

UNIVERSITÉ DE LILLE
UFR3S-MÉDECINE
Année : 2025

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Titre de la thèse

L'influence de la distalisation humérale et de la latéralisation
glénoïdienne sur les mobilités articulaires des prothèses totales
inversées de l'épaule.

Présentée et soutenue publiquement le 24 octobre 2025 à 18h
au Pôle Recherche
par **Nina HAUSMANN**

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Christophe CHANTELOT

Assesseurs :

Monsieur le Docteur Thomas AMOUYEL

Monsieur le Docteur Ziad ABDALLAH

Madame le Docteur Morgane DELAMARRE

Directeur de thèse :

Docteur Ziad ABDALLAH

AVERTISSEMENT

L'université n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

Table des matières

I. INTRODUCTION	8
II. MATERIEL ET METHODE	15
1. Plan expérimental	15
2. Patients	16
3. Geste chirurgical	17
4a : Recueil des données cliniques	20
4b. Recueil des données paracliniques	21
5. Critères de jugement	29
6. Analyse statistique	29
III. RESULTATS	31
1) Données démographiques	31
2) Critère de jugement principal	34
3) Critères de jugement secondaires	36
IV. DISCUSSION	44
V. CONCLUSION	51
BIBLIOGRAPHIE	52
ANNEXE	57

LEXIQUE

ADLEIR *Activities of Daily Living in External and Internal Rotation*. Score de quantification de la faisabilité des activités de la vie quotidienne mobilisant l'épaule en rotation externe et interne

ASES *American Shoulder and Elbow Surgery score*, score américain de chirurgie de l'épaule et du coude

BioRSA *Bony Increased Offset Reversed Shoulder Arthroplasty*, Prothèse totale inversée d'épaule avec augmentation osseuse de l'offset glénoïdien

COR *Center Of Rotation*, centre de rotation.

DSA *Distalization Shoulder Angle*, Angle de distalisation de l'épaule.

EA Elevation Antérieure

GDA *Glenoid Distalization Angle*, Angle de distalisation glénoïdienne

GLA *Glenoid Lateralization Angle*, Angle de latéralisation glénoïdienne

GPP *Glenoid Pivot Point*, Point pivot glénoïdien

HDA *Humeral Distalization Angle*, Angle de distalisation humérale

HLA *Humeral Lateralization Angle*, Angle de latéralisation humérale

LSA *Lateralization Shoulder Angle*, Angle de latéralisation de l'épaule.

mDSA *Modified Distalization Shoulder Angle*, Angle modifié de distalisation de l'épaule

NSA Neck Shaft Angle, angle col-tige

PE Polyéthylène

PTEI Prothèse Totale d'Epaule Inversée

RE1 Rotation externe coude au corps

ROMs Ranges of Motion, amplitudes articulaires

I.INTRODUCTION

Après les nombreux échecs rencontrés avec l'arthroplastie d'épaule dans les années 1970, la prothèse totale inversée d'épaule mise au point par Paul Marie Grammont en 1985 a vastement révolutionné la prise en charge chirurgicale de l'omarthrose associée à une rupture de la coiffe des rotateurs.

Sa conception réside dans la **distalisation** et la **médialisation** du centre de rotation (COR) vers l'implant glénoïdien (figure 1 et figure 2).

En effet, l'inversion de la sphéricité (glénosphère convexe et cupule humérale concave) entraîne une **médialisation** du centre de rotation par rapport à l'anatomie native, rapprochant celui-ci de la surface de la glène. Cette translation médiale augmente le bras de levier du deltoïde, optimisant ainsi son efficacité. Parallèlement, l'implantation de la cupule humérale en position plus distale conduit à une **distalisation** du centre de rotation, qui met le deltoïde en tension et améliore sa capacité à mobiliser le bras. L'association de ces deux déplacements – médialisation et distalisation – constitue le principe biomécanique fondamental de la prothèse inversée, en restaurant des mobilités actives malgré l'insuffisance de la coiffe des rotateurs.

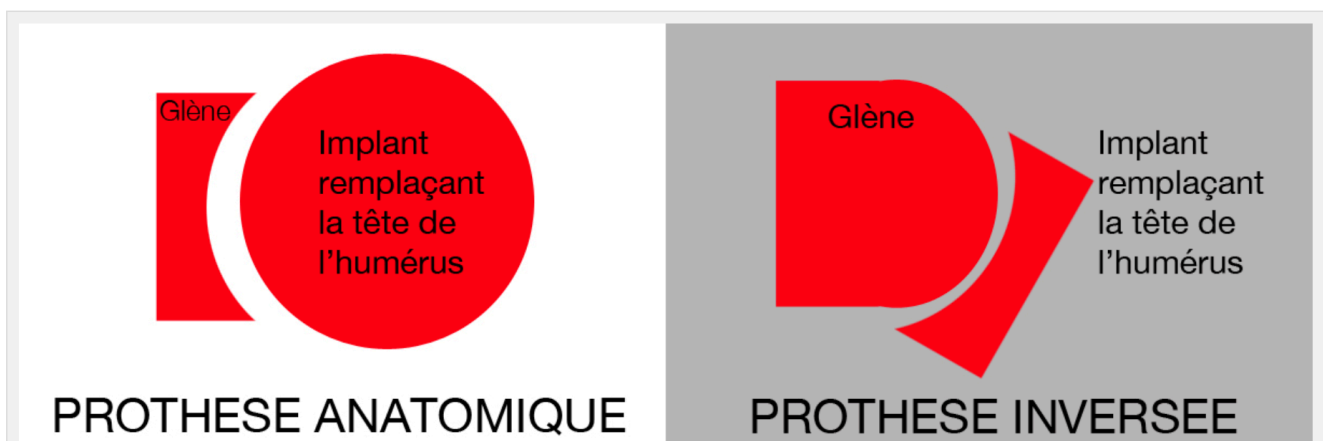


Figure 1 : Schéma illustrant le design des prothèses anatomiques restaurant l'anatomie initiale (image de gauche) et des prothèses totales inversées (image de droite). (Graphismes : Site de l'épaule Champagne Ardenne <https://www.sitedelepaule.com/les-douleurs-chroniques-de-lepaule/prothese-depaule/>)

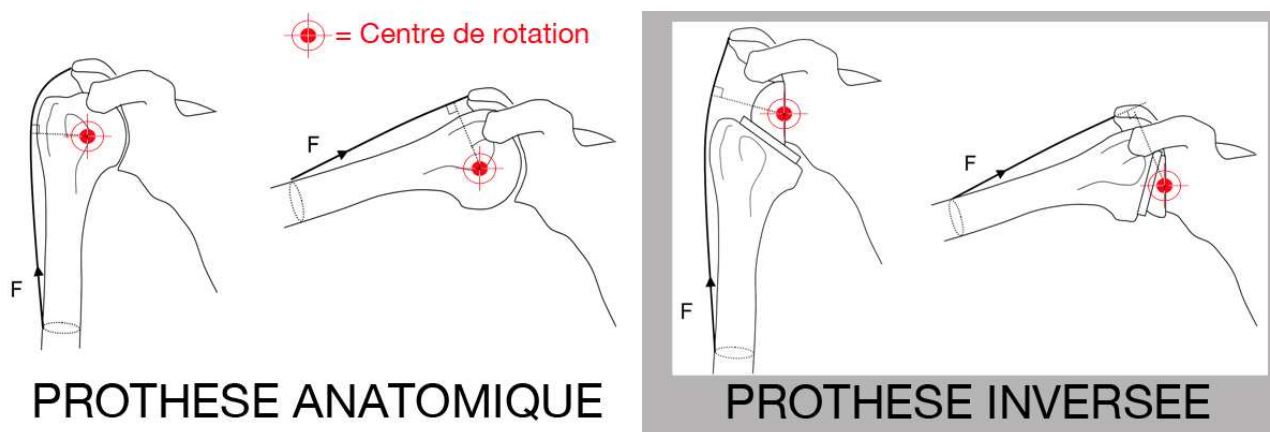


Figure 2 : Schéma illustrant le centre de rotation de l'épaule, qui est centré sur la tête humérale dans la prothèse anatomique (image de gauche) et centré sur la glène dans la prothèse inversée (image de droite). (Graphismes: Site de l'épaule Campagne Ardenne)

Néanmoins, cette configuration théorique reste techniquement compliquée en notant que le positionnement peropératoire idéal des implants est difficile à atteindre:

1. La médialisation excessive du COR peut occasionner :
 - une **détente de la coiffe** des rotateurs résiduelle (**figure 2**)
 - une **diminution des rotations** internes et externes
 - Un **notching scapulaire** et par conséquent un descellement précoce de la prothèse, et une instabilité [2] [3].

Glénosphère

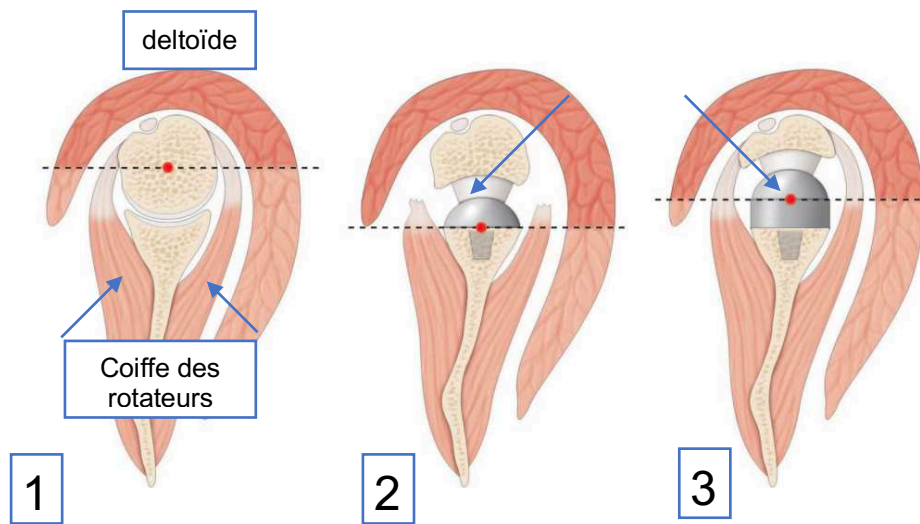


Figure 3: Schéma représentant les muscles de la coiffe des rotateurs et le deltoïde. La coiffe des rotateurs est détendue en cas de médialisation excessive de l'implant glénoïdien, mais le bras de levier du deltoïde est augmenté (2). A l'inverse, une glène plus latéralisée retend la coiffe des rotateurs de l'épaule mais moins de fibres musculaires du deltoïde sont recrutées (3). (*Graphisme A.Lädermann et al [1]*).

Pour pallier ces phénomènes, plusieurs modifications aux désigns prothétiques et au positionnement des implants ont été secondairement proposés. Une augmentation de la latéralisation du COR permettrait d'obtenir de meilleures amplitudes articulaires [2] [3] [5] [6]; et peut être obtenue :

- **En latéralisant l'implant glénoïdien :**

- Bony Induced Offset Reversed Shoulder Arthroplasty (BioRSA)
- Metalback latéralisants,
- Augmentation de la taille de la glénosphère

Cependant, cette option n'est pas démunie de risque. La latéralisation au niveau de l'implant glénoïdien éloigne le COR de l'interface implant-os et majore le risque de descellement glénoïdien tout en réduisant le bras de levier du deltoïde (figure 3).

- **En latéralisant l'implant huméral**

- Plateformes excentrées
- Diminution du Neck Shaft Angle (NSA)
- Polyéthylène Onlay au lieu de Inlay (figure 4)

Cette modification biomécanique peut également nous exposer à des risques de complication. La latéralisation excessive au niveau de l'implant huméral peut occasionner des fractures de l'épine scapulaire et de l'acromion.

La distalisation du COR dépend elle aussi de plusieurs paramètres :

- La hauteur de la coupe humérale,
- La position de la baseplate (tiltée ou abaissée),
- La position plus ou moins excentrée du polyéthylène et son épaisseur,
- La ténotomie du triceps au bord inférieur de la glène.

Une **distalisation** du COR est primordiale pour le recrutement des fibres du deltoïde et pour la stabilité prothétique.

Néanmoins, une distalisation excessive du COR expose à des risques de :

- Fracture de l'acromion et de l'épine scapulaire,
- D'étirement du plexus brachial.

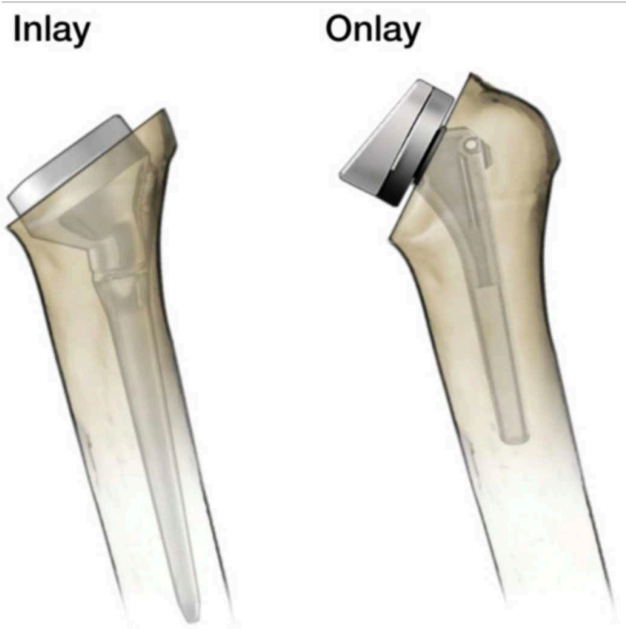


Figure 4: schéma d'un design de polyéthylène inlay : le fond du polyéthylène est situé sous la coupe humérale, tandis que le fond du polyéthylène inlay est au dessus de la coupe humérale. (Schéma Zuckerman et al [18])

Cette variété de positionnement des implants a été à l'origine de plusieurs combinaisons résumés par Werthel et al [6]:

1. Glène **medialisée** + Humérus **médialisé** GMHM
2. Glène **latéralisée** + Humérus **médialisé** GLHM
3. Glène **médialisée** + Humérus **Latéralisé** GLHL
4. Glène **Latéralisée** + Humérus **Latéralisé** GLHL

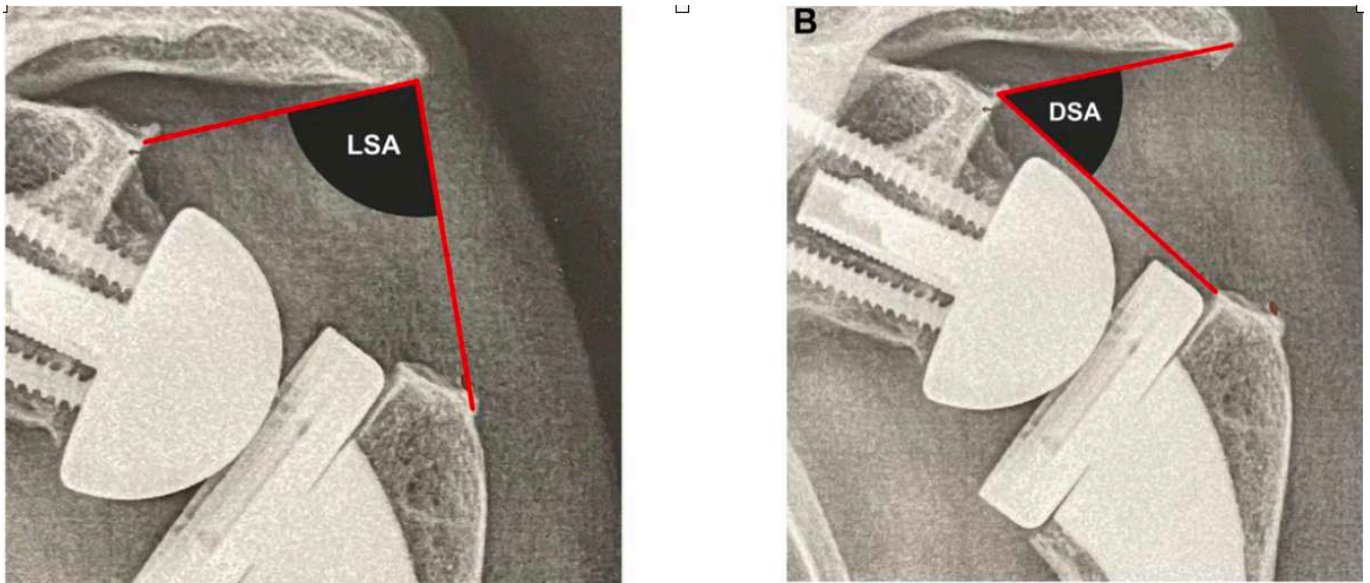
Bien que tous ces différents schémas soient décrits dans la littérature, il n'existe **aucun consensus à ce jour sur quels degrés de latéralisation et de distalisation introduire pour obtenir une supériorité sur les résultats cliniques.**

Ceci s'explique surtout par la difficulté à évaluer ces paramètres. En effet, la majorité des mesures standardisées proposées nécessitent des radiographies calibrées et peu reproductibles [7]. Or en 2018, Boutsiadis et Al [8] introduisent deux angles :

- **L'angle LSA** pour Lateralization Shoulder Angle

- L'angle **DSA** Distalization Shoulder Angle,

qui permettent de mesurer la latéralisation et la distalisation sur des clichés radiographiques anteroposterieurs simples, de manière reproductible (**figure 5A**).



[Figure 5A](#): Angles LSA et DSA décrits par Boutsiadis et Al mesurant respectivement la latéralisation et la distalisation des implants sur des clichés radiographiques antéro-postérieurs (source: Boutsiadis et Al [8]).

Ils ont conclu que de meilleures **rotations externes** étaient obtenues pour des angles **LSA post opératoires mesurés entre 75° et 95°** et une meilleure **élévation antérieure** pour des **angles DSA entre 40° et 65°**.

Bien que ces résultats soient controversés dans plusieurs études, [9] [10] [11] l'étude de Boutsiadis et Al [8] a permis à Shippers et Al [12] d'introduire à leur tour de nouveaux angles basés sur les précédents, et qui permettent de distinguer la

latéralisation et la distalisation de la glène de celles de l'humérus (respectivement GLA et GDA , puis HLA et HDA) (**figure 5B**).

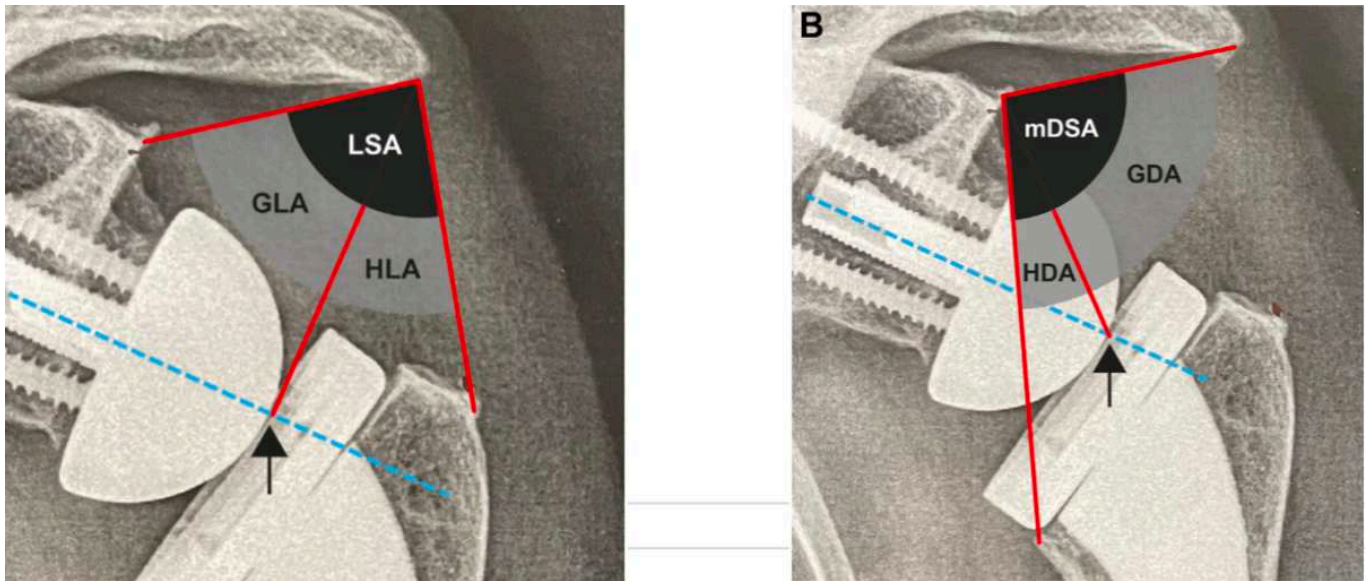


Figure 5B: Angles proposés par Shippers et Al pour mesurer la latéralisation de l'implant glénoïdien (GLA) et sa distalisation (GDA), et la latéralisation et distalisation de l'implant huméral (HLA et HDA). La latéralisation globale est mesurée par l'angle mDSA (Modified Distalization Shoulder Angle) (source *Shippers et al [12]*).

De nombreuses études suggèrent comme Boutsiadis et al [8] un lien positif entre la rotation externe et la latéralisation glénoïdienne.[6] [7] [2], [5], [14], [15], [23], [24]. Cette corrélation serait due à la retente de la coiffe des rotateurs résiduelle, et à l'augmentation de l'arc de mobilité sans conflit avec la scapula (notching scapulaire).

L'objectif principal de cette étude était d'analyser la corrélation:

- entre l'angle de **latéralisation glénoïdienne (GLA)** et la **rotation externe**,
- entre l'angle de **distalisation humérale (HDA)** et l'**élévation antérieure**.

Les objectifs secondaires consistaient à :

- évaluer la relation entre les angles de latéralisation et de distalisation prothétique (LSA et DSA et mDSA) avec la rotation externe et l'élévation antérieure ;
- examiner l'impact de l'ensemble de ces angles sur le score clinique de Constant.
- Evaluer la répartition des angles mDSA, DSA, HDA, GDA, HLA, GLA et LSA selon les implants étudiés.

L'identification de corrélations entre ces paramètres angulaires et les amplitudes articulaires pourrait, en pratique, permettre d'anticiper les résultats cliniques après implantation d'une prothèse inversée d'épaule et standardiser le positionnement des implants.

Nous formulons l'hypothèse que l'angle GLA, reflétant la latéralisation glénoïdienne, est associé à une meilleure rotation externe, tandis que l'angle HDA, représentant la distalisation humérale, est associé à une meilleure élévation antérieure.

II. MATERIEL ET METHODE

1. Plan expérimental

Il s'agit d'une étude rétrospective monocentrique, de corrélation entre les angles GLA et la rotation externe active coude au corps RE1, et l'angle HDA et l'élévation antérieure active ; en analysant 3 types de prothèses différents et avec au minimum 2 ans de recul.

2. Patients

Une liste nominative des patients ayant bénéficié d'une prothèse totale inversée d'épaule sous le codage CCAM MEKA006 entre 2017 et 2023 a été obtenue auprès du Département d'Information Médicale (DIM) du CHU de Lille.

Les données médicales comme les courriers de consultation, compte rendus opératoires et radiographies ont été recueillies sur le portail SILLAGE du CHU de Lille.

Les critères d'inclusion étaient :

- Avoir bénéficié d'une prothèse totale inversée sur omarthrose primitive ou secondaire à une rupture de coiffe des rotateurs
- Avoir bénéficié de l'une des 3 tiges prothétiques suivantes :
 - Aequalis reversed II, (Stryker®)
 - Aequalis Ascend Flex, (Stryker®)
 - Perform stem reversed ; (Stryker®)
- Avoir bénéficié de l'un des 2 implants glénoïdiens suivants :
 - Aequalis reversed II (Stryker®)
 - Perform (Stryker®)
- Présence d'un suivi radiologique post opératoire de plus de 2 mois après l'implantation de la prothèse
- Recul clinique d'au moins 2 ans.

Les critères d'exclusions étaient :

- Les prothèses d'épaule dans le cadre de fractures de l'humérus proximal,
- Les fractures peri prothétiques peri ou post opératoires, incluant les fractures de l'acromion ou de l'épine scapulaire
- Les révisions de prothèses
- Les antécédents d'infection de prothèse,
- Les antécédents de luxations de prothèses

- L'absence de radiographie exploitable pour l'étude.
- L'utilisation de transferts tendineux en complément de l'arthroplastie

Les patients éligibles de l'étude ont été contacté pour obtenir leur consentement oral à leur inclusion dans l'étude, et un consentement à une consultation pour la mesure de leurs amplitudes articulaires. Aucun examen radiologique ou autre examen invasif n'a été réalisé pour cette étude.

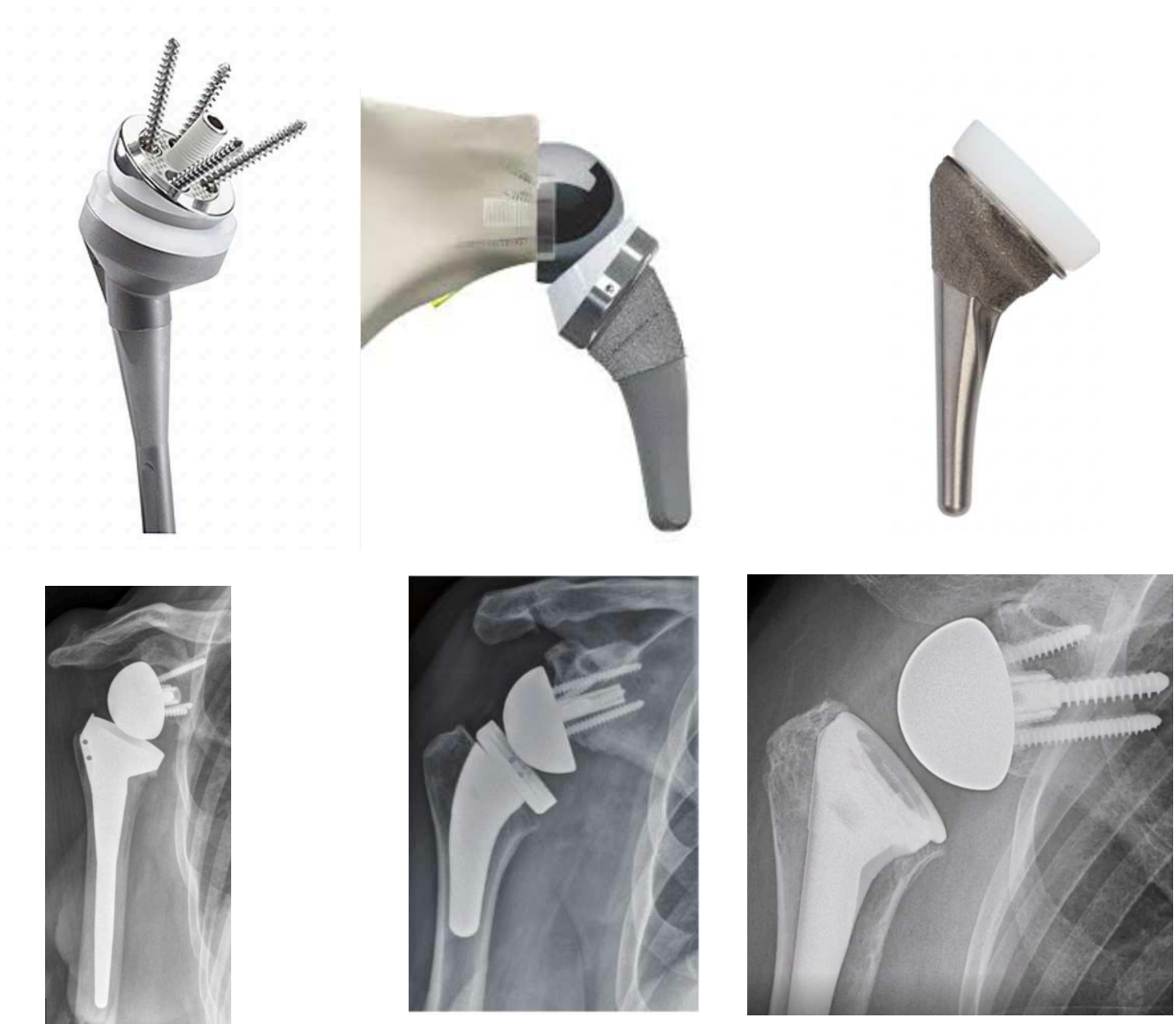


Figure 6: De gauche à droite : prothèse Aequalis Reversed II (stryker®), prothèse Ascend flex(stryker®), perform (stryker®).

3. Geste chirurgical

Tous les patients de l'étude étaient opérés au CHU de Lille par plusieurs chirurgiens différents, selon une voie deltopectorale classique, sous anesthésie générale en position demi assise. Une couverture antibiotique péri opératoire était systématiquement réalisée.

1. Une incision partant de la pointe de la coracoïde jusqu'au pli de l'aisselle était réalisée à la lame de bistouri.
2. Le sillon deltopectoral est repéré, grâce à la présence de la veine céphalique qui est réclinée latéralement ou médialement selon la préférence du chirurgien.
3. On incise l'aponévrose clavipectorale en regard du bord latéral du tendon conjoint afin d'ouvrir la capsule articulaire et d'exposer le tendon subscapulaire.
4. Une ténotomie du tendon subscapulaire était réalisée au bistouri électrique. Celui-ci est protégé et laissé sur fil pour une réinsertion ultérieure selon le choix du chirurgien.
5. Une ténotomie du chef long du biceps était réalisée
6. La coupe humérale était réalisée avec un guide de coupe à 20°-30° de rétroversion ou à main levée selon la préférence du chirurgien, et selon un angle d'inclinaison dépendant de l'implant choisi.
7. La préparation humérale était ensuite réalisée en fonction du type d'implant
8. On passe au temps glénoïdien. Un temps de release péri glénoïdien était réalisé avec résection du bourrelet glénoïdien et du reliquat du long biceps au bistouri électrique.
9. Une broche guide était introduite dans la glène de façon bicorticale, au centre de la sphère virtuelle de la partie inférieure de la glène, avec ou sans guide.
10. Le cartilage de la glène était fraisé pour obtenir de l'os sous chondral.
11. Si nécessaire, un bioRSA était interposé entre la glène et la baseplate définitive;
12. La baseplate était introduite puis vissée
13. La glénosphère de la taille choisie était vissée à la baseplate.
14. On revient à l'humerus où la tige définitive était introduite avec son plateau métaphysaire.

15. Des essais étaient réalisés avec des polyéthylènes d'essai. Des testings de stabilité et de mobilité sont réalisés.

16. Le polyéthylène définitif était introduit et l'articulation est réduite.

17. Le tendon du muscle subscapulaire était réinséré si possible, à la discrétion du chirurgien et si la qualité du tendon le permettait.

Une immobilisation par attelle coude au corps était réalisée pour une période de 15 jours à 6 semaines selon le choix du chirurgien. La kinésithérapie est débutée dès la sortie d'hospitalisation, selon un protocole propre au chirurgien.

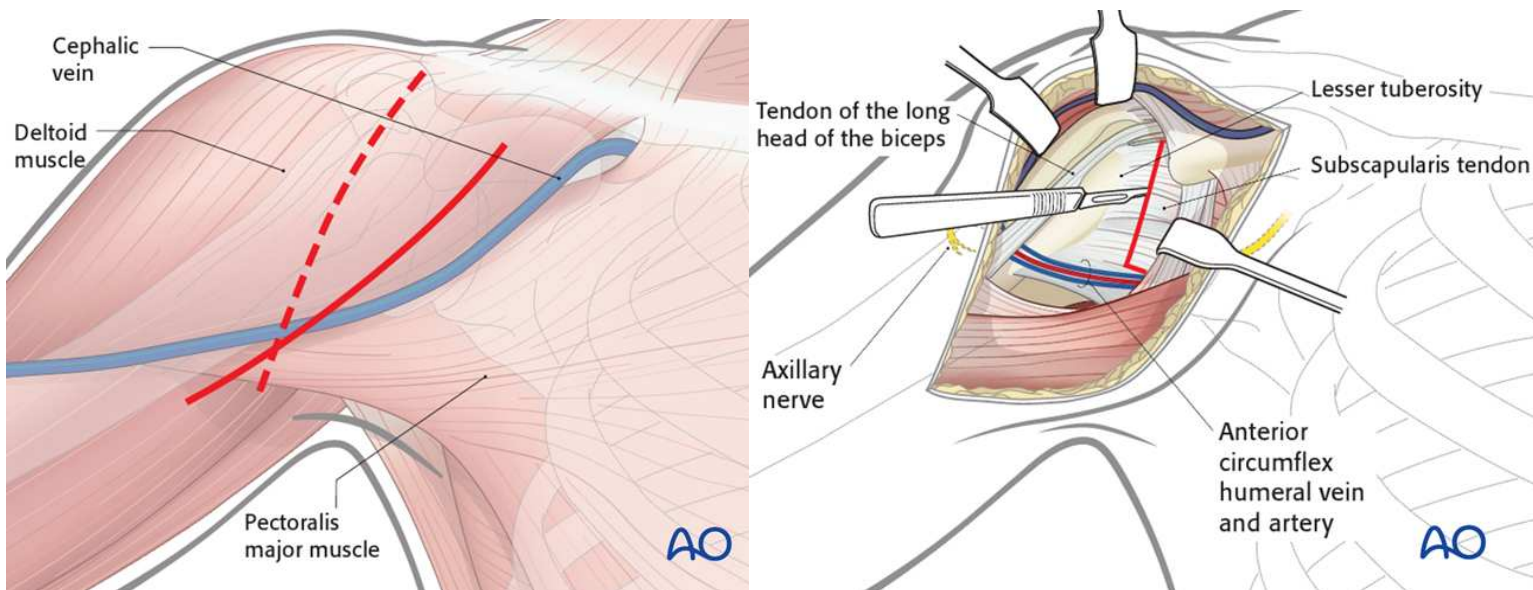


Figure 7: Voie d'abord deltopectorale de l'épaule. (Source AO surgery).



Figure 8: Fraisage et mise en place d'un insert en polyéthylène Onlay.

4a : Recueil des données cliniques

➤ Recueil des amplitudes articulaires

Un examen clinique complet de l'épaule opérée a été réalisé chez chaque patient ayant accepté de participer à l'étude. L'examen clinique a été réalisé au CHU de Lille au CIAL de l'hôpital Roger Salengro (Centre de l'Imagerie de l'Appareil Locomoteur).

Il comprenait un examen clinique rigoureux des amplitudes articulaires **actives** de l'épaule, mesurées avec un goniomètre.

Les amplitudes articulaires mesurées étaient :

- L'Élévation antérieure active,
- La rotation externe active coude au corps ou RE1

> Recueil du score de Constant

Le score de Constant est un score fonctionnel qui auto évalue la **douleur**, les **amplitudes articulaires**, la réalisation des **activités** professionnelles et des loisirs, le **sommeil** et la force musculaire (Cf annexe). Il a été rempli par chaque patient en consultation et sa valeur, de 0 à 100 était renseignée pour l'étude.

4b. Recueil des données paracliniques

La mesure des angles d'intérêt était réalisée sur des clichés radiographiques antero postérieurs de face, en rotation neutre de l'épaule. Les bords supérieurs et inférieurs de la glène devaient être visibles comme les bords supérieurs et latéraux de la scapula, comme décrit par Boutsiadis et al [8]. Ces clichés ont été réalisés au cours du suivi de la prothèse et non dans le cadre de l'étude, et ont toutes été réalisées dans le même centre.

Pour chaque patient les angles étaient mesurés par deux examinateurs différents, en double aveugle. En cas de mesure d'angle différente, la moyenne des deux mesures était retenue.

➤ Mesure de la latéralisation par les angles LSA GLA et HLA.

- **L'angle LSA** (lateralization shoulder angle) est défini par l'angle obtenu entre :
 - le point le plus latéral du **tubercule majeur** (1) **Figure 7**
 - Le point le plus latéral de l'acromion (2)

- Le tubercule supérieur de la glène (3)

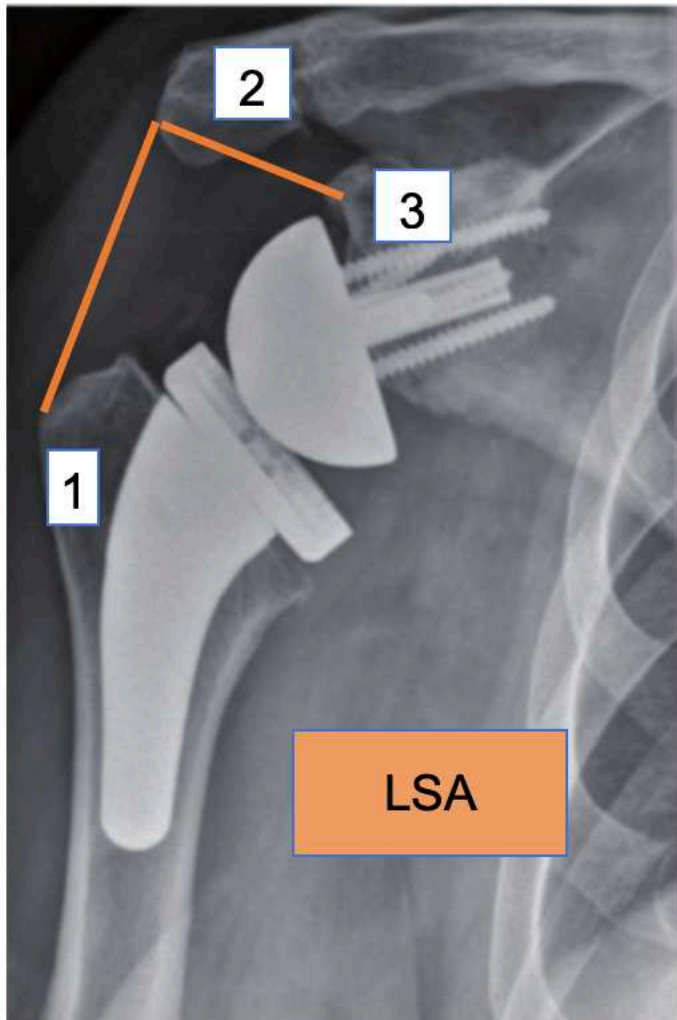


Figure 7 : mesure des angles de latéralisation globale LSA : 1 : Point acromial, 2 : tubercule majeur, 3 tubercule supérieur de la glène

A partir de l'angle LSA, nous pouvons obtenir les 2 angles suivants d'après Shippers et al [12]:

- l'angle **GLA** (glenoid lateralization angle) :

- l'angle reliant le **tubercule supérieur de la glène**,
- le point le plus latéral de l'**acromion**
- et le point le plus latéral de la **glénosphère** ou **point pivot** ou **GPP** (glenoid Pivot Point).

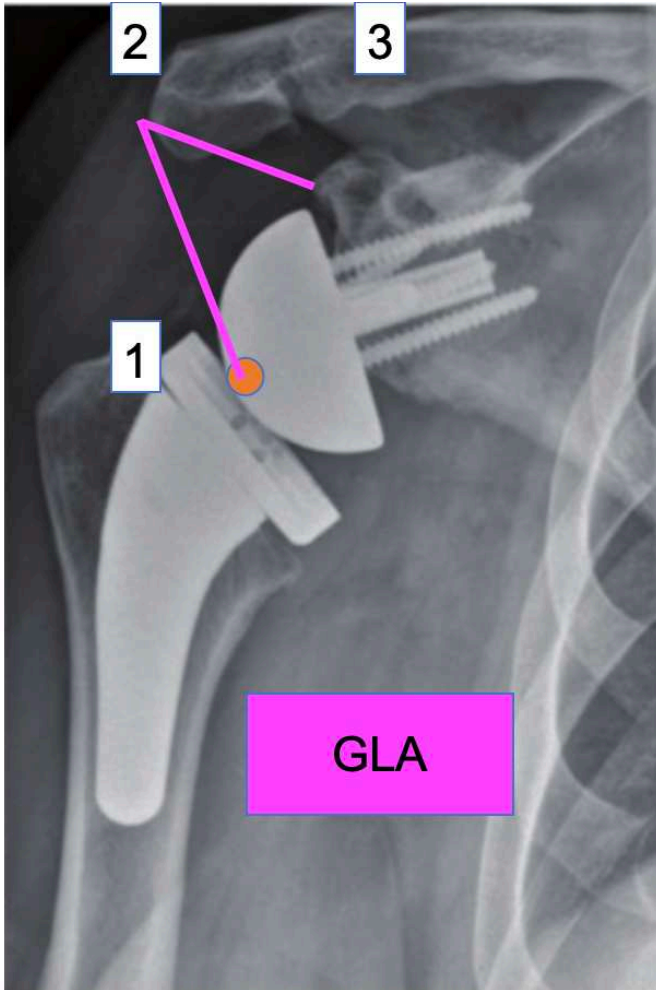


Figure 8: Représentation de l'angle GLA (Glenoid Lateralization Angle).

1: GPP (Glenoid Pivot Point); 2: bord latéral de l'acromion, 3: Tubercule supérieur de la glène.

L'angle HLA (humeral lateralization angle) était obtenu entre

- Le **GPP**,
- le bord le plus latéral de l'**acromion**
- et le bord le plus latéral du **tubercule majeur**.

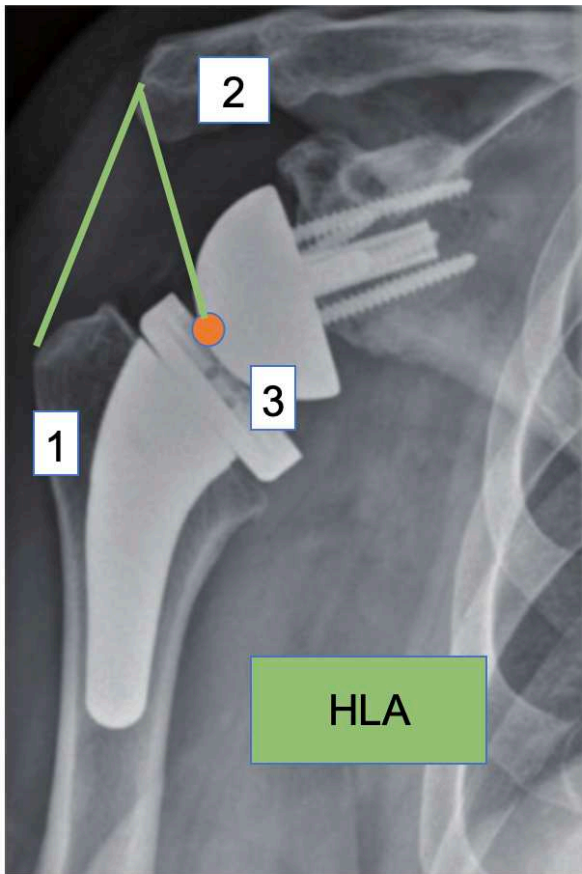


Figure 9: Angle HLA. 1: point le plus latéral du tubercule majeur; 2: point le plus latéral de l'acromion; 3: GPP

On peut donc en déduire la formule suivante :

$$LSA = GLA + HLA$$

La mesure de l'angle GLA était donc calculée par la formule $GLA = LSA - HLA$ pour fiabiliser les mesures.

- Mesure de la distalisation globale par les angles DSA et mDSA , la distalisation glénoïdienne GDA et humérale HDA
- **L'angle DSA (distalization shoulder angle)** décrit par Boutsiadis et al est obtenu entre les points suivants :
 - le point le plus latéral de l'**acromion**,

- le tubercule supérieur de la **glène**
- et **le point le plus supérieur du tubercule majeur.**

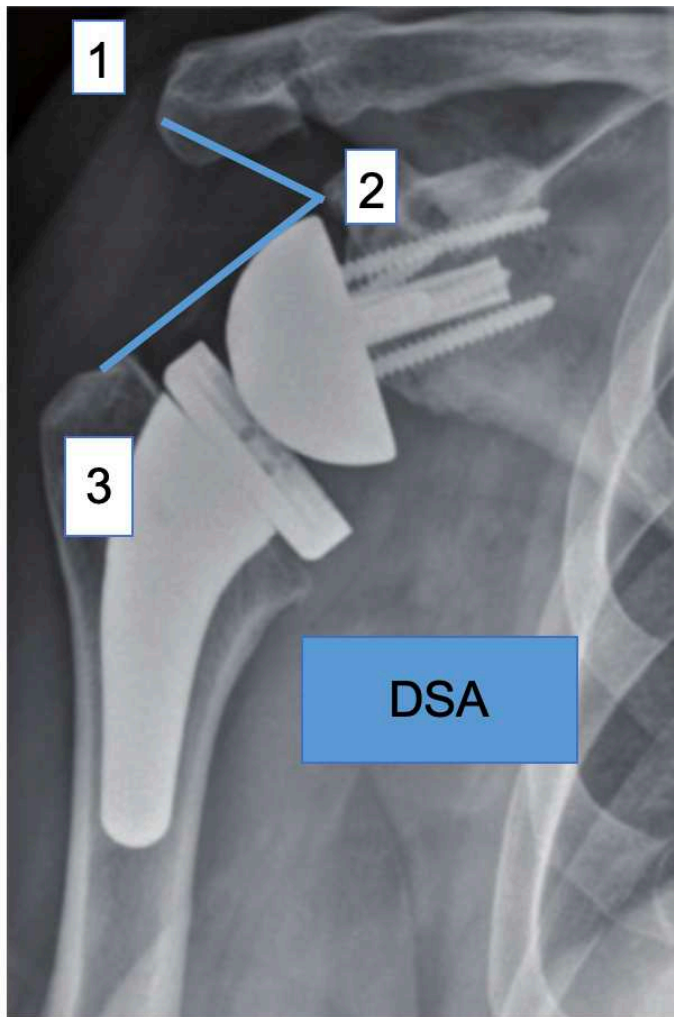


Figure 10 : Angle DSA (Distalization Shoulder Angle) représenté par 1: bord latéral de l'acromion, 2: tubercule supérieur de la glène, 3: bord **supérieur** du tubercule majeur.

- **L'angle mDSA (Modified Distalization Shoulder Angle)** décrit par Shippers et Al, reliant :
 - le bord intérieur de la **coupe humérale**,
 - le **tubercule glénoïdien supérieur**

- et le point le plus latéral de l'acromion.

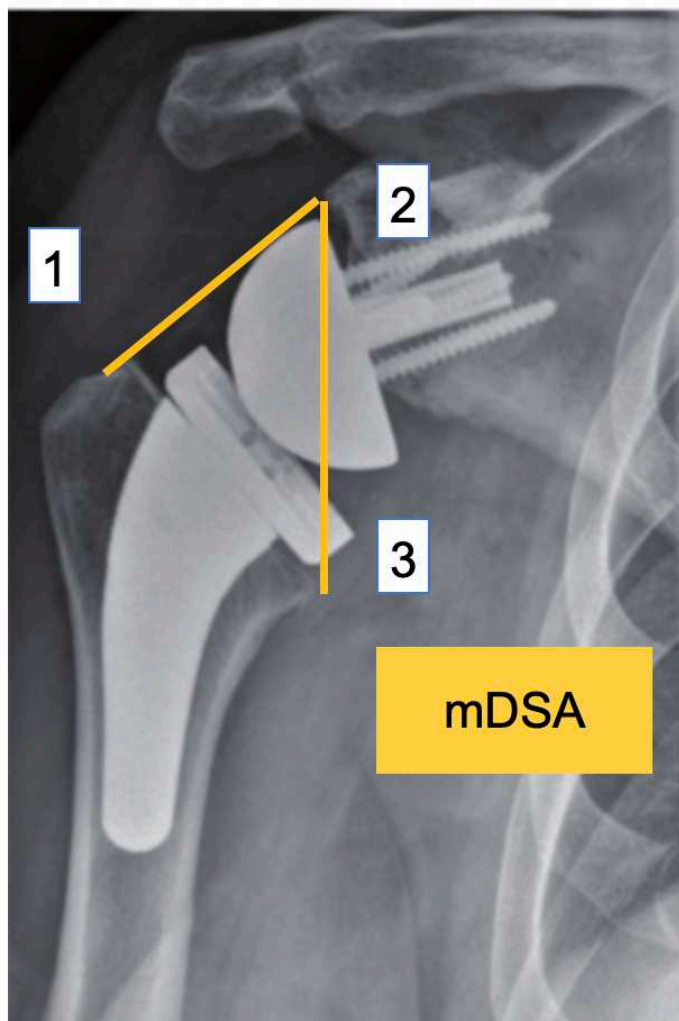


Figure 12 : Angle mDSA (Modified Distalization Shoulder Angle) avec 1 : bord latéral c l'acromion, 2: Tubercule supérieur de la glène, 3: Bord inférieur de la coupe humérale.

de

- **L'angle HDA (Humeral Distalization Angle)** était obtenu entre le point le
 - bord inférieur de la **coupe humérale**,
 - le tubercule supérieur de la **glène**

- et le **GPP**.

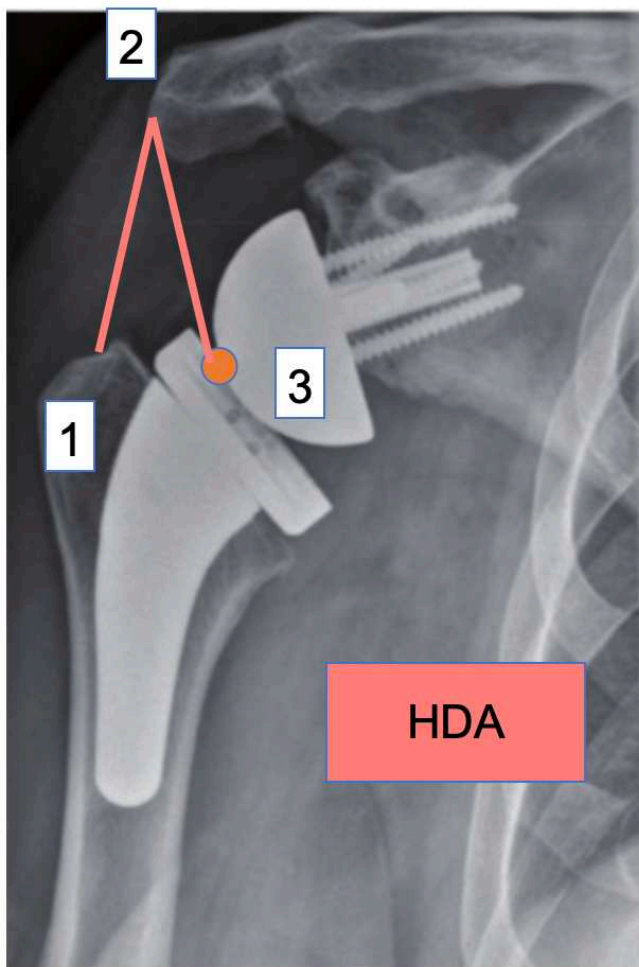


Figure 13: Angle HDA (Humeral Distalization Angle) avec 1: GPP, 2: tubercule supérieur de la glène, 3: bord inférieur de la coupe humérale.

L'angle GDA (Glenoid Lateralization Shoulder Angle) correspondait alors à l'équation suivante : $GDA = mDSA - HDA$.

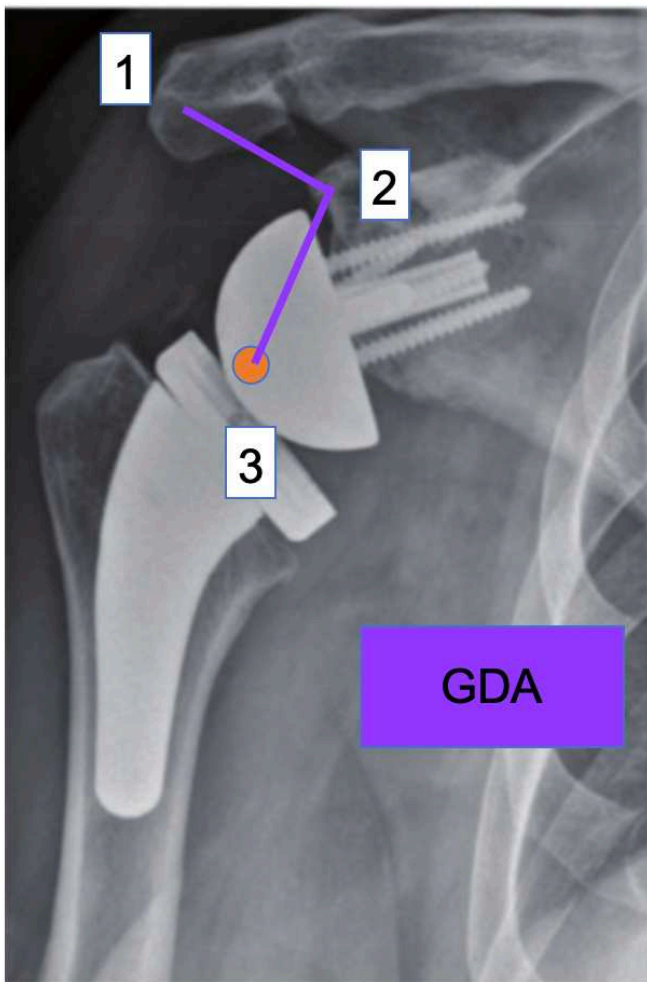


Figure 14: Angle GDA (Glenoidal Distalization Angle) représenté entre 1: le point latéral de l'acromion, 2: Le tubercule supérieur de la glène, 3: le GPP.

Dans le cadre de l'étude, les angles LSA et HSA étaient mesurés, et l'angle GSA était calculé à partir des 2 mesures précédentes, pour plus de fiabilité. Il en était de même pour l'angle HDA, mesuré à partir de l'angle GDA et mDSA.

5. Critères de jugement

Pour répondre à l'objectif principal, les critères de jugement principaux étaient **l'élévation antérieure active** et la **rotation externe active** en RE1.

- Les critères de jugement secondaires sont :
 - Le design des prothèses d'épaule
 - Les angles DSA et mDSA
 - Les angles LSA et DSA
 - Le score de Constant

6. Analyse statistique

Pour répondre aux objectifs de l'étude, la comparabilité des groupes de prothèse a été évaluée en comparant les données démographiques de base et la durée de suivi. Les variables continues ont été comparées entre les groupes à l'aide d'ANOVA, d'ANOVA de Welch ou du test de Kruskal-Wallis, selon la distribution des données. Les variables qualitatives ont été comparées à l'aide du test du χ^2 ou du test exact de Fisher, le cas échéant. Le seuil de significativité α a été fixé à 5 % et les tests bilatéraux ont été utilisés grâce au logiciel *EasyMedStat*.

Pour analyser la corrélation entre l'élévation antérieure et l'angle HDA et la rotation externe et l'angle GLA, nous réaliserons une étude de **corrélation linéaire univariée selon Spearman**,

La corrélation positive était jugée:

- très forte entre 1 et 0.9,
- forte de 0.9 à 0.7,
- modérée de 0.7 à 0.5,

- faible de 0.5 à 0.3
- et pauvre de 0.3 à 0.

Pour les corrélations négatives, la corrélation était jugée:

- très forte entre -1 et -0,9,
- forte de -0,9 à -0,7,
- modérée de -0,7 à -0,5,
- faible de -0,5 à -0,3
- et pauvre de -0,3 à 0.

Le risque alpha a été fixé à 0.05.

Etant donné la possibilité d'un lien non linéaire, suggérée par l'étude de Boutsiadis et al, une **régression polynomiale univariée de degré 2 (parabolique)** a été utilisée, permettant d'explorer une éventuelle relation parabolique (en cloche ou en U) entre les angles et les ROMs.

La qualité de l'ajustement a été évaluée par le coefficient de détermination (R^2) et la significativité des coefficients β_1 et β_2 (seuil fixé à $p < 0,05$).

Pour l'analyse de la répartition des différents angles en fonction du type de prothèse, nous avons utilisé le test de Kruskal-Wallis. En cas de différence significative identifiée, des comparaisons par paires ont été réalisées à l'aide du test post-hoc de Dunn.

Pour corriger le risque accru d'erreurs de type I lié aux comparaisons multiples, une correction de Bonferroni a été appliquée.

Un test t de Welch a été réalisé pour :

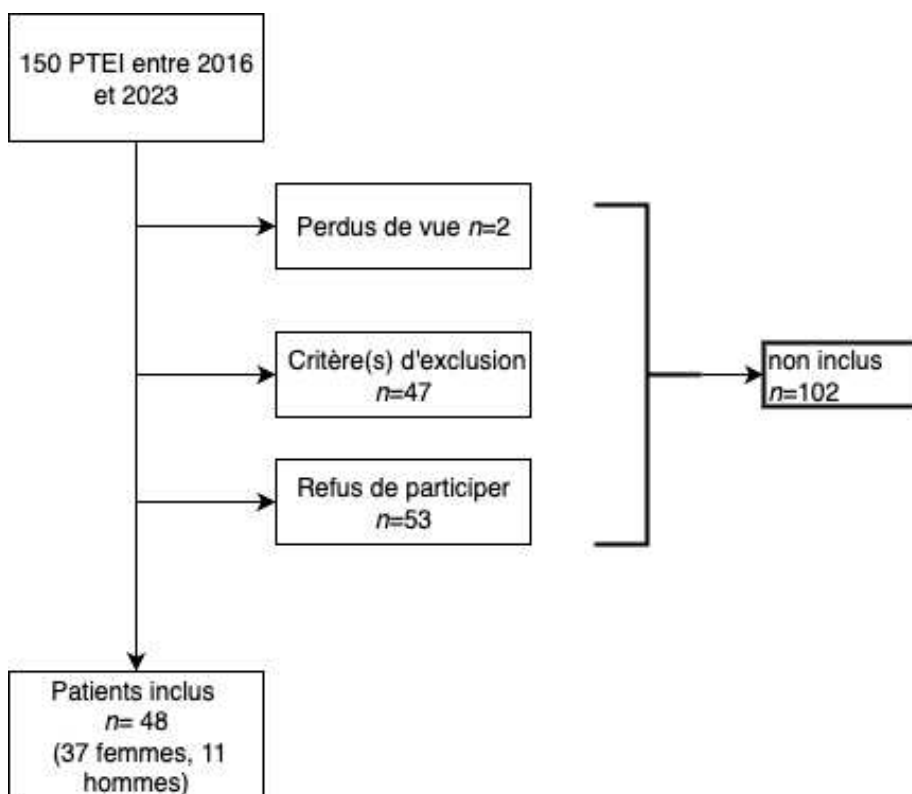
- l'analyse comparative entre les groupes « LSA entre 75° et 95° » et le groupe « LSA<75° ou >95° » sur la rotation externe
- l'analyse comparative entre les groupes « DSA entre 40° et 65° » et le groupe « DSA<40° ou DSA>65° » sur l'élévation antérieure

- La comparaison des scores des scores de Constant entre ces différents groupes.

III. RESULTATS

1) Données démographiques

Au total 150 patients ont bénéficié d'une prothèse totale d'épaule inversée entre 2016 et 2023. Parmi eux, 48 patients (37 femmes et 11 hommes), ont été inclus dans l'étude (**flowchart**). Leurs caractéristiques sont résumées **tableau 1**.



Flowchart: Caractéristiques de la population éligible à l'étude.

Caractéristiques	Valeurs
Nombre total de patients	48

Âge moyen (min-max)	71.83 (37-88)
Sexe – Femmes (%)	37 (77%)
Sexe – Hommes (%)	11 (33%)
Côté dominant (%)	25 (52.08%)
Côté non-dominant (%)	23 (47.92%)
Nombre total de prothèses Aequalis II (%)	22 (46%)
Nombre total de prothèses Ascend flex (%)	13 (27%)
Nombre total de prothèses Perform (%)	13 (27%)
Patients avec BioRSA (%)	8 (16.67%)
Patients avec latéralisation glénosphère (half wedge) (%)	5 (10,4%)
Taille glénosphère	
- 36	27 (68%)
- 39	7 (18%)
- 42	6 (15%)

Tableau 1: Caractéristiques démographiques et cliniques des patients inclus dans l'étude. L'âge moyen était de 72 ans. 37 patients (77%) étaient des femmes contre 11 (33%) d'hommes. Le côté opéré était le côté dominant dans 52% des cas.

Les 3 prothèses utilisées dans cette étude présentent des profils de latéralisation et de distalisation différents dont les caractéristiques sont résumées ci dessous (**tableau 2**):

Prothèse (tige)	Nombre N (%)	Angle NSA (°)	Inlay / Onlay	Position

Aequalis II	22 (46)	155°	Inlay	Médialisante
Ascend Flex	13 (27)	145°	Onlay	Latéralisante (L)
Perform	12 (25)	135°	Inlay	Latéralisante (L)

Tableau 2: Effectif des prothèses d'épaule dans l'étude et leurs caractéristiques.

(* Caractérisation de la prothèse selon leur caractère latéralisant ou médialisant de l'implant glénoïdien et huméral selon Werthel et Al [6])

Au total, 22 prothèses aequalis reversed 2, 13 prothèses Ascend Flex et 13 prothèses Perform Stem ont été analysés.

Parmi les patients inclus, 2 patients du groupe Ascend Flex ont bénéficié d'une baseplate latéralisée (+2 et +4). On recense également 8 patients ayant bénéficié d'un BioRSA et 2 patients avec une glénosphère excentrée.

La mesure des angles radiographiques, des ROMS et du score de constant sont résumés dans le **tableau 3**.

Concernant les amplitudes articulaires, la rotation externe active RE1 moyenne était de 23,90°, l'élévation antérieure moyenne de 139,38°.

Concernant la latéralisation, les angles LSA, GLA et HLA moyens étaient respectivement de 79,69° (SD 10,58°), 34,94° (SD 8,72°) et 44,69° (SD 8,72°).

Les angles de distalisation DSA, mDSA, GDA et HDA moyens étaient quant à eux respectivement 51,10° (SD11,16); 105,6° (SD12,29); 70,63° (SD 15,24°) et 34,27° (SD 12,63).

Le score de constant moyen était de 82,35/100.

Tableau 3: Analyse descriptive des ROMs, angles GLA et HDA, des angles mDSA, DSA, LSA GDA et HLA et du score de Constant dans l'étude.

2) Critère de jugement principal

➤ Corrélation entre l'angle GLA et la rotation externe

Les résultats sont représentés **figure 15**.

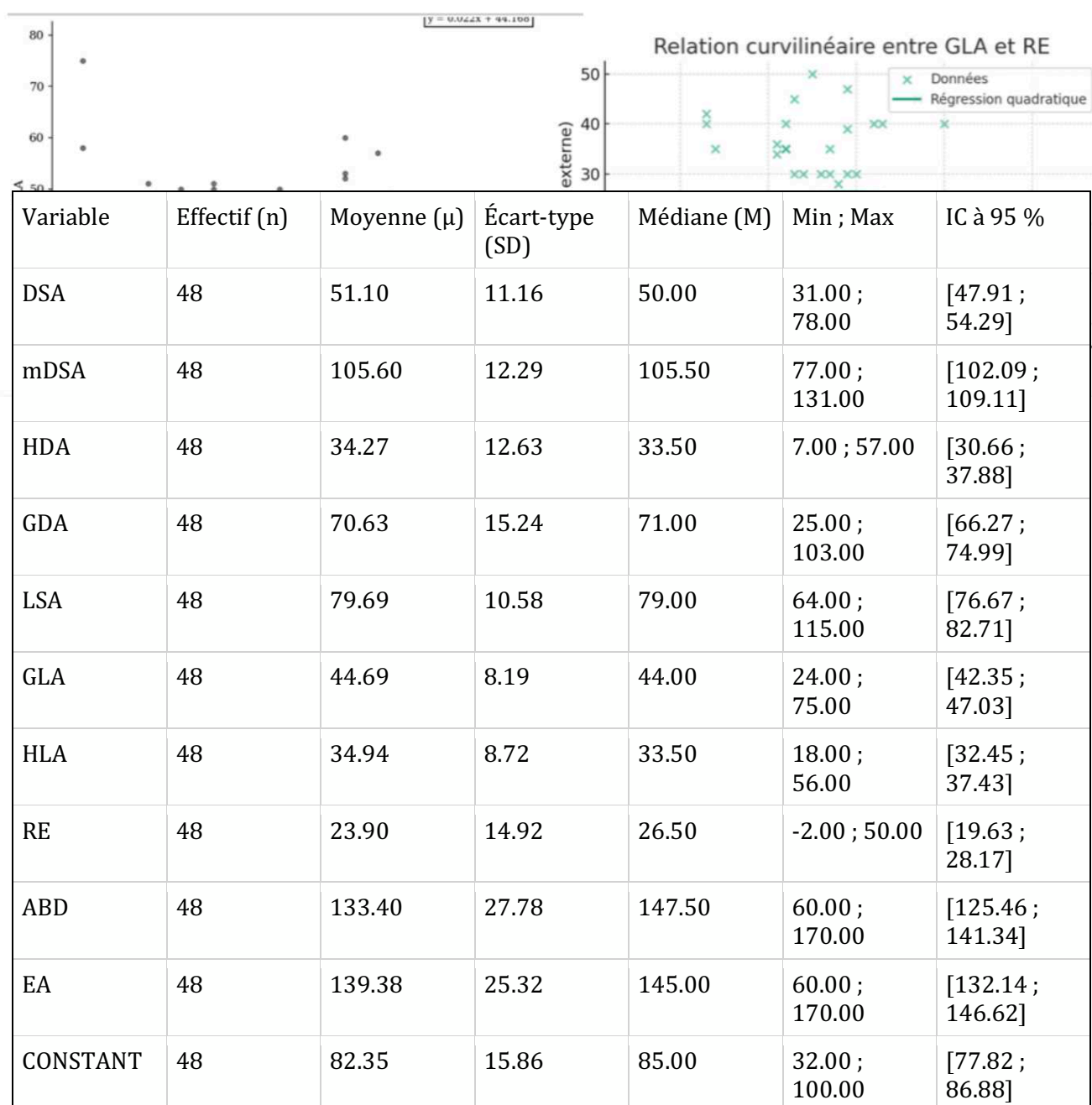


Figure 15: Graphique représentant la corrélation linéaire à gauche, et la régression parabolique à droite, de la rotation externe RE1 active et de l'angle GLA.

Aucune corrélation linéaire ($\rho=0.13$; $p=0.378$) n'était retrouvée entre GLA et rotation externe active en RE1.

En revanche, une tendance à une corrélation parabolique existait : $R^2 = 0,067$, ce qui signifie que 6,7% de la valeur de la RE1 était expliquée par l'angle GLA; mais celle-ci était non significative ($p = 0.211$).

Une analyse multivariée ne trouvait pas de corrélation entre GLA et RE1 en ajustant sur la taille de la glénosphère et l'utilisation d'un bioRSA ($p=0,41$).

➤ Corrélation entre l'angle HDA et l'élévation antérieure

Aucune corrélation linéaire n'était retrouvée entre l'élévation antérieure active et l'angle HDA en analyse univariée ($\rho=-0.066$; $p=0.657$) , ni en analyse parabolique ($R^2 = 3,9\%$ $p=0,411$) (**figure 16**)

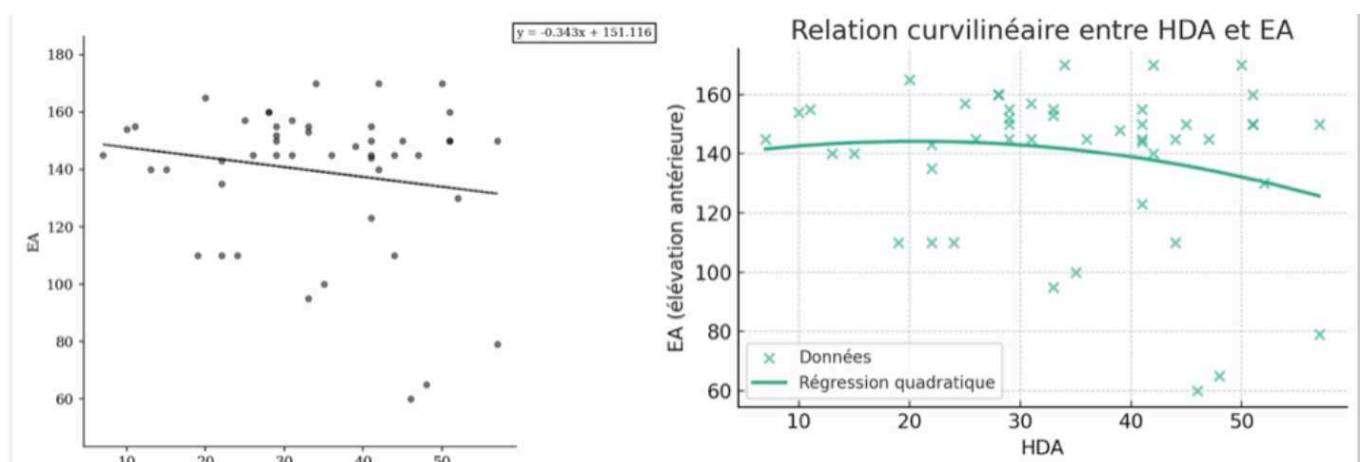


Figure 16 : Graphique représentant la relation linéaire (à gauche) et parabolique (à droite) de l'angle HDA et de l'élévation antérieure.

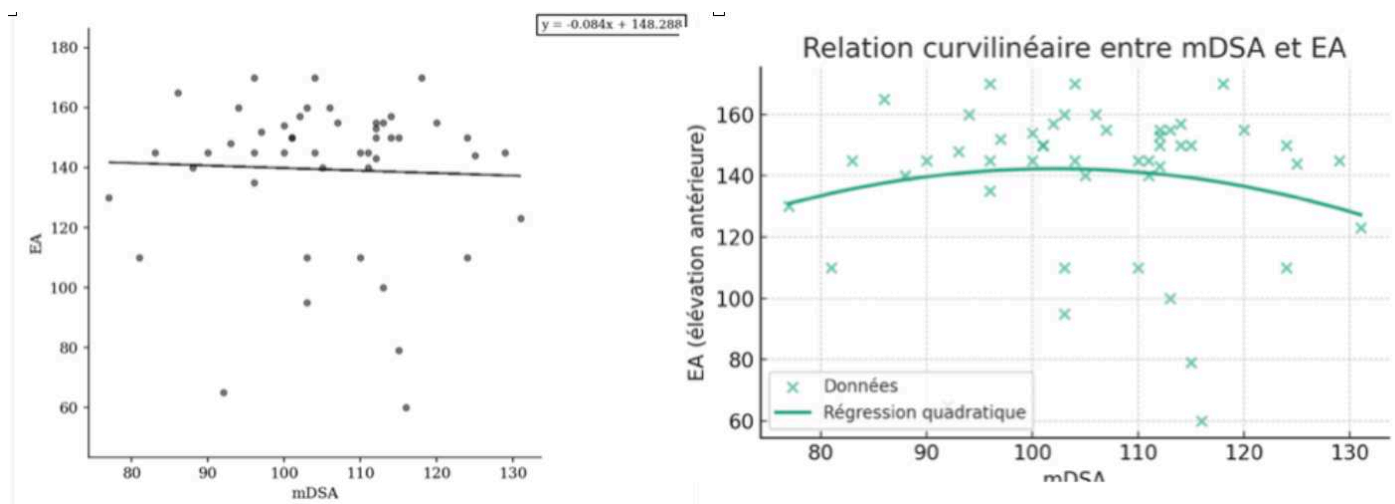
3) Critères de jugement secondaires

➤ Corrélation entre mDSA et élévation antérieure active

Il n'existait pas de corrélation linéaire significative entre mDSA et l'élévation antérieure, sur notre analyse univariée : $\rho = -0.029$; ($p = 0.84$)

De la même manière, il n'existaot pas de relation parabolique significative entre mDSA et l'élévation antérieure. (**Figure 17**)

Figure 17: Graphique représentant la corrélation linéaire entre l'angle mDSA et



l'élévation antérieure

➤ Corrélation entre LSA et rotation externe

Il ne semble pas y avoir de corrélation linéaire entre LSA et rotation externe ($\rho = 0.15$; $r^2 = 0.007$; $p = 0.299$) ni parabolique ($R^2 = 0,014$; $p = 0,74$) (**figure 18**)

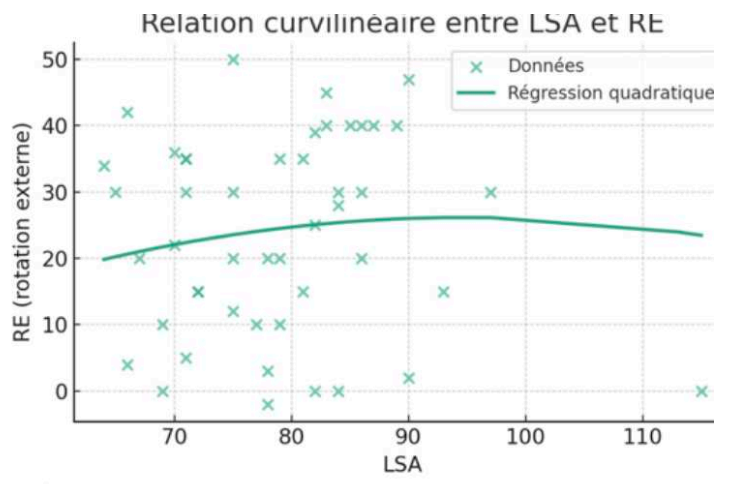
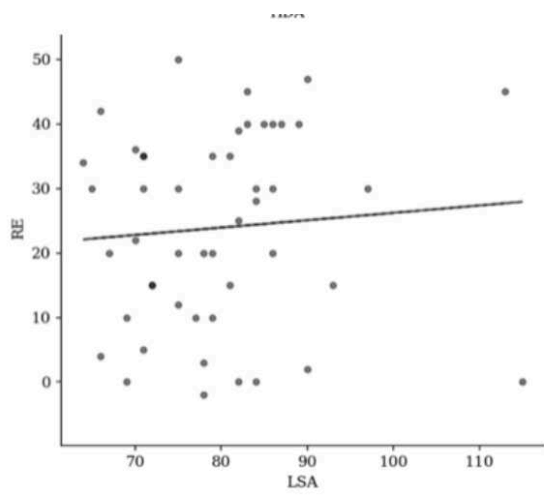


Figure 18: Graphiques représentant la corrélation linéaire entre l'angle LSA et la rotation externe (à gauche) et la corrélation parabolique (à droite).

L'ensemble des résultats est résumé **tableau 4**.

Relation	Corrélation linéaire (Spearman ρ ; R^2 ; p)	Régression parabolique (R^2 ; p globale)
mDSA ~ EA	$\rho = -0.029$ $R^2 = 0.002$; $p = 0.84$	$R^2 = 0.020$ $p = 0.627$
HDA ~ EA	$\rho = -0.066$ $R^2 = 0.029$ $p = 0.657$	$R^2 = 0.039$ $p = 0.411$
GDA ~ EA	$\rho = -0.075$ $r^2 = 0.006$ $p = 0.612$	$R^2 = 0,010$ $p = 0,79$
LSA ~ RE	$\rho = 0.15$ $R^2 = 0.007$ $p = 0.299$	$R^2 = 0.014$ $p = 0.735$
GLA ~ RE	$\rho = 0.13$ $R^2 = 0.002$ $p = 0.378$	$R^2 = 0.067$ $p = 0.211$
HLA ~ RE	$\rho = 0.032$ $r^2 = 0.003$ $p = 0.831$	$R^2 = 0.004$ $p = 0.910$

Tableau 4: Résultats des analyses statistiques de corrélation linéaire de Spearman et de corrélation parabolique entre les ROMs et les angles de latéralisation et de distalisation.

> Analyse de la répartition des angles de latéralisation et de distalisation en fonction du type de prothèse.

La répartition des angles de latéralisation et de distalisation des angles en fonction de l'implant prothétique a été réalisée en analyse univariée via le test de Kruskal Wallis. (**Tableau 5, Figure 19**)

Celle-ci montre une différence significative des angles **mDSA** en fonction du type de prothèse ($p < 0,001$) en faveur de la prothèse Aequalis reversed II.

De même, les angles **HDA et LSA** étaient significativement différents en fonction du type d'implant, avec une distalisation humérale qui semblait plus importante avec l'Aequalis II, et une latéralisation globale et humérale qui semble être plus importante dans le groupe Perform (moyenne $85,15^\circ$, $p < 0,001$).

En d'autres termes, l'implant Aequalis reversed II serait plus distalisante notamment sur l'implant huméral, et la tige Perform Stem serait plus latéralisante que les deux autres implants.

En revanche il ne semble pas y avoir de différence significative entre les angles DSA, GDA, GLA et le type de prothèse.

Variable	Aequalis II (N = 22)	Ascend flex (N = 13)	Perform (N = 13)	p-Valeur
DSA	52,73 ± 12,57IC à 95 % [47,15 ; 58,30]	51,69 ± 9,44IC à 95 % [45,99 ; 57,40]	47,77 ± 10,74IC à 95 % [41,28 ; 54,26]	0,452
mDSA	112,95 ± 10,14IC à 95 % [108,46 ; 117,45]	100,31 ± 9,61IC à 95 % [94,50 ; 106,12]	98,46 ± 12,12IC à 95 % [91,14 ; 105,79]	< 0,001
HDA	40,18 ± 10,43IC à 95 % [35,56 ; 44,81]	23,23 ± 8,17IC à 95 % [18,30 ; 28,17]	35,31 ± 13,57IC à 95 % [27,11 ; 43,51]	< 0,001
GDA	71,23 ± 14,35IC à 95 % [64,87 ; 77,59]	77,08 ± 9,43IC à 95 % [71,38 ; 82,77]	63,15 ± 19,32IC à 95 % [51,48 ; 74,83]	0,065
LSA	75,23 ± 11,09	81,77 ± 7,14	85,15 ± 10,38	0,002
GLA	43,45 ± 8,99	44,69 ± 6,60	46,77 ± 8,69	0,137
HLA	31,64 ± 7,79IC à 95 % [28,18 ; 35,09]	37,08 ± 7,77IC à 95 % [32,38 ; 41,77]	38,38 ± 10,00IC à 95 % [32,34 ; 44,43]	0,051

Tableau 5: Analyse des angles de distalisation et de latéralisation de la prothèse en fonction du type d'implant.

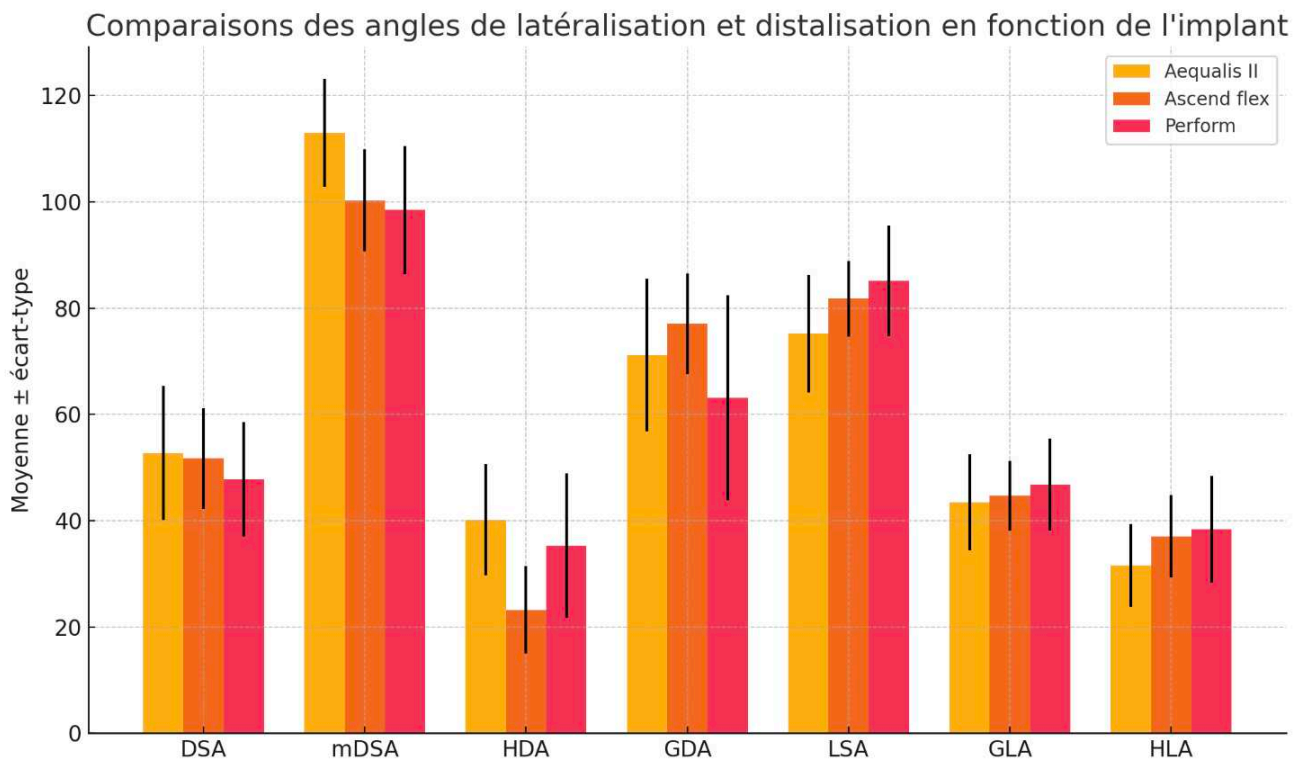


Figure 19: Comparaison des angles de latéralisation et distalisation en fonction de l'implant.

Les DSA moyens étaient de 52,73° pour la prothèse Aequalis, 51,69° pour la prothèse Ascend Flex, 47,77° pour la prothèse Perform stem.

Les LSA moyens étaient de 75,23° pour la prothèse Aequalis, 81,77° pour la prothèse Ascend Flex, et 85,15° pour la prothèse Perform stem.

➤ Analyse des intervalles d'angles LSA et DSA idéaux selon Boutsiadis

L'étude de Boutsiadis et Al suggérait un intervalle idéal d'angle DSA compris entre 40° et 65°, qui serait corrélé à de meilleures résultats d'élévation antérieure de l'épaule.

De même, l'intervalle d'angle de LSA compris entre 75° et 95° serait corrélé à de meilleures résultats en rotation externe.

Or, le DSA moyen de notre étude (51,1°) était bien compris entre 40° et 65°, et le LSA moyen (79,69°) était bien compris entre 75° et 95°. (**tableau 3**)

Il y avait au total 30 patients présentant des angles LSA entre 75° et 95° soit 62,5% de l'échantillon. Le test de Welch ne trouvait pas de différence significative pour la rotation externe active du groupe LSA (75°-95°) et le groupe LSA<75° ou LSA>95° : p=0,662.

De la même manière il y a avait 35 patients soit 73% de l'échantillon qui présentaient des angles DSA « optimaux » entre 40°-65° selon Boutsiadis et Al [8]. Le test de Welch ne trouvait pas de différence significative en terme d'élévation antérieure active avec le reste des patients : p=0,176 (**Tableau 6**)

Groupe	N	%	Rotation externe moyenne (°)	Écart-type RE (°)	P value
LSA 75-95°	30	62.5 %	24.6	15.6	P= 0,662
Autres LSA	18	37.5 %	22.7	14.6	

Groupe	N	%	Elevation antérieure moyenne(°)	Écart-type EA (°)	P value
DSA 40-65°	35	72.9 %	136.9	28.0	p=0,176
Autres DSA	13	27.1 %	146.0	16.5	

Tableau 6: Comparaison des rotation externe moyennes + ecart types entre les patients présentant des angles LSA entre 75° et 95° et le reste de l'effectif; et comparaison des valeurs d'élévation antérieure entre les patients présentant des valeurs de DSA entre 40° et 65° et le reste de l'effectif.

Les angles moyens de LSA et de DSA par type de prothèse étaient compris dans les intervalles d'angles idéaux selon Boutsiadis :

- Aequalis reversed : LSA moyen : 72,33° DSA moyen : 52,73°
- Ascend Flex : LSA moyen : 81,77° DSA moyen: 51,69°°
- Perform : LSA moyen: 85,15° DSA moyen : 47,77°

Concernant le score de Constant, il n'existait **aucune différence significative** entre les patients présentant des angles dans les valeurs cibles et les patients en dehors des valeurs cibles : p=0,257 pour le LSA, et p=0,367 pour le DSA.

(Tableau 7)

Comparaison	Groupe	N	%	CONSTANT (moy ± ET)
LSA (75–95° vs hors)	LSA 75–95°	30	62.5 %	80.5 ± 18.1
	LSA <75° ou >95°	18	37.5 %	85.4 ± 11.8
				IC95% [-3.7 ; 13.6] p=0,257
DSA (40–65° vs hors)	DSA 40–65°	35	72.9 %	81.0 ± 15.5
	DSA <40° ou >65°	13	27.1 %	86.1 ± 17.5
				IC95% [-6.4 ; 16.6] p=0,367

Tableau 7: Analyse comparative du score de Constant entre le groupe : LSA entre 75° et 95° et le groupe LSA<75° ou LSA>95° ; et analyse comparative du score de Constant entre le groupe DSA entre 40° et 65° et le groupe DSA <40° ou DSA>95°

IV. DISCUSSION

➤ Corrélation entre GLA et rotation externe, et HDA et élévation antérieure

Notre étude avait pour objectif de rechercher une corrélation entre l'angle de latéralisation glénoïdienne (GLA) et la rotation externe active, ainsi qu'entre l'angle de distalisation humérale (HDA) et l'élévation antérieure active dans les prothèses totales d'épaule inversées.

Aucune corrélation significative, ni linéaire ni parabolique, n'avait été retrouvée. Ces résultats suggèrent que les angles GLA et HDA n'influenceraient pas directement les amplitudes articulaires.

L'étude initiale de P. Shippers et al. (2024) [12] visait à introduire ces nouveaux repères angulaires, sans analyse de leur relation avec les mobilités. Or, plusieurs travaux antérieurs suggéraient un lien entre la latéralisation glénoïdienne et la rotation externe [2], [5], [14], [15], [23], [24] [26] :

En 2005, Frankle et al [25] rapportait une amélioration significative de la rotation externe avec un implant glénoïdien latéralisé, par rapport à la prothèse proposée par Grammont. En 2011, Boileau et al [5] rapportaient un gain de 10° en rotation externe avec une latéralisation glénoïdienne par bioRSA sur la prothèse type Grammont par rapport à une glène standard.

Ce lien est attribué à la conservation de la fonction rotatoire résiduelle de la coiffe des rotateurs par une « retente » de cette dernière, et une levée d'un conflit éventuel avec la scapula (notching). Mais cette association reste difficile à évaluer de manière indépendante et isolée . Dans ce contexte, l'angle GLA constitue un outil simple et reproductible pour évaluer la latéralisation sur un implant glénoïdien posé.

En effet, l'évaluation précise de la latéralisation et de la distalisation d'un implant se révèle compliquée. Werthel et Al [6] [16] ont décrit une méthode basée sur la mesure d'offset huméraux et glénoïdiens mesurés sur des calques calibrés fournis par les laboratoires. Il définit alors les prothèses comme médialisantes si un implant glénoïdien présentait un offset de moins de 5mm par rapport à l'offset présent dans le design de la prothèse proposée par Grammont (DELTA III) et latéralisante quand il excédait de 5mm.

Il en était de même avec l'implant huméral qui étaient médialisés si $<5\text{mm}$ par rapport à la prothèse DELTA III, latéralisés si supérieure à 5mm et très latéralisés ou LH + si $>10\text{mm}$ au dessus de l'offset de la DELTA III.

Or, la mesure de la latéralisation est influencée par plusieurs paramètres liée à la pose de la prothèse, qui ne peuvent s'apprécier qu'in vivo :

- La présence ou non d'un tilt inférieur de l'implant glénoïdien
- L'importance du fraisage glénoïdien
- La distance de contact entre la métaglène et l'os
- La présence d'un conflit acromial ou scapulaire

D'autres mesures sont utilisées pour recueillir la distalisation et la latéralisation :

Pour la latéralisation glénoïdiene, la mesure de la distance entre une ligne passant par l'interface glène-métaglène et le GPP peut être utilisée sur des clichés radiographique standards, mais nécessite une radiographie calibrée.

En 2009 A. Lädermann [17] et al suggèrent la mesure de la longueur du de l'humérus, du bras et de l'espace sous acromial post opératoire comparativement au côté controlatéral, afin d'évaluer la **distalisation** optimale. Des études ont par la suite suggéré qu'un allongement du bras de plus de 2,5cm entraînait une baisse de l'élévation antérieure, et des risques neurologiques.

De la même manière, les valeurs des amplitudes articulaires ne peuvent pas être exclusivement imputées au degré de latéralisation et de distalisation d'un implant, mais aussi :

- A la qualité de la coiffe restante notamment du petit rond pour la RE.
- Au degré de rétroversion glénoïdienne et humérale soumis lors de la pose,
- A la qualité de la rééducation post opératoire.

➤ Corrélation entre LSA et DSA et la rotation externe et l'élévation antérieure active :

Nous n'avons pas trouvé de corrélation entre l'angle LSA et la rotation externe active, ni entre l'angle DSA et l'élévation antérieure active.

L'étude réalisée par Boutsiadis et al [8] était une étude rétrospective réalisée sur 46 patients avec deux modèles de prothèse utilisés également dans notre étude : l'Aequalis reversed II et l'Ascend Flex . Les patients étaient répartis en 4 groupes :

- un groupe avec la prothèse Aequalis reverse (grammont-like) et une métaglène standard,
- un groupe avec l'ascend flex et un bio-RSA,
- un groupe Aequalis reverse et un BIO-RSA
- et un groupe Ascend Flex avec une métaglène standard.

L'étude suggérait qu'une meilleure élévation antérieure était obtenue pour des angles DSA entre 40° et 65°, et qu'une meilleure rotation externe était obtenue pour des angles LSA entre 75° et 95°, démontrées par une corrélation linéaire et parabolique.

Aucune corrélation linéaire ou parabolique n'était retrouvée dans notre étude. Ces résultats concordent avec plusieurs études [9] [10] [11], dont l'étude de J-P Imiolczyk et Al [9] qui ne retrouve aucune corrélation sur 600 arthroplasties et 5 implants prothétiques différents.

Erickson et Al en 2022 [13] montre une corrélation positive uniquement entre les angles LSA et la rotation interne, mais souligne que cette corrélation est très faiblement significative et risquerait de n'avoir aucun impact sur la pratique clinique.

La différence de résultat entre notre étude et celle de Boutsiadis et Al [8] peut s'expliquer par un biais de mesure.

En effet, comme le suggère J-P. Imiolczyk et al [9], il est possible que la mesure des angles LSA et DSA soient influencés par la rotation de l'humérus et la position de la scapula sur les clichés radiologiques.

Dans l'étude de Boutsiadis et al. [8], tous les patients ont été opérés par un même chirurgien, avec une standardisation importante des paramètres chirurgicaux : la majorité des patients (40 sur 46) ont reçu une glénosphère de taille identique : 40 patients avaient bénéficié d'une glénosphère de taille 36mm, et les 6 autres patients d'une glénosphère de taille 42mm. L'ensemble du groupe bioRSA a bénéficié d'un greffon osseux de 10 mm associé à un tilt inférieur systématique de 10°.

Concernant le composant huméral, seuls 4 patients présentaient un polyéthylène de 9 mm d'épaisseur tandis que les 42 autres avaient un polyéthylène d'une épaisseur de 6 mm.

À l'inverse, dans notre étude, les interventions ont été réalisées par plusieurs chirurgiens, avec une plus grande variabilité des paramètres opératoires : taille de la glénosphère, utilisation et épaisseur du bioRSA, tilt inférieur, et épaisseur du polyéthylène non standardisés.

Cette hétérogénéité a pu introduire des biais de confusion et donc réduire la puissance des analyses statistiques.

Néanmoins, l'analyse multivariée n'avait pas mis en évidence de corrélation significative après ajustement sur la présence d'un bioRSA et sur la taille de la glénosphère dans notre étude.

> **Dans notre étude, les moyenne des angles DSA et LSA retrouvées font bien parti des intervalles cibles recommandés** par Boutsiadis et al [8] (entre 40° et 65° pour le DSA et entre 75° et 95° pour l'angle LSA), et ce quelque soit le type d'implant de l'étude. Ces résultats sont concordants avec ceux de Marsalli et al [10] qui retrouvaient aussi des moyennes de DSA et LSA cibles avec les prothèses FH Arrow (LGLH+), Comprehensive BIOMET (LGLH+) et l'Affinis MATHYS (MGMH) [6]. Ces intervalles cibles seraient donc accessibles quelque soit le type d'implant et quelque soit leur profil de latéralisation et de distalisation.

En revanche, dans le groupe qui possédait un angle LSA compris entre 75° et 90° et **nous ne retrouvions pas de différence significative sur les valeurs de rotation externe active, par rapport au groupe dont les angles étaient non compris dans cet intervalle.**

Le groupe qui présentait un angle DSA compris entre 40° et 56°, nous **n'avons pas retrouvé de différence significative sur l'élévation antérieure active**, par rapport au groupe dont les angles DSA ne figuraient pas dans cet intervalle. Ces résultats sont similaires à ceux retrouvés dans l'étude de J-P. Imiolczyk et al [9]. Ces intervalles peuvent donc être atteints quelque soit le profil de latéralisation et de distalisation des implants, en revanche ceux-ci ne semblent pas être corrélés à de meilleurs résultats cliniques.



➤ Score de Constant

Nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre les angles GLA et HDA et le score fonctionnel de Constant.

Nous n'avons pas non plus retrouvé de corrélation entre les angles LSA et DSA et les scores de Constant. Plus précisément, les patients n'avaient pas meilleurs scores de Constant avec des angles LSA et DSA dans les valeurs cibles, résultats similaires à ceux retrouvés dans l'étude de JP. Imiolczyk et al [9]. En

revanche, plusieurs études montrent une corrélation entre LSA et DSA et les scores fonctionnels de l'épaule : C. Clinker et Al en 2024 [14] retrouvait une corrélation négative significative entre les angles LSA et le score ASES. P. Valenti et Al en 2025 [15] retrouvait également des scores de Constant et des scores ASES significativement inférieurs, pour des LSA > 90,5° et des DSA < 37,5°. Ces intervalles sont assez similaires à ceux décrits par Boutsiadis et Al [8], et suggèrent qu'un excès de latéralisation et un défaut de distalisation sont délétères sur les résultats cliniques de la prothèse totale inversée.

➤ Angles et designs des prothèses

Les angles LSA, mDSA, HLA et HDA sont cohérents avec le design des prothèses.

Ces angles sont effectivement significativement différents selon les prothèses de l'étude. On retrouve de façon cohérente une prothèse perform stem plus latéralisante que la prothèse ascend flex et aequalis, et une prothèse Aequalis plus distalisante selon l'angle mDSA, mais pas selon l'angle DSA.

Ceci révèle que bien qu'ils soient insuffisants pour influencer à eux seuls les amplitudes articulaires, ils permettraient de catégoriser plus aisément et avec fiabilité les différents implants prothétiques.

➤ **Forces et limites :**

Aucune étude n'a à notre connaissance recherché une corrélation entre les angles introduits par Shippers et Al [12] et les amplitudes articulaires, depuis leur introduction en 2024.

La force de notre étude est l'utilisation de plusieurs implants aux profils de latéralisation et de distalisation différents par rapport à d'autres études qui n'analysaient qu'une seule prothèse. [13] [14] [15]

De plus, beaucoup d'études analysant les angles LSA et DSA de Boutsiadis et al [8] ne les comparaient qu'aux scores fonctionnels subjectifs de l'épaule (Constant, ASES, ADLEIR..), et non pas aux amplitudes articulaires qui sont des variables objectives.[13] [14] [15].

Notre travail présente plusieurs limites qu'il conviendrait de souligner.

Tout d'abord, le caractère rétrospectif de notre étude nous exposait à un biais de sélection.

De plus, l'effectif étudié reste relativement limité, ce qui réduit la puissance statistique et la capacité à mettre en évidence des résultats concluants. Toutefois, il est comparable à celui de l'étude de Boutsiadis et Al [8] qui a servi de référence méthodologique et valide néanmoins la pertinence de notre échantillon.

Les interventions chirurgicales et les suivis des patients réalisés par des chirurgiens différents présentaient l'avantage de généraliser les résultats à la pratique courante. En revanche, les différentes techniques de pose, la durée d'immobilisation post opératoire et le protocole de rééducation différents selon le chirurgien a pu influencer les résultats cliniques de l'étude.

Une autre limite de notre étude est l'absence de prise en compte du statut de la coiffe des rotateurs résiduelle, qui peut influencer les résultats fonctionnels, notamment l'élévation antérieure active et la rotation externe active. Certains patients présentaient un profil ILER (Isolated Loss of External Rotation) ou CLEER (Combined Loss of active Elevation and External Rotation), liés à une rupture et dégénérescence de l'infra-épineux et/ou du teres minor. Ces patients ont pu être inclus dans l'étude si aucun transfert tendineux n'avait été associé à la prothèse totale inversée, ce qui a pu influencer les résultats.

Par ailleurs, aucune distinction n'a été faite entre les patients présentant une omarthrose primitive et ceux atteints d'une omarthrose secondaire à une rupture de la coiffe des rotateurs. Il est pourtant probable que la biomécanique de l'épaule

diffère selon l'étiologie de l'omarthrose, ce qui pourrait également moduler les performances fonctionnelles post-opératoires.

V. CONCLUSION

Au vu des résultats de notre étude et ceux des études antérieures, il ne semble pas exister de corrélation entre les angles HDA et l'élévation antérieure active, ni entre l'angle GLA et la rotation externe active. L'avantage des différents angles étudiés dans notre étude par rapport à d'autres mesures déjà décrites est qu'ils permettent de s'affranchir de radiographies à échelle. Leur fiabilité et leur reproductibilité en font des angles très intéressants pour objectiver la latéralisation et la distalisation d'un implant tout en prenant en compte l'anatomie du patient.

En revanche, leur utilisation pour prédire les amplitudes articulaires reste à démontrer.

Il n'y a à ce jour aucun standard précis de latéralisation et de distalisation à imposer à un implant huméral et glénoïdien dans les prothèses totales d'épaule inversées.

Ce qui semble plus consensuel est l'excès de latéralisation ou l'excès de distalisation qui donnent lieu à de moins bons résultats cliniques. Mais au vu de la littérature actuelle, il ne semble pas exister de valeurs cibles de latéralisation et de distalisation qui donneraient lieu à de meilleurs résultats cliniques de façon indépendante.

Nous pouvons donc supposer que les amplitudes articulaires sont le résultat d'une harmonisation entre latéralisation et distalisation, à adapter en fonction de l'anatomie du patient, de son âge et de son stock osseux.

Il serait intéressant de réaliser une étude rétrospective avec un plus large effectif, pour rechercher une corrélation entre les angles GDA et HLA et les amplitudes articulaires, en prenant en compte plusieurs paramètres comme la taille de la glénosphère, l'épaisseur du polyéthylène, et l'état de la coiffe restante.

BIBLIOGRAPHIE

[1] « *Biomechanics of anatomic and reverse shoulder arthroplasty* » P. Goetti, A. Lädermann *Effort open review* 2021

[2] « *Reverse shoulder arthroplasty : State of the art* » F. Franceschi, E. Giovanenetti de Sanctis ; A. Gupta, G. Athwal, G. Di Giacomo *Journal of ISAKOS* 2023

[3] « *Scapular notching is the main cause of late glenoid loosening: longitudinal follow up of a cohort of 91 reverse total shoulder prosthesis* » L. Favard , C. Spiry, G. Bacle, *SECEC Annual Meeting Genève* 2018

[4] « *Prevalence of neurologic lesions after total shoulder arthroplasty* » A. Läderman, A. Lubbeke, B. Mélis, *J Bone Joint Surf Arm* 2011

- [5] « *Bony increased offset reversed shoulder arthroplasty : minimizing scapular impingement while maximizing glenoid fixation* » P. Boileau, G. Moineau, Y. Roussanne, K. O'Shea *Clin Orthos Relat Res* 2011
- [6] « *Lateralization in reverse shoulder arthroplasty : a descriptive analysis of different implants in current practice* » J-D. Werthel, G. Walch, E. Vegehan, *Int Orthos* 2019
- [7] « *The effect of lateralization and distalization after Grammont-style reverse total shoulder arthroplasty* » C. Clinker; H. Ishikawa, A. Presson, C. Zhang R. Tashjian *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2024
- [8] « *The lateralization and distalization shoulder angles are important determinants of clinical outcomes in reverse shoulder arthroplasty* » A. Boutsiadis, H. Lenoir, P. Denard, J-C. Panisset, P. Brossard, P. Delsol, F. Guichard, J. Barth *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2018
- [9] « *Lateralization and distalization shoulder angles do not predict outcomes in reverse shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy* » J-P Imiolczyk, T. Imiolczyk, A. Goralczyk, M. Scheibel, F. Freislederer *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2024
- [10] « *Similar optimal distalization and lateralization angles can be achieved with different reverse shoulder arthroplasty implant designs* » M. Marsalli, J-D-D Errazuriz, M. Cartaya, J. De La Paz, D. N.Fritis, P. I Alsua, N. Moran, J-T. Rojas *Journal of orthopaedics* 2021
- [11] « *Negligible Correlation between Radiographic Measurements and Clinical Outcomes in Patients Following Primary Reverse Total Shoulder Arthroplasty* » D.P., Berthold , D. Morikawa L. N. Muench, JB. Baldino , M.P. Cote, R. Alexander Creighton, PJ. Denard, R. Gobezie, E. Lederman, A-A. Romeo, K. Beitzel, A- D. Mazzocca *Journal of Clinical Medicine* 2021
- [12] « *Can we separately measure glenoid vs. humeral lateralization and distalization in reverse shoulder arthroplasty?* » P. Schippers, J-D Lacouture, M. Junker, A. Baranowski, Ph.Drees, E. Gercek, P.Boileau *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2024
- [13] « *A comprehensive evaluation of the association of radiographic measures of lateralization on clinical outcomes following reverse total shoulder arthroplasty* » B- J Erickson, B-C. Werner, J-W Griffin, R. Gobezie, E. Lederman, B. W Sears, E. Bents, P-J Denard *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2022
- [14] « *The effect of lateralization and distalization after Grammont-style reverse total shoulder arthroplasty* » C. Clinker, H. Ishikawa, A-P. Presson, C. Zhang, C. Joyce, P-N. Chalmers, R. Z Tashjian *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2024

- [15] « *How to choose the best lateralization and distalization of the reverse shoulder arthroplasty to optimize the clinical outcome in cuff tear arthropathy* » P.Valenti, F. Zampeli, E. Kazum, C. Murillo-Nieto, A.Nassar, K. Moussa *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2025
- [17] « *Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty* » A. Läderrmann, MD. Williams, B. Melis, P. Hoffmeyer, G. Walch, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2016
- [18] « *Reverse shoulder arthroplasty design—inlay vs. onlay: does it really make a difference?* » C. A. Colasanti, N. P. Mercer, E. Contreras, R. W. Simovitch, J. D. Zuckerman, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2024.
- [19] « *Isolated humeral distalization in reverse total shoulder arthroplasty: a biorobotic shoulder simulator study* » J. L. Zitnay, M. R. Stout, B. Percin, R. Z. Tashjian, P. N. Chalmers, C. D. Joyce, G. Walch, H. B. Henninger, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2025.
- [20] « *Biomechanical comparison of component position and hardware failure in the reverse shoulder prosthesis* » S. Gutierrez, R. M. Grewe, M. A. Frankle, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2024.
- [21] « *Effect of humeral stem and glenosphere designs on range of motion and muscle length in reverse shoulder arthroplasty* » A. Läderrmann, P. Denard, P. Collin, *Inter Orthop* 2020
- [22] « *Does arm lengthening affect the functional outcome in onlay reverse shoulder arthroplasty ?* BS. Werner, F. Ascione, G. Bugelli, G. Walch *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2017
- [23] « *Clinical performance of lateralized versus non-lateralized reverse shoulder arthroplasty: a prospective randomized study* » S.Greiner , C. Schmidt , S. Herrmann , S. Pauly , C.Perka *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2015
- [24] « *Clinical and radiological outcomes in lateralized versus nonlateralized and distalized glenospheres in reverse shoulder arthroplasty: a randomized control trial* » BR. Southam, YH. Bedeir, BM. Johnson, KA. Hasselfeld, MA. Kloby, BM. Grawe *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2023
- [25] « *The reverse shoulder prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. A minimum two-year follow up study of sixty patients* ». M. Frankle, S. Siegal, D. Pupello, *J Bone Joint Surgery Am* 2005
- [26] « *Reversed shoulder arthroplasty : does reduced medialisation improve radiological and clinical results* » I. Kalouche, N. Sevivas, A. Wahegaonker, *Acta Orthop Belg* 2009

LISTE DES FIGURES

Score de Constant

D'après Constant CR, Murley AHG. *A clinical method of functional assessment of the shoulder.* Clin Orthop Relat Res 1987;(214):160-4. Traduction de M. Dougados, avec son aimable autorisation.

► Fiche de recueil des résultats

Nom :		Date :					
Prénom :		Médecin traitant :					
Date de naissance :		Médecin prescripteur :					
Date					Début	Milieu	Fin
Douleur (total sur 15 points)	A. Échelle verbale 0 = intolérable 5 = moyenne 10 = modérée 15 = aucune						
	B. Échelle algométrique Soustraire le chiffre obtenu du nombre 15						
	0 _____ 15 Absence de douleur _____ douleur sévère						
Total		A + B / 2 (/15)					
Niveau d'activités quotidiennes (total sur 10 points)	Activités professionnelles/ occupationnelles	travail impossible ou non repris gêne importante gêne moyenne gêne modérée aucune gêne	0 point 1 point 2 points 3 points 4 points				
	Activités de loisirs	impossible gêne importante gêne moyenne	0 point ; 1 point ; 2 points	gêne modérée aucune gêne	3 points 4 points		
	Gêne dans le sommeil exemple : aux changements de position	douleurs insomniantes gêne modérée aucune gêne	0 point 1 point 2 points				
Niveau de travail avec la main (total sur 10 points)	À quelle hauteur le patient peut-il utiliser sa main sans douleur et avec une force suffisante ?	taille xiphoïde	2 points ; 4 points ;	cou tête au dessus de la tête	6 points 8 points 10 points		
Mobilité (total sur 40 points)	Antépulsion (total / 10)	0°-30° 31°-60° 61°-90°	0 point 2 points 4 points	91°-120° 121°-150° >150°	6 points 8 points 10 points		
	Abduction (total / 10)	0°-30° 31°-60° 61°-90°	0 point 2 points 4 points	91°-120° 121°-150° < 150°	6 points 8 points 10 points		
	Rotation latérale (total / 10)	main derrière la tête, coude en avant main derrière la tête, coude en arrière main sur la tête, coude en avant main sur la tête, coude en arrière élévation complète depuis le sommet de la tête		2 points 4 points 6 points 8 points 10 points			
	Rotation médiale (total / 10)	dos de la main niveau fesse dos de la main niveau sacrum dos de la main niveau L3 dos de la main niveau T12 dos de la main niveau T7-T8		2 points 4 points 6 points 8 points 10 points			
	Force musculaire (total sur 25 points)	Abduction isométrique (élévation antéro-latérale de 90° dans le plan de l'omoplate)	si 90° n'est pas atteint en actif si maintien de 5 s, par 500g		0 point 1 point		
Total (total sur 100 points)	Valeur absolue (en points/100)						
	Valeur pondérée (%)						

AUTEUR(E) : Nom : HAUSMANN

Prénom : Nina

Date de soutenance : 24/10/2025

Titre de la thèse : L'influence de la distalisation humérale et de la latéralisation glénoïdienne sur les mobilités articulaires des prothèses totales inversées de l'épaule.

Thèse - Médecine - Lille 2025

Cadre de classement : *Chirurgie orthopédique et traumatologique*

DES + FST/option : *Chirurgie orthopédique et traumatologique*

Mots-clés : *Epaule, PTEI, Prothèse, Prothèse totale inversée, GLA, HLA, GDA, LSA, DSA, mDSA, HDA, Latéralisation, Distalisation, Angles, Roms, amplitudes articulaires*

Résumé :

Contexte

La prothèse totale d'épaule inversée (PTEI), développée par Grammont, a transformé la prise en charge des omarthroses avec rupture massive de la coiffe des rotateurs. Cependant, la médialisation et la distalisation du centre de rotation influencent les amplitudes et les complications. Les angles radiographiques de latéralisation (LSA, GLA) et de distalisation (DSA, HDA) ont été proposés pour quantifier ces paramètres, mais leur lien avec la fonction reste controversé. Cette étude vise à évaluer la corrélation entre les angles de latéralisation glénoïdienne GLA et la rotation externe active, et de distalisation humérale HDA et l'élévation antérieure active.

Matériel et méthode

Étude rétrospective monocentrique incluant 48 patients opérés d'une PTEI entre 2016 et 2023 au CHU de Lille.

Trois modèles prothétiques Stryker® ont été analysés.

Les amplitudes (élévation antérieure active – EA ; rotation externe active – RE1) et le score de Constant ont été corrélés aux angles LSA, DSA, GLA, HDA, mDSA, GDA et HLA, mesurés sur radiographies standardisées.

Les analyses statistiques comprenaient corrélations de Spearman, régressions paraboliques et ajustements multivariés.

Resultats

Concernant la latéralisation, la corrélation de Spearman entre l'angle GLA et la rotation externe active (RE1) était faible et non significative ($\rho = 0,13$; $p = 0,38$). L'étude de la relation parabolique entre ces deux variables n'a pas montré de tendance plus marquée ($R^2 = 0,067$; $p = 0,21$), montrant l'absence de lien statistique entre la latéralisation glénoïdienne et la RE1.

Pour la distalisation, la corrélation entre l'angle HDA et l'élévation antérieure active (EA) était non significative, avec un coefficient de Spearman de $\rho = -0,07$ ($p = 0,65$). Le modèle parabolique n'a pas amélioré la qualité de l'ajustement ($R^2 = 0,04$; $p = 0,41$), indiquant l'absence de relation curvilinéaire entre la distalisation humérale et l'amplitude d'élévation antérieure.

Conclusion

Nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre les angles de latéralisation glénoïdienne et de distalisation humérale et respectivement la rotation externe et l'élévation antérieure.

Composition du Jury :

Président : Professeur Chantelot Christophe

Assesseurs : Dr Amouyel Thomas, Dr Abdallah Ziad, Dr Delamarre Morgane

Directeur de thèse : Dr Abdallah Ziad