

Liste des abréviations

ASES	American Shoulder and Elbow Surgeons
DASH	Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Score
EVA	Echelle Visuelle Analogique
PTE	Prothèse Totale d'Épaule
PTEA	Prothèse Totale d'Épaule Anatomique
PTEI	Prothèse Totale d'Épaule Inversée
RE	Rotation Externe
RE1	Rotation Externe coude au corps
RE2	Rotation Externe bras à 90° d'abduction
RI	Rotation Interne

Plan

LISTE DES ABREVIATIONS

RESUME

INTRODUCTION

MÉTHODES

- 1. Schéma de l'étude**
- 2. Analyses Statistiques**
- 3. Technique opératoire**

RÉSULTATS

- 1. Résultats cliniques**
- 2. Complications**
- 3. Résultats radiologiques**

DISCUSSION ET CONCLUSION

- 1. L'ostéo-intégration**
- 2. Résultats fonctionnels**
- 3. Cals vicieux**
- 4. Couple de frottement**
- 5. Sub-scapulaire**
- 6. Complications**
- 7. Limites**
- 8. Conclusion**

BIBLIOGRAPHIE

LISTE DES FIGURES

LISTE DES TABLEAUX

TABLE DES MATIERES

ANNEXES

Evaluation clinique et ostéointégration des prothèses anatomiques stemless Short Affinis (Mathys®) : à propos de 48 cas.

PINET R, HUBERT L.

Service de Chirurgie osseuse, CHU d'ANGERS.

RESUME

Introduction : Les prothèses d'épaule anatomiques stemless présentent de nombreux avantages : adaptation épiphyso-métaphysaire anatomique, préservation du stock osseux, absence de stress shielding, reprise prothétique simplifiée. Cependant, l'absence de tige dans l'humérus pourrait faire craindre une moins bonne stabilité prothétique avec un risque accru de descellement précoce.

Le but de notre étude était de vérifier la bonne ostéointégration de la prothèse stemless Short Affinis (Mathys®) et d'évaluer l'état clinique de nos patients à court terme.

Matériels et méthodes : Notre étude est mono-centrique, rétrospective. L'évaluation clinique a été réalisée par un examinateur indépendant. Elle comprenait 48 prothèses stemless Short Affinis (Mathys®), chez 41 patients, âge moyen 60 ans (36-79 ans). Les patients ont été pris en charge entre avril 2012 et février 2016. Le recul moyen était de 35 mois (17-60 mois).

Résultats : En per-opératoire, nous n'avons retrouvé aucune complication. Le score de Constant moyen est passé de 27,9 en pré-opératoire à 75,5 en post-opératoire ($p=0,001$). 94% des patients étaient très satisfaits ou satisfaits. La mobilité pré-opératoire en antépulsion était de 72° , en post-opératoire de 129° ($p=0,001$). Aucun liseré huméral n'a été retrouvé, alors qu'il y avait 27 liserés glénoïdiens, non évolutifs après 1 an pour 17 cas, évolutifs pour 10 cas au dernier recul. Le score de Constant était de 79,5 pour les patients présentant un liseré contre 71,2 pour les patients sans liserés ($p=0,21$).

Discussion : A court terme, la prothèse Short Affinis (Mathys®) montre une bonne ostéointégration de l'implant huméral et des résultats fonctionnels satisfaisants. Dans notre étude, la présence de liserés glénoïdiens n'a entraîné aucun retentissement clinique. Comme toutes les prothèses stemless, elle présente de réels avantages en diminuant les complications per-opératoires et en s'adaptant parfaitement à l'anatomie parfois remaniée de l'extrémité supérieure de l'humérus. La préservation du stock osseux et l'absence de fixation diaphysaire permettent aussi de faciliter une éventuelle reprise chirurgicale.

Mots clefs : prothèse d'épaule, anatomique, stemless, ostéointégration

INTRODUCTION

L'histoire de la prothèse d'épaule débute en 1892. Pean [1] a pris en charge une ostéoarthrite tuberculeuse par une prothèse d'épaule métallique. L'utilisation des prothèses d'épaule prend un véritable essor à partir des années 1950 avec Judet pour la prise en charge des fractures luxations de l'extrémité supérieure de l'humérus par des prothèses acryliques.

Charles S Neer [2] a poursuivi le développement des prothèses d'épaule en concevant sa première prothèse humérale en 1951, et sa première prothèse totale d'épaule (PTE) avec tige humérale et implant glénoïdien en 1973. Ces implants de première génération étaient monoblocs : tige et tête humérales étaient solidaires. Cela ne laissait que peu de possibilités aux chirurgiens pour restaurer une anatomie variable et parfois complexe.

Dans les années 1990, les implants modulaires dits de deuxième génération sont apparus sur le marché [3]. Les tiges et les têtes prothétiques étaient indépendantes et étaient solidarisées par un cône morse. Cette adaptabilité dérivait du concept de modularité des prothèses de genou et de hanche. Malgré cela, l'anatomie de l'épaule n'était pas parfaitement respectée, aboutissant à des échecs précoces, le plus souvent par descellement glénoïdien et/ou rupture de la coiffe des rotateurs [3;4].

Grâce aux travaux de Walch et Boileau, la troisième génération de PTE a permis d'obtenir une modularité maximale pour adapter la prothèse à l'anatomie de l'humérus et non l'inverse [5]. Le bénéfice de ce type d'implant a depuis été confirmé [6;7].

Récemment, les prothèses dites de quatrième génération sont apparues, à tiges courtes « short-stem » ou sans tiges « stemless ».

Il existe deux types de PTE : les prothèses totales d'épaule anatomiques (PTEA) pour les patients ayant une coiffe préservée et les prothèses totales d'épaule inversées (PTEI) pour les patients ayant une rupture de coiffe.

Les moyens de fixation ont aussi évolués : initialement la pièce humérale des PTE était toujours cimentée [2], puis sont apparus les implants sans ciment, introduits en press fit, qui ont montré une stabilité identique aux implants scellés [8-10].

L'évolution des implants huméraux a permis de préserver de plus en plus le stock osseux et de s'adapter à l'anatomie de l'humérus. Aujourd'hui, avec les prothèses « stemless », le capital osseux huméral est conservé dans son ensemble, tout en ayant une bonne fixation épiphyso-métaphysaire.

Hamer et al [11], nous rappelle les principaux avantages des prothèses stemless :

- Le stock osseux est préservé, facilitant la synthèse d'une fracture péri-prothétique ou une future reprise prothétique [12].
- Elles permettent d'éviter le « stress shielding ». En effet, la fixation métaphysaire de ces prothèses permet de mettre en charge ce massif osseux et évite la survenue d'une ostéopénie tubérositaire observée lorsque la tige diaphysaire est fixée dans sa portion distale [13].
- Elles permettent d'éviter le « stress riser » de la diaphyse, observé après un alésage diaphysaire trop important. Cela diminue le risque de fracture périprothétique [14].
- Le nombre de PTE posées est en augmentation ce qui entraîne une augmentation du nombre de reprise. La chirurgie de reprise est complexe. Avec une prothèse stemless, la reprise est facilitée, sans difficulté pour extraire la pièce humérale tout en conservant un bon stock osseux [11].

- La mise en place de la calotte céphalique est indépendante de l'axe de la diaphyse, ce qui n'est pas possible avec les prothèses classiques. Cela présente un avantage certain dans la prise en charge des déformations post-traumatiques ou congénitales [15].

Le but des arthroplasties d'épaule est de retrouver une indolence et une mobilité optimale. Or la technique chirurgicale conditionne le résultat fonctionnel. La voie d'abord, le respect du deltoïde et des parties molles, la réparation des éléments musculaires sectionnés, tout cela doit être réfléchi et rigoureux pour générer un résultat optimal.

Par ailleurs, l'évaluation de l'ostéointégration prothétique est essentielle pour estimer la durée de vie de ces prothèses.

Le but de notre étude est d'évaluer à court terme l'ostéointégration de la prothèse stemless Short Affinis (Mathys®) ainsi que le résultat fonctionnel de nos patients.

MÉTHODES

1. Schéma de l'étude

Notre étude était rétrospective, mono-centrique, multi-opérateurs (2 opérateurs). Les patients ont été pris en charge entre avril 2012 et février 2016. Notre série comprenait 48 prothèses (Figure 1), implantées chez 41 patients (7 cas de prothèses bilatérales) dont 23 femmes et 18 hommes. La moyenne d'âge lors de l'opération était de 60 ans (36-79 ans). 24 prothèses ont été implantées à droite et 24 à gauche.

L'évaluation a été effectuée par un examinateur indépendant, au minimum à 17 mois en post-opératoire.



Figure 1 : Prothèse Short Affinis (Mathys®)

Sur le plan clinique en pré-opératoire, nous avons évalué les amplitudes articulaires et le score de Constant [16].

Au dernier recul, nous avons évalué les amplitudes articulaires, l'instabilité clinique objective et subjective, la douleur selon l'EVA (Echelle Visuelle Analogique), le score de Constant [16], le Quick DASH (Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Score) [17], et le score ASES (American Shoulder and Elbow Surgeons) [18].

La satisfaction a été évaluée selon 4 stades : Non satisfait ; Moyennement satisfait ; Satisfait ; Très satisfait.

Sur le plan radiographique, nous avons réalisé en pré-opératoire des radiographies de face et de profil de l'épaule avec évaluation de l'omarthrose selon le score de Samilson [19] (Annexe 1). Nous avons réalisé systématiquement un scanner de l'épaule pour évaluer l'omarthrose et faire le bilan de la glène selon la classification de Walch [20] (Annexe 2).

Au dernier recul, nous avons évalué l'ostéointégration avec des clichés radiologiques : incidence de face dans les 3 rotations (neutre, interne, externe), profil de glène selon Bernageau, profil de Lamy. Pour l'implant huméral, nous avons recherché les liserés péri-prothétiques selon les 5 zones de Bell et al. [21] (Annexe 3). Pour l'implant glénoïdien, nous avons recherché les liserés selon les 5 stades de Lazarus [22] (Annexe 4).

2. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel Stata 8.6.6. Les différences ont été considérées significatives pour $p < 0,05$.

3. Technique opératoire

Tous les patients ont été opérés sous anesthésie générale et bloc plexique, en position beach-chair par voie delto-pectorale.

Le sous-scapulaire était le siège d'une ténotomie à 1 cm de son insertion, et repéré par quelques points de fils non résorbable N°3 en prévision de la fermeture.

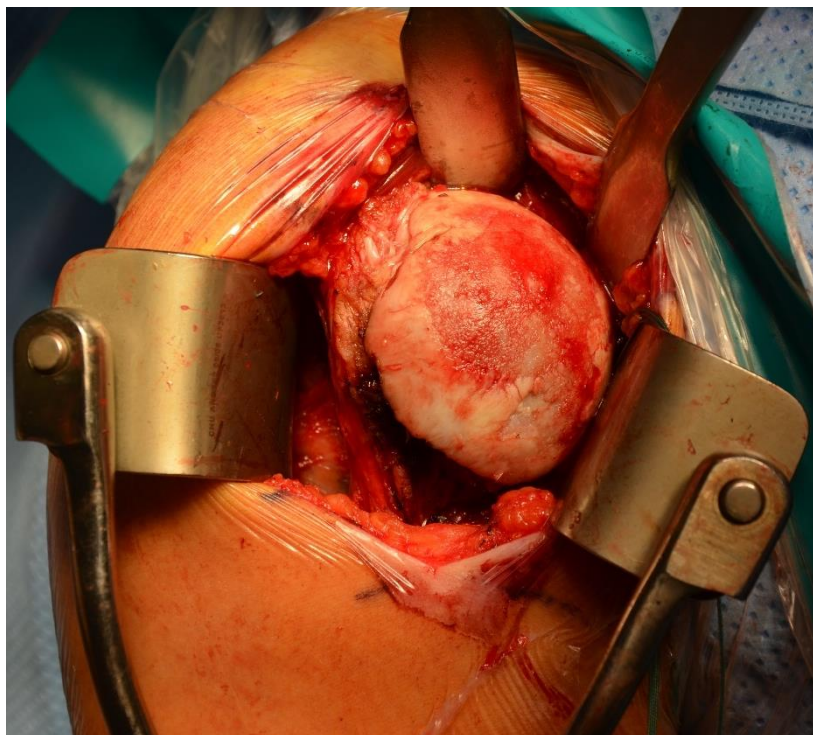


Figure 2 : Exposition de la tête humérale

Après exposition complète de la tête humérale (Figure 2) en forte rotation externe, la coupe humérale était réalisée à la scie oscillante, selon le col anatomique, après exérèse des ostéophytes. La mesure de la tête humérale sectionnée permettait de choisir l'implant huméral le plus adapté. L'empreinte métaphysaire était ensuite réalisée avec un implant qui laissait 2 mm d'os spongieux à sa périphérie, sans toucher la corticale métaphysaire (Figure 3).

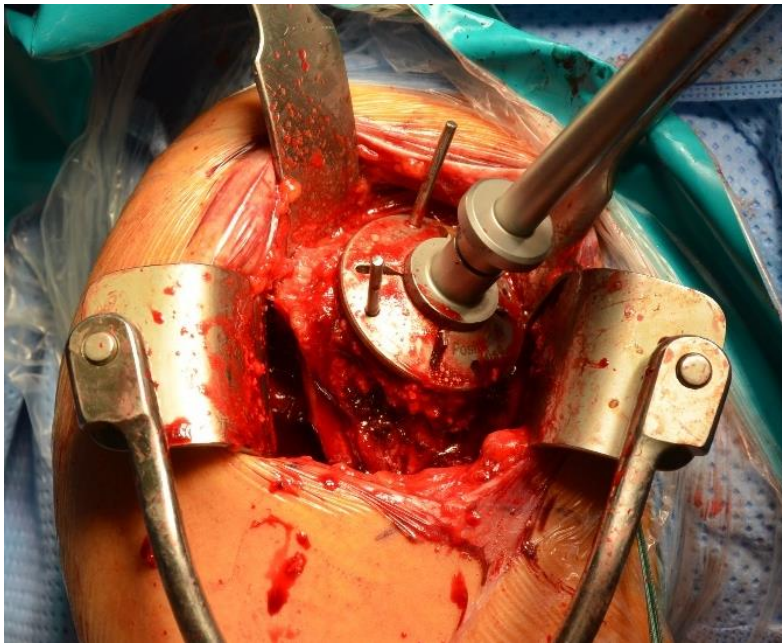


Figure 3 : Empreinte métaphysaire

Le temps glénoïdien nécessitait une bonne exposition par une capsulotomie circonférentielle, afin de mettre en place une broche guide parfaitement centrée dans la glène. Cette broche permettait de fraiser la glène pour arriver en os sous-chondral puis de réaliser ensuite les deux plots verticaux (Figure 4). La taille de la glène était ensuite déterminée pour s'adapter au mieux à la surface osseuse.

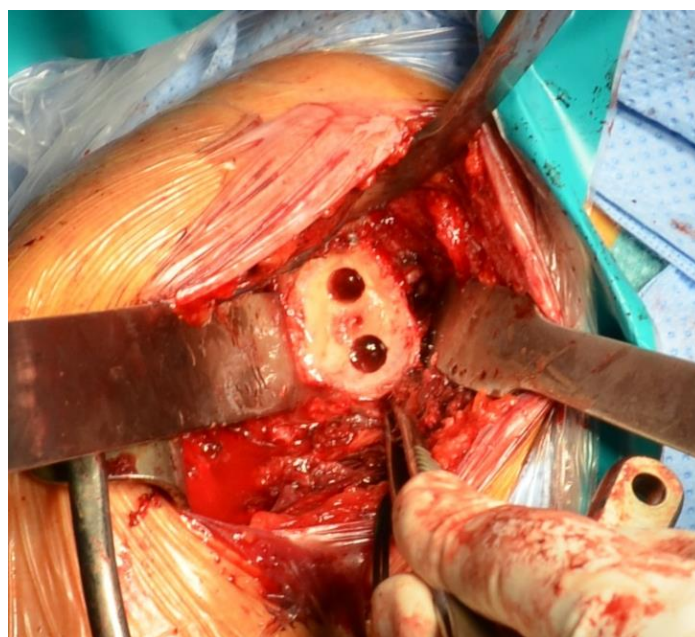


Figure 4 : Préparation de la glène

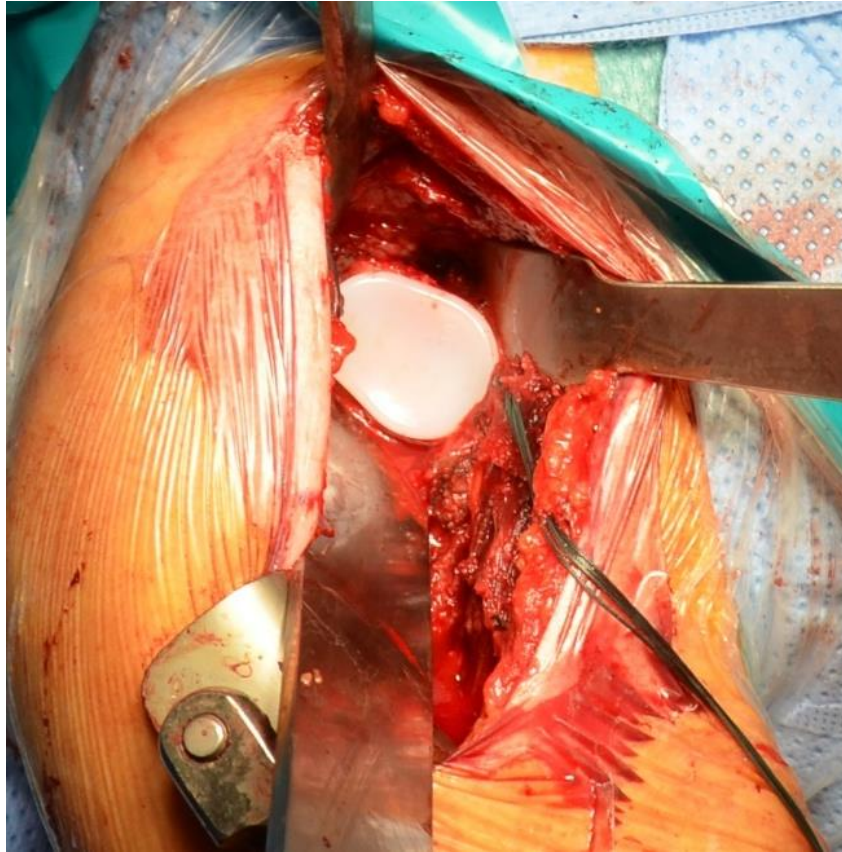


Figure 5 : Implant glénoïdien

Après les essais, l'implant glénoïdien en polyéthylène était scellé en pressfit avec du ciment de viscosité normal gentaliné (Figure 5). Initialement, l'ensemble de l'implant glénoïdien était recouvert d'une fine couche de ciment avant l'impaction. A partir de juin 2014, seuls les plots étaient remplis de ciment avant impaction de l'implant.

Puis venait l'impaction de l'embase humérale (Figure 6) dont la stabilité était testée avant d'impacter la calotte humérale en céramique sur son cône morse (Figure 7).

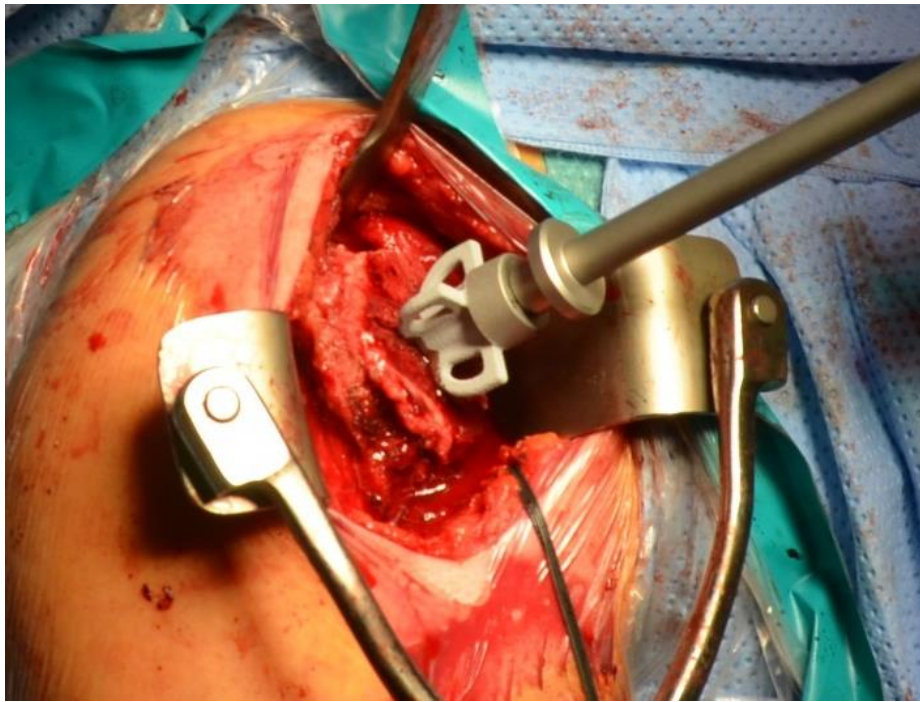


Figure 6 : Impaction de l'embase humérale

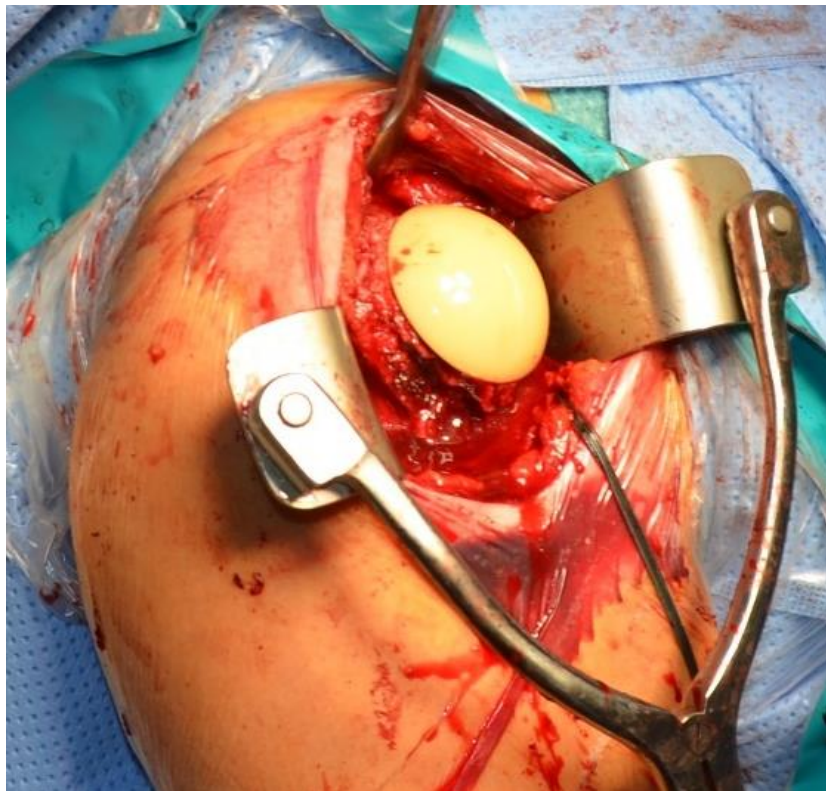


Figure 7 : Calotte humérale en céramique

Après réduction de l'épaule, la stabilité était à nouveau testée selon les critères de Matsen [23].

Puis venait le temps très important de réparation du sub-scapulaire avec de multiples points de Mersuture N°3, sans effet paletot (Figure 8). Les mobilités passives étaient alors testées permettant de guider la rééducation initiale, notamment la limite autorisée pour la rotation externe.

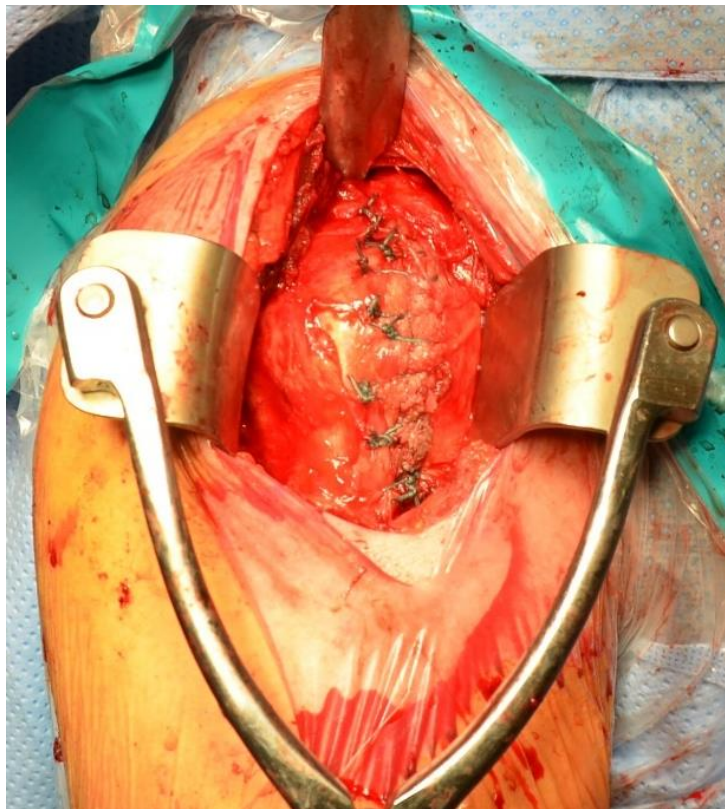


Figure 8 : Suture sous-scapulaire

Tous les patients étaient immobilisés dans un gilet orthopédique 1 semaine et débutaient la kinésithérapie passive et active aidée dès J1, sans travail contre résistance pendant 2 mois, le temps de laisser cicatriser le sub-scapulaire.

RÉSULTATS

Le recul moyen était de 35 mois (17-60 mois). Au dernier recul, un patient était décédé.

Dans notre étude, les principales étiologies retrouvées étaient par ordre de fréquence l'omarthrose centrée primitive, l'omarthrose centrée post-traumatique, l'ostéonécrose post-traumatique, l'ostéonécrose d'origine alcoolique, l'ostéonécrose médicamenteuse et l'arthrite rhumatoïde (Tableau I).

Tableau I : Etiologies

Etiologies	Nombre de cas
Omarthrose centrée	
Primitive	31
Post-traumatique	3
Sous-total	34
Ostéonécrose	
Post-traumatique	7
Alcoolique	3
Médicamenteuse	2
Sous-total	12
Arthrite rhumatoïde	2
TOTAL	48

1. Clinique

En pré-opératoire, l'antépuulsion moyenne était à 72° (20-150°), l'abduction à 71° (20-160°), la rotation externe coude au corps (RE1) à 21° (5-40°) et la rotation interne (RI) au niveau du sacrum (fesse-T12). Le score de Constant moyen préopératoire était de 27,9 ± 6,7 (16-40) soit une valeur pondérée de 35% (tableau 2).

Au dernier recul, l'antépulsion moyenne était à 129° (80-180°) (p=0,001), l'abduction à 133° (70-180) (p=0,001), la RE1 à 63° (30-90°) (p=0,001) et la RI au niveau de L1 (fesse-T7) (p=0,001). Aucun patient ne présentait d'instabilité d'épaule objective à l'examen clinique ou d'instabilité subjective (Tableau II).

Le score de Constant moyen était de 75,5 ± 13,3 (30-95) soit une valeur pondérée de 89% (p=0,001). Le score ASES moyen était de 91 (45-100) et le score Quick DASH moyen était de 10 (0-68,2).

Trente et un patients étaient très satisfaits soit 64%, 14 patients satisfaits (30%), 2 patients moyennement satisfaits (4%) et 1 patient non satisfait (2%).

Tableau II : Résultats cliniques pré et post-opératoires

	Pré-opératoire	Post-opératoire	p
Amplitude			
Antépulsion	72° (20-150°)	129° (80-180°)	0,001
Abduction	71° (20-160°)	133° (70-180)	0,001
RE1 ¹	21° (10-40°)	63° (30-90°)	0,001
RI ²	Sacrum (fesse-T12)	L1 (fesse-T7)	0,001
Score de Constant			
Valeur absolue	27,9 (16-40)	75,5 (30-95)	0,001
Valeur pondérée	35%	89%	

¹ Rotation externe coude au corps ² Rotation interne

2. Complications

Il n'y a eu aucune complication per-opératoire.

Quatre patients ont présenté des complications post-opératoires (8%) parmi lesquelles :

Deux complications neurologiques (4%):

- Un cas de parésie plexique post-opératoire régressive en 2 mois sans séquelles
- Un cas de paralysie plexique post-cathéter régressive en 1,5 mois sans séquelles

Une complication infectieuse (2%) :

- Un cas d'infection à 2 ans reprise pour ablation de la prothèse et mise en place d'un espaceur. Le patient n'a pas été réopéré car celui-ci est décédé des complications de sa cirrhose.

Un cas de raideur (2%) :

- Il s'agissait d'un cas d'ostéonécrose post-traumatique (fracture luxation) qui a nécessité une arthrolyse sous arthroscopie avec un résultat satisfaisant.

3. Radiologiques

3.1 Pré-opératoire

En pré-opératoire, l'évaluation de l'omarthrose selon la classification de Samilson [19] retrouvait : 0 patient en stade 0 ; 13 patients en stade 1 ; 16 patients en stade 2 ; 19 patients en stade 3.

Sur le scanner pré-opératoire, selon la classification de Walch, la glène était classée : 29 fois de type A1, 17 fois de type A2 et 2 fois de type B2 (65% et 70% de subluxation postérieur).

3.2 Ostéointégration de l'implant glénoïdien

L'ostéointégration glénoïdienne selon Lazarus [22] était : 21 glènes de stade 0 (pas de liseré) (Figure 9), 24 de stade 1 et 3 de stade 2.



Figure 9 : Absence de liseré glénoïdien

Pour les 27 glènes ayant un liseré (56%), il s'agissait pour 17 cas de liserés post-opératoires immédiats ou dans l'année post-opératoire (35%), non évolutifs (Figure 10), et pour 10 cas de liserés évolutifs (21%) (Figure 11). Le score de Constant était de 79,5 pour les patients présentant un liseré (évolutif ou non) et de 71,2 pour les patients sans liserés ($p=0,21$).

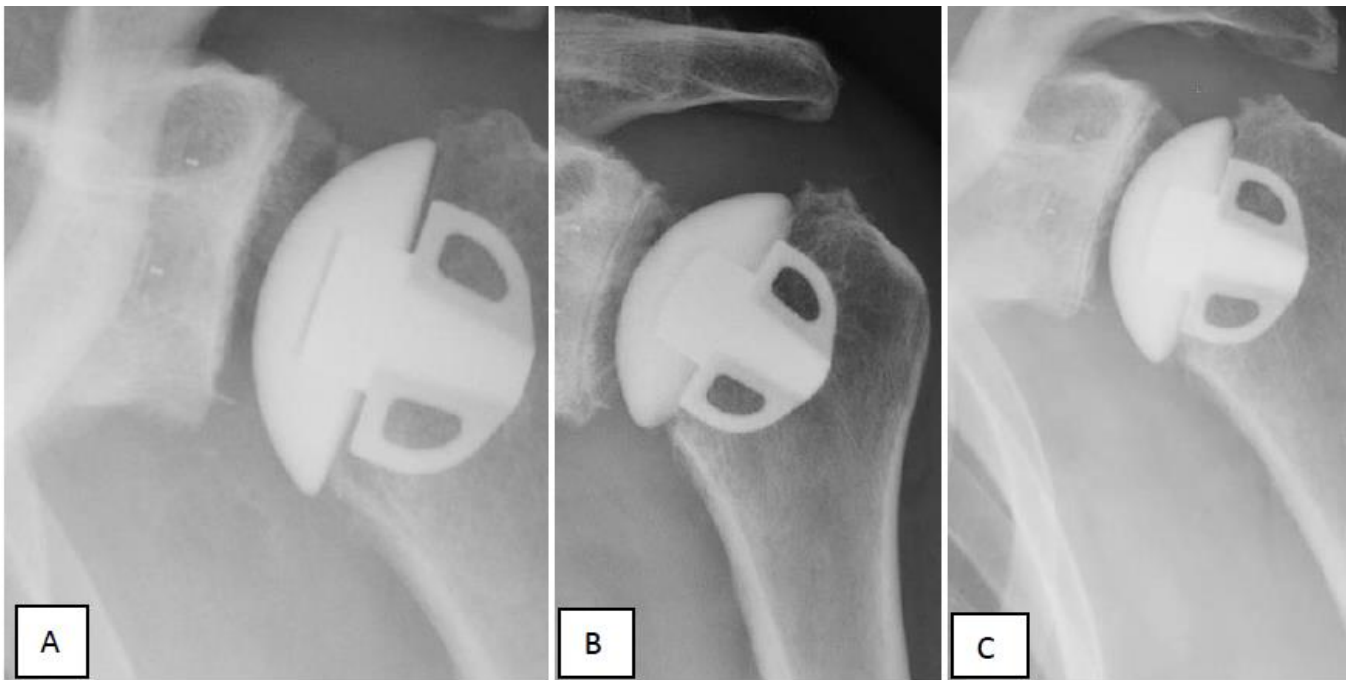


Figure 10 : Liseré glénoïdien non évolutif : post-opératoire (A), à 1 an (B), à 3 ans (C)



Figure 11 : Liseré glénoïdien évolutif : post-opératoire (A), à 1 an (B), à 3 ans (C)

La proportion de liserés après la modification technique de scellement de la glène était avant juin 2014 de 10 liserés sur 16 prothèses (62,5%) et après juin 2014 de 17 liserés sur 32 prothèses (53,1%) ($p=0,27$).

3.3 Ostéointégration de l'implant huméral

Au dernier recul, l'évaluation de l'ostéointégration humérale selon Dell [21] ne retrouvait aucun liseré péri-prothétique, ni déplacement ou enfoncement de l'embase humérale (Figure 12).



Figure 12 : Absence de liseré au niveau huméral

3.4 Scanners post-opératoires

Nous disposons de scanners post-opératoires entre 9 mois et 30 mois, réalisés chez les 7 cas de prothèses bilatérales à l'occasion du bilan pré-opératoire de l'épaule controlatérale.

Dans ces 7 cas, nous avons apprécié la bonne ostéointégration de l'implant huméral et l'absence de liseré (Figure 13). L'analyse de l'implant glénoïdien permet de confirmer dans 6 cas le liseré radiographique :

- sur l'embase pour 5 cas c'est-à-dire un stade 1 de Lazarus (Figure 14),
- sur l'embase et un plot incomplet pour 1 cas, c'est à dire un stade 2 de Lazarus (Figure 15).

L'absence de liseré radiographique pour le 7^{ème} cas a bien été confirmée par le scanner (Figure 16).



Figure 13 : Scanner post-opératoire (10 mois) : absence de liseré huméral



Figure 14 : Stade 1 de Lazarus en post-opératoire (9 mois) : radiographie (A), scanner (B et C)

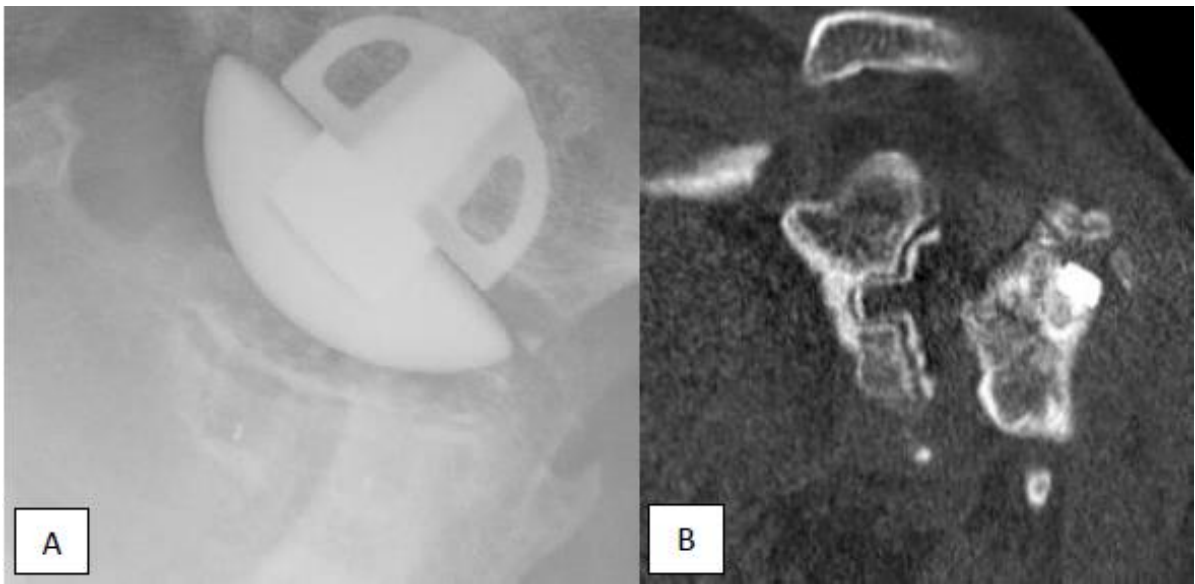


Figure 15 : Stade 2 de Lazarus en post-opératoire (12 mois) : radiographie (A), scanner (B)



Figure 16 : Absence de liséré glénoïdien en post-opératoire (10 mois) : radio (A), scanner (B, C)

DISCUSSION ET CONCLUSION

Les implants stemless ont l'avantage théorique de conserver le stock osseux ce qui permet de faciliter la chirurgie de reprise et de s'affranchir de la diaphyse.

Notre étude est la première qui rapporte au recul le plus long (35 mois de moyenne) les résultats de la prothèse stemless Short Affinis (Mathys®).

1. L'ostéo-intégration

Nous avons évalué à court terme l'ostéointégration de la prothèse Short Affinis (Mathys®) stemless. L'ostéo-intégration est définie par l'absence de progression de mouvement entre l'implant et l'os [24]. L'ostéointégration débute entre le 10^{ème} et 14^{ème} jour après la chirurgie et se termine pour les implants sans ciment entre le 3^{ème} mois et le 6^{ème} mois [25]. Après la restauration de l'os trabéculaire péri-prothétique précoce par la stabilisation primaire « mécanique », le remodelage osseux se poursuit et génère la stabilisation secondaire « biologique ». Il s'agit d'un processus dynamique de régénération osseuse (absorption-crédation).

Ce processus dure longtemps après la pose de la prothèse. Venesmaa et al. [26] ont montré sur des prothèses de hanche que le processus diminuait très progressivement mais qu'il était encore actif par rapport au côté controlatéral (non opéré) plus de 3 ans après la mise en place de l'implant.

Dans notre étude, en ce qui concerne l'implant huméral stemless Short Affinis (Mathys®) au recul moyen de 35 mois, nous n'avons retrouvé aucun liseré selon la classification de Bell [21], ni de déplacement ou d'enfoncement de l'embase humérale. Pourtant, l'absence de tige aurait pu faire craindre une mobilisation précoce de l'implant, surtout dans les cas où l'os

spongieux huméral était peu dense comme dans la polyarthrite rhumatoïde (2 cas) (Figure 17) ou l'ostéonécrose (12 cas) (Figure 18).

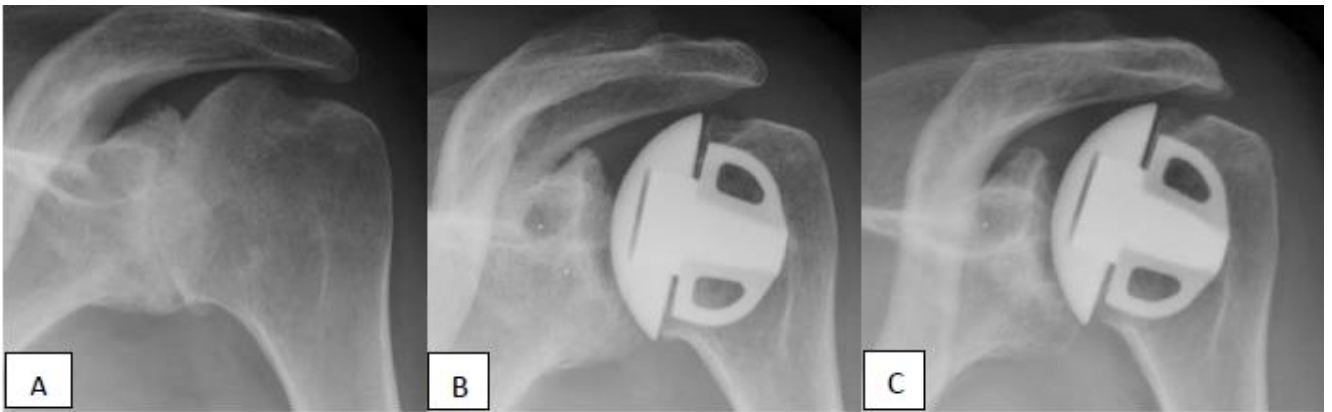


Figure 17 : Polyarthrite Rhumatoïde : pré-opératoire (A), J0 (B), 60 mois (C)

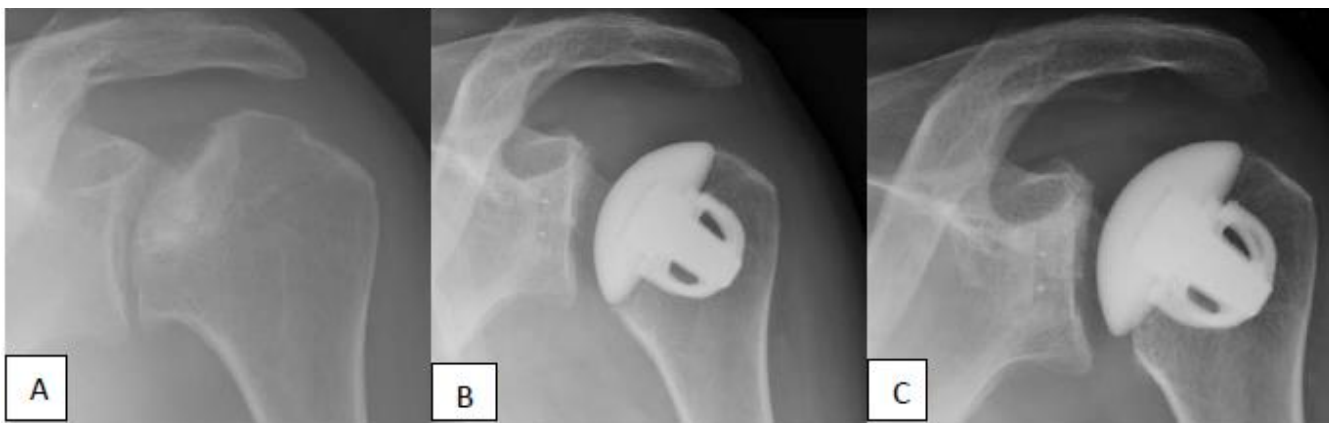


Figure 18 : Ostéonécrose : pré-opératoire (A), J0 (B), 25 mois (C)

L'analyse de l'implant glénoïdien retrouve 27 patients avec un liseré (56%) : 17 patients avec un liseré évolutif la première année (35%), qui se stabilise par la suite et 10 patients avec un liseré évolutif au dernier recul (21%). Il n'y avait aucun retentissement fonctionnel chez ces patients.

Différentes études ont montré qu'une couche de ciment trop épaisse lors de l'impaction glénoïdienne augmentait la rigidité de celui-ci avec un risque de liseré et un risque de

descellement précoce [27;28]. Kasten et al. [29] ont conclu qu'il est préférable de limiter la présence de ciment au niveau des plots, ce que nous avons fait à partir de juin 2014. Nos liserés post-opératoires sont alors passés de 62,5% (10 cas sur 16 prothèses) à 53,1% (17 cas sur 32 prothèses) ($p=0,27$).

A notre connaissance deux autres études ont évalué l'ostéointégration des prothèses stemless Short Affinis (Mathys®). Berth A. et al [30] ont réalisé une étude d'imagerie SPECT/CT sur 29 prothèses à court terme (entre 90 jours et 180 jours), et ont montré que l'ostéointégration de cette prothèse était complète à 3 mois. Dans la série de Bell S. et al. [21] (50 prothèses : 38 cas revus à 1 an, 12 cas revus à 2 ans), aucun liseré ni migration d'implant huméral n'a été constaté. Pour l'ostéointégration de l'implant glénoïdien, 8 patients présentaient un score de 1 de Lazarus [22].

Par ailleurs, dans une étude multicentrique avec un recul minimum de 8 ans Favard et al. [31] ont retrouvé sur 63 PTEA : 1,5% de descellements huméraux et pour la glène 28,5% de migration et 17,4% de descellement douteux (sans différences significatives entre les glènes à plots et celles à quille). Nos résultats sont comparables à cette série récente multicentrique. Cela montre bien que l'ostéointégration de l'implant glénoïdien est un problème important non solutionné à l'heure actuelle, même avec l'implant glénoïdien Short Affinis (Mathys®). Le risque à long terme est évidemment l'incidence et les difficultés de la reprise chirurgicale. Bonneville et al. [32] ont étudié la révision de 42 glènes – 46% pour descellement et 54% pour usure – par un implant en polyéthylène cimenté Aequalis (Tornier®) sur des PTEA dans une étude multicentrique. Au recul de 74 mois, 67% (28 cas) des patients ayant bénéficié d'une révision présentaient un nouveau descellement et 17% (7 patients) avaient même nécessité une deuxième réintervention. La chirurgie de reprise des implants glénoïdiens est donc complexe avec des résultats médiocres.

Par contre, sur le versant huméral, l'ostéointégration de la prothèse stemless Short Affinis (Mathys®) semble très bonne, permettant de valider à court terme et moyen terme le concept d'implant stemless.

2. Résultats fonctionnels

Sur le plan fonctionnel, l'amélioration du score de Constant est de 47,6 points dans notre étude puisqu'il passe de 27,9 points en pré-opératoire (Constant pondéré à 35%) à 75,5 points (Constant pondéré à 89%) en post-opératoire ($p=0,001$).

Deux autres études montrent des résultats similaires avec la prothèse stemless Short Affinis (Mathys®). Bell S. et al [21] ont retrouvé un score de Constant de 76 à 1 an et de 86 à 2 ans. Joudet T. et al. [33] ont retrouvé à 12 mois de recul pour 53 patients une amélioration du score de Constant de 22 points (score de Constant pré-opératoire : 33 et post-opératoire : 55).

D'autres prothèses stemless existent sur le marché. Berth et al. [34] (2013) ont évalué 41 prothèses TESS (Biomet®) avec un recul de 31 mois, le score de Constant était de 54,7. Brunner et al. [35] (2013) ont évalué 233 prothèses Eclipse (Arthrex®) avec un recul de 23 mois, le score de Constant était de 79.

Nos résultats fonctionnels sont donc comparables aux différentes études récentes [21;33-35], notamment à celles qui évaluent la prothèse Short Affinis (Mathys®) (Tableau III).

Certaines études ont comparé les prothèses anatomiques stemless et les prothèses anatomiques standard sur le plan fonctionnel. Berth A. et al [36] ont comparé 41 prothèses

standard versus 41 prothèses stemless, ils ne retrouvaient pas de différences significatives pour le score de Constant au dernier recul de 32 mois : 73 versus 65 ($p=0,162$).

Par ailleurs, la présence de liseré glénoïdien dans notre étude n'a entraîné aucun retentissement clinique avec un score de Constant moyen de 79,5 contre 71,2 pour les autres patients ($p=0,21$). Favard et al. [31] ont retrouvé un score de Constant moyen pour les patients avec descellement de 61,2 contre 60,8 pour les patients ne présentant pas de descellement. Cela confirme la bonne tolérance clinique des descellements radiologiques glénoïdiens dans les PTEA.

Tableau III : Score de Constant

Implant	Série	Recul moyen (mois)	Nombre de cas	Constant au dernier recul
Biomet® TESS	Berth 2013	31	41	54,7
Arthrex® Eclipse	Brunner 2012	23	233	79
Mathys® Short	Bell 2014	12	38	76
		24	12	86
Affinis	Joudet 2011	12	53	55
	Notre série 2018	35	48	75,5

3. Cals vicieux

Certains patients présentaient des cals vicieux importants post-traumatiques de la diaphyse et/ou de la métaphyse humérale. Avec une prothèse classique, la mise en place de l'implant huméral aurait été très compliquée, voire impossible. Il aurait alors fallu recourir à une ostéotomie de réaxation du tubercule majeur ou de l'humérus lors de la chirurgie

prothétique. Mansat et al. [37] ont montré l'impact négatif de cette ostéotomie sur le résultat fonctionnel. Ballas et al. [38] ont utilisé une prothèse stemless TESS (Biomet®) chez 27 patients ayant un cal vicieux important post-traumatique, et aucune ostéotomie du tubercule majeur n'a été nécessaire. Dans notre série, aucune ostéotomie n'a été effectuée chez les patients ayant un cal vicieux important (2 cas) (Figure 19).

La prothèse stemless est idéale pour ces déformations complexes. Comme sa fixation est purement épiphysio-métaphysaire, cela permet de ne pas avoir à corriger les cals vicieux métaphysio-diaphysaires et/ou diaphysaires.



Figure 19 : Cal vicieux post-traumatique

4. Couple de frottement

La prothèse Short Affinis (Mathys®) utilise un couple de frottement polyéthylène-céramique. Meftah et al. [39] ont montré sur des prothèses totales de hanche que le taux d'usure polyéthylène-céramique était significativement plus faible que le couple polyéthylène-métal : 0.086 ± 0.05 mm/an contre 0.137 ± 0.05 mm/an. L'utilisation d'une tête en céramique permet théoriquement de diminuer l'usure de la prothèse, même si les conditions

mécaniques d'une épaule sont bien éloignées de celles d'une hanche. Par ailleurs, aucune fracture de la calotte céphalique en céramique n'a été retrouvée.

5. Sub-scapulaire

Au-delà de l'aspect mécanique de la prothèse stemless, la mise en place d'une PTE anatomique par voie delto-pectorale nécessite un geste sur le subscapulaire pour exposer l'articulation. Deux techniques peuvent être utilisées : l'ostéotomie du tubercule mineur ou la ténotomie [40].

L'ostéotomie du tubercule mineur présente l'avantage d'une consolidation osseuse et d'une surveillance radiologique de cette bonne consolidation de l'ostéotomie [40]. Mais celle-ci n'est pas recommandée pour les prothèses stemless qui ont besoin d'un ancrage métaphysaire optimal. Cette ostéotomie risquerait de déstabiliser la fixation.

La ténotomie sera donc à privilégier pour les prothèses stemless, mais sa réparation doit être rigoureuse afin d'éviter une rupture ultérieure et une luxation antérieure progressive de l'épaule, avec un échec fonctionnel certain [41]. La bonne suture du subscapulaire par des points simples de Mersuture, sans effet paletot, est un élément déterminant du futur résultat fonctionnel. Il faut tester en per-opératoire cette réparation, en RE1 et RE2, pour s'assurer de la solidité de celle-ci. La rééducation est autorisée en RE1 et RE2 pendant les 2 premiers mois, avec une limite inférieure de 10° par rapport aux amplitudes per-opératoires maximales. La surveillance clinique doit être rigoureuse et une épaule un « peu enraidie » en RE1 et RE2 à 2 mois est un gage de bonne cicatrisation du sub-scapulaire alors qu'une épaule très mobile en RE1 ou RE2 à ce délai doit faire craindre une rupture de la réparation tendineuse par kinésithérapie intempestive ou mauvaise observance des consignes [41].

6. Complications

Dans notre série, nous avons retrouvé des complications habituellement décrites dans la littérature.

Un patient a présenté une raideur post-opératoire ayant nécessité une arthrolyse sous arthroscopie à 29 mois. Il s'agissait d'une arthroplastie sur arthrose post-traumatique (fracture luxation) et le patient présentait déjà une raideur pré-opératoire comme c'est le cas habituellement dans cette étiologie. L'arthrolyse a permis de faire passer le score de Constant de 27 à 58.

Un patient a présenté un cas d'infection secondaire par bactériémie à 2 ans chez un patient fragile, atteint d'une cirrhose alcoolique, décédé 1,5 ans après l'explantation.

Deux patients ont présenté des lésions neurologiques résolutes précocement.

Gonzalez et al. [42] ont décrit dans une méta-analyse les complications des prothèses d'épaule anatomiques qui sont multiples et sont par ordre de fréquence en dehors des descellements : l'instabilité gléno-humérale (4,6%), la rupture post-opératoire de la coiffe des rotateurs (2,7%), une lésion neurologique (1,8%), l'infection (1,1%), une rupture secondaire du subscapulaire (1,1%), une fracture humérale post-opératoire (0,9%), un hématome (0,3%) et une dysfonction du deltoïde (lésion nerf axillaire ou détachement musculaire) (0,1%). Par ailleurs, dans notre série et dans d'autres séries portant sur les prothèses stemless [21;30;33;34], aucune fracture per-opératoire n'a été retrouvée, contrairement aux 1,2% de fractures per-opératoires retrouvées en moyenne pour les arthroplasties primaires à tige [43].

Le temps opératoire et le saignement sont deux autres éléments modifiés lors de la pose d'une prothèse stemless. Ballas et al [44] ont montré que ces deux éléments sont inférieurs

à ceux des prothèses standard. Berth A. et al [36] retrouvent une diminution significative pour le temps opératoire ($p=0,002$) et le pour saignement ($p=0,026$) avec les prothèses stemless. Nous n'avons pas étudié ces paramètres dans notre étude.

7. Limites

Une des limites de notre étude est le recul peu important. Malgré les bons résultats obtenus à ce recul, un suivi à plus long terme sera nécessaire pour évaluer la survie de ces implants, notamment sur le versant glénoïdien.

Hormis quelques cas, l'ostéo-intégration et le scellement ont été évalués sur de simples radiographies ce qui a pu entraîner un biais de classement. En effet, il est difficile d'obtenir des incidences comparables générant des difficultés au calcul du score de Lazarus et à l'analyse des zones de Bell. Une étude scanographique permettrait d'obtenir des résultats plus précis et plus fiables, comme nous avons pu l'analyser sur les 7 scanners post-opératoires dont nous disposons. Cependant, il s'agissait d'un trop faible effectif pour en tirer des conclusions générales. Une analyse systématique post-opératoire par scanner est difficilement acceptable à l'heure actuelle sur le plan éthique en raison de l'irradiation.

8. Conclusion

Dans notre série, au recul moyen de 35 mois, la prothèse Short Affinis (Mathys®) montre une bonne ostéo-intégration de l'implant huméral et des résultats fonctionnels satisfaisants. Comme toutes les prothèses stemless, elle présente de réels avantages en diminuant les complications per-opératoires et en s'adaptant parfaitement à l'anatomie parfois remaniée de l'extrémité supérieure de l'humérus. La préservation du stock osseux et l'absence de fixation diaphysaire permettent aussi de faciliter une éventuelle reprise chirurgicale, fort probable au vu des images glénoïdiennes.

BIBLIOGRAPHIE

1. Pean J. Des moyens prothétiques destinés à obtenir la réparation des parties osseuses. *Gaz Hôp Paris* 1894 ;67 :291.
2. Neer CS. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg [Am]* 1974;56:1-13.
3. Boileau P, Sinnerton RJ, Chuinard C, et al. Arthroplasty of the shoulder. *J Bone Joint Surg.* 2006;88:562-75.
4. Churchill RS, Kopjar B, Fehringer EV, Boorman RS, Matsen FA. Humeral component modularity may not be an important factor in the outcome of shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *Am J Orthop.* 2005 ;34 :173-6.
5. Walch G, Boileau P. Prosthetic adaptability: a new concept for shoulder arthroplasty. *J Should Elbow Surg.* 1999;8:443-51.
6. Walch G, Boileau P, Molé D. 2000 shoulder protheses: 2 to 10 years follow-up. Montpellier: Sauramps Médical; 1996.
7. Boileau P, Walch G. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. *J Bone Joint Surg Br.* 1997 ;79 :857-65.
8. Verborgt O, El-Abiad R, Gazielly DF. Long-term results of uncemented humeral components in shoulder arthroplasty. *J Should Elbow Surg.* 2007;16:S13-8.
9. Matsen FA, Iannotti JP, Rockwood CA. Humeral fixation by press-fitting of a tapered metaphyseal stem: a prospective radiographic study. *J Bone Joint Surg [Am]* 2003;85:304-8.
10. Sanchez-Sotelo J, O'Driscoll SW, Torchia ME, et al. Radiographic assessment of cemented humeral components in shoulder arthroplasty. *J Should Elbow Surg.* 2001;10:526-31.

11. Harmer L, Throckmorton T, Sperling JW. Total shoulder arthroplasty: are the humeral components getting shorter? Curr Rev Musculoskelet Med. 2016;9:17-22.
12. Sahota S, Sperling JW, Cofield RH. Humeral windows and longitudinal splits for component removal in revision shoulder arthroplasty. J Should Elbow Surg. 2014;23:1485-91.
13. Nagels J, Stokdijk M, Rozing PM. Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty. J Should Elbow Surg. 2003;12:35-9.
14. Singh JA, Sperling J, Schleck C, et al. Periprosthetic fractures associated with primary total shoulder arthroplasty and primary humeral head replacement. J Bone Joint Surg. 2012;94:1777-9.
15. Geurts GF, van Riet RP, Jansen N, et al. Placement of the stemless humeral component in the Total Evolutive Shoulder System (TESS) Tech Hand Upper Extrem Surg. 2010;14:214-7.
16. Constant CR, Gerber C, Emery RJ, Sojbjerg JO, Gohlke F, Boileau P. The Constant score: modifications and guidelines for its use. J Shoulder Elbow Surg. 2008;17:355-61.
17. Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C. Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand). The upper Extremity Collaborative Group (UECG). Am J Ind Med. 1996;29:602-8.
18. Michener LA, McClure PW, Sennett BJ. American Shoulder and Elbow Surgeons Standardized Shoulder Assessment Form, patient self-report section: reliability, validity and responsiveness. J Shoulder Elbow Surg. 2002;11:587-94.
19. Samilson RL, Prieto V. Dislocation arthropathy of the shoulder. J Bone Joint Surg Am. 1983;65:456-60.
20. Walch G, Badet R, Boulahia A, Khoury A. Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. J Arthroplasty. 1999;14:756-60.

21. Bell SN, Coghlan JA. Short stem shoulder replacement. *Int J Shoulder Surg.* 2014;8:72-5.
22. Lazarus MD, Jensen KL, Southworth C, Matsen FA 3rd. The radiographic evaluation of keeled and pegged glenoid component insertion. *J Bone Joint Surg.* 2002;84:1174-82.
23. Jackins S, Matsen FA. Management of Shoulder Instability. *Journal of Hand Therapy.* 1994;7:99-106
24. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50:399-410.
25. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact ;* 2009;9:61-71.
26. Venesmaa P, Vanninen E, Miettinen H, Kroger H. Periprosthetic bone turnover after primary total hip arthroplasty measured by singlephoton emission computed tomography. *Scand J Surg.* 2012;101:241-8.
27. Collin P, Tay AK, Melis B, Boileau P, Walch G. A ten-year radiologic comparison of two-all polyethylene glenoid component designs : a prospective trial. *J Shoulder Elb Surg.* 2011 ;20 :1217-23.
28. Terrier A, Büchler P, Farron A. Bone-cement interface of the glenoid component: stress analysis for varying cement thickness. *Clin Biomech.* 2005 ;20 :710-17.
29. Kasten P, Pape G, Raiss P, Bruckner T, Rickert M, Zeifang F, Loew M. Mid-term survivorship analysis of a shoulder replacement with a keeled glenoid and a modern cementing technique. *J Bone Joint Surg.* 2010 ;92 :387-392.
30. Berth A, März V, Wissel H, Awiszus F, Amthauer H, Lohmann CH. SPECT/CT demonstrates the osseointegrative response of a stemless shoulder prosthesis. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016;25:96-103.

31. Favard L, Katz D, Colmar M, Benkalfate T, Thomazeau H, Emily S. Total shoulder arthroplasty-Arthroplasty for glenohumeral arthropathies: Results and complications after a minimum follow-up of 8 years according to the type of arthroplasty and etiology. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2012;98:41-7.
32. Bonnevalle N, Melis B, Neyton L, Favard L, Molé D, Walch G, Boileau P. Aseptic loosening or failure in total shoulder arthroplasty: revision with glenoid reimplantation. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22:745-51.
33. Joudet T, Pap G, Kelly C, Nyffeler R, Irlenbusch U. Short stem prosthesis in shoulder replacement – a new trend? Poster presented at the combined Australia and New Zealand Orthopaedic Associations Scientific Meeting, 9-14 October 2011, Rotorua, New Zealand.
34. Berth A, Pap G. Stemless shoulder prosthesis versus conventional anatomic shoulder prosthesis in patients with osteoarthritis. *J Orthop Traumatol.* 2012;14:31-7.
35. Brunner UH, Fruth M, Ruckl K, et al. Die schafffreie Eclipse-Porthese-Indikation und mittelfristige Ergebnisse. *Obere Extremitat.* 2012;7:22-3.
36. Berth A, Pap G. Stemless shoulder prosthesis versus conventional anatomic shoulder prosthesis in patients with osteoarthritis. *J Orthopaed Traumatol.* 2013;14:31-37.
37. Mansat P, Guity MR, Bellumore Y, Mansat M. Shoulder arthroplasty for late sequelae of proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004;13:305-12.
38. Ballas R, Teissier P, Teissier J. Stemless shoulder prosthesis of treatment of proximal humeral malunion does not require tuberosity osteotomy. *Int Orthop.* 2016;40:1473-9.
39. Meftah M, Klingenstein GG, Yun RJ, Ranawat AS, Ranawat CS. Long-term performance of ceramic and metal femoral heads on conventional polyethylene in young and active patients: a matched-pair analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95:1193-7.
40. Buckley T, Miller R, Nicandri G, Lewis R, Voloshin I. Analysis of subscapularis integrity and function after lesser tuberosity osteotomy versus subscapularis tenotomy in total

shoulder arthroplasty using ultrasound and validated clinical outcome measures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014;23:1309-17.

41. Miller BS, Joseph TA, Noonan TJ, Horan MP, Hawkins RJ. Rupture of the subscapularis tendon after shoulder arthroplasty: diagnosis, treatment, and outcome. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:492-6.

42. Gonzalez JF, Alami GB, Baque F, Walch G, Boileau P. Complications of unconstrained shoulder prostheses. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011;20:666-82.

43. Athwal GS, Sperling JW, Rispoli DM, Cofield RH. Periprosthetic humeral fractures during shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:594-603.

44. Ballas R, Béguin L. Results of a stemless reverse shoulder prosthesis at more than 58 months mean without loosening. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22:1-6.

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Prothèse Short Affinis (Mathys®)	6
Figure 2 : Exposition de la tête humérale.....	8
Figure 3 : Empreinte métaphysaire	9
Figure 4 : Préparation de la glène	9
Figure 5 : Implant glénoïdien	10
Figure 6 : Impaction de l'embase humérale.....	11
Figure 7 : Calotte humérale en céramique.....	11
Figure 8 : Suture sous-scapulaire	12
Figure 9 : Absence de liseré glénoïdien.....	16
Figure 10 : Liseré glénoïdien non évolutif.....	17
Figure 11 : Liseré glénoïdien évolutif.....	17
Figure 12 : Absence de liseré au niveau huméral	18
Figure 13 : Scanner post-opératoire (10 mois) : absence de liseré huméral	19
Figure 14 : Stade 1 de Lazarus en post-opératoire (9 mois)	20
Figure 15 : Stade 2 de Lazarus en post-opératoire (12 mois).....	20
Figure 16 : Absence de liseré glénoïdien en post-opératoire (10 mois).....	20
Figure 17 : Polyarthrite Rhumatoïde.....	22
Figure 18 : Ostéonécrose	22
Figure 19 : Cal vicieux post-traumatique	26

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I : Etiologies	13
Tableau II : Résultats cliniques pré et post-opératoires	14
Tableau III : Score de Constant.....	25

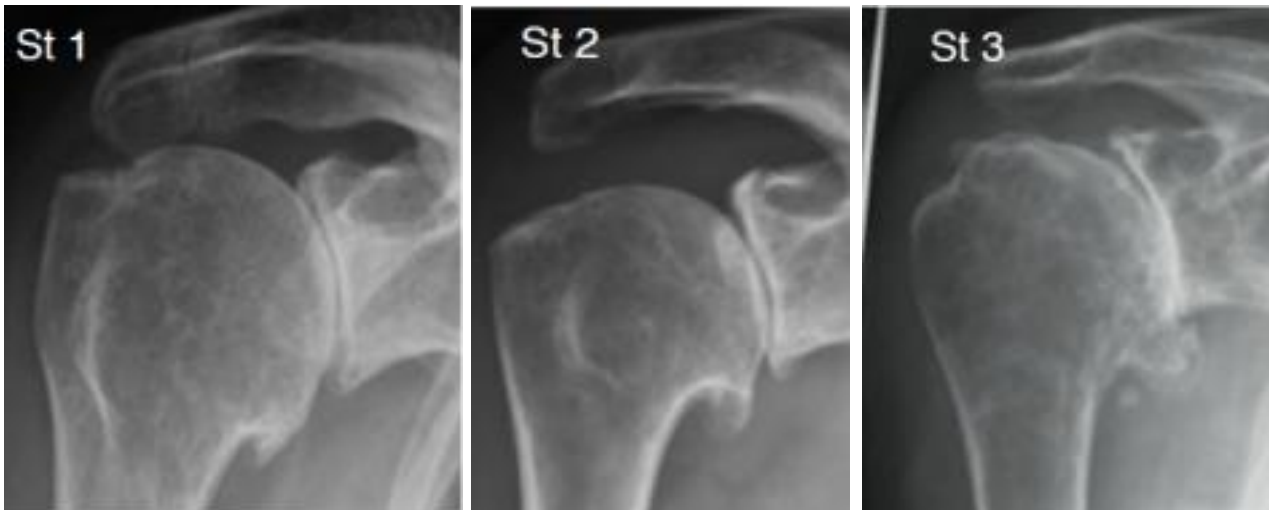
TABLE DES MATIERES

LISTE DES ABREVIATIONS	X
RESUME.....	2
INTRODUCTION.....	3
MÉTHODES	6
1. Schéma de l'étude	
2. Analyses Statistiques	
3. Technique opératoire	
RÉSULTATS.....	13
1. Résultats cliniques	
2. Complications	
3. Résultats radiologiques	
DISCUSSION ET CONCLUSION	21
1. L'ostéo-intégration	
2. Résultats fonctionnels	
3. Cals vicieux	
4. Couple de frottement	
5. Sub-scapulaire	
6. Complications	
7. Limites	
8. Conclusion	
BIBLIOGRAPHIE	32
LISTE DES FIGURES.....	37
LISTE DES TABLEAUX	38
TABLE DES MATIERES.....	39
ANNEXES.....	I

ANNEXES

Annexe 1 : Score de SAMILSON (classification omarthrose primitive)

- stade 0 : absence de lésions
- stade 1 : ostéophyte inférieur de moins de 3mm
- stade 2 : ostéophyte inférieur de 3 à 7mm
- stade 3 : ostéophyte inférieur de plus de 7mm avec ou sans lésion de l'interligne gléno-huméral



Annexe 2 : Classification de Walch (plan axial) : omarthrose primitive

- Type A : tête humérale centrée

 stade A1 = érosions mineures

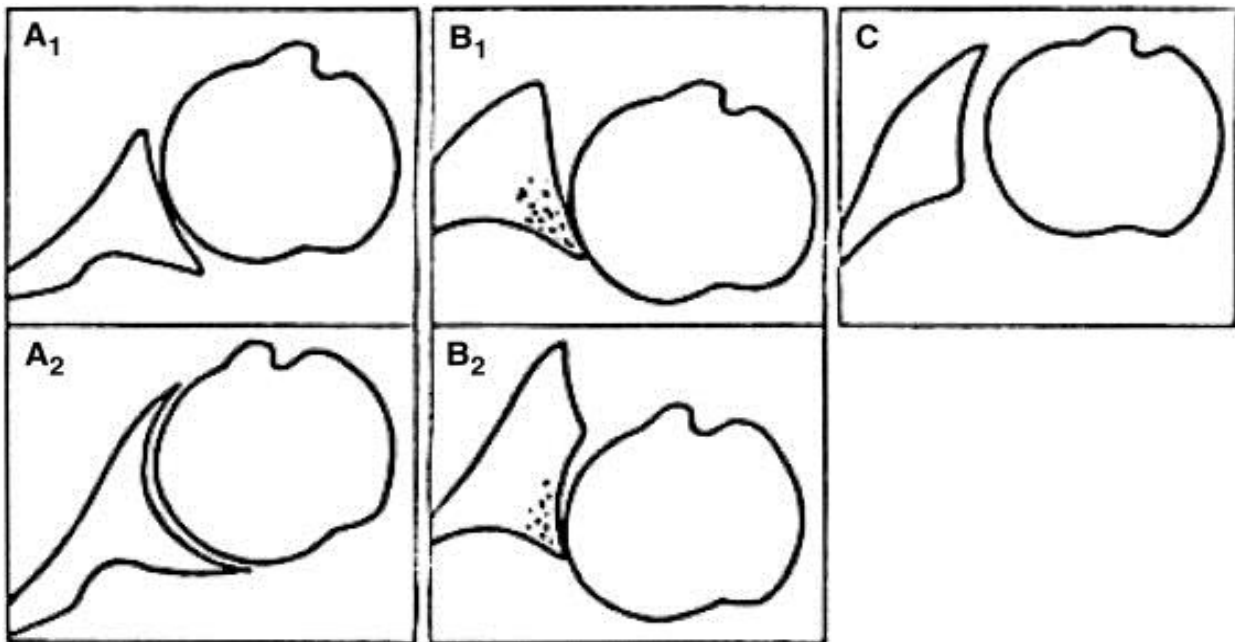
 stade A2 = érosions majeures, centrales avec protusion de la tête

- Type B : subluxation postérieure de la tête humérale

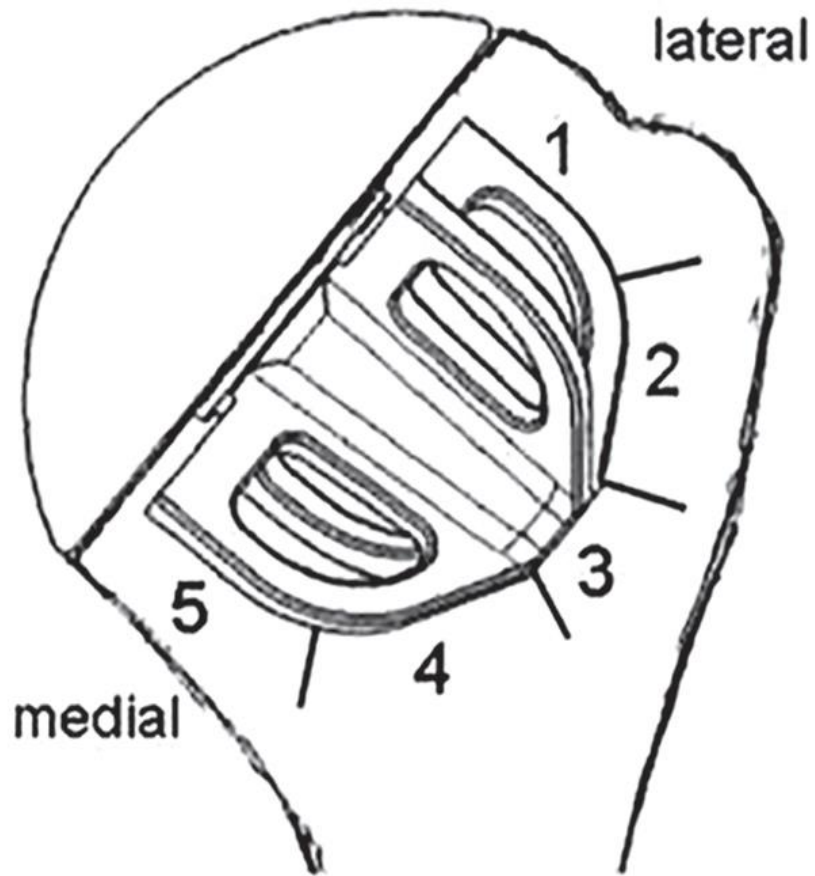
 stade B1 = usure postérieure minime

 stade B2 = usure importante avec aspect biconcave

-Type C : dysplasie avec tête humérale subluxée



Annexe 3 : 5 zones d'évaluation de l'ostéointégration humérale selon BELL et al.



Annexe 4 : Lazarus score

0	pas de liseré
1	liseré sous la base mais n'affectant pas la quille
2	liseré incomplet autour de la quille
3	liseré complet autour de la quille non évolutif et inférieur à 2mm d'épaisseur
4	liseré complet autour de la quille supérieur à 2mm d'épaisseur
5	migration du composant glénoïdien

Evaluation clinique et ostéointégration des prothèses anatomiques stemless Short Affinis (Mathys®) : à propos de 48 cas.

RÉSUMÉ

Introduction : Les prothèses d'épaule anatomiques stemless présentent de nombreux avantages : adaptation épiphysio-métaphysaire anatomique, préservation du stock osseux, absence de stress shielding, reprise prothétique simplifiée. Cependant, l'absence de tige dans l'humérus pourrait faire craindre une moins bonne stabilité prothétique avec un risque accru de descellement précoce.

Le but de notre étude était de vérifier la bonne ostéointégration de la prothèse stemless Short Affinis (Mathys®) et d'évaluer l'état clinique de nos patients à court terme.

Matériels et méthodes : Notre étude est mono-centrique, rétrospective. L'évaluation clinique a été réalisée par un examinateur indépendant. Elle comprenait 48 prothèses stemless Short Affinis (Mathys®), âge moyen 60 ans (36-79 ans). Les patients ont été pris en charge entre avril 2012 et février 2016. Le recul moyen était de 35 mois (17-60 mois).

Résultats : En per-opératoire, nous n'avons retrouvé aucune complication. Le score de Constant moyen est passé de 27,9 en pré-opératoire à 75,5 en post-opératoire ($p=0,001$). 94% des patients étaient très satisfaits ou satisfaits. La mobilité pré-opératoire en antépulsion était de 72° , en post-opératoire elle était de 129° ($p=0,001$). Aucun liseré huméral n'a été retrouvé, alors qu'il y avait 27 liserés glénoïdiens, non évolutifs après 1 an pour 17 cas, évolutifs pour 10 cas au dernier recul. Le score de Constant était de 79,5 pour les patients présentant un liseré contre 71,2 pour les patients sans liserés ($p=0,21$).

Discussion : A court terme, la prothèse Short Affinis (Mathys®) montre une bonne ostéo-intégration de l'implant huméral et des résultats fonctionnels satisfaisants. La présence de liseré glénoïdien dans notre étude n'a entraîné aucun retentissement clinique. Comme toutes les prothèses stemless, elle présente de réels avantages en diminuant les complications per-opératoires et en s'adaptant parfaitement à l'anatomie parfois remaniée de l'extrémité supérieure de l'humérus. La préservation du stock osseux et l'absence de fixation diaphysaire permettent aussi de faciliter une éventuelle reprise chirurgicale.

Mots-clés : prothèse d'épaule, anatomique, stemless, ostéointégration

Clinical evaluation and Osseointegration of Stemless anatomical prosthesis Short Affinis (Mathys®): about 48 cases.

ABSTRACT

Introduction: Stemless anatomical shoulder prosthesis have many advantages: anatomic epiphysio-metaphyseal adaptation, preservation of the bone stock, absence of stress epiphysal shielding, simplified prosthetic revision. However, the absence of risk in the humerus may result in poorer prosthetic stability with increased risk of early descent.

The aim of our study was to check the good osseointegration of the Short Affinis stemless prosthesis (Mathys®) and to evaluate the clinical condition of our patients at short term.

Materials and methods: Our study is mono-centric, retrospective. The clinical evaluation has been achieved by an independent evaluator. It has included 48 prostheses stemless Short Affinis (Mathys®), in 41 patients, average age 60 years (36-79 years). Patients were cared for between April 2012 and February 2016. The average follow-up was 35 months (17-60 months).

Results: Inoperative, we found no complications. Mean Constant score increased from 27.9 pre-operatively to 75.5 postoperatively ($p = 0.001$). 94% of the patients were very satisfied or satisfied. The pre-operative mobility in the antépulsion was 72° , postoperatively it was 129° ($p = 0.001$). No humeral radiolucent lines were found, while there were 27 glenoid radiolucent lines, non-progressive after 1 in 17 cases, progressive for 10 cases at the last follow-up. The Constant score was 79.5 for patients with a radiolucent line compared with 71.2 for patients without radiolucent line ($p = 0.21$).

Discussion: On short term, the Short Affinis prosthesis (Mathys®) shows good osseointegration of the humeral implant and satisfactory functional results. In our study, Glenoid radiolucent lines have resulted in no clinical impact. As all the Stemless prostheses, it has strong advantages in reducing the complications of surgery and in adapting perfectly to the sometimes-repaired anatomy of the upper end of the humerus. The preservation of the bone stock and the absence of diaphyseal fixation also allow an easier eventual surgical revision.

Keywords : shoulder prosthesis, anatomic, stemless, Osseointegration