

# Les prothèses totales dans la pathologie dégénérative de l'épaule

B. Augereau

*Chef du Service de Chirurgie orthopédique et traumatologique, Hôpital européen Georges Pompidou, 20 rue Leblanc, 75015 PARIS.*

## Mots clés

- ◆ Prothèse
- ◆ Epaule
- ◆ Arthrose
- ◆ rupture de coiffe

## Résumé

Depuis 30 ans les prothèses totales d'épaules ont évolué.

La prothèse totale anatomique de 3ème génération a deux caractéristiques : elle reproduit grâce à son adaptabilité l'angle cervico-diaphysaire huméral, les surfaces articulaires et le centre de rotation ; elle est peu contrainte du fait d'une incongruence optimisée.

Ses résultats cliniques sont très bons puisque aboutissant à une épaule ayant 97 % de la fonction d'une épaule normale. Ils sont pérennes puisque la survie des prothèses de 1e génération est de 87 % à 15 ans.

Cet implant est indiqué dans l'omarthrose centrée primitive ou secondaire et dans la glénoïdite sur prothèse humérale simple.

Elle doit être abandonnée dans les ruptures irréparables de la coiffe au profit de la prothèse totale inversée.

La prothèse totale inversée associe un « cornet » huméral comprenant une cupule valgusée à une gléno-sphère hémisphérique. Le déplacement du centre de rotation en dedans et en bas au contact de la glène osseuse transforme les forces centrifuges s'exerçant sur la gléno-sphère en forces centripètes et augmente l'efficacité du deltoïde.

Ses résultats cliniques sont bons puisque aboutissant à une épaule ayant 62 % de la fonction d'une épaule normale. Ils sont pérennes puisque sa survie est de 95 % à 10 ans. Son avenir est hypothéqué par l'encoche du pilier.

Plusieurs artifices s'efforcent de la supprimer : abaissement, varisation, latéralisation de la gléno-sphère, varisation de la cupule humérale.

Cet implant est indiqué après 70 ans dans l'épaule pseudo-paralytique, dans les omarthroses excentrée et post-traumatique et dans les ruptures de la coiffe sur prothèse.

## Keywords

- ◆ Prosthesis
- ◆ Shoulder
- ◆ Arthritis
- ◆ cuff tear arthropathy

## Abstract

Total shoulder arthroplasties (TSA) have significantly evolved over the past 30 years

Anatomic total shoulder prosthesis of third generation reproduces carefully the anatomy of the joint surfaces and the centre of rotation of the joint, because of its adaptable cervico-diaphysal angle, on one hand, and is a low constraint prosthesis on the other hand.

Clinical results are very good because the shoulder recover up to 97% of normal shoulder function. The long term results are also good with a first generation TSA survival rate of 87% after 15 years of follow-up.

The indications of TSA are primitive or secondary shoulder arthritis without superior migration of the humeral head, or glenoiditis after hemiarthroplasty.

TSA should be given up in case of un-reparable cuff tear and reverse prosthesis should better be chosen in this case.

Reverse prosthesis have a humeral polyethylene « socket » positioned in valgus associated with an hemispherical glenosphere.

The internal and low position of the centre of rotation, placed against the bony glenoid, converts the centrifugal forces, applied to the glenosphere, into centripetal forces. This leads to increase the deltoid action.

Reverse prosthesis results are good and the shoulder recover on average 62% of the normal shoulder function. Long term follow-up results are also good with survival rate of 95% after 10 years of follow-up.

However its future might be shorten by the scapular notch evolution. Several surgical techniques tend to prevent scapular notching: inferior and varus positioning or lateral translation of the glenosphere, varus positioning of the humeral socket.

Reverse prosthesis indications are patients older than 70, with pseudo-paralytic shoulder, shoulder arthritis with superior migration of the humerus, post-traumatic shoulder or cuff tear after TSA.

Correspondance :

*bernard.augereau@egp.aphp.fr*

Si la première prothèse totale d'épaule fut implantée en 1893 par Jules Emile PEAN chez un boucher qui présentait une impotence fonctionnelle douloureuse marquée de l'épaule en rapport avec une tuberculose, il fallut attendre 1972 pour voir développer par Charles NEER à New-York la première prothèse totale anatomique(1).

## Les prothèses totales «anatomiques »

La prothèse totale de Neer, dite anatomique de première génération était constituée de deux implants monoblocs. La pièce humérale en chrome cobalt comportait une tête en un seul diamètre et deux épaisseurs et une queue en trois diamètres rainurée à cimenter. La pièce glénoïdienne en polyéthylène comportait une surface articulaire concave congruente à la tête et une surface glénoïdienne convexe avec une quille rainurée à cimenter.

La modularité, apparue au sein des prothèses des autres articulations fit qu'en 1990 COFIELD, MANSAT... conçurent des prothèses humérales modulaires, avec pour le premier une glène à métal back(2). La modularité humérale portait la tête qui existait en plusieurs épaisseurs et la queue qui existait en de nombreux diamètres, autorisant un ancrage press-fit. La glène qui avait pris une forme piriforme existait en plusieurs tailles et pouvait ou non être scellée. Ces prothèses anatomiques dites de deuxième génération, si elles se rapprochaient plus de l'anatomie du fait des tailles variables des éléments modulaires, créaient le plus souvent une latéralisation de l'humérus aboutissant à une tension excessive sur les parties molles péri-articulaires et partant sur la fixation glénoïdienne. Elles engendraient alors une limitation des amplitudes.

Le mérite revient à ROBERTS(3), IANOTTI, BALLMER(4) et BOILEAU(5) de s'être alors intéressés à l'anatomie de l'extrémité supérieure de l'humérus pour aboutir aux vraies prothèses humérales anatomiques, rétablissant le centre instantané de rotation de l'épaule, les bras de levier musculaires et la non-contrainte gléno-humérale physiologique.

Ainsi, ces auteurs, dont BOILEAU(6), ont montré : qu'il existait une relation linéaire entre le diamètre de la tête et son épaisseur, que le centre de rotation était déplacé en arrière de 2,6 mm en moyenne et en dedans de 6,9 mm en moyenne par rapport à l'axe diaphysaire, que l'angle cervico-diaphysaire et la rétroversion variaient respectivement de 125° à 140° et de 5° à 50°.

Une telle anatomie exigeait une prothèse modulaire adaptable sur le seul plan qui pouvait servir de référence : le col anatomique huméral. Cette reconstitution anatomique permettait donc de reproduire la surface articulaire et le centre de rotation, tout en recouvrant parfaitement la coupe osseuse.

Ainsi, on évitait d'avoir une tête prothétique trop haute, créant une tension excessive sur le sus épineux et transformant les sous scapulaire et sous épineux en adducteurs, trop basse engendrant une tension insuffisante du deltoïde source d'instabilité, pouvant créer un conflit trochantéro-acromial, trop antérieure créant une tension excessive sur le sous scapulaire et une découverte osseuse postérieure source de conflit avec la glène(7).

La modularité indépendante tête-queue, cervico-diaphysaire et l'excentricité céphalique réglé en per opératoire sur la coupe osseuse permettait d'adapter ces prothèses de dimensions et de formes variables à l'extrémité supérieure de l'humérus.

Ainsi fut créée la première prothèse de troisième génération l'AEQUALIS, aujourd'hui concurrencée par d'autres modèles, telle l'ULYS anatomique du GUEPAR.

Pendant ce temps, en raison de la fréquence des descellements glénoïdiens des prothèses totales de première et de deuxième générations point d'achoppement principal de ces

implants, la glène prothétique faisait l'objet d'études expérimentales et cliniques.

En 2007 la glène est de taille et de forme adaptées au squelette ; encore que la glène piriforme n'a pas fait preuve d'une supériorité par rapport à l'ovale. Elle est ultracongruente dans son ensemble pour NEER, uniquement en son centre pour BIGLIANI et FLATOW, ou semi-congruente avec une différence de rayon de courbure de 5 mm pour l'AEQUALIS(6) et un relèvement postérieur pour l'ULYS . Elle doit être convexe en dedans pour diminuer les forces de cisaillement en cas d'appui excentré(8). Elle possède une queue ou des plots(9) ; ces derniers pour certains donnant un meilleur ancrage et conservant le capital osseux, alors que pour d'autres la quille trapézoïdale avec impaction de spongieux au préalable est aussi efficace(10).

Elle doit être tout en polyéthylène pour conserver une épaisseur suffisante de ce dernier, ne pas latéraliser et s'exposer aux désencliquetage et métallose par conflit postérieur tête/embase métallique(6,,11). Elle pourra peut être un jour être en alumine avec une tête en regard en même matériau avec un ancrage glénoïdien sans ciment par du tantale poreux ayant la même élasticité que l'os spongieux et étant de surcroît parfaitement ré-habitable.

Les résultats cliniques des prothèses anatomiques, quelle que soit leur génération sont très satisfaisants.

TORCHIA(12) en 1997 sur une série de 113 prothèses totales anatomiques de première génération : la NEER II, rapporte une survie à 5 ans de 98 %, à 10 ans de 93 % et à 15 ans de 87 %, soit des scores un petit peu inférieurs à ceux des prothèses totales de hanche et de genou actuelles.

Comme l'a montré LO(13) en 2005, l'implantation d'une prothèse totale anatomique de deuxième génération : la GLOBAL SHOULDER, engendre en présence d'une omarthrose centrée une amélioration des quatre constituants du WOOS, indicateur de qualité de vie adapté à l'épaule.

La prothèse totale d'épaule anatomique de troisième génération redonne une fonction quasi-normale comme l'a montré LAFOSSE(14) en 2001 sur une série de 689 AEQUALIS. Avec un recul moyen de 3,4 ans il obtient un Constant pondéré égal à 97 % entre 25 et 59 mois et à 92 % au-delà de 59 mois. Ce résultat fonctionnel comme l'a montré BOILEAU(6) en 2006 peut être altéré, non pas par une rupture réparable du sus épineux, mais par une tendinopathie du long biceps si on ne fait pas de ténodèse, par une dégénérescence graisseuse du sous épineux supérieure à 3, par une dysplasie glénoïdienne évoluée (glènes B2 et, C) et par une pathologie particulière : l'arthrose post-traumatique sur cal vicieux, donnant de moins bons résultats.

Les complications de ces prothèses de troisième génération existent. BOHSALI(15) en 2006 en dénombre 16 % sur une série de 2 540 prothèses totales anatomiques ayant un recul moyen de 5,3 ans.

Le descellement prothétique est la complication la plus fréquente : 39 % des complications. Il siège dans 83 % à la glène dont seulement 7 % ont dû être reprises.

L'instabilité est la seconde complication en fréquence : 30 % des complications. 80 % de ces instabilités sont antérieures par lâchage de la suture ou de la réinsertion du sous scapulaire, par raccourcissement et par rétroversion humérale le plus souvent insuffisante.

Les autres complications : fractures péri-prothétiques : 1,8 %, ruptures secondaires de la coiffe : 1,3 %, atteintes neurologiques : 0,7 % et infections : 0,7 %, sont plus rares.

La prothèse totale anatomique de troisième génération est ainsi indiquée dans les arthroses primitives centrées sans ou avec rupture transfixiante réparable du sus épineux, les arthroses sur ostéonécrose, les arthroses post-instabilités même en cas de destruction du sous-scapulaire qu'il faut pallier par un transfert du faisceau claviculaire du grand pectoral, les arthroses post-traumatiques avec cal vicieux qu'il est parfois



Figure 1 : Prothèse totale anatomique de première génération : Prothèse totale de NeerII : implant huméral monobloc, implant glénoïdien congruent blindé ou non.



Figure 2 : Prothèse totale anatomique de deuxième génération : Prothèse totale 3M : implants huméraux: tête et queue modulaires.

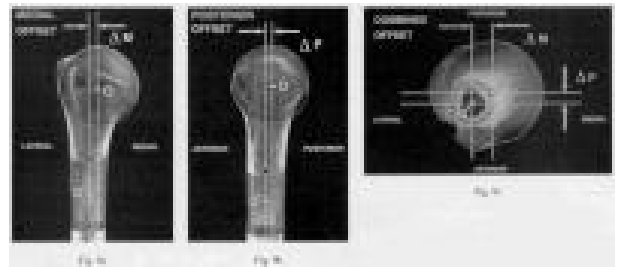


Figure 3 : Le centre de rotation de la tête humérale est : déplacé en arrière et en dedans par rapport à l'axe diaphysaire  
JBJS,2006,88B,562-575, Boileau P

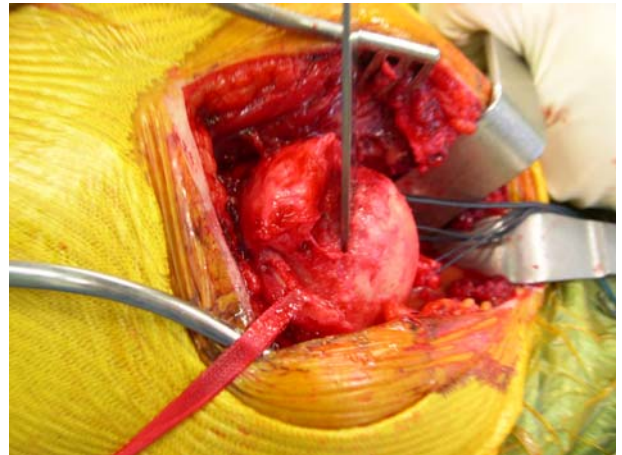


Figure 5 : Coupe à « main levée » selon le col anatomique



Figure 4 : Prothèse totale de troisième génération : Ulys Guepar : rétablissement de l'anatomie métaphyso-épiphyse humérale supérieure

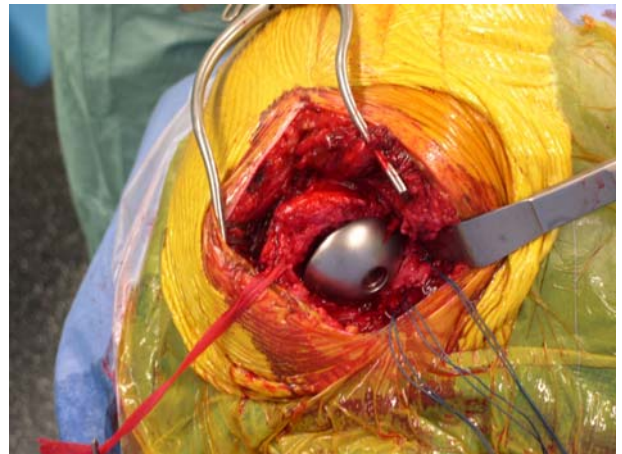


Figure 6 : Implantation de la prothèse humérale choisie : tête, queue et angle cervico-diaphysaire.



Figure 7 : Excentrique permettant de rétablir la translation postérieure épiphysaire

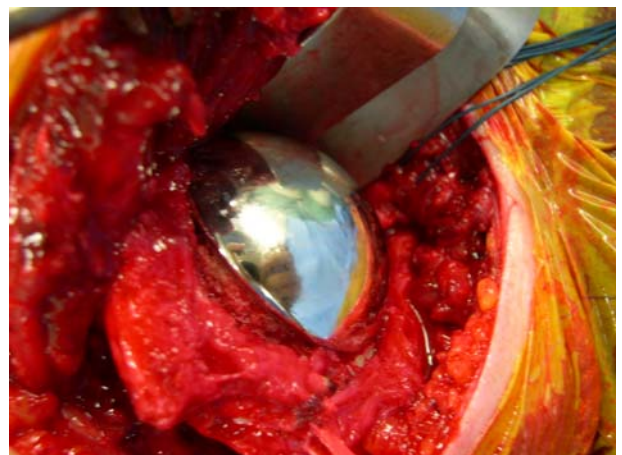


Figure 8 : Couverture osseuse optimale du col anatomique : prothèse totale Ulys Guepar

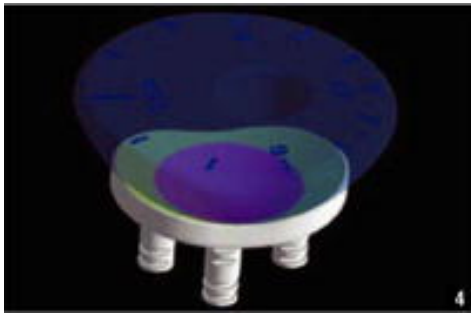


Figure 9 : Glène congruente au centre de Bigliani et Flatow.

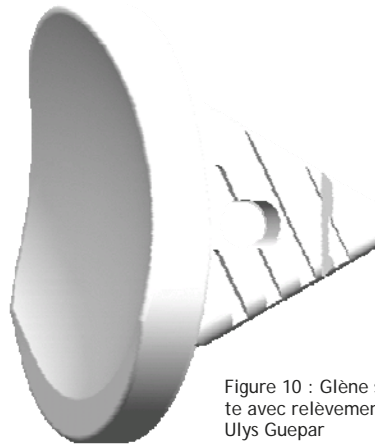


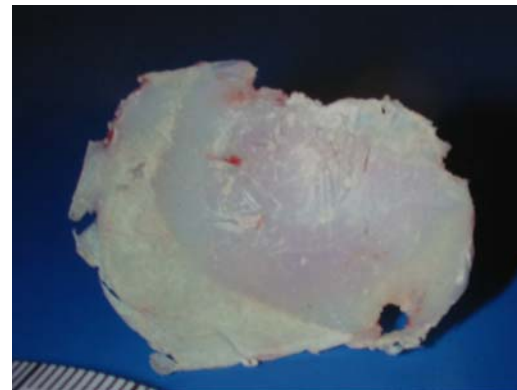
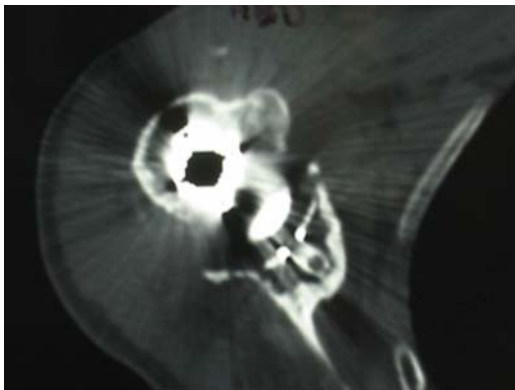
Figure 10 : Glène semi congruente avec relèvement postérieur : Ulys Guepar



Figure 11 : Glène semi congruente avec quille ou plots : Aequalis



Figure 12 : Descellement glénoïdien d'une prothèse totale de Neer II par granulome à polyéthylène : verticalisation de la glène, ostéolyse, usure importante de l'explant



Figures 13 et 14 : Omarthrose centrée sur cal vicieux céphalo tubérotaire chez une femme de 60 ans : prothèse totale Ulys Guepar sans ostéotomie des tubérosités

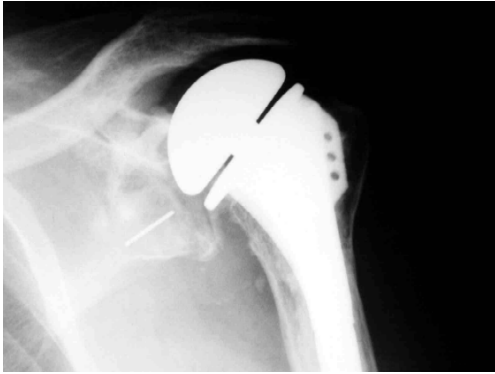


Figure 15 : Phénomène du « cheval à bascule » : descellement glénoïdien mécanique



Figure 16 : Rupture secondaire de la coiffe : usure de l'acromion et glénoïdite sur prothèse humérale simple.



Figure 17 : Prothèse totale inversée de Kessel : latéralisation du centre de rotation exposant au descellement mécanique



Figure 18 : La prothèse totale « en trompette » inversée.



Figure 19 : La prothèse totale inversée de Grammont : la Delta 3



Figure 21 : Aspect de prothèse totale inversée : encoche du pilier

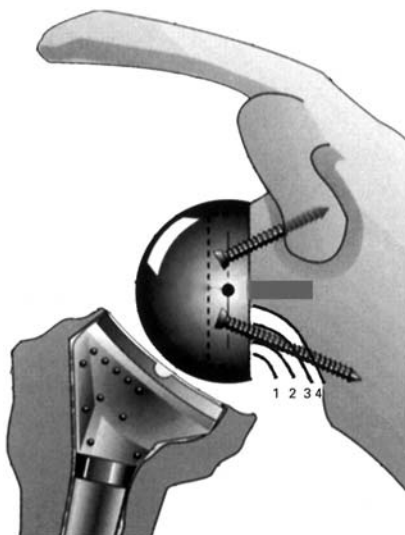


Figure 22 : Classification des encoches : selon Sirveaux



Figure 23 : Encoche de stade 4



Figure 24 : Epaule pseudo paralytique secondaire à une omarthrose excentrée avec rupture massive de la coiffe intéressant le petit rond : Prothèse delta 3 + transfert grand rond-grand dorsal selon l'Espisopo : réapparition d'une rotation externe active



Figure 25 : Prothèse humérale simple anatomique implantée sur ostéonécrose : Implant fixé trop bas, luxé en avant, descellé avec pseudarthrose de l'humérus.

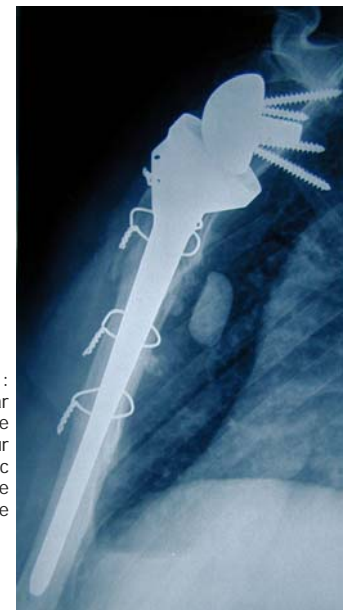


Figure 26 : Reprise par prothèse delta 3 sur mesure avec autogreffe humérale

nécessaire d'ostéotomiser avant 70 ans, enfin les glénoïdites sur prothèse humérale simple voire intermédiaire.

## La prothèse totale « inversée »

La prothèse totale anatomique comme l'a montré FRANKLIN en 1988 ne peut être implantée en cas de rupture de la coiffe irréparable associée. L'ascension de la tête humérale prothétique sous la traction du deltoïde engendre des contraintes excentrées en haut et en arrière sur la glène qui la descellent à court terme. C'est le phénomène bien connu du « cheval à bascule »

La prothèse humérale simple anatomique prônée par certains pour éviter les descelllements glénoïdiens en présence d'une omarthrose centrée chez un homme jeune donne des résultats cliniques qui se dégradent à moyen terme du fait de la glénoïdite engendrant une totalisation dans un nombre non négligeable de cas.

C'est pour éviter ces glénoïdites, ces usures de la face inférieure de l'acromion, ces descelllements glénoïdiens en présence d'une rupture massive irréparable de la coiffe qu'a été « inventée » par GRAMMONT (16,17) en 1985 la prothèse totale inversée.

De nombreux auteurs : GERARD, KESSEL,... avaient déjà conçu entre 1973 et 1982 des prothèses totales inversées. Leur survie fut brève en raison de la latéralisation du centre de rotation affaiblissant le deltoïde et contraignant de façon excessive l'ancrage glénoïdien.

En 1985, GRAMMONT conçoit sa première prothèse inversée : elle comporte une pièce glénoïdienne métallique représen-

tant les deux tiers d'une sphère et une pièce humérale en polyéthylène en trompette. En raison de la persistance des descelllements glénoïdiens GRAMMONT modifie sa prothèse : la glène devient hémisphérique, la trompette se transforme en une cupule en polyéthylène dont la surface de contact orientée à 155° est moindre qu'une demi-sphère. Est née la prothèse inversée DELTA 3(17).

Le génie de GRAMMONT est d'avoir déplacé au contact de la glène osseuse et abaissé par rapport à la tête humérale le centre de rotation, transformant les forces centrifuges appliquées sur la gléno-sphère en forces centripètes, augmentant la tension, le bras de levier et le recrutement des fibres du deltoïde.

Les résultats cliniques de la prothèse DELTA 3 au recul moyen de 52 mois sont bons. Rapportés au cours du Symposium de la SOFCOT(17) de 2006 sur l'omarthrose excentrée par MOLE et FAVARD ils montrent un gain de 38 points du Constant, passant de 24 en préopératoire à 62 en postopératoire, de 59° de l'élévation active passant de 71° en préopératoire à 130° en postopératoire. Le gain sur la rotation externe est meilleur en abduction à 90° : 18°, que coude au corps. Le gain sur la rotation interne est très faible, ce qui nécessite que les patients en soient prévenus en préopératoire. Le résultat subjectif est très bon chez ces patients âgés, puisque 92% d'entre eux sont très satisfaits ou satisfaits.

La survie à 12 ans de ces prothèses est correcte avec un petit décroché des courbes vers 3 ans et 6 ans. Cette survie est meilleure pour les ruptures massives de la coiffe : 95%, que pour les autres indications. Les descelllements glénoïdiens et les détériorations fonctionnelles confirment ces faits, comme l'a montré GUERY(18) en 2006 sur une série de 80 DELTA 3 implantées depuis plus de 5 ans.

WALL(19) en 2007 sur une série de 86 DELTA 3 avec un recul moyen de 3 ans, 3 mois a confirmé cette différence, mais n'en a pas mis en évidence entre les stades 1, 2 et 3 de Hamada sans arthrose gléno-humérale et les stades 4a, 4b et 5 avec arthrose gléno-humérale.

Les complications de la prothèse totale inversée : 21 % sont plus fréquentes que celles de la prothèse totale anatomique : 16 %. Ainsi dans la série de la SOFCOT de 527 prothèses DELTA 3 ayant un recul moyen de 52 mois on dénombre 5,7 % d'infections : 33 % d'entre elle étant survenues sur des épaules déjà opérées et 25 % sur des épaules vierges, 4,1 % de descellements glénoïdiens, 3,6 % d'instabilités et 1,1 % de complications neurologiques.

Le problème majeur de la prothèse DELTA 3 est l'encoche inférieure du pilier. Cette encoche classée par SIRVEAUX(20) en 3 stades : stade 1 sous la vis inférieure, stade 2 en regard de la vis, stade 3 au dessus de la vis et stade 4 au contact du plot est évolutive.

Dans la série de la SOFCOT sur 461 prothèses parfaitement exploitables radiologiquement, au recul moyen de 51 mois : 68 % avaient des encoches ; elles s'accroissent avec le temps puisque les encoches de stade 3 et 4 passent de 35 % à 5 ans à 49 % à 9 ans sans incidence évidente sur le Constant. Ces encoches augmentent donc de taille, compromettant la fixation glénoïdienne.

Pour y remédier il faut incliner et abaisser la gléno-sphère(21) voire la latéraliser et diminuer l'angle cervico-diaphysaire huméral.

La prothèse totale inversée est indiquée en raison de sa survie hypothétique à long terme chez les patients âgés de plus de 70-75 ans : en cas d'épaule pseudo-paralytique résistant à la rééducation, nécessitant en cas d'absence du petit rond une transplantation associée du grand rond et du grand dorsal selon L'EPISCOPO(22), en cas d'omarthrose excentrée avec un capital osseux glénoïdien suffisant, en cas d'omarthrose post traumatique avec important cal vicieux tubérositaire, en cas de rupture secondaire de la coiffe sur prothèse humérale ou totale anatomique.

## Références

- NEER CS 2.Replacement arthroplasty for gleno humeral osteo arthritis.J. Bone Joint Surg. 1974, 56 A, 1-13
- MILETI J, SPERLING J., COFIELD R. , HARRINGTON JR., HOSKIN T. Monoblock and modular total shoulder arthroplasty for osteo arthritis. J. Bone Joint Surg. 2005, 87B, 496-500
- ROBERTS SN., FOLEY AP., SWALLOW HM., WALLACE WA., COUGHLAN DP., The geometry of the humeral head and the design of prosthesis. J. Bone Joint Surg. 1991, 73B, 647-650
- BALLMER FT., SIDLES JH., LIPPITT SB., MATSEN FA.Humeral head prosthetic arthroplasty : surgically relevant geometric considerations.J. Shoulder Elbow Surg., 1993, 2, 296-304
- BOILEAU P., WALCH G.The three dimensional geometry of the proximal humerus : implications for surgical technique and prosthetic design.J. Bone Joint Surg. 1997, 79B, 857-865
- BOILEAU B., SINNERTON RJ., CHUINARD C., WALCH G.Arthroplasty of the shoulder.J. Bone Joint Surg. 2006, 88B, 562-575
- NYFFELER R., SHEIKH R., JACOB H., GERBER C.Influence of humeral prosthesis height in biomechanics of gleno humeral abduction : an in vitro study.J. Bone Joint Surg. 2004, 86A, 575-580
- SZABO I., BUSCAYRET F., EDWARDS BT.Radiographic comparaison of flat back and convex back glenoid components in total shoulder arthroplasty.J. Shoulder Elbow Surg. 2005, 14, 636-642
- LAZARUS M., JENSEN KL., SOUTHWORTH C., MATSEN FA.The radiographic evaluation of heeled and pegged glenoid component insertion .J. Bone Joint Surg. 2002, 84, 1174-1182
- MOLE D.La glène dans les prothèses d'épaule. Conférences d'Enseignement de la SOFCOT ELSEVKIER. Paris 2005, 87, 173-193
- BOILEAU P., AVIDOR C., KRISHNAN S., WALCH G., KEMPF JF., MOLE D.
- Cemented polyethylene versus uncemented metal backed glenoid component in total shouder arthroplasty : a prospective double blind randomised study. J. Shoulder Elbow Surg. 2002, 11, 351-359
- TORCHIA M., COFIELD R., SETTERGREN CR.Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis : long term results. J. Shoulder Elbow Surg. 1997, 6, 495-505
- LO IR., LITDEFIELY RB., GRIFFIN S. Quality of life outcome following hemi arthroplasty or total shoulder arthroplasty in patients with osteoarthritis: a prospective randomised trail. J. Bone Joint Surg. 2005, 87A, 2178-2185
- LAFOSSE L., KEMPF JF.Omarthrose primitive : résultats cliniques et radiologiques 2000 prothèses d'épaule... recul de 2 à 10 ans. Sauramps Médical Montpellier 2001, 73-85
- BOHSALI K., WIRTH M., ROCKWOOD C.Complications of total shoulder arthroplasty. J. Bone Joint Surg. 2006, 88A, 2279-1192
- BOILEAU P., WATKINSON D., HATSIDAKIS A., BALG F.Grammont reverse prosthesis : design, rationale and biomechanics. J. Shoulder Elbow Surg. 2005, 14, S1, 147-161
- BAULOT E., VALENTI P., GARAUD P., BOILEAU P., NEYTON L., SIRVEAUX F., NAVEZ G., ROCHE O., MOLE D., FAVARD L., GUERY J., LEDU C., GERBER C., WALCH G., NOVE JOSSE RAND L.Résultats des prothèses inversées. Symposium SOFCOT : omarthrose excentrée. Rev. Chir. Orthop. 2007, 93, 6, S1, 63-92
- GUERY J., FAVARD L., SIRVEAUX F., OUDET D., MOLE D., WALCH G.Reverse total shoulder arthroplasty : survivor ship analysis of eighty replacements followed for five to ten years.J. Bone Joint Surg. 2006, 88A, 1742-1747
- WALL B., O'CONNOR D., EDWARDS T., BRADLEY MD., NOVE JOSSE RAND L., WALCH G. Reverse total shoulder arthroplasty : a review according to etiology. J. Bone Joint Surg, 2007, 89A, 1476-1478
- SIRVEAUX F., FAVARD L., OUDET D., HUGUET D., WALCH G., MOLE D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty: the treatment of gleno humeral arthro arthritis with massive rupture of the cuff: results of a multicenter study of 80 shoulders. J. Bone Joint Surg. 2004, 86B, 388-395
- SIMOVITCH R., ZUMSTEIN M., LOHRI E., HELMY N., GERBER C.Predictors of scapular notching in patients managed with the Delta III reverse total shoulder replacement . J. Bone Joint Surg. 2007, 89A, 588-600
- BOILEAU P., TROJANI C., CHUINARD D.Latissimus dorsi and teres major transfer with reverse total shoulder arthroplasty for a combined loss of elevation and external rotation .Techniques in shoulder and elbow surgery. 2007, 8, 13-22