

La prothèse totale d'épaule inversée de Paul-Marie Grammont : plaidoyer pour une chirurgie fonctionnelle prothétique de l'épaule

Paul-Marie Grammont's Reverse Total Shoulder Prosthesis

E Baulot [1,2], P Martz [2]

1. Service de chirurgie orthopédique et traumatologie - Hôpital du Bocage - CHU Dijon - 14, rue Paul Gaffarel BP 77908 - 21079 Dijon Cedex.

2. Unité Inserm U 1093 - Université de Bourgogne - BP 27877 - 21078 Dijon.

Mots clés

- ◆ Prothèse inversée d'épaule
- ◆ Biomécanique
- ◆ Encoche scapulaire
- ◆ Coiffe des rotateurs

Résumé

Cette véritable Odyssée d'une invention d'un chirurgien universitaire dijonnais, Paul Grammont, démarre d'un constat unanime à la fin des années 1970 : l'impossibilité d'obtenir par arthroplastie prothétique d'épaule un bon résultat fonctionnel dans l'omarthrose associée à une rupture irréparable de la coiffe des rotateurs. Charles Neer lui-même parlait devant cette pathologie de « limited goals surgery ». C'est partant de l'Anatomie Comparée que Paul Grammont expliquait la faillite mécanique de l'épaule de l'homme actuel. Il analysait : « l'acquisition de la position érigée chez l'homme libère son l'épaule qui développe de nouvelles compétences fonctionnelles mais celles-ci dépassent ses véritables possibilités organiques avec un changement majeur : une atrophie relative du sus épineux aboutissant à un réel déséquilibre mécanique aux dépens de la coiffe avec pour conséquence la faillite mécanique du système. C'est ensuite par une approche théorique purement mathématique que le concept mécanique original nécessaire au rééquilibrage intrinsèque du deltoïde moyen a été démontré et énoncé dans la thèse des ingénieurs J. Bourgon et P. Pelzer qu'il dirigea (Thèse Université de Dijon, E.C.M.A de Lyon, Juin 1981)

Le concept mécanique original de MEDIALISATION du centre de rotation était né, définissant ainsi le cahier des charges d'une prothèse innovante avec inversion des formes. La rupture avec l'anatomie est totale, brutale, c'est une vraie « révolution ». Le premier prototype sera fabriqué en 1985 et baptisé TROMPETTE. Constitué d'une tige humérale en polyéthylène et d'une pièce glénoïdienne représentant les deux tiers d'une sphère de 44 mm de diamètre, son centre de rotation, médialisé, unique et fixe se projette sur le plan de la glène. Ce prototype sera testé et validé sur un modèle expérimental de type Strasser. La première implantation se fera début 1986. Par améliorations successives arrivera en 1991 une première génération de prothèse modulaire dite DELTA constituée de cinq pièces : platine glénoïdienne fixée par deux vis polaires divergentes et deux vis équatoriales avec hémisphère glénoïdienne vissée, cupule polyéthylène, métaphyse et diaphyse pour le versant huméral. Cette prothèse est la « mère » de toutes les prothèses actuelles. Puis une seconde génération en 1995. L'accueil sera mitigé mais devant la qualité des résultats fonctionnels obtenus sur la mobilité active en particulier en flexion antérieure la diffusion devient française puis rapidement européenne. Enfin après l'obtention de l'agrément « FDA » aux Etats-Unis en 2003, la diffusion devient planétaire. L'analyse des premières séries a mis en évidence l'apparition d'une complication spécifique et fréquente, l'encoche scapulaire pouvant compromettre la fixation glénoïdienne à moyen terme. Différentes solutions seront actuellement proposées pour en diminuer la fréquence et l'importance. Actuellement environ 60 % des prothèses d'épaules implantées sont de type inversé.

Keywords

- ◆ Reverse shoulder arthroplasty
- ◆ Biomechanical
- ◆ Scapular notching
- ◆ Rotator cuff

Abstract

This truly odyssey of Dijon academic surgeon's invention, Paul Grammont, started from unanimous recognition at the end of 1970 that it is impossible to obtain good functional results after shoulder arthroplasty for osteoarthritis with massive rotator cuff tear. Charles Neer, himself, described this pathology as "limited goals surgery". Paul Grammont explained shoulder mechanical failure of modern man from the comparative anatomy. He analyzed the acquisition of human raised position which by releasing the shoulder develops new functional competencies. However, they exceed their real organic possibilities with a major change: relative atrophy of supraspinatus creating a real mechanical imbalance to the detriment of the rotator cuff with system's mechanical failure as consequence.

Then, the original mechanical concept necessary for the intrinsic balance of middle deltoid was demonstrated with pure mathematical theoretical approach. This work directed by P. Grammont was published in J. Bourgon and P. Pelzer engineers final studies report (Dijon University, E. C. M. A. of Lyon, June 1981).

The innovative mechanical concept of MEDIALIZATION was born, defining the specifications of a new prosthesis with reverse forms. The break with anatomy is total, sudden; this is definitively a "revolution". The first prototype has been manufactured in 1985 and called TROMPETTE. Consisted of polyethylene humeral part and glenoid component representing two-third of 44mm diameter sphere, its fixed and unique medialized rotation centre is projected on glenoid plan. This prototype was tested and approved on Strasser-type experimental model. By

Correspondance :

Emmanuel Baulot, Service de chirurgie orthopédique et traumatologie
Hôpital du Bocage - CHU Dijon - 14, rue Paul Gaffarel BP 77908 - 21079 Dijon Cedex.
E-mail : emmanuel.baulot@chu-dijon.fr

subsequent improvements came in 1991, a first generation of modular prosthesis so-called DELTA made of 5 parts: glenoid baseplate fixed by 2 polar divergent screws and 2 equatorial screws, screwed hemi-spheric glenoidal component, polyethylene cup, metaphysis and shaft of the humerus. This prosthesis is the "mother" of all current prostheses. A second generation appeared in 1995. The response will be lukewarm; however regarding the quality of the functional results obtained on active mobility in particular on anterior flexion, the diffusion becomes French then quickly European. Finally, FDA approval in United States in 2004 leads to worldwide diffusion. The analysis of first series showed the emergence of a frequent and specific complication, scapular notching that might compromise glenoid fixation at mid-term. Solutions will be quickly proposed to decrease the occurrence and significance. Currently, about 60% of implanted shoulder prostheses are reverse.

L'esprit et le concept de chirurgie fonctionnelle de l'épaule de Paul Grammont

Cette invention fut une véritable Odyssée, terme qui n'a rien de pompeux ni de solennel au regard de son développement long et difficile, un peu seul contre tous...

Si dans un historique les dates clés sont souvent au premier plan, dans le cas de la prothèse de Grammont, pour rester fidèle à l'esprit original de son inventeur, il est primordial de connaître réflexions et progression sur une dizaine d'années qui lui permettront de définir son concept original de chirurgie fonctionnelle appliquée à l'épaule.

Ce qu'entendait Paul Grammont (PG) par chirurgie de fonction, au-delà de la récupération de la fonction que réclame un individu dans son milieu c'était la capacité par un système mécanique original de restaurer une fonction identique à la fonction perdue en tournant définitivement le dos à toute réparation lésionnelle ou reproduction anatomique. Le départ a été la définition du cahier des charges mécaniques à l'origine de la création du dessin original de sa prothèse, invention fruit d'une combinaison d'intuition, d'un constat d'échec des prothèses inversées utilisées jusque-là, d'expérimentation rigoureuse, et surtout d'un travail acharné.

Quelles sont ces réflexions ?

C'est par la combinaison de données biomécaniques et de morphologie évolutive puisées dans l'Anatomie Comparée que Grammont a proposé son explication de la faillite de l'épaule de l'homme actuel. Lors de l'évolution, l'acquisition de la position érigée permanente chez l'homme allait libérer l'épaule humaine de la quadrupédie et le membre antérieur, devenu membre supérieur développait trop rapidement de nouvelles compétences fonctionnelles qui dépassaient ses véritables possibilités anatomiques (Fig.1).

Lors de l'acquisition de ces compétences fonctionnelles les principaux changements anatomiques à mettre en exergue sont de deux ordres.

En premier lieu au niveau du couple musculaire sus-épineux - deltoïde : il apparaît une « atrophie évolutive » relative du sus-épineux matérialisée par le calcul de l'index scapulaire de Pearl et Schultz (2) (rapport de la hauteur de la fosse sus-épineuse divisée par la hauteur de la fosse sous-épineuse, qui diminue). Conjointement la latéralisation par translation externe de l'acromion et donc du secteur abducteur du deltoïde moyen, tel que défini par Fick (3) renforçait sa composante abductrice et aurait dû compenser la diminution de performance du sus-épineux, mais cette translation restait pour Grammont insuffisante, il allait donc proposer de l'augmenter.

De cette première analyse PG allait proposer en 1975, sa technique originale d'ostéotomie de translation rotation élévation de l'épine de l'omoplate (4). La latéralisation de l'acromion a pour effet d'augmenter la composante abductrice du deltoïde en diminuant sa composante élévatrice, soulageant le travail de centrage demandé à la coiffe (effet confirmé ultérieurement et expérimentalement par Paul Blaimont (5). En 1975 il ne le savait pas encore mais c'est exacte-

ment ce principe qu'il appliquera à sa prothèse non pas en latéralisant l'acromion mais en médialisant le centre de rotation de l'articulation. L'effet positif est identique : l'augmentation du bras de levier abducteur deltoïdien.

En second lieu, l'humérus porteur de la glène en quadrupédie, devient porté par la glène en bipédie. Ainsi la libération du membre supérieur chez l'homme s'accompagne d'une inversion de fonction entre humérus et glène mais sans changement de forme, d'où l'idée d'accompagner cette inversion de fonction par l'inversion des structures anatomiques en transférant la sphère de l'humérus sur la glène : « l'humérus porteur devient porté alors que la glène portée devient porteur ».

Chronologie et développement

Si l'on reprend le constat unanime des années 1980 on constate l'extrême difficulté voire l'impossibilité d'obtenir par arthroplastie prothétique un bon résultat fonctionnel dans l'omarthrose associée à une rupture irréparable de la coiffe des rotateurs. C.S Neer lui-même parlait de « limited goals surgery » (6).

Dans ce contexte la première solution imaginée par Paul Grammont en 1977 a été la prothèse « Acropôle » (7) : créer une véritable articulation trochantéro-acromiale avec pour objectif de resurfacier et d'utiliser l'espace sous-acromial « libéré par la rupture de coiffe » pour lutter contre la migration supérieure de la tête et la recentrer devant la glène. L'effet resurfaçage supprimait les douleurs, mais les performances fonctionnelles n'étaient que peu ou pas améliorées.



Figure 1. Modifications fonctionnelles et anatomiques observées lors de l'évolution avec le passage de la quadrupédie à la bipédie : en quadrupédie fémur et humérus ont la même fonction porteuse. En bipédie avec la libération du membre supérieur l'humérus devient porté par la glène. Noter la prééminence du membre antérieur en quadrupédie (gorille) et du membre inférieur en bipédie (Homme).

Les descellements précoces de la pièce glénoïdienne malgré son appui complémentaire acromio-coracoïdien ont entraîné son abandon dès 1981.

Le problème restait toujours sans solution !

Force était donc de conclure que la faillite ne résidait non pas tant dans le dessin des prothèses utilisées mais dans la mécanique commune à celles-ci, insuffisante car incapable de s'opposer à la force sub-luxante du deltoïde en absence de centrage par absence de coiffe.

L'équation consistant à trouver une solution pour procurer mobilité, stabilité, efficacité mécanique et résistance au descellement était donc considérée comme impossible ! Fort de ses arguments d'anatomie comparée, des résultats de son ostéotomie T.R.E (4) et à la suite des travaux de Dimnet, Gonon, Carret et Fischer (8) sur le centre de rotation de l'épaule physiologique, Grammont pointait alors l'importance de la relation entre l'équilibre du couple sus-épineux - deltoïde et la position du centre de rotation dans les prothèses d'épaule. L'hypothèse alors imaginée et posée pour restaurer cette fonction déficiente, et qui allait devenir son « fil conducteur », a alors été de définir une relation originale sur un principe mécanique innovant - fonction reposant en absence de coiffe des rotateurs sur l'utilisation optimale du seul muscle deltoïde. Ainsi, si l'on applique le simple théorème des moments on comprend à l'analyse de toutes les prothèses existantes leur insuffisance mécanique commune à savoir le faible bras de levier du deltoïde moyen abducteur [secteur III défini par FICK (3)].

L'énoncé du concept mécanique

C'est alors par une approche théorique purement mathématique que le concept mécanique original a été démontré dans le travail dirigé par P Grammont en 1981, dans le rapport de fin d'études des ingénieurs J. Bourgon et P. Pelzer : « Etude d'un modèle mécanique de prothèse totale d'épaule. Réalisation d'un prototype » (Thèse Université de Dijon, E.C.M.A de Lyon, 1981).

Paul Grammont allait conclure qu'en absence de coiffe des rotateurs la solution était un rééquilibrage intrinsèque du deltoïde moyen pour renforcer sa composante abductrice et diminuer sa composante élévatrice source de contraintes de descellement sur la glène :

« ...il en résulte le principe suivant : médialiser le centre de rotation de l'articulation scapulo-humérale, donc augmenter le bras de levier du deltoïde pallie la suppression d'activité du muscle sus-épineux. Ainsi, nous allons chercher à déplacer l'articulation mobile vers l'omoplate, mais sans déplacer la position de l'humérus par rapport à l'omoplate. En effet, si dans le même temps on intériorisait l'humérus, le bras de levier deltoïdien serait conservé et non pas augmenté retenant l'idée d'un centre de rotation interne, le passage de l'humérus sous la voûte acromiale sera plus difficile encore. Nous serons amenés dans un premier temps à abaisser le centre de rotation ».

Le concept mécanique original de médialisation du centre de rotation était né, définissant ainsi le cahier des charges d'une véritable « prothèse de coiffe » mais qui restait à inventer !

On peut donc agir pour valoriser le deltoïde de la même façon avec deux principes différents : latéraliser l'acromion [ostéotomie TRE, (4)] sans modifier le centre de rotation, ou médialiser le centre de rotation sans modifier la position de l'acromion (ce qui deviendra l'inversion prothétique actuelle) !

Avec le premier prototype la rupture avec le dessin anatomique n'était pas totale car il allait ressembler à une prothèse totale de hanche avec 2 pièces : une composante métagéno-épiphyso-physaire avec une très petite tête associée à un véritable col pour à la fois médialiser le centre de rotation et maintenir latéralisé l'humérus, cette pièce étant introduite

dans une tige diaphysaire grâce à un axe autorisant la rotation dans la prothèse. Ce premier prototype dessiné ne sera jamais implanté.

Suivra alors la première prothèse médialisante implantée. La prothèse OVOÏDE REFERENCE qui est celle qui marquera la rupture avec l'anatomie et allait montrer son efficacité en terme de renforcement du deltoïde moyen mais son instabilité était constante.

L'inversion moderne. Simulation expérimentale du système

Selon PG bien des auteurs ont pensé appliquer à l'épaule les « recettes » de la prothèse totale de hanche et jusque-là le principe des prothèses totales était quasi exclusivement de copier l'anatomie. Or si on peut copier et reproduire des surfaces articulaires (hanche) il n'existe aucune prothèse musculaire pour remplacer la coiffe.

En réalité la similitude fonctionnelle n'existe que chez les quadrupèdes : chez eux en effet, l'élément antérieur porteur est l'humérus et l'élément porté est la partie antérieure du corps matérialisée par la glène de l'omoplate, à l'instar en arrière du fémur qui porte le cotyle. Chez l'homme, c'est au contraire le tronc qui porte le bras, lui-même chargé dans l'effort de soulèvement. Il était donc « logique » pour PG de rechercher une articulation inverse de l'anatomie normale, c'est-à-dire où la sphère porteuse serait sur l'omoplate et la cupule concave sur l'humérus.

Ainsi PG va donc proposer d'accompagner cette acquisition fonctionnelle d'une inversion de forme humérus-glène. Dès lors la rupture avec l'anatomie est confirmée et totale, c'est une vraie « révolution ». Ce prototype sera baptisé TROMPETTE [(1) (Fig.2)]. La première implantation se fera le 22 mars 1986. Constituée d'une pièce glénoïdienne représentant les deux tiers d'une sphère de 44 mm de diamètre, son centre de rotation, médialisé, unique et fixe se projette sur le plan de la glène. L'implant glénoïdien céramique est encasté et scellé sur la glène avec dans l'humérus une embase monobloc concave polyéthylène également cimentée. Ce prototype sera testé et validé sur un modèle expérimental de type Strasser (9). Par ailleurs il sera noté un effet additionnel positif de l'abaissement du centre de rotation associé à sa médialisation.

Les premiers résultats observés en clinique sur la fonction en particulier en élévation sont immédiatement positifs, facilités par une rééducation bien codifiée (10). Par contre la fixation glénoïdienne par simple scellement allait se révéler faillible du fait du dessin contraint de cette prothèse innovante. Il faut également préciser que certains échecs ont à tort été attribués à cette première version : il s'agissait en réalité de



Figure 2. La prothèse « Trompette » : avec une tige humérale polyéthylène à cémenter et une « 1/2 sphère » céramique cimentée.

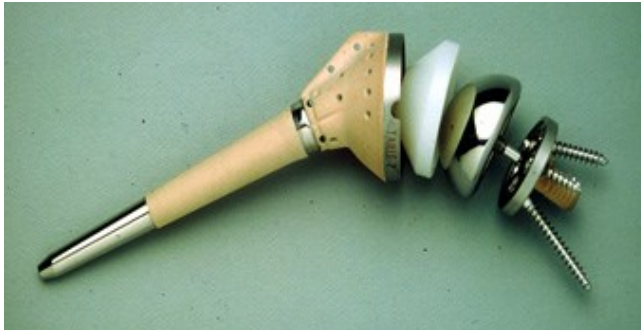


Figure 3. La prothèse « Delta » et ses 5 éléments : tige et métaphyse humérale, polyéthylène épiphysaire, glénosphère et métaglène.

problème dus à la qualité de la refixation de la baguette acromiale utilisée dans la voie d'abord de type « Saber cut » de Codmann (11).

Cependant de bons résultats sont encore pérennes à plus de 15 ans de recul (Fig.3). Il est intéressant de noter que cette prothèse trompette sur le versant glénoïdien n'a présenté qu'exceptionnellement de très petites encoches non évolutives au niveau du pilier de l'omoplate. En effet les 2/3 de segment de la sphère initiale resurfaient automatiquement la zone critique de conflit au niveau du pilier de l'omoplate. Par améliorations successives en 1991 une première génération de prothèse modulaire sera proposée (12,13) baptisée DELTA (pour deltoïde) constituée de cinq pièces : platine glénoïdienne fixée par deux vis polaires divergentes et deux vis équatoriales avec hémisphère glénoïdienne, cupule polyéthylène, métaphyse et diaphyse pour le versant huméral modifiée avec la deuxième génération modulaire en 1995; le concept s'installait alors définitivement. Le choix d'une tige humérale très remplissante apparaissant radiographiquement massive venait de l'adaptation d'une idée développée pour les prothèses de hanche sur mesure, à savoir augmenter au maximum la surface de contact entre la tige et l'humérus proximal sans ciment avec la deuxième génération d'inversée modulaire dijonnaise.

La dernière grande étape viendra avec l'obtention de l'agrément « FDA » aux Etats-Unis en novembre 2003 avec une première implantation en mars 2004 (14) soit 18 ans après l'implantation de la première Trompette à Dijon. La diffusion du principe devient planétaire.

En chirurgie de première intention le taux global de complications est d'environ 12 % (15) mais l'analyse des premières séries a montré l'apparition d'une complication spécifique et fréquente, l'encoche scapulaire dont le taux varie de 49 % à 96 % selon les séries (16,17). Elle résulte d'un conflit en adduction entre la pièce humérale et le pilier de l'omoplate (18) dont certaines variations anatomiques (19), comme un morphotype d'omoplates à col court favoriserait la survenue (20), entraînant une augmentation de l'angle « cervico-scapulaire » décrit par Simowitch (21). L'encoche semble plus fréquemment associée à une voie d'abord supéro-externe (22). Sa recherche impose un examen radiographique précis (23). La responsabilité de cette encoche dans la survenue de descellements glénoïdiens et la dégradation des résultats cliniques n'est pas encore clairement établie (17). Sa prévention est recommandée (24). Diverses solutions plus ou moins efficaces sont proposées pour en diminuer la survenue et l'importance : inclinaison (21) ou abaissement (18) de la platine glénoïdienne, greffe glénoïdienne (25), nouveaux dessins excentric (26,27) ou moins médialisant (28), resurfaçage du pôle inférieur de la glène protégeant son col solution intéressante. L'amélioration de la précision de pose par utilisation de la navigation et de guides personnalisés sur mesure représente une voie d'avenir (29). Actuellement environ 60 % des prothèses d'épaules implantées sont de type inversé.

Cette innovation originale et majeure d'un chirurgien français, développée en partenariat avec le laboratoire français Medinov, 100 % française, a permis d'introduire une solution efficace pour traiter un problème resté jusque-là sans réponse.

Conclusion

Ce concept mécanique original de médialisation d'un centre de rotation unique et fixe décliné sous forme de prothèse inversée suscita au départ, doutes, incertitudes. Ainsi dans son livre sur la chirurgie fonctionnelle de l'épaule en 1995, Paul Grammont écrivait : « on nous a reproché d'avoir traité quelques-uns de nos cas d'omarthrose décentrée avec rupture irréparable par une prothèse inversée, mais il y a quelques années que faire d'autre ? » Cette idée très originale, s'inscrivant en rupture complète avec ce qui avait été proposé précédemment, avec ses vraies différences et grâce à elles s'est imposée devenant un principe biomécanique de référence, preuve reconnue de son efficacité. Son émergence a montré d'une façon générale la grande difficulté qu'ont les idées nouvelles à faire leur chemin et la ténacité que leurs inventeurs doivent développer pour résister aux assauts des « fixistes », et défendre leurs idées.

Malgré l'engouement pour les diverses prothèses inversées actuelles il n'en reste pas moins un certain nombre de problèmes à régler au premier rang desquels figurent l'encoche au niveau de la partie supéro-externe du pilier de l'omoplate, la préservation du capital osseux huméral métaphysaire, et au plan fonctionnel la difficulté persistante à récupérer les rotations.

Discussion en séance

Question de G Mantion

Ce type de prothèse inversée, basée sur des concepts anatomiques et biomécaniques compréhensibles, peut-il être adapté à d'autres modèles articulaires ?

Réponse

D'autres champs d'application articulaire pour ce type de dessin prothétique sont à l'étude avec en particulier la possibilité de l'appliquer au remplacement de l'articulation trapézo-métacarpienne dans le traitement de la rizarthrose.

Question de G Morvan

Les modifications apportées aux implants ont-ils suffit à régler le problème des encoches sous-glénoïdiennes et qu'en est-il de la survie à long terme des prothèses inversées actuelles ?

Réponse

Les modifications apportées actuellement, que ce soit au niveau du dessin prothétique, du positionnement de la pièce glénoïdienne, de la valeur l'angle cervico-diaphysaire huméral n'ont pas fait disparaître le risque d'encoche; elles semblent néanmoins efficaces puisque sa fréquence diminue, son apparition est retardée et sa progression est ralentie.

Quant à la survie de ce type d'implants le suivi de cohortes suffisantes au plus grand recul ne dépasse pas 10 ans. L'âge d'implantation fait actuellement débat. S'il est généralement recommandé de réserver ce type de prothèse à partir de 65 ans, certains dont je fais partie fixent la barre à 60ans.

Question de J Dubouset

Pourquoi faire une forme complètement cupulaire et non pas hémicupulaire pour le versant huméral de la prothèse ? A-t-on recherché grâce aux méthodes de simulation, en fonction de l'anatomie et de la mobilité prévisible du patient, la coupe et la forme humérale les mieux adaptées ?

Réponse

La forme cupulaire sur le versant huméral améliore la stabilité, en augmentant la surface contact; par ailleurs cette forme permet de faire varier la profondeur (augmentation) de la cupule, ce qui est utile si lors du testing avec les implants d'essai on note un certain degré d'instabilité. Une hémicupule ne le permettrait pas cette rétentivité.

Actuellement de nombreuses équipes travaillent soit sur l'optimisation du positionnement des implants :

- • huméral en particulier l'équipe de Dines aux Etats Unis avec son modèle de simulation musculaire 3D « Nexcastle » afin de déterminer la rotation idéale de l'implant huméral;
- • glénoïdien avec l'utilisation peropératoire de guide sur mesure, personnalisés, fabriqués à partir de reconstruction 3D [Iannotti (US), Trouilloud (Dijon)].

Question de L Sedel

Pensez-vous qu'il serait intéressant de réaliser une prothèse d'épaule inversée avec un couple de frottement tout céramique en connaissant la capacité de ce matériel à développer du tissu fibreux qui pourrait aider à stabiliser l'épaule ?

Réponse

C'est certainement une voie pleine d'avenir lorsque l'on sait d'une part les qualités tribologiques exceptionnelles clairement démontrées par la céramique avec un recul de plus de 20 ans sur la hanche, d'autant plus envisageable qu'au départ je le rappelle la « sphère » de prothèse « Trompette » était en céramique !

Références

1. Grammont PM, Trouilloud P, Laffay JP, Deries X. Etude et réalisation d'une nouvelle prothèse d'épaule. *Rhumatologie*. 1987;39:407-18.
2. Pearl R, Schultz P. *Human biology: a record of research*. Warwick and York Inc Publishers. Baltimore.1930.
3. Fick R. *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*. Iena. S. Fischer. Verlag. 1904-1911.
4. Baulot E, Cavaille A, Grammont P. Ostéotomie de translation élévation de l'épine de l'omoplate dans les conflits antérieurs et les lésions fonctionnellement incomplètes de la coiffe des rotateurs. *Orthop Traumatol*. 1993;3:221-6.
5. Blaimont P, Tahéri A. Contribution à la biomécanique de l'articulation gléno-humérale. *Rev Chir Orthop*.1992;78 (suppl.1):174-5.
6. Neer CS, Watson KC, Stanton FJ. Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg A*. 1982;64:319-37.
7. Grammont PM, Lelaurin G. Die scapula osteotomie und Acropole Prosthese. *Orthopäde*. 1981;10:219-29.
8. Fischer LP, Carret JP, Gonon GP, Dimnet J. Etude cinématique des mouvements de l'articulation scapulo-humérale. *Cahier d'Enseignement de la Sofcot*. 1985. n°22:37-53.
9. Strasser H. *Lehrbuch des muskel und gelenkmechanick*. J. Springer, Berlin. 1917.
10. Cordesse G. Mise en place d'une prothèse inverse d'épaule dite Grammont, chez une patiente de 78 ans. *Kinésithérapie*.2002;53-4.
11. Codman EA, Depalma AF. *The Shoulder*. Rupture of the supraspinatus tendon and others lesions in or about the subacromial bursa. RE Kreiger Publishing Company. Malabar, Florida; Reprint of Supplemented Edition: 1984.
12. Grammont PM, Baulot E. Delta Shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. *Orthopedics* 1993;16:65-8.
13. Baulot E, Chabernaud D, Grammont PM. Résultats de la prothèse inversée de Grammont pour les omarthroses associées à de grandes ruptures de la coiffe : à propos de 16 cas. *Acta Orthop Belg*, 1995; 61 (suppl 1): 112-9.
14. Rockwood CA Jr. The Reverse Total Shoulder Prosthesis. The new kid on the block. *J Bone Joint Surg A*. 2007;89:233-5.
15. Walch G, Wall B, Mottier F. Complications and revision of the reverse prosthesis: a multicenter study of 457 cases. In Boileau P, editor. *Reverse shoulder arthroplasty*. Nice: Sauramps. 2006:335-52.
16. Smith D, Guyer T, Bunker TD. Indications for reverse shoulder replacement. *J Bone Joint Surg B*. 2012;5:577-83.
17. Zumstein A, Pinedo M, Old J, Boileau P. Problems, complications, reoperations, and revision in reverse total shoulder arthroplasty. A systematic review. *J Shoulder Elbow Surg*. 2011;1:146-57.
18. Nyfeller RW, Werner CM, Gerber C. Biomechanical relevance of glenoid component positioning in the reverse Delta III total shoulder prosthesis. *J Shoulder Elbow Surg*. 2005;14:524-8.
19. Frankle MA, Teramoto A, Luo ZP, Levy JC. Glenoid morphology in reverse shoulder arthroplasty; classification and surgical implication. *J Shoulder and Elbow Surg*. 2009;18:874-85.
20. Baulot E, Trost O, Demangel A, Trouilloud P. Scapular neck: myth or reality ? Application to glenoid cavity surgery. *Morphologie*. 2006;90:289.
21. Simowitch RW, Zumstein MA, Lohri E, Helmy N, Gerber C. Predictors of scapular notching in patients with th Delta III reverse total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89:588-600.
22. Mole D, Favard L. Symposium SOFCOT: Omarthrose excentrée. *Rev Chir Orthop*.2007; Suppl 6:3537-3594.
23. Roberts CC, Ekelund AL, Renfree KJ, Liu PT, Chew FS. Radiologic Assessment of Reverse Shoulder Arthroplasty. *Radiographics*. 2007;27:223-35.
24. Vanhove B, Beugnies A. Grammont's reverse shoulder prosthesis for rotator cuff arthropathy. A retrospective study of 32 cases. *Acta Orthop Belg*. 2004;70:219-25.
25. Boileau P, Moineau G, Roussanne Y, O'Shea K. Bony Increased-offset Reverse Shoulder arthroplasty: minimizing scapular impingement while maximizing glenoid fixation. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469:2558-67.
26. Poon PC, Chou J, Young SW, Astley T. Comparison of Concentric and Eccentric Glenspheres in Reverse Shoulder Arthroplasty. *J Bone Joint Surg*. 2014;96:1119-25.
27. Chou J, Malak SF, Anderson IA, Astley T, Poon PC. Biomechanical evaluation of different designs of glenspheres in the SMR reverse total shoulder prosthesis: Range of motion and risk of scapular notching. *J Shoulder Elbow Surg*. 2009;18:354-9.
28. Frankle M, Siegal S, Pupello D, Saleem A, Mighell M, Vasey M. The Reverse Shoulder Prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. A minimum two-year follow-up study of sixty patients *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87:1697-705.
29. Trouilloud P, Gonzalves M, Baulot E, Charles H, Handelberg F, Nyfeller R. La prothèse inverse d'épaule Duocentric et ses gabarits de pose Personal fit. *Maîtrise Orthopédique*. 2012;218:8-13.