

Mémoire de Maîtrise en médecine No 289

Evaluation de l'usure de la glène avant implantation de prothèses d'épaule

Etudiant

Maël Zürcher

Tuteur

Prof. Alain Farron

Service d'orthopédie et traumatologie de l'appareil
locomoteur, CHUV

Expert

Dr. Alexandre Terrier

Laboratory of Biomechanical Orthopedics, EPFL

Lausanne, 15.12.2011

1. Introduction

1.1 Arthropathies dégénératives de l'épaule

L'implantation de prothèses d'épaule est une opération de plus en plus pratiquée. Les indications à une telle intervention sont multiples et sont principalement dues à des arthropathies dégénératives de l'épaule.

La pathologie la plus souvent rencontrée est l'omarthrose. Elle consiste en une usure de l'articulation gléno-humérale et de ses cartilages, provoquant un contact direct entre les structures osseuses. Ce contact direct est responsable de douleurs et de limitations fonctionnelles, pouvant altérer la qualité de vie des patients. Il existe différentes étiologies à l'omarthrose ; la plus répandue est l'omarthrose primaire qui est rencontrée le plus souvent chez les personnes âgées. Cette pathologie est en augmentation. Ce phénomène est principalement dû au vieillissement de la population. Cependant, l'omarthrose peut être provoquée par d'autres pathologies sous-jacentes. Nous citerons de manière non exhaustive les séquelles d'anciens traumatismes et de rupture de la coiffe des rotateurs, les dysplasies de la glène, mais également les séquelles d'arthrite, quelle soit d'origine microcristalline (chondrocalcinose, goutte, rhumatisme à hydroxyapatite), inflammatoire (polyarthrite rhumatoïde, psoriasique) ou infectieuse. Il est intéressant de rappeler que la première prothèse d'épaule a été implantée en 1893 par le chirurgien français Jules Émile Péan afin de remplacer l'articulation gléno-humérale détruite par la tuberculose [1]. Le diagnostic d'omarthrose repose évidemment sur l'anamnèse et la clinique. Il peut être confirmé par des images radiologiques, notamment conventionnelles ou par CT Scan (Figure 1). Le traitement de l'omarthrose est dans un premier temps dit « conservateur ». Il consiste en un traitement médicamenteux (anti-inflammatoires (AINS, corticoïdes), antidouleurs (paracétamol, opiacés)) et la pratique d'exercices afin de maintenir une trophicité articulaire et d'améliorer



omarthrose.
 épaississement de
 sous-chondrale,

la musculature de l'épaule. Dans un second temps, lorsque le traitement conservateur n'est plus suffisant, il est possible d'envisager une intervention chirurgicale, avec la mise en place d'une prothèse d'épaule. Comme pour toute opération, il est nécessaire de considérer les risques et bénéfices potentiels de la procédure.

Il existe d'autres pathologies pour lesquelles une indication à l'implantation de prothèses d'épaule peut être posée, telles que les fractures complexes de l'humérus proximal, la nécrose aseptique de la tête humérale ou les arthropathies dues à une incompetence de la coiffe des rotateurs, provoquant une sévère limitation fonctionnelle. Les fractures complexes de l'humérus proximal peuvent contre-indiquer une ostéosynthèse, dans les cas où les fragments sont difficiles à stabiliser ou lorsque il existe un risque trop élevé de nécrose aseptique de la tête humérale.

1.2 Types de prothèses d'épaule

Il existe différents types de prothèses d'épaule. Chaque type comporte ses propres indications et contre-indications.

- Hémiprothèse humérale

L'hémiprothèse humérale (Figure 2) consiste en un remplacement de la tête humérale uniquement, par une prothèse. Elle est principalement indiquée dans les cas où seule la partie humérale de l'articulation est touchée. C'est principalement le cas des fractures complexes de la tête humérale. Nous citerons également la nécrose aseptique de la tête humérale. L'hémiprothèse est également parfois indiquée dans les cas d'usure très sévère de la glène, ne permettant plus de fixer un implant sur cette dernière. Il est possible de retrouver une telle usure dans les cas avancés de polyarthrite rhumatoïde. L'hémiprothèse est un traitement efficace des fractures complexes de l'humérus proximal et de la nécrose aseptique de la tête humérale. Moeckel et al [2] et Robinson et al [3] démontrent une diminution satisfaisante de la douleur chez une majorité des patients traités pour une fracture complexe de l'humérus proximal. Les résultats sont cependant moins favorables chez les patients les plus âgés, ou présentant des déficits neurologiques ou ayant subi une révision suite à des complications postopératoires. Hattrup et Cofield [4] ont quant à eux démontré une amélioration de la situation avec disparition des douleurs ou des douleurs modérées occasionnelles chez 75.1% des 71 patients ayant subi une implantation d'une hémiprothèse d'épaule.

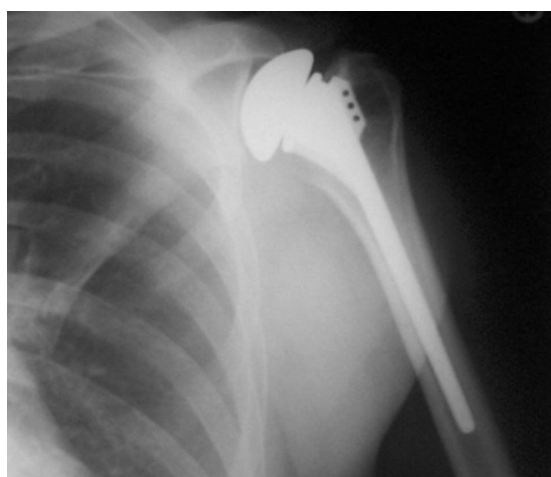


Figure 2 : Hémiprothèse humérale chez un patient souffrant de nécrose aseptique de la tête humérale.

- Prothèse totale de type anatomique

La prothèse totale de type anatomique (Figure 3) consiste comme son nom l'indique en une reconstruction de l'articulation gléno-humérale en respectant l'anatomie physiologique de cette articulation. Elle est constituée d'une prothèse humérale et d'une prothèse de la glène. Elle est indiquée dans les cas de lésions dégénératives

touchant les deux versants de l'articulation. Il s'agit principalement de l'omarthrose primaire, mais également des arthrites microcristallines, inflammatoires et infectieuses provoquant une omarthrose secondaire. L'incompétence de la coiffe des rotateurs est une contre-indication à la pose d'une prothèse totale d'épaule. En effet, celle-ci est indispensable à la stabilité de l'articulation, mais également à sa mobilité.

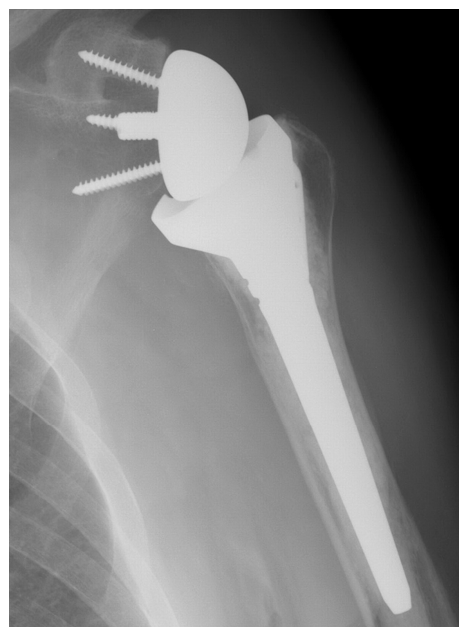
L'absence de coiffe des rotateurs entraîne une charge asymétrique de la glène avec un risque de descellement précoce. Des multiples études [5-7] ont démontré l'efficacité des prothèses totales d'épaule dans les cas d'omarthrose primaire avec une diminution des douleurs et une bonne mobilité articulaire. D'autres études [8-10] ont démontré une supériorité de la prothèse totale par rapport à l'hémi-prothèse dans le cas d'omarthrose primaire. Les bons résultats sont moins bons dans les cas d'arthrite inflammatoire [11], qui comportent classiquement une usure centrale de la glène avec des lésions secondaires de la coiffe des rotateurs. [12].



ile de type

Prothèse totale de type inversée

Contrairement aux autres prothèses, la prothèse totale de type inversée (Figure 4) n'a pas pour but de rétablir une anatomie physiologique de l'articulation gléno-humérale. En effet, comme son nom l'indique, l'anatomie est inversée ; la forme sphérique retrouvée dans les autres cas sur la tête humérale se situe au niveau de la scapula et la forme habituelle concave de la glène est située sur la tête humérale. Grâce à son design plus contraint la prothèse offre une certaine stabilité sans coiffe des rotateurs. La médialisation du centre de rotation renforce également l'action du deltoïde. Cette prothèse est donc indiquée lorsque la coiffe des rotateurs est incompétente et dans certains cas complexes de révision de prothèses. Boileau et al. [13] et Frankle et al [14] démontrent de bons résultats chez les patients traités avec une telle prothèse avec une augmentation significative de l'abduction et une diminution des douleurs lorsque la prothèse inversée est utilisée dans ces indications.



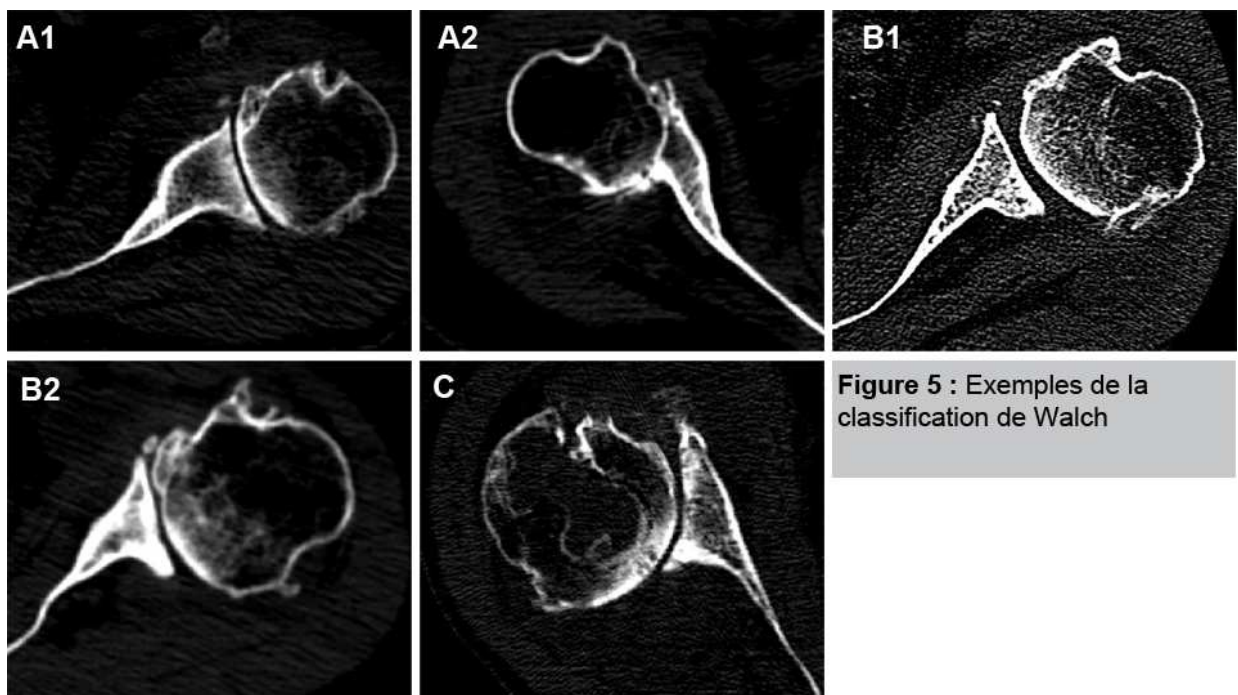
ale de type

1.3 Usure de la glène

L'omarthrose s'accompagne fréquemment d'une usure de la glène. Cependant celle-ci varie d'un individu à l'autre, tant par l'importance de l'usure que par sa direction. Elle se situe particulièrement dans sa partie postérieure [15], ce qui provoque une orientation postérieure de la glène et une subluxation de la tête humérale [16,17]. Lorsque l'usure n'est pas adéquatement corrigée lors de l'intervention, les patients ont des risques de complications. En effet il a été démontré que les glènes implantées avec une orientation postérieure sont à risque de descellement de la prothèse, avec une baisse de la qualité de vie chez les patients concernés, avec notamment la persistance de douleurs après l'opération rendant nécessaire une révision chirurgicale. [18-20]. Farron et al. démontrent qu'une glène orientée postérieurement subit une augmentation des contraintes de 326% sur le ciment utilisé pour la fixation de l'implant et de 162% sur l'implant lui-même. Il existe également une augmentation des micromouvements entre le ciment et l'os de 706%. Ils recommandent alors de corriger toute orientation postérieure supérieure à 10°.

Cette correction reste cependant une étape difficile dans la planification et la réalisation de l'opération. En effet, il faut tout d'abord identifier et quantifier l'usure de la glène. Pour ce faire, il est nécessaire de connaître l'importance de l'usure et son orientation.

Une classification de l'usure de la glène dans les cas d'omarthrose est actuellement utilisée avant implantation de prothèses d'épaule. Il s'agit de la classification de Walch [21], datant de 1999 et qui est basée sur des images de CT Scan en 2 dimensions. Elle prend en compte l'angle d'orientation de la glène, calculée selon la technique de Friedman [15] et la mesure de la subluxation de la tête humérale par rapport à la glène. Il en résulte 5 types morphologiques de glènes. (Figure 5)



Type A1 : La tête humérale est centrée sur la glène et l'usure est peu importante

Type A2 : La tête humérale est également centrée sur la glène, mais l'usure de la glène est importante, si bien que la glène épouse la forme sphérique de la tête humérale et prend une forme de cupule.

Type B1 : La tête humérale est subluxée postérieurement par rapport à la glène.

Type B2 : La tête humérale est subluxée postérieurement par rapport à la glène. Suite à cette subluxation, l'usure se fait uniquement dans la partie postérieure de la glène donnant un aspect biconcave à la glène

Type C : La glène est orientée postérieurement avec un angle supérieur à 25° selon la technique de Friedman [15] sans tenir compte de l'usure.

1.4 But de l'étude

La classification de Walch fournit une représentation de l'usure et de la morphologie de la glène. Elle est ainsi répandue et utilisée couramment. Cependant, plusieurs études remettent en cause la précision des mesures de l'angle de l'orientation basées sur des CT Scan en 2 dimensions. En effet, l'angle des coupes de CT Scan est perpendiculaire au thorax du patient et n'est pas perpendiculaire à l'axe de la scapula. Les coupes sont prises à 35° (+/- 19°) par rapport à l'angle de la scapula. L'usure maximale de la glène ne se trouvant pas toujours dans cet axe, plus de la moitié des mesures de l'usure maximale est alors sous-estimée [22]. De plus, cette méthode représente en 2 dimensions une structure tridimensionnelle. L'orientation de la glène et son usure ne sont donc pas représentée de manière optimale, rendant difficile la planification de l'opération. La classification de Walch ne permet également pas de mesurer l'importance de l'usure de la glène et donc d'identifier la nécessité de procéder au cours de l'intervention à une greffe osseuse afin de palier à cette usure provoquant une médialisation de l'articulation.

Une image en 3 dimensions est plus à même d'analyser la glène [23]. Kwon [24] démontre une bonne précision des mesures de la glène faites à partir d'images de CT reconstruites en 3 dimensions. Le CT en 3 dimensions offre aussi une meilleure visualisation de la morphologie de la voûte de la glène, particulièrement dans les cas d'usure importante.

Le but de cette étude est de développer une méthode permettant de définir avec précision l'importance et la localisation de l'usure de la glène, en 3D, sur la base de CT-scan standards, sans arthrographie associée. Cette technique doit aboutir par la suite à une extension de la classification de Walch (en 3D) et faciliter la planification de la reconstruction de la glène lors de l'implantation de prothèses d'épaules. Une correction optimale de l'usure de la glène pourrait diminuer les complications postopératoires, telles que le descellement de prothèse.

2. Matériel et Méthode

2.1 Série

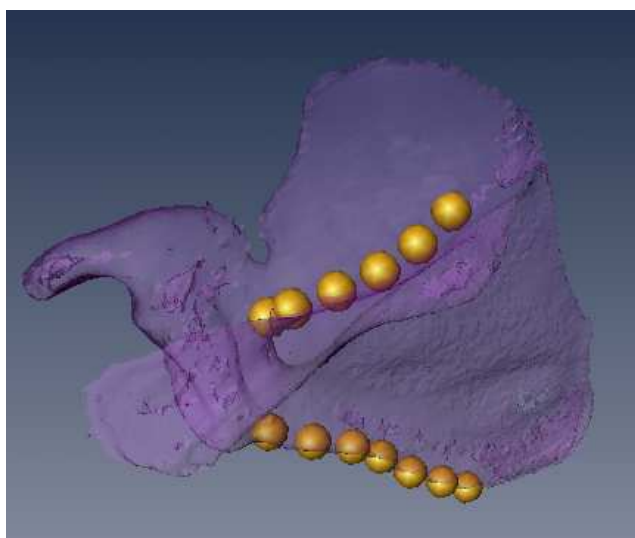
Nous avons utilisé des CT Scans contenant les images de l'articulation de l'épaule. 5 patients non connus pour une pathologie d'épaule et qui présentaient une image de scapula dans les limites de la norme constituent le groupe contrôle. Ils ont été comparés avec 34 CT Scans anonymisés de patients en prévision d'une opération de prothèse totale d'épaule. En raison de l'anonymisation, les informations détaillées concernant les patients ne sont pas connues.

2.2 Les mesures

Les différentes mesures ont été effectuées à l'Ecole polytechnique fédérale de Lausanne (EPFL), en collaboration avec le « Laboratory of Biomechanical Orthopedics » (LBO). Toutes les mesures et représentations des CT Scans ont été réalisées à l'aide du logiciel Amira.

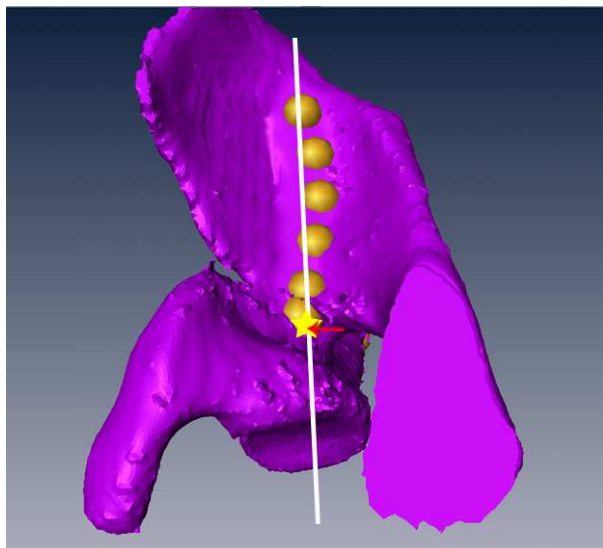
La majorité des mesures faites sur la scapula sont celles basées sur les recommandations de l'ISB [25]. Ces dernières proposent des points de repères qui se trouvent principalement aux extrémités de la scapula (*l'angle inférieur* : le point le plus caudal de la scapula, le « *Trigonum Spinae Scapulae* » : la base de l'épine de la scapula, *l'angle acromial* : le point le plus dorsolatéral de l'acromion et le *point le plus ventral du processus coracoïde*). Cependant ces recommandations requièrent un CT Scan incluant la scapula dans sa totalité, ce qui n'est pas le cas pour la grande majorité des CT Scans faits dans un but clinique, par exemple en prévision d'une intervention chirurgicale.

Nous avons donc développé une technique permettant d'utiliser la scapula même si le bord médial n'a pas été scanné. Pour ce faire, nous avons considéré des points de repères proches de la glène et se trouvant exclusivement dans la partie latérale de la scapula (qui est toujours présente sur les images de CT Scan cliniques). Le plan de la scapula a été déterminé par son bord axillaire et par la fosse supra-épineuse (Figure 7). Nous avons défini le bord axillaire avec 7 points distants chacun de 5 millimètres, dont le premier est situé 15 millimètres en dessous du point le plus inférieur de

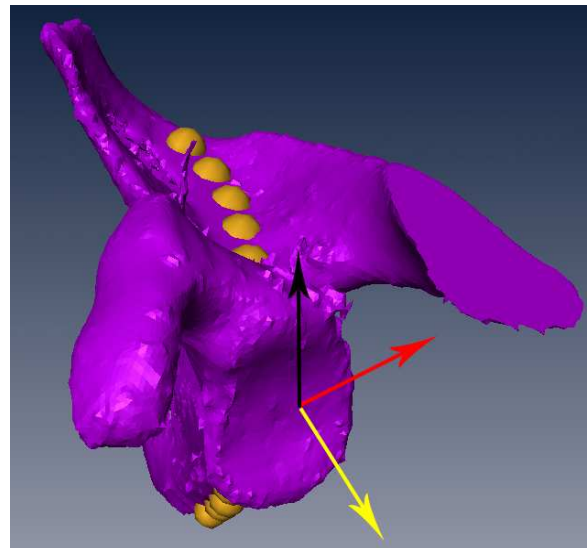


son bord

la glène. La fosse supra-épineuse est également définie par 7 points distants de 5 millimètres, mais situés à 10 millimètres de la projection de la base de l'épine de l'omoplate sur l'axe de la fosse supra-épineuse. Cette projection est également l'origine de notre système de coordonnées. Nous pouvons, de ce plan, déterminer les 3 axes de ce système. L'axe antéropostérieur est perpendiculaire au plan, l'axe médiolatéral est aligné avec la fosse supra-épineuse et enfin l'axe inférosupérieur est orthogonal aux axes antéropostérieur et médiolatéral. (Figure 8 et 9)

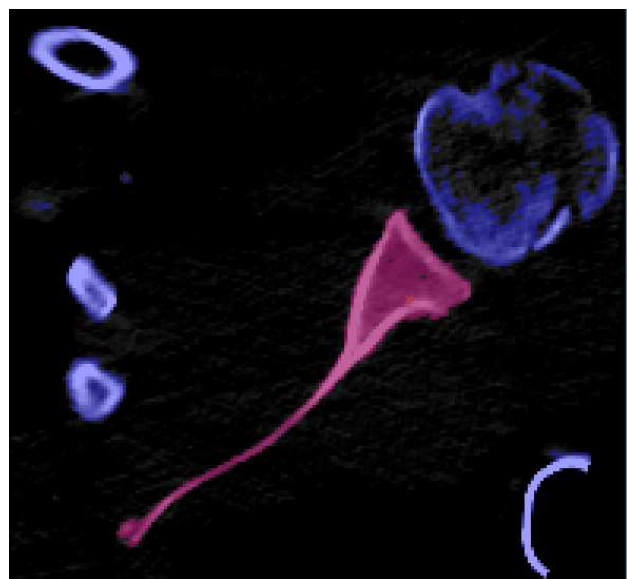


ordonnées
de l'épine de
la fosse



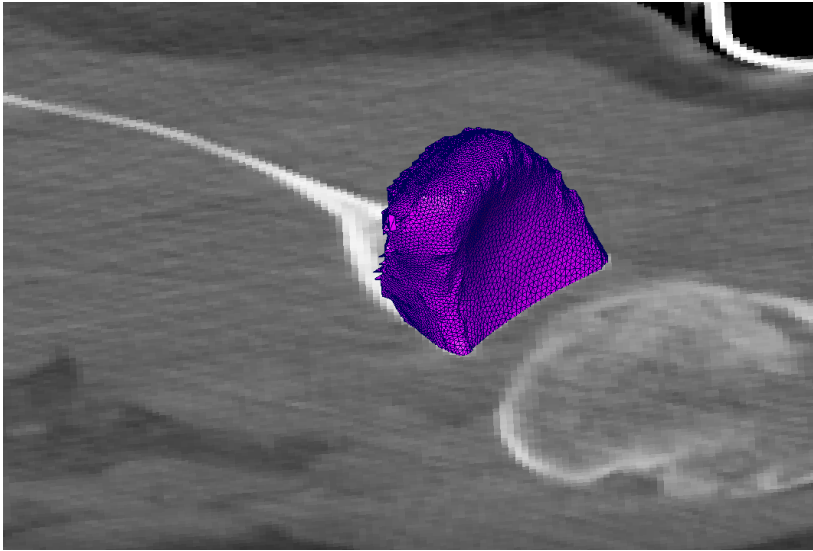
auge), axe
postérieur

Plusieurs étapes sont nécessaires afin de reconstruire la surface de la glène en 3D à partir de CT Scan. Nous avons tout d'abord sélectionné toutes les coupes représentant la glène. Nous avons ensuite appliqué un seuil dans les niveaux de gris afin d'isoler les segments osseux correspondant à la glène sur chaque image sélectionnée. (Figure 10) Il est maintenant possible de reconstruire la glène en 3D à partir des coupes de CT Scan en 2D. Finalement, afin d'isoler la surface articulaire, nous avons sélectionné manuellement la surface articulaire de

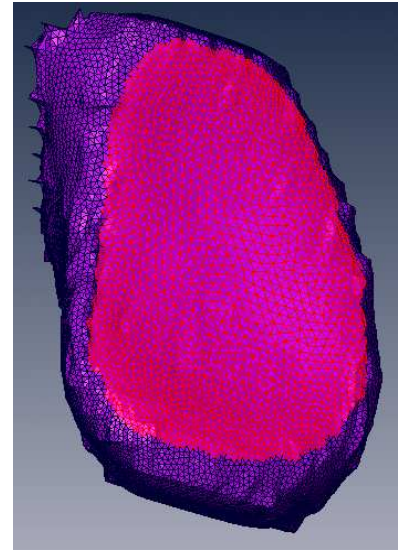


sur chaque

la glène qui est la partie déterminante pour cette étude. (Figure 11 et 12)

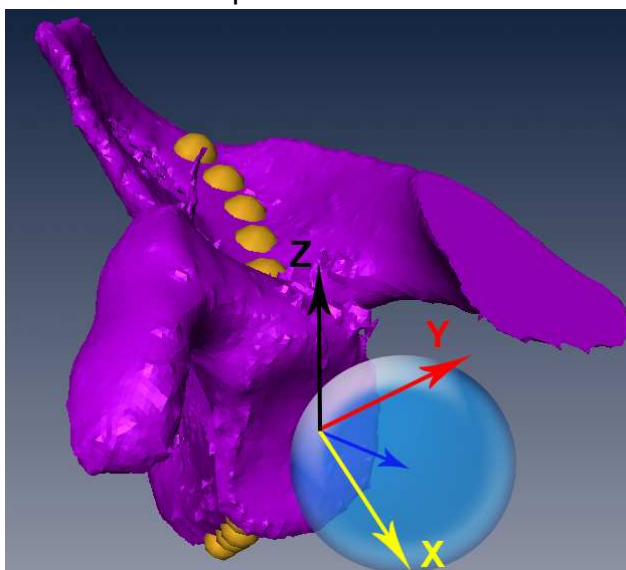


en 3D représentée sur une

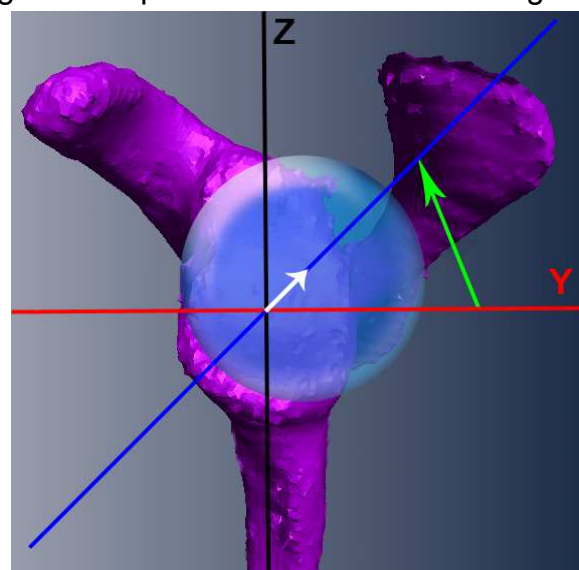


tion manuelle
 urface
 ène

De cette représentation en 3D de la glène, nous avons déterminé son orientation en 3D. Pour cela il a été nécessaire de premièrement déterminer le centre de la glène. Ce dernier a été défini comme la projection du centroïde de la glène sur l'axe X. Nous avons ensuite fait correspondre à la surface de la glène, selon la méthode des moindres carrés, une sphère avec **un rayon propre** à chaque glène. **La somme des carrés des erreurs de la glène** permet de rendre compte de la forme sphérique ou non de la glène. En effet, une glène de forme sphérique permet aisément sa représentation en une sphère, rendant la somme des carrés des erreurs faibles. Nous avons ensuite pu déterminer un vecteur glénoïde partant du centre de la glène



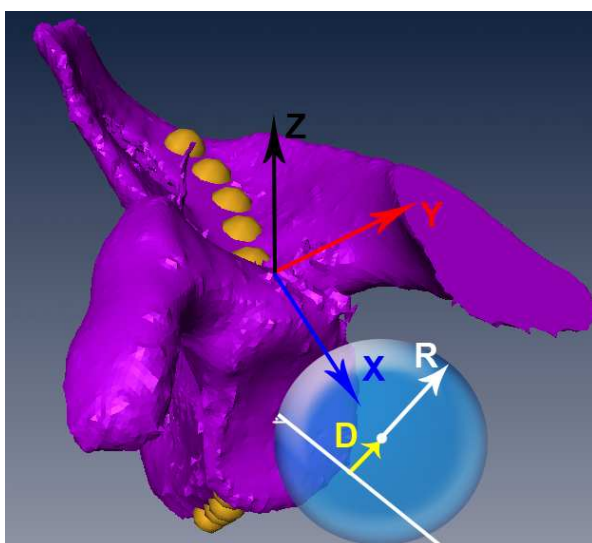
ngle entre le
 re)



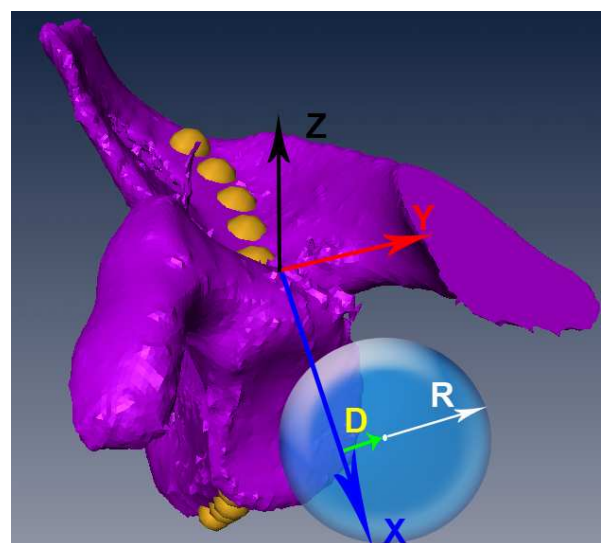
ion de la glène
 jection du
) sur le plan YZ

précédemment défini au centre de la sphère correspondant à la glène. De ce vecteur, nous avons pu obtenir l'orientation de la glène par rapport à la scapula. Pour ce faire, nous avons mesuré **l'angle formé entre l'axe X de la scapula et le vecteur glénoïde**. (Figure 13) Cet angle nous informe d'une possible orientation de la glène dans une autre direction que l'axe X de la scapula. Il est nécessaire de connaître la direction de cette orientation. Nous pouvons alors projeter le vecteur glénoïde sur le plan des axes YZ et mesurer **l'angle formé par cette projection avec l'axe Y**. (Figure 14) 0° étant une orientation postérieure, 90° supérieur, -90° inférieur et $\pm 180^\circ$ antérieur. Afin de faciliter la représentation de l'orientation, nous avons divisé la glène en 4 parties de 90° chacune.

Pour pouvoir mesurer la subluxation de la tête humérale, nous avons également considéré le positionnement et la morphologie de la tête humérale. Comme pour la représentation de la glène, cette dernière a été représentée par une sphère qui correspondait au mieux selon la méthode des moindres carrés à de multiples points de la surface de la tête humérale. Plusieurs paramètres de cette sphère permettent alors de représenter la tête humérale ; **le rayon de la sphère**, la somme des carrés des erreurs (Root Mean Square Error) qui permet comme pour la glène de rendre compte de la forme sphérique ou non de la tête humérale. Cette représentation de la tête humérale permet également d'indiquer sa position par rapport à la glène ou encore par rapport au plan de la scapula afin d'identifier une éventuelle subluxation de la tête humérale. Nous avons donc défini 2 index de subluxation : un **index de subluxation par rapport à la glène** et un **index de subluxation par rapport à la scapula**. (Figure 15 et 16) L'index de subluxation par rapport à la glène a été défini comme la portion de la tête humérale au delà d'une ligne perpendiculaire au centre de la glène (D+R) par rapport au diamètre de la tête humérale ($2R$). Il en va de même pour l'index de subluxation par rapport à la scapula, mais en remplaçant le vecteur glénoïde par l'axe X de la scapula. Un index de subluxation de 50% correspond alors à un centre de la sphère représentant la tête humérale se situant exactement sur la ligne perpendiculaire à la glène (respectivement l'axe X de la scapula), indiquant une tête humérale parfaitement centrée sur la glène (respectivement par rapport au plan de la scapula).



port à la



ar rapport à la

Comme pour l'orientation de la glène, il est intéressant de connaître la direction de la subluxation. Nous avons alors défini un plan de mesure de la direction de la subluxation par rapport à la glène et par rapport au plan de la scapula. Ce plan est construit par la ligne perpendiculaire au centre de la glène (respectivement l'axe X pour la direction de la subluxation par rapport à la scapula) et par le centre de la sphère représentant la tête humérale. Pour calculer la **direction de la subluxation par rapport à la glène**, nous avons mesuré l'angle entre la projection de l'axe Y sur le plan de la glène qui est perpendiculaire à la ligne perpendiculaire au centre de la glène et le plan de mesure de la direction de la subluxation. Quant à la **direction de subluxation par rapport au plan de la scapula**, nous avons mesuré l'angle formé par l'axe Y et le plan de mesure de la direction de la subluxation. 0° étant une orientation postérieure, 90° supérieur, -90° inférieur et $\pm 180^\circ$ antérieur.

Nous avons encore déterminé 2 autres mesures. La première est la **médialisation de la glène** pouvant signifier une usure importante de la glène avec une perte osseuse due à l'usure. Elle a été définie comme la distance entre le centre de la glène et l'origine de notre système de coordonnées (base de l'épine de l'omoplate). Cependant, nous l'avons normalisée avec la distance moyenne des scapula saines. La médialisation de la glène correspond alors au rapport « différence entre la distance moyenne des scapula saines et distance mesurée sur la distance moyennes des scapula saines ». Ainsi, une médialisation de la glène de 0 correspond à une distance de la glène mesurée avec son origine égale à la distance moyenne des scapula saines. Une médialisation de 1 correspond à une distance nulle entre le centre de la glène et son origine.

La seconde est le **rapport entre le rayon de la sphère représentant la glène et le rayon de la sphère représentant la tête humérale**. Ce rapport peut également identifier une usure importante de la glène : dans ce cas, la concavité de la glène est proche de la sphéricité de la tête humérale. Le rapport des rayons serait alors proche de 1, signifiant que les 2 sphères ont un rayon presque identique.

3. Résultats

3.1 Données

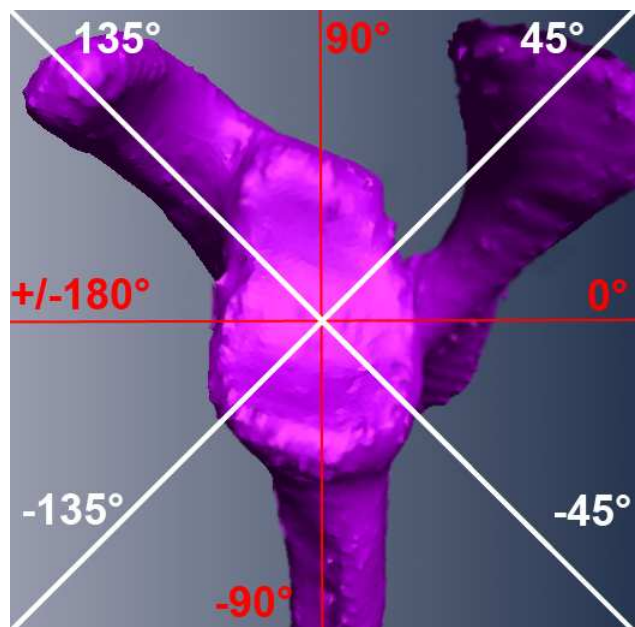
Les différents résultats des mesures nous permettent de déterminer plusieurs aspects morphologiques des glènes normales et pathologiques afin d'établir une nouvelle classification (Tableau 1). Tout d'abord, l'orientation de la glène par rapport au plan de la scapula nous est donnée par **l'angle 3D de l'orientation de la glène**. L'angle 3D de l'orientation de la glène est souvent augmenté dans les cas pathologiques, signifiant une glène orientée de manière accentuée dans une certaine direction. Nous avons regroupé les différentes directions en 4 groupes (postérieur, supérieur, antérieur et inférieur) (Figure 7). L'orientation de la glène est majoritairement postérieure pour les glènes normales et pathologiques. (Figure 8A et 8B)

	Normaux	SD	Pathologiques	SD
Angle 3D de l'orientation de la glène	12.15°	3.03°	16.44°	9.53°
Index de subluxation scapulo-humérale	64.57	3.79	65.98	8.76
Index de subluxation gléno-humérale	55.21	1.34	55.60	4.02
Sphéricité de la glène	0.40	0.14	0.44	0.20
Distance moyenne des glènes	21.26mm	0.04mm	18.09mm	3.64mm
Rapport des rayons	1.33	0.11	1.21	0.18

Tableau 1 : Résultats des différentes mesures

L'index de subluxation scapulo-humérale définit la position de la tête humérale par rapport à la scapula. Un index élevé signifie une subluxation de la tête humérale. L'index est augmenté dans les cas pathologiques, indiquant la présence de cas de subluxation de la tête humérale. La direction de cette subluxation est majoritairement postérieure (Figure 8C et 8D).

L'index de subluxation gléno-humérale définit la position de la tête humérale par rapport à la glène seule. Un index augmenté signifie une tête humérale non centrée sur la glène, donc subluxée. Cette subluxation n'a pas de direction typique. (Figure 8E et 8F)



de l'orientation de
-humérale et de la

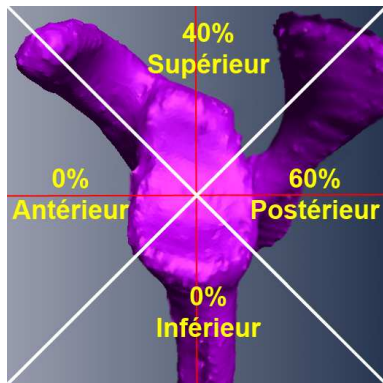


Figure 8A : Glènes normales :
Angle 3D de l'orientation de la glène

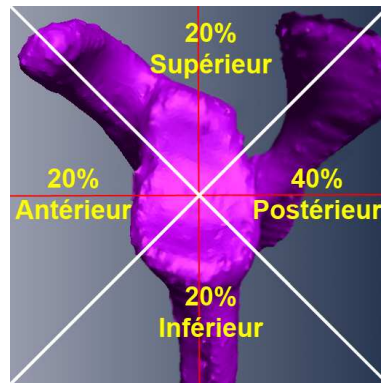


Figure 8C : Glènes normales :
Direction de la subluxation scapulo-humérale

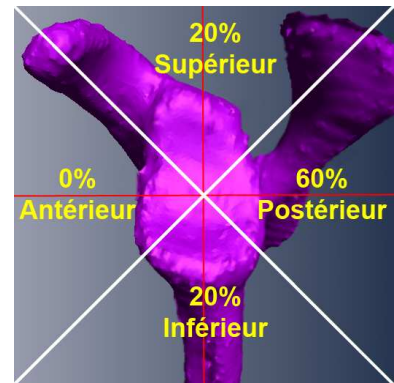
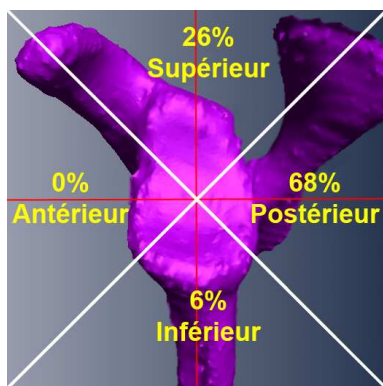
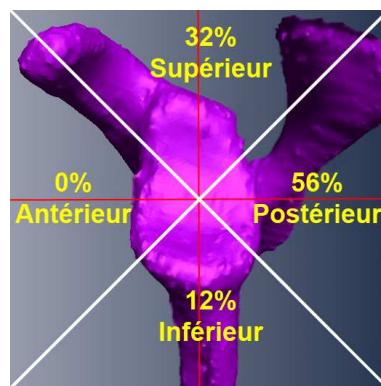


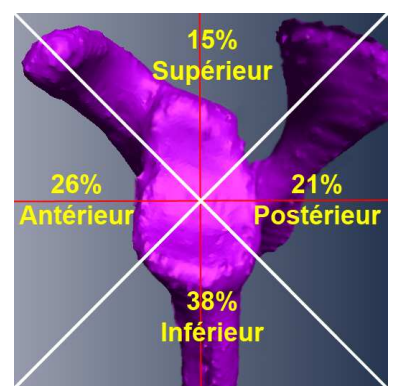
Figure 8E : Glènes normales :
Direction de la subluxation gléno-humérale



8B : Glènes pathologiques :
Angle 3D de l'orientation de la glène



8D : Glènes pathologiques :
Direction de la subluxation scapulo-humérale



8F : Glènes pathologiques :
Direction de la subluxation gléno-humérale

La sphéricité de la glène permet d'identifier les glènes où l'usure ne s'est pas faite de manière uniforme sur toute la surface. En effet, lorsque l'usure est plus importante sur une certaine partie, la glène perd sa forme concave et il est plus difficile d'y faire correspondre une sphère. C'est le cas par exemple des glènes biconcaves. La biconcavité est formée d'une première cupule, celle de la glène physiologique et d'une seconde qui a été formée par l'usure au contact de la tête humérale non centrée sur la glène.

La médialisation renseigne sur l'usure globale de la glène. Elle a été définie par la distance entre la base de l'épine de l'omoplate et le centre de la glène. Afin de simplifier ce résultat, nous l'avons normalisé par rapport aux glènes normales. Ainsi, la médialisation moyenne des glènes est de 0.15, ce qui signifie un raccourcissement de 15% par rapport aux sujets normaux.

Pour finir, le **rapport des rayons** rend compte de l'usure de la glène et surtout de la forme de cette usure. En effet, le rayon de la glène et de la tête humérale tendent à se rapprocher lorsque la concavité de la glène épouse la sphéricité de la tête humérale, qui peut être représentée comme une sphère de plus petite taille que la glène. Ainsi, lorsque la glène prend une forme de cupule entourant la tête humérale, le rapport des rayons diminue. On retrouve cette diminution dans les cas pathologiques.

4. Discussion

4.1 Paramètres nécessaires à une classification

Dans cette étude, nous avons cherché à établir une méthodologie permettant de mesurer et définir en 3D l'usure de la glène. Nos résultats montrent une grande variabilité entre les glènes mais ont permis de mettre en évidence des différences entre les glènes normales/pathologiques ainsi que le type et l'orientation de l'usure. Ce dernier point est essentiel si l'on souhaite proposer une nouvelle classification,. La classification de Walch [21] définit 2 aspects importants des glènes pathologiques ; l'orientation de la glène et la subluxation de la tête humérale. Ces 2 aspects sur des images de CT Scan en 2D ne fournissent cependant pas toutes les informations nécessaires à une planification d'une opération, telles que l'importance de l'usure et sa direction. C'est pourquoi nous avons défini les différentes mesures pouvant répondre à cette attente. Tout d'abord, l'orientation de la glène, qui est représentée par la mesure de la rétroversion dans la classification de Walch, est défini dans notre étude par **l'angle 3D de l'orientation de la glène**. Ce dernier fournit le degré d'orientation de la glène par rapport à la scapula dans toutes les directions possibles. La direction précise est également connue, contrairement aux images de CT Scan en 2D qui ne représente que la direction dans le sens de l'image de CT Scan. Ces informations permettront au chirurgien de connaître quelle est l'orientation de la glène, dans le but de planifier une correction précise de l'usure.

Comme dans la classification de Walch, nous avons défini **l'index de subluxation gléno-humérale** afin d'identifier une éventuelle subluxation de la tête humérale par rapport à la glène. La direction exacte de cette subluxation est également connue, comme pour l'orientation.

Nous avons également ajouté **l'index de subluxation scapulo-humérale** et sa direction. Ceci permet de connaître le positionnement de la tête humérale par rapport au plan de la scapula. Il s'agit en fait d'un complément d'informations aux deux mesures citées ci-dessus. En effet, une subluxation scapulo-humérale peut être retrouvée si la glène est orientée de manière différente au plan de la scapula ou que la tête humérale est subluxée par rapport à la glène elle-même. Cependant, ces 2 situations peuvent se retrouver simultanément, avec une tête humérale subluxée par

rapport à une glène elle-même orientée différemment au plan de la scapula. L'index de subluxation scapulo-humérale consiste en un complément d'informations permettant d'identifier ces cas.

Une déformation de la glène en forme biconcave, correspondant à la classification B2 de Walch, est également identifiable grâce à la mesure de la **sphéricité de la glène**. En effet, un aspect biconcave ne permettant pas une incorporation d'une sphère, les glènes présentant cet aspect peuvent donc être identifiés. Finalement, la classification de Walch ne fournit pas d'information précise quant à l'importance de l'usure de la glène, si ce n'est par l'aspect cupulaire d'une glène très usée. Nous proposons ici la mesure de la **médialisation**, normalisée par rapport à un groupe de sujets normaux, qui reflète l'usure de la glène par un raccourcissement de la distance séparant un point de la scapula à la glène. Une mesure complémentaire est le **rapport des rayons**, permettant de reconnaître une forme cupulaire de la glène, empruntée à la forme de la tête humérale.

Limites :

Afin de pouvoir proposer une extension de la classification de Walch, il est nécessaire de parvenir à mieux comparer et identifier les différents types de glène. Pour cela, un nombre plus important de sujets sains devrait être inclus dans notre étude. En effet, 5 sujets normaux ne permettent pas de définir de manière significative les différents paramètres d'une glène normale.

La reproductibilité des mesures devrait également être analysée. En effet, la reproductibilité intra-observateur et inter-observateur n'a pas encore pu être effectuée. Nous pouvons néanmoins penser qu'il pourrait exister quelques variations dues à la technique utilisée. Dans notre méthodologie, nous utilisons tout d'abord un seuil au niveau des unités Hounsfield des images de CT Scan afin d'identifier précisément la glène sur chaque coupe. Ce seuil doit être défini manuellement et est propre à chaque CT Scan.

Dans le cas de glènes très usées, il existe très souvent une diminution significative de l'espace articulaire, pouvant même mener au contact direct des structures osseuses de la glène et de la tête humérale. Ce cas représente une difficulté technique dans l'identification de la surface de la glène. En effet, même en appliquant un seuil capable d'identifier les structures osseuses, il n'est pas toujours possible de délimiter la glène avec précision par rapport à la tête humérale. Il est donc nécessaire de tracer manuellement les contours de la glène sur chaque coupe de CT Scan impliquant la glène. Au-delà du temps considérable que cette opération peut prendre, il est difficile d'obtenir une surface de la glène reconstruite de manière optimale.

Une autre difficulté se situe à l'extraction de la surface articulaire de la glène reconstruite. Nous l'avons sélectionnée et extraite manuellement de la région entière de

la glène. Cette opération, effectuée selon le jugement de l'opérateur, pourrait créer des variations si plusieurs personnes l'effectuent.

Cependant, le principal point limitant l'application de cette méthodologie à la pratique courante est le temps nécessaire à la réalisation des différentes étapes de mesure. En effet, reconstruire les images de CT Scan en 3D et définir les différents repères sur la scapula sont des étapes longues à effectuer. Il faut compter près d'une heure pour les réaliser. Bien que cette classification permette de représenter précisément la morphologie et l'usure de la glène ainsi que sa direction, il est à ce stade difficilement envisageable qu'un chirurgien orthopédiste puisse consacrer une heure à préparer et évaluer préopératoirement chaque opération de pose de prothèse totale d'épaule.

5. Conclusion

Nous avons défini une méthodologie permettant de mesure précisément et en 3D l'usure de la glène (importance et direction), les subluxations gléno- et scapulo-humérale (importance et direction), la médialisation ainsi que la congruence des rayons gléno-huméraux. Cette technique doit encore être validée par l'étude d'un plus grand nombre de sujets et par des analyses de reproductibilité.

Cette technique permettra dans un second temps de développer une extension tridimensionnelle de la classification de Walch, en lui associant les valeurs numériques indispensables à la reconstruction chirurgicale précise et à la pose optimale des implants prothétiques.

Références :

1. Lugli T: Artificial shoulder joint by Péan (1893): The facts of an exceptional intervention and the prosthetic method. *Clin Orthop Relat Res* 1978;133:215- 218.
2. Moeckel BH, Dines DM, Warren RF, Altchek DW: Modular hemiarthroplasty for fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74: 884-889.
3. Robinson CM, Page RS, Hill RM, Sanders DL, Court-Brown CM, Wakefield AE: Primary hemiarthroplasty for treatment of proximal humeral fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85: 1215-1223.
4. Hattrup SJ, Cofield RH: Osteonecrosis of the humeral head: Results of replacement. *J Shoulder Elbow Surg* 2000;9:177-182.
5. Neer CS II, Watson KC, Stanton FJ: Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64:319-337.
6. Cofield RH: Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66:899-906.
7. Torchia ME, Cofield RH, Settergren CR: Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: Long-term results. *J Shoulder Elbow Surg* 1997;6:495-505.
8. Radnay CS, Setter KJ, Chambers L, Levine WN, Bigliani LU, Ahmad CS. Total shoulder replacement compared with humeral head replacement for the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg* 2007;16:396-402.
9. Gartsman GM, Roddey TS, Hammerman SM: Shoulder arthroplasty with or without resurfacing of the glenoid in patients who have osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82:26-34.
10. Orfaly RM, Rockwood CA Jr, Esenyel CZ, Wirth MA: A prospective functional outcome study of shoulder arthroplasty for osteoarthritis with an intact rotator cuff. *J Shoulder Elbow Surg* 2003;12: 214-221.
11. Collins DN, Harryman DT II, Wirth MA: Shoulder arthroplasty for the treatment of inflammatory arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:2489- 2496.
12. Wiater JM, Fabing MH. Shoulder arthroplasty: prosthetic options and indications. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009;17:415–425.
13. Boileau P, Watkinson D, Hatzidakis AM, Hovorka I: Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: Results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2006;15:527- 540.
14. 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;87:1697-1705.
15. Friedman RJ, Hawthorne KB, Genez BM. The use of computer- ized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74:1032-7.
16. Cofield RH, Edgerton BC. Total shoulder arthroplasty: complica- tions and revision surgery. *Instr Course Lect*. 1990;39:449–62.
17. Matsen III FA, Bicknell RT, Lippitt SB. Shoulder arthroplasty: the socket perspective. *J Shoulder Elbow Surg*. 2007;16(5 Suppl): S241–7.
18. Brems JJ. The glenoid component in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 1993;2:47-54.

19. Brewer BJ, Wubben RC, Carrera GF. Excessive retroversion of the glenoid cavity. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68:724-30.
20. Farron A, Terrier A, Buchler P. Risks of loosening of a prosthetic glenoid implanted in retroversion. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15(4):521-6.
21. Walch G, Boulahia A, Boileau P, Kempf JF. Primary glenohumeral osteoarthritis: clinical and radiographic classification. The Aequa- lis Group. *Acta Orthop Belg.* 1998;64 Suppl 2:46-52
22. Hoenecke : Hoenecke HR Jr, Hermida JC, Flores-Hernandez C, D'Lima DD. Accuracy of CT-based measurements of glenoid version for total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010 Mar;19(2):166-71.
23. Scalise JJ, Codsì MJ, Bryan J, Brems JJ, Iannotti JP. The influence of three-dimensional computed tomography images of the shoulder in preoperative planning for total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90:2438-45.
24. Kwon YW, Powell KA, Yum JK, Brems JJ, Iannotti JP. Use of three-dimensional computed tomography for the analysis of the glenoid anatomy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1):85-90
25. Wu G, van der Helm FCT, Veeger HEJ, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner B, Buchholz B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech.* 2005;38:981-992.