lateralizzate (+ 6 mm) e di un rialzo metallico (+ 9 mm) da avvitarsi eventualmente all'epifisi omerale protesica. In caso di patologia lussante, è talora necessario assicurare una ritenzione maggiore della cupola omerale; sono disponibili allora cupole ritentive anch'esse nelle misure standard e lateralizzate; questa conformazione, tuttavia, limita la mobilità dell'articolazione.

5 Posizionamento degli Impianti Definitivi

Si comincia generalmente dal posizionamento della Glenosfera del diametro definitivo scelto (Fig. 12). La glenosfera è fissata alla Metaglena per mezzo di un sistema di chiusura troncoconico. Un cacciavite viene posizionato nel foro polare della Glenosfera e permette di agire sulla vite della Glenosfera fino al bloccaggio di questa sulla Metaglena. Si procede poi all'assemblaggio della componente omerale nella configurazione scelta (cementata o non cementata).

L'epifisi definitiva è posizionata sull'impattatore ed ad esso avvitata. La diafisi definitiva viene quindi avvitata all'epifisi facendo leva da un lato sull'impattatore e dall'altro su di una chiave da posizionarsi in appositi incavi. Il braccio di leva per compiere questa operazione è grande e il serraggio sicuro (Fig. 13).

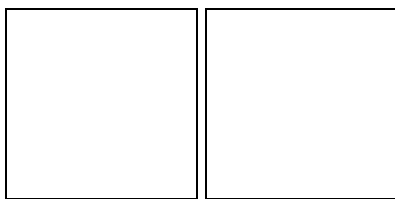


Figura 12

Figura 13

L'impianto omerale, una volta assemblato, viene allora impattato nello stesso modo dell'impianto di prova, correggendo la retroversione per mezzo dell'asse di repere. L'epifisi dispone di fori a livello della sua aletta esterna tali da poter eventualmente reinserire porzioni tissutali. Le suture di reinserimento vengono passate attraverso i distinti fori; conviene quindi effettuare questa operazione prima di impattare la cupola definitiva in polietilene. Se si è optato per la scelta di un impianto omerale cementato si deve fare attenzione al cemento, che potrà ostruire i fori.

Una volta che l'impianto definitivo è stato impiantato si può di nuovo procedere alla prova della cupole omerali. La cupola definitiva è posizionata con l'aiuto dell'impattatore dedicato. Si procede alla riduzione dell'impianto protesico.

In particolari casi (frattura della glena intra-operatoria, revisione di una protesi Delta) si può usare l'impianto omerale (epifisi + diafisi) come base per una protesi cefalica semplice. A tale scopo, sono presenti nello strumentario standard delle teste intermedie metalliche. Queste sono disponibili nei due diametri di epifisi (36 e 42 mm) e in due versioni standard e lateralizzate di 4 mm. Si adattano anche al rialzo da inserirsi facoltativamente.

Se la funzionalità dell'impianto appare soddisfacente dopo avere effettuato le prove dinamiche si procede alla sutura per strati, previo lavaggio articolare. Il deltoide sarà suturato con dei fili non riassorbibili.

P. Renaud [40] a proposito del bilancio dei tessuti molli suggerisce, quando ancora presente, di non reinsertire mai il sovraspinato perché non dà nessun vantaggio, anzi limita l'elevazione e la rende dolorosa. Al contrario, se possibile si devono reinsertire il sottospinato e il sottoscapolare. Quest'ultimo non deve mai essere suturato in rotazione interna, ma in rotazione neutra; se molto retratto è meglio fare una plastica di allungamento o, al limite, una tenotomia.

Il capo lungo del bicipite brachiale spessissimo è stato trovato degenerato e solo nel 30% dei casi è stata fatta la tenodesi dopo la tenotomia. Il requisito fondamentale per

la funzionalità di tale protesi è confermata essere la presenza di un deltoide integro. La sua disinserzione sull'ultimo centimetro clavicolare può dare una diminuzione della forza del fascio anteriore; per tale ragione non deve essere effettuata. Un rapporto di allungamento del deltoide tra il 33 e il 50 % rispetto al preoperatorio sembra ottimizzare la resa di tale muscolo.

6 Controllo Radiografico

Per valutare l' esatto posizionamento delle componenti protesiche è consigliabile eseguire due radiografie in differenti proiezioni (Fig. 14 e Fig. 15).

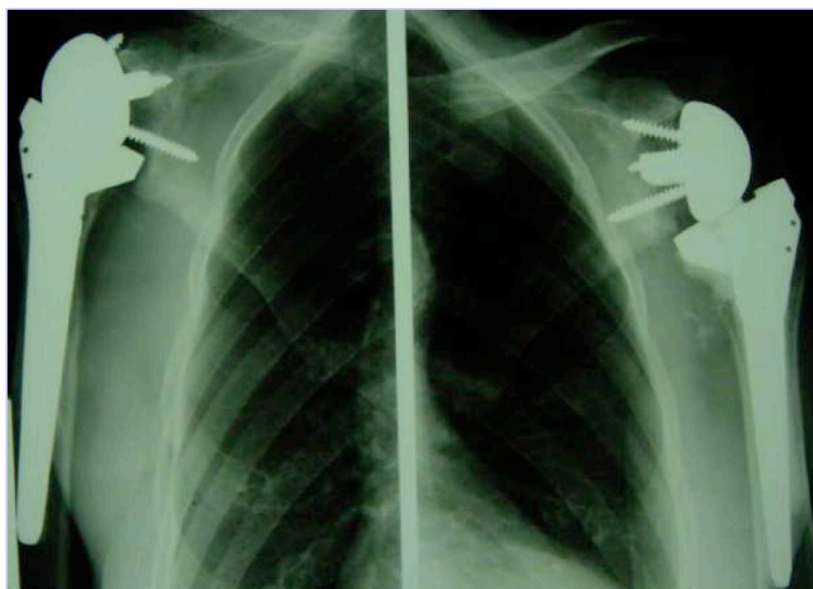


Figura 14

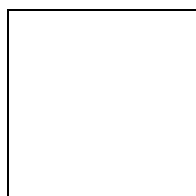


Figura 15

Capitolo 7

COMPLICANZE

Le complicanze possono essere suddivise in “generiche”, cioè legate a questo tipo di chirurgia e “specifiche”, cioè legate in particolare a questo tipo di impianto.

1 Complicanze Generiche

Nel 1999 Cofield [92], in una recente revisione della letteratura riguardante 1183 interventi di artroplastica totale di spalla, riferisce di avere osservato un tasso di complicanze globali pari al 10,4%; è un dato questo che permette di classificare le complicanze come rare, soprattutto se confrontate con altri tipi di interventi maggiori di sostituzione articolare.

Secondo Crosby [13], le complicanze possono essere prevenute con un'attenta pianificazione e preparazione dell'intervento. Saranno quindi fondamentali una rigorosa selezione del paziente che comprenda: attenta raccolta anamnestica, volta anche alla ricerca di patologie non strettamente inerenti la spalla; valutazione clinica non solo della spalla da operare, ma anche di quella controlaterale; esecuzione di tutti gli esami strumentali necessari ad una stima il più possibile esatta del danno articolare; colloquio con il paziente per informarlo in maniera esauriente dei normali rischi a cui si sottoporrà e le reali aspettative che può attendersi da questo tipo di chirurgia.

Le complicanze generiche si dividono in intra-operatorie e post-operatorie.

1.1 Complicanze Intra-Operatorie

1.1.1 Fratture Intra-Operatorie

La presenza di una frattura intra-operatoria è stata riscontrata da Boyd nello 0,9% dei pazienti operati di protesi di spalla; è quindi riconosciuta come la più frequente complicanza intra-operatoria [93]. La frattura può interessare l'omero nella sua componente diafisaria o la glena.

La frattura dell'omero si verifica come risultato di un'eccessiva torsione intra-operatoria sul braccio e, generalmente, si presenta come frattura di tipo spiroide. Due sono le fasi di intervento ad elevato rischio: la fase di alesaggio e la fase di riduzione con le successive prove dinamiche per testare la stabilità dell'impianto.

Le fratture della glenoide sono più rare e si verificano soprattutto in ossa particolarmente osteoporotiche, come nei casi di artrite reumatoide. La prevenzione di tali fratture si ottiene mediante un accurato studio della conformazione anatomica della glena che si può ottenere pre-operatoriamente o con una radiografia dedicata in proiezione ascellare o con uno studio eseguito per mezzo della TAC.

1.1.2 Lesioni Nervose

Sono complicanze più rare, ma anche più gravi. I nervi interessati sono per ordine di frequenza l'ascellare [94], il muscolo-cutaneo e il radiale. Tali lesioni nervose sono per la maggior parte neuro-aprassie, con recupero spontaneo in un intervallo di tempo variabile da soggetto a soggetto. Sarà utile l'osservazione attenta del decorso clinico che preveda l'esecuzione di elettromiografie a tempi programmati per distinguere lesioni focali da lesioni diffuse e per documentare il recupero funzionale.

1.1.3 Malposizionamento delle Componenti Protesiche

Questa complicanza dipende dall'abilità dell'operatore (quindi dall'esperienza personale del chirurgo) o dalla tecnica operatoria richiesta per il posizionamento del singolo tipo di impianto.

Se riconosciute durante lo svolgimento dell'intervento devono essere immediatamente corrette.

1.2 Complicanze Post-Operatorie

Queste complicanze -in quanto gravi- devono essere riconosciute dal chirurgo nell'immediato del loro divenire e trattate nel rapporto di reciproca collaborazione con il paziente. Esse sono: instabilità dell'impianto (instabilità anteriore, posteriore, inferiore, migrazione superiore della componente omerale dell'impianto), infezioni, rotture tendineo-muscolari e fratture post-operatorie, mobilizzazione/dissociazione dell'impianto, rigidità, algodistrofia, ossificazioni eterotopiche.

2 Complicanze Specifiche della Protesi Delta

In un recente articolo Delloye analizza le complicazioni correlate all'impianto della protesi inversa [95].

La sua casistica conta 5 protesi Delta di prima generazione, impiantate tra il 1992 e il 1996; di queste, 4 sono state impiantate su una precedente endoprotesi fallita.

I risultati clinici sono stati comunque classificati come soddisfacenti da 3 pazienti sui 5 esaminati.

Il resoconto delle complicanze riporta il caso di uno svitamento completo della Glenosfera dalla Metaglena a due anni di distanza dall'intervento. Questa complicanza è stata risolta sottoponendo il paziente ad un nuovo intervento per la sostituzione della Glenosfera e del polietilene poiché intra operatorialmente è stato

ritrovato usurato. In seguito alla revisione il paziente ha avuto un'ottima ripresa funzionale.

Analizzando tutti gli impianti dal punto di vista radiologico l'autore rivela di non avere rilevato, in nessun caso, delle ossificazioni o calcificazioni periprotetiche, ma, a livello della porzione prossimale dello stelo omerale, era costantemente presente un'osteopenia della corticale. Questa -anche se di grado severo- non sembra avere rilevanza clinica o meccanica.

Secondo Delloye la vera complicanza di questa protesi è la formazione di una "*encoche osseuse*" che si forma sul bordo inferiore del collo della scapola. Questa encoche è stata ritrovata in tutti i casi e con carattere evolutivo. L'autore sostiene che il rimaneggiamento osseo ha una causa esclusivamente meccanica. Nell'adduzione o nella posizione di riposo del braccio lungo il tronco, la parte più mediale della cupola entra in contatto con la Metaglena a livello del bordo inferiore del collo della scapola. Si genera così il rimaneggiamento osseo che con il tempo porterà la parte mediale della cupola a diretto contatto con la vite inferiore della Meteglena condizionando sfavorevolmente la stabilità del complesso Glenosfera-Metaglena per il progressivo cedimento della vite inferiore e successivo scollamento, così come si è verificato in due casi della serie controllata a 7 anni di distanza dall'impianto. L'encoche ossea non si genera come un'osteolisi da detriti, in quanto è localizzata sempre nel medesimo punto ed è circondata non da un rimaneggiamento di confine, ma piuttosto da uno sperone osseo di reazione. A conferma di ciò, nei casi sottoposti a revisione, si è trovata un'abrasione "en miroir" del bordo interno della cupola in polietilene e della componente prossimale dello stelo a suo diretto contatto, associate ad una importante reazione di metallo.

La teoria dell'autore sarebbe a suo avviso giustificata dalla presenza di un caso in cui l'osteolisi era molto limitata ("extrêmement discrèt"). Si tratta di una paziente obesa in cui il braccio -di diametro importante- ha limitato l'escursione articolare dell'impianto, impedendo parzialmente alla cupola di intaccare il bordo inferiore del pilastro scapolare.

L'autore suggerisce una possibile soluzione all'inconveniente, a scapito però della stabilità primaria dell'impianto; un montaggio del complesso Metaglena-Glenosfera

in direzione più caudale. Delloye ha applicato questa modifica alle note di tecnica chirurgica a partire dal 1996, non ottenendo però sensibili miglioramenti.

In realtà la comparsa dell'“*encoche osseuse*” era già stata descritta nel 2001 da C. Nerot [36]. Nell'analisi di 39 protesi Delta impiantate, con follow-up minimo di 5 anni e medio di 7 anni, al controllo radiologico 22 pazienti (56,41%) evidenziavano questo processo di rimaneggiamento che Nerot chiamava “Glenoid Notch” e classificava in 5 differenti gruppi (Fig. 1 e Fig. 2):

Grado 0	no notch
Grado 1	small notch
Grado 2	notch whit condensation (stable)
Grado 3	evolutive notch (erosion of inferior screw)
Grado 4	first glenoid loosening

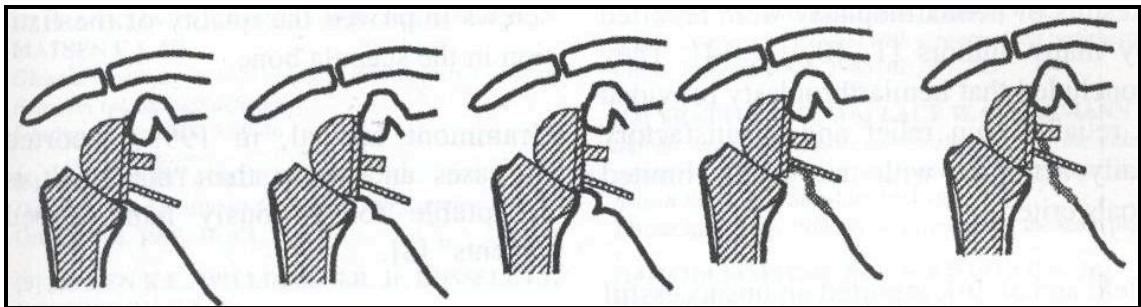


Figura 1. Visualizzazione schematica delle alterazioni radiologiche del "Glenoid Notch".

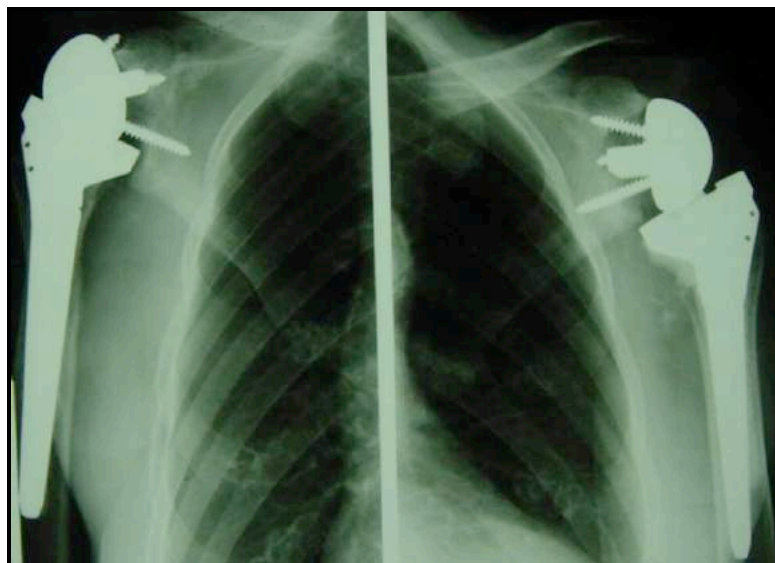


Figura 2. "Glenoid Notch" in pz. operato bilateralmente.

Nella casistica esposta, 3 pazienti avevano grado zero di notch, 8 erano di grado uno, 3 di grado due e altri 8 di grado 3. Secondo l'autore è verosimile che a un più lungo follow-up la stabilità dell'impianto possa venire compromessa, ma evidenziava altresì che anche gli 8 pazienti con grado 3 di notch avessero un "excellent clinical result".

Nell'articolo pubblicato nel 2002 sulla Revue de Chirurgie Orthopédique Vandebussche [96] riassumeva i risultati che sono stati raccolti in uno studio multicentrico eseguito da 57 équipes di 9 paesi per un totale di 2255 impianti di protesi di spalla. In questo studio multicentrico le protesi Delta impiantate erano 80. Per quanto riguardava la valutazione radiologica delle complicanze di questo tipo di impianto, l'autore ha contato:

- 3 scollamenti della Glenosfera
- 4 lussazioni della Glenosfera
- 65% di "Scapular notch".

Nell'ambito di queste 80 protesi di spalla inverse impiantate *la percentuale di revisione è stata del 5%*.

L'Autore non menziona altre complicazioni e conferma i buoni risultati forniti dall'impianto. Infatti, se nel follow-up medio a 44 mesi il Constant Score è passato da 23 a 65 punti, tale netto incremento si è mantenuto stabile nel tempo a 7 anni di follow-up medio con un punteggio massimo di 63 punti.

Mentre risulta debole il guadagno dell'articolarietà in rotazione esterna (5°) ed in intra-rotazione, grandissimo sarà il miglioramento della flessione, calcolato in media di 120°. Inoltre, in uno studio comparativo eseguito su identici dati del pre-operatorio, viene anche confermata l'indiscutibile superiorità della protesi inversa rispetto ad un impianto protesico anatomico di disegno tradizionale.

Bibliografia.

1. Lugli T. Artificial shoulder by Péan (1893): The facts of an exceptional intervention and the prosthetic method. *Clin Orthop* 1978;133:215-218.
2. Péan JE. The classic: On prosthetic methods intended to repair bone fragments. *Clin Orthop* 1973;94:4-7.
3. Murphy JB. Arthroplasty for ankylosis joints. *Trans Am Surg Assoc* 1913;31:67-137.
4. MacAusland WR, MacAusland AR (eds): *The Mobilization of Ankylosed Joints by Arthroplasty*. Philadelphia, PA, Lea & Febiger, 1929.
5. Tillman K, Braatz D: Resection interposition arthroplasty of the shoulder in rheumatoid arthritis, in Lettin AWF, Petersson C (eds): *Rheumatoid Arthritis Surgery of the Shoulder*. Basel, Switzerland, Karger, 1989.
6. Neer CS, Brown TH Jr, Mclaughlin HL. Fracture fo the neck of the humerus with dislocation of the head fragment. *Am J Surg* 1953;85:252-258.
7. Neer CS II. Articular replacement for the humeral head. *J Bone Joint Surg* 1964;46:1607-1610.
8. Franklin JL, Barret WP, Jackins S, Matsen FA. Glenoid loosening in shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency. *J. Arthroplasty* 1988;31:39-46.
9. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huguet D, Lautman S. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive and non reparable cuff rupture. 2001 Nice.
10. Lettin AW, Copeland SA, Scales JT. The Stanmore total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg* 1982;64B:47-51.
11. Cofield R. Results and complications of shoulder arthroplasty, in Morrey BF, An KN (ed): *Reconstructive Surgery of the Joints*, ed 2. New York, NY, Churchill Livingstone, 1996:773-787.
12. Schenk T, Iannotti JP. Prosthetic arthroplasty for glenohumeral arthritis with an intact or repairable rotator cuff: Indications, techniques, and results, in Iannotti JP, Williams GR Jr (eds): *Disorders of the Shoulder: Diagnosis*

- and Management. Philadelphia, PA, Lippincott Williams and Wilkins, 1999:521-558.
13. Crosby LA, Ed. Artroplastica totale di spalla. CIC Ed. Internazionali. Roma, 2001.
 14. Grammont P, Trouilloud JP, Laffay JP, Deries X. Etude et realisation d' une nouvelle prothese d' epaule. *Rhumatologie* 1987;39(10):407-418.
 15. Neer CS. Articular replacement of humeral head. *J Bone Joint Surg* 1955;37A:215-228.
 16. Neer CS, Keith C, Watson KC, Stanton FJ. Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg* 1982;64A:319-337.
 17. Gerard Y, Leblanc JP, Rousseau B, Lannelongue J, Burdin P, Castaing J. Une prothèse totale d' épaule. *Mém. Acad. Chir.* 1973;99:663-665.
 18. Fischer JP, Carret JP, Gonon GP, Dimnet J. Etude cinématique des mouvements de l' articulation scapulo-humérale. *Revue de Chirurgie Orthopédique* 1977;suppl. II,63:108-112.
 19. Grammont PM, Baulot E. Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. *Orthopedics* 1993;16(1):65-68.
 20. Comtet JJ, Auffray Y. Physiologie des muscles élévateurs de l' épaule. *Revue de Chirurgie Orthopédique* 1970;56:105-117.
 21. Codman EA. The shoulder. Thomas Todd co-editor, Boston 1934.
 22. Inman VT, Saunders JM, Abbott LC. Observations on the function of the shoulder. *J Bone Joint Surg* 1944;26:1-30.
 23. Kapandji IA. The shoulder. *Clin. Rheum. Dis.* 1982;8:595-616.
 24. Poppen NK, Walkers PS. Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clinical Orthopaedics and related research* 1978;135:165-70.
 25. Bourgon J, Pelzer P. Etude d' un modale mécanique de prothèse totale de l' épaule. Réalisation d' un prototype. E.C.A.M. Mémoire de fin d'étude. Lyon 1981.
 26. Deries XJ. Approche biomécanique du retentissement sur les forces deltoïdienne de la modification du centre de rotation d' une prothèse d'épaule dans le mouvement d' abduction. Mémoire du D.E.A. de biomécanique et physiologie du mouvement. Université Paris IX. 1986.

27. Grammont PM, Baulot E. Delta shoulder prosthesis biomechanical principles [personal communication]. 1991.
28. Baulot E, Chabernaud D, Grammont PM. Treatment of omarthritis associated with massive rotator cuff tear using the Grammonmt inverted prosthesis (report of sixteen cases). *Acta Orthopaedica Belgica* 1995;61(suppl 1):1-9.
29. Caroit M, Labrousse C, Welfling J, Séze de M, Séze de S. Arthrose de l'épaule et détérioration de la coiffe des rotateurs. *Rev Rheum* 1964;11:629-639.
30. Séze de S, Hubault A, Rampson S. L'épaule sénile hémorragique 1967, Séze de S, Ryckewaert A, Hubault A, Kahn MF. Expansion Scientifique Francaise, Paris, 1969, pp. 107-115.
31. Mach Carty DJ, Halverson PB, Carrera GF, Brewer BJ, Kozin F. Milwaukee shoulder: association of microsherooids containing hydroxy apatite crystals, active collagenase and neutral protease with rotor cuff defect. I. Clinical aspects. *Arthritis Rheum.* 1981;24:464-473.
32. Neer CS, Craig EV, Fukuda H. Cuff-tear arthroplasty. *J Bone J Surg* 1983;65A:1232-1244.
33. Lequesne M, Fallut M, Coulomb R, Magnet JL, StraussJ. L'arthropathie destructrice de l'épaule. *Rev Rhum* 1982;49:427-37.
34. Huguet D, Favard L, Lautman S, Sirveaux F, Kerjen Y, Oudet D. Epidémiologie, imagerie, classification de l'omarthrose avec rupture massive et non réparable de la coiffe.
35. Baulot E, Chabernaud D, Grammont PM. Résultats de la prothèse inversée de grammont pour des omarthroses associées à de grandes destructions de la coiffe à propos de 16 cas. *Acta Orthopeadica Belgica* 1995;61(1):112-119.
36. Valenti PH, Boutens D, Nerot C, G.E.D. Delta 3 reversed prothesis for osteoarthritis with massive rotator cuff tear: long term results (>5 years). *Atti Congresso, 2000 Shoulder prosthesis...two to ten year follow up, Nizza 2001.* Ed. Sauramps Medical.

37. Favard L, Lautmann S, Sirveaux F, Oudet D, Kerjean Y, Huguet D. Hemi arthroplasty versus reverse arthroplasty in the treatment of osteoarthritis with massive rotator cuff tear. Atti Congresso, 2000 Shoulder prosthesis...two to ten year follow up, Nizza 2001. Ed. Sauramps Medical.
38. Jacobs R, Debeer P, De Smet L. Treatment of rotator cuff arthropathy with a reversed delta shoulder prosthesis. Acta Orthopaedica Belgica 2001;67(4):344-347.
39. Boulahia A, Edwards TB, Walch G, Baratta RV. Early results of a reverse design prosthesis in the treatment of arthritis of the shoulder in elderly patients with a large rotator cuff tear.
40. Renaud P, Wahab H, Bontoux L, Dauty M, Richard I, Brégeon C. Prothèse totale inversée de l'épaule et insuffisance de la coiffe des rotateurs: évaluation et approche de paramètres anatomiques prédictifs d'une bonne fonctionnalité à propos de 21 cas. Ann Rédaction Méd Phys 2001;44:273-80.
41. Baulot E, Garron E, Grammont PM. La prothèse de grammont dans l'ostéonécrose de la tête humérale indications-résultats. Acta Orthopaedica Belgica 1999;65(1):109-115.
42. De Wilde L, Mombert M, Van Petegen P, Verdonk R. Revision of shoulder replacement with a reversed prosthesis (delta III): report of five cases. Acta Orthopaedica Belgica 2001;67(4):348-353.
43. Malawer MM, Meller I, Dunham W. A new surgical classification system for shoulder-girdle resections. Clin Orthop 1991;267:33-44.
44. Wilde de LF, Ovost van E, Uyttendaele D, Verdonk R. Résultats d'une prothèse d'épaule inversée après resection pour tumeur de l'humérus proximal. Revue de chirurgie orthopédique 2002;88:373-378.
45. Rittmeister M, Kerschbaumer F. Grammont reverse total shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid and nonreconstructible rotator cuff lesions. J Shoulder Elbow Surg 2001;10(1):17-22.
46. Handelberg FWJ. Treatment options in full thickness rotator cuff tears. Acta Orthop Belg 2001;67(2):110-115.

47. Burkhart S. A unified biomechanical rationale for the treatment of rotator cuff tears: debridement versus repair. In : Rotator Cuff Disorders. Burkhart WZ, ed. Williams & Wilkins, Baltimore, 1996;293-312.
48. Ogilvie Harris DJ, Demaziere A (1993) Arthroscopic debridement versus open repair for rotator cuff tears. A prospective cohort study. *J Bone Joint Surg Br* 75:416-420.
49. Walch G, Madonna G, Pozzi I, Riand N, Levigne C. Arthroscopic tenotomy of the long head of the biceps in rotator cuff ruptures. In: *The Cuff*. D. F. Gazielly, P. Gleyze, T. Thomas, eds. Elsevier, Paris, 1997, pp. 350-355.
50. Hill JM. Indicazioni, in: Crosby LA, Ed. *Artroplastica totale di spalla*. CIC Ed. Internazionali. Roma, 2001.
51. Sanchez-Sotelo J, Cofield RH, Rowland CM. Shoulder hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. *JBJS* 2001;83A(12):1814-1822.
52. Williams GR, Rockwood CA. Hemiarthroplasty in rotator cuff-deficient shoulders. *JSES* 1996;5(5):362-367.
53. Field LD, Dines DM, Zabinski SJ, Warren RF. Hemiarthroplasty of the shoulder for rotator cuff arthropathy. *JBJS* 1997;6(1):18-23.
54. Zuckerman JD, Scott AJ, Gallagher MA. Hemiarthroplasty for cuff tear arthropathy. *JSES* 2000;9(3):169-172.
55. DiGiovanni J, Marra G, Park JY, Bigliani LU. Hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis with massive rotator cuff tears. *Orth Clin North Am* 1998;29(3):477-489.
56. Arntz CT, Jackins S, Matsen FA. Prosthetic replacement of the shoulder for the treatment of defects in the rotator cuff and the surface of the glenohumeral joint. *JBJS Am* 1993;75:485-91.
57. Pollock RG, Deliz EB, McIlven S, Flatow E, Bigliani L. Prosthetic replacement in rotator cuff deficient shoulders. *JSES* 1992;1:173-186.
58. Oudet D, Favard L, Lautmann S, Sirveaux F, Schaeffer JC. La prothèse d' épaule aequalis dans les omarthoses avec rupture massive et non réparable de la coiffe. In : *2000 prothèses d' épaule...recul de 2 à 10 ans*. Walch G, Boileau P, Molé D. Sauramps Medical, 2001:241-246.

59. Swanson AB, De Groot-Swanson G, Sattel A, Cendo RD, Hynes D, Jar-Ning W. Bipolar implant shoulder arthroplasty: long term results. *Clin Orthop* 1989;249:227-47.
60. Lee D, Niemann KM. Bipolar arthroplasty. *Clin Orthop* 1994;304:97-104.
61. Watson M. Bipolar salvage shoulder arthroplasty. *JBJS B* 1996;78(1):124-127.
62. Petroff E, Mestdagh H, Maynou C, Delobelle JM. L'arthroplastie à cupule mobile dans l'omarthrose avec rupture de coiffe irréparable: résultats préliminaires et étude radiocinématographique. *Revue de chirurgie orthopédique* 1999;85:245-56.
63. Rodosky MW, Bigliani LU. Indications for glenoid resurfacing in shoulder arthroplasty. *JSES* 1996;5:231-48.
64. Wirth MA, Rockwood CA. Complications of the shoulder arthroplasty. *Clin Orthop* 1994;307:47-69.
65. Neer CS II. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg* 56A;1974:1.
66. Bell SN, Gschwend N. Clinical experience with total arthroplasty and hemiarthroplasty of the shoulder using the Neer prosthesis. *Int Orthop* 1986;10:217-222.
67. Boyd AD Jr, Thomas WH, Scott RD, Sledge CB, Thornhill TS. Total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty: Indications for glenoid resurfacing. *J Arthroplasty* 1990;5:329-336.
68. Brems J. The glenoid component in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 1993;2:47-54.
69. Rodosky MW, Bigliani LU. Surgical treatment of non-constrained glenoid component failure. *Oper Tech Orthop* 1994;4:226-36.
70. Torchia MD, Cofield RH, Settergreen CR. Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: long-term results. *JSES* 1995;4:512.
71. Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Mistra S. The normal glenohumeral relationships. *J Bone Joint Surg* 1992;74A:491-500.

72. Nwakama AC, Cofield RH, Kavanagh BF, Loher JF. Semiconstrained total shoulder arthroplasty for glenohumeral arthritis and massive rotor cuff tearing. *J Shoulder Elbow Surg* 2000;9(4):302-307.
73. Post M. Constrained arthroplasty of the shoulder. *Orthopedic Clinics of North America* 1997;16(3):455-462.
74. Augerau B, Apoil A. Réparation par lambeau deltoïdien des grandes pertes de substance de la coiffe des rotateurs de l'épaule. *Chirurgie* 1985;111:287-290.
75. Tucciarone A. Proceedings of "La cuffia dei rotatori della spalla. Transfer of muscolotendineous units: deltoïd". 2001.
76. Peretti G, D'Aleo P, Dettoni A, Grippi GM. Lesioni massive irreparabili della cuffia dei rotatori: diagnosi, strategie di trattamento e valutazione dei risultati con la tecnica del lembo deltoideo correlata con altre due metodiche. *Min Ortop e Traum* 2002;53(2):64-65.
77. Mikasa M. Trapezius transfer for global tear of the rotator cuff. *Surgery of the Shoulder* 1984;104-112.
78. Warner JP. Management of massive irreparable rotator cuff tears: the role of tendon transfer. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82:878-887.
79. Gerber C, Winh TS, Henel R, Hess C. Latissimus dorsi transfer for the treatment of massive tears of the rotator cuff. A preliminary report. *Clin Orthop* 1988;232:51-61.
80. Postacchini F, Gumina S, De Santis P, Di Virgilio R. Latissimus dorsi transfer for primary treatment of irreparable rotator cuff tears.
81. Resch H, Povacz P, Ritter R, Ashauer E, Schwaiger R. Transfer of the pectoralis major muscle for deltoïd and RC deficiency. Oral presentation at the 14th Congress of the European Society of Surgery of the Shoulder and the Elbow 2000. Abstract book;p86.
82. Celli L, Rovesta C, Maroungiu MC, Manzieri S. Transplantation of teres major muscle for infraspinatus muscle in irreparable rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg* 1998;7:485-90.

83. Ravera R, Battiston B, Tarello M, Tos P. Trattamento dei problemi complessi della cuffia dei rotatori: le rotture massive. *Min Ortop e Traum* 2002;53(2):66.
84. Clare DJ, Wirth MA, Groh GI, Rockwood CA Jr. Current concepts Review. Shoulder arthrodesis. *The Journal of Bone and Joint Surg* 2001;83A(4):593-600.
85. Cofield RH, Briggs BT. Glenohumeral arthrodesis: Operative and long term functional results. *JBJS* 1979;61A:668-677.
86. Hawkins RJ, Neer CS II. A functional analysis of shoulder fusions. *Clin Orthop* 1987;223:65-76.
87. Swanson AB, DeGroot Swanson G, Sattel AB, et al. Bipolar implant shoulder arthroplasty. *Clin Orthop* 1989;249:227-247.
88. L'Insalata JC, Warren RF, Cohen SB, et al. A self administered questionnaire for assessment of symptoms and functions of the shoulder. *JBJS* 1997;79A:738-48.
89. Ellman H, Hanker G, Bayer M. Repair of the rotator cuff: and results study of factors influencing reconstruction. *JBJS* 1986;68A:1136-44.
90. Richards RR, An KN, Bigliani LU, et al. A standard method for the assessment of shoulder function. *JSES* 1994;3:347-52.
91. Constant CR, et al., Murley AHG, et al. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop and Rel Resear* 1987;214:160-164.
92. Cofield RH, Chang W, Sperling JW. Complications of shoulder arthroplasty. In: Iannotti JP, Williams GR Jr (eds): *Disorders of the Shoulder: Diagnosis and Management*. 1999;571-593.
93. Boyd AD Jr, Thornhill T, Barnes CL. Fractures adjacent to humeral prostheses. *JBJS* 1992;74A:1498-1504.
94. Post M, Grinblab E. Complications of arthroplasty and total joint replacement in shoulder. *Complication in Orth Surg*.
95. Delloye C, Joris D, Colette A, Eudier A, Dubuc JE. Complications mécaniques de la prothèse totale inversée de l'épaule. *Revue de chirurgie orthopedique* 2002;88:410-414.

96. Vandembussche E. Deux mille prothèses d' épaule avec un recul de deux à dix ans. revue de chirurgie orthopédique 2002;88:197-203.