



HAL
open science

Les prothèses de tête radiale dans les terribles triades du coude : cupule fixe ou cupule mobile ?

Jessica Haas

► To cite this version:

Jessica Haas. Les prothèses de tête radiale dans les terribles triades du coude : cupule fixe ou cupule mobile ?. Médecine humaine et pathologie. 2019. dumas-03200203

HAL Id: dumas-03200203

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03200203>

Submitted on 6 May 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'Etat de docteur en médecine. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2-L 335.10

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES
Faculté de Médecine PARIS DESCARTES

Année 2019

N° 181

THÈSE
POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE
DOCTEUR EN MÉDECINE

Les prothèses de tête radiale dans les terribles triades du coude :
cupule fixe ou cupule mobile ?

Présentée et soutenue publiquement
le 8 octobre 2019

Par

Jessica HAAS

Née le 6 septembre 1988 à Clamart (92)

Dirigée par Mme Le Docteur Adeline Cambon-Binder, MCU-PH

Jury :

M. Le Professeur Brice Ilharreborde, PU-PH Président

M. Le Professeur Alain-Charles Masquelet, PU-PH

Mme Le Docteur Violaine Beauthier-Landauer, PH

M. Le Docteur Julien Gaillard, CCA

Table des matières

1	REMERCIEMENTS	2
2	INTRODUCTION	3
2.1	Anatomie osseuse du coude.....	3
2.2	Les moyens osseux de la stabilité du coude.....	6
2.2.1	La tête radiale.....	6
2.2.2	Le processus coronoïde	6
2.3	Les éléments stabilisateurs ligamentaires.....	7
2.3.1	Le ligament collatéral médial	7
2.3.2	Le ligament collatéral latéral.....	8
2.4	La terrible triade du coude	9
2.4.1	Description	9
2.4.2	Les principes de prise en charge chirurgicale	13
2.5	Les différentes arthroplasties de tête radiale	15
2.6	Objectifs et hypothèses	18
3	MATERIEL ET METHODE.....	19
3.1	Matériel	19
3.2	Les implants utilisés.....	20
3.3	Technique chirurgicale	21
3.4	Critères d'évaluation clinique.....	25
3.5	Les critères d'évaluation radiologique	27
3.6	Analyse statistique.....	34
4	RESULTATS	35
4.1	Groupe MoPyc	35
4.2	Groupe CRF	42
4.3	Comparaison groupes MoPyc et CRF	45
5	DISCUSSION.....	47
6	CONCLUSION	52
7	BIBLIOGRAPHIE	53

1 REMERCIEMENTS

A Mr le Pr Brice Ilharreborde qui me fait l'honneur de présider cette thèse.

A Mme le Dr Adeline Cambon-Binder pour m'avoir guidée dans ce travail, pour son enseignement au bloc opératoire, pour son soutien, sa rigueur et son amitié.

A Mr le Pr Alain-Charles Masquelet, homme de sciences et homme de lettres, qui m'a enseignée la rigueur de la réflexion chirurgicale.

A Mme le Dr Violaine Beauthier-Landauer pour ses conseils avisés tout le long de mon internat.

A Mr le Dr Julien Gaillard pour son amitié, ses encouragements et sa confiance en moi.

A mes maîtres d'internat :

- ✓ Pr Doursounian
- ✓ Pr Féron
- ✓ Dr Guillon
- ✓ Pr Soubeyrand
- ✓ Pr Mazda
- ✓ Dr Jouffroy

A mes chefs de clinique et praticiens hospitaliers: Dr Azmi, Dr Zahi, Dr Donadio, Dr Ghazanfari, Dr De Panafieu, Dr Simon, Dr Mallet, Dr Pariat, Dr Calé, Dr Franqueville, Dr Paessant, Dr Tribot Lapierre, Dr Ferrero, Dr Zouaoui, Dr Lauthe, Dr Sekri, Dr Lamerain, Dr Chengel.

A mes co-internes et amis : Joannie, Maxime, Geoffrey, Lisa, Anne, Thomas, Baptiste.

A ma fille adorée, qui éclaire mes journées par sa joie de vivre et son amour.

A mes parents pour leur aide et leur soutien indéfectible. Merci infiniment de m'avoir poussé, encouragé, félicité. Merci de ne jamais cesser de croire en moi.

A mes frères chéris, je vous adore de me supporter quoi qu'il arrive.

A Elise, ma meilleure amie, ma sœur pour la vie.

A Annabelle, ma deuxième maman.

A mon amie Elsa, sans qui ce travail n'aurait jamais pu aboutir.

2 INTRODUCTION

La terrible triade du coude est une lésion peu fréquente mais complexe du coude. Elle entraîne la rupture des éléments de stabilité principaux du coude. L'enjeu principal du traitement est la restitution de l'anatomie afin d'obtenir un coude stable tout en permettant une mobilisation rapide afin de lutter contre la raideur articulaire.

Lorsque la tête radiale n'est pas reconstructible, elle peut être remplacée par une prothèse de tête radiale.

Il existe plusieurs types d'implant prothétique.

Le but de cette étude est de comparer deux types de prothèses de tête radiale : un implant unipolaire se rapprochant au mieux de l'anatomie de la tête radiale et un implant bipolaire, non anatomique, avec une tête mobile.

Nous allons analyser les différents résultats cliniques et radiologiques en partant de l'hypothèse que l'implant unipolaire anatomique permettrait une meilleure restauration de la stabilité du coude.

Tout d'abord, nous reverrons l'anatomie du coude avec ces éléments de stabilité. Puis, nous ferons un rappel sur la terrible triade du coude et l'évolution de sa prise en charge chirurgicale au cours du siècle dernier. Nous aborderons ensuite les différents types de prothèses de tête radiale et détaillerons celles utilisées dans cette étude.

Enfin, nous présenterons notre étude avec les résultats et les conclusions que l'on peut en tirer.

2.1 Anatomie osseuse du coude

Le coude est la deuxième articulation du membre supérieur réalisant la jonction mécanique entre le bras et l'avant-bras.

Le coude comprend trois articulations dans une seule cavité articulaire[1]. (Figure 1)

L'articulation huméro-ulnaire : trochléenne à un seul degré de liberté, responsable du mouvement de flexion-extension du coude. Elle implique la trochlée humérale, dont l'axe est oblique en haut et en dehors de 45 degrés, et l'incisure trochléenne de l'ulna.

L'articulation huméro-radiale : condylienne, qui participe à la fois à la flexion-extension et à la prono-supination. Elle oppose la surface proximale de la tête radiale, circulaire et concave avec les 2/3 de sphère du capitulum.

L'articulation radio ulnaire proximale est une trochoïde, mise en jeu uniquement au cours de la prono-supination et qui réalise une unité fonctionnelle avec la radio ulnaire distale. L'extrémité supérieure de l'ulna est inclinée de 30° vers l'arrière et présente un valgus physiologique de 4°.

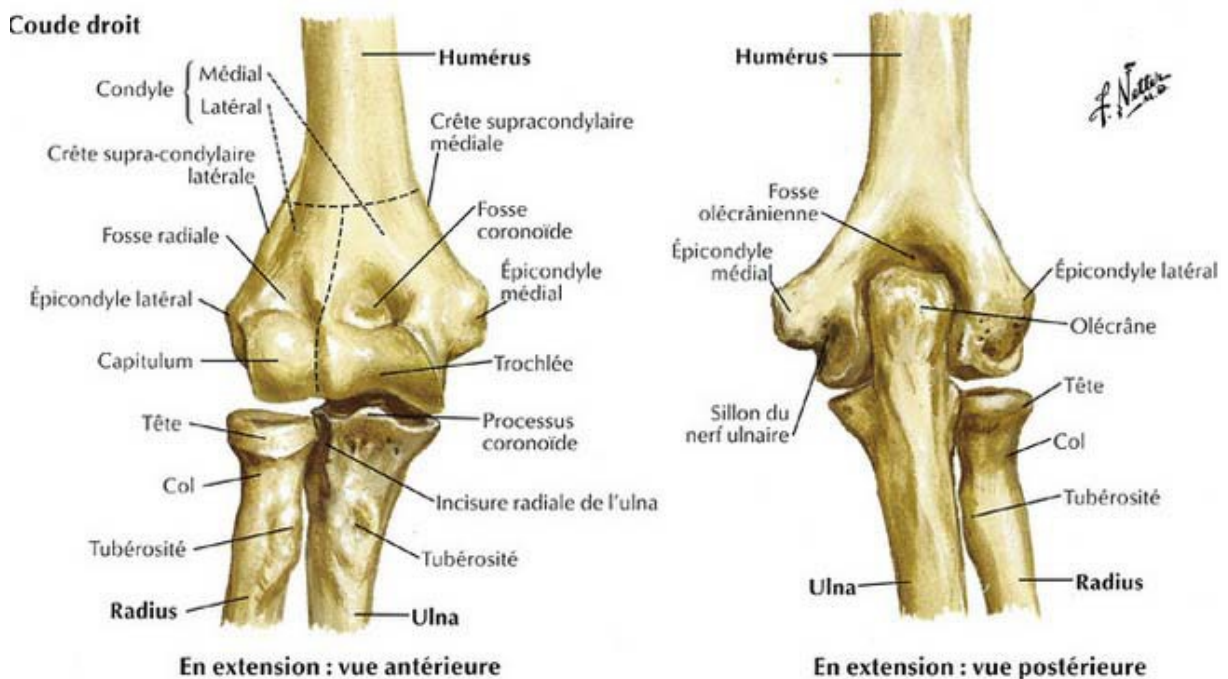


Figure 1 Ostéologie du coude. Vue antérieure et vue postérieure. *Atlas d'anatomie humaine Netter [1]*

Les 4 secteurs de mobilités – flexion, extension, pronation, supination- permettent l'orientation de la main dans l'espace et les fonctions vitales comme porter les aliments à la bouche.

Les mobilités normales sont de 0 à 140 degrés de flexion. Les activités de la vie courante requièrent un arc de mobilité entre 30 et 130 degrés. La prono-supination est un mouvement complexe de rotation du radius autour de l'ulna, impliquant les articulations entre la tête du radius et le capitulum, les articulations radio-ulnaires proximale et distale. L'arc de mobilité normal de prono-supination est de 180 degrés ; 50 degrés de pronation et 50

degrés de supination sont nécessaires pour réaliser la majorité des actes de la vie quotidienne [2].

Le coude est une articulation complexe dont la stabilité dans les différents plans est assurée par des éléments statiques et des éléments dynamiques.

Dans le plan longitudinal, c'est à dire proximo-distal, la stabilité est essentiellement assurée par des éléments osseux : la tête radiale et le processus coronoïde, qui réalisent des butées.

Dans le plan frontal la stabilité en varus-valgus est assurée par des éléments statiques : tête radiale, condyle médial huméral, ligaments collatéraux médial et latéral, et des éléments dynamiques : les muscles épicondyliens médiaux et latéraux.

Enfin dans le plan antéro-postérieur, la stabilité du coude fléchi est assurée par des butées osseuses : olécrâne en arrière, processus coronoïde en avant, ainsi que par les muscles pontant l'articulation et en particulier les muscles biceps brachial, brachialis et triceps brachial.

O'Driscoll a systématisé les moyens de stabilité du coude sous la forme de 4 complexes ostéo-ligamentaires[3]. Chacun de ces complexes a son rôle (principal et secondaire) dans le maintien de la stabilité du coude dans les 3 plans. (Figure 2)

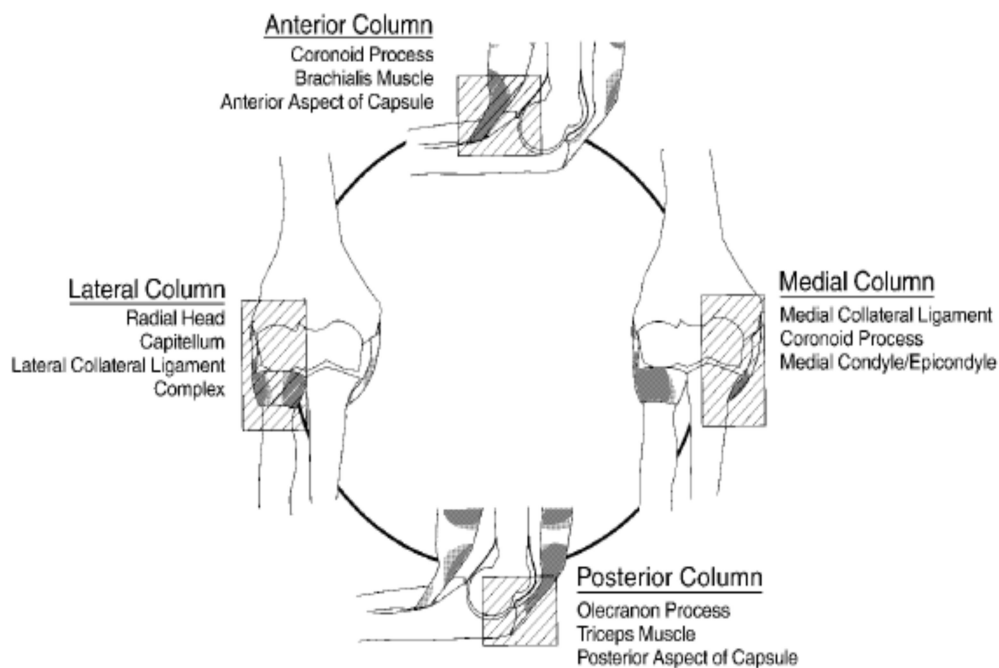


Figure 2 Complexes osseux et ligamentaires du coude : concept des quatre colonnes selon O'Driscoll [3]

2.2 Les moyens osseux de la stabilité du coude

2.2.1 La tête radiale

Elle fait partie de la colonne latérale du coude avec le capitulum et le ligament collatéral latéral.

La position de référence de l'extrémité supérieure radiale est la prono-supination neutre.

La tête radiale est assimilée à un cylindre aplati transversalement. Il s'agit en fait d'un cylindre non régulier, de coupe pas exactement circulaire mais plutôt ovalaire. Elle présente un grand axe et un petit axe. Le grand axe mesure en moyenne 24,13 mm et le petit axe en moyenne 22,7 mm [4]. Le grand axe est sagittal en supination complète et en pronation complète, et donc, il est frontal en position intermédiaire, décalant l'axe de rotation de l'avant-bras légèrement en dehors (permettant le passage de la tubérosité radiale).

La hauteur de la tête radiale de 10 mm en moyenne, est plus importante dans la partie médiale que dans la partie latérale [4][5]. Elle est excentrée de 4 mm par rapport à l'axe intra-médullaire du col [6].

En 1987, Hotchkiss réalise une des premières études permettant de différencier les acteurs de la stabilité en valgus du coude. Il met en évidence que la tête radiale n'y participe qu'entre 24 % et 32% selon les degrés de flexion du coude[7]. Les travaux de Morrey et Tanaka en 1991 définissent également la tête radiale comme un acteur secondaire de la stabilité en valgus du coude[8]. Schneeberger, dans une étude cadavérique, a montré que la résection isolée de la tête radiale augmentait la laxité rotatoire postéro latérale seulement de 18,6°[9]. Enfin, dans le plan frontal, la tête radiale participe à la stabilité axiale en luttant contre l'ascension du radius qui supporte 60 % de la force transmise par le poignet[10].

2.2.2 Le processus coronoïde

Le processus coronoïde fait partie de la colonne antérieure du coude avec le muscle brachialis et la capsule antérieure. Elle fait aussi partie de la colonne médiale avec le ligament collatéral médial. Elle forme une saillie horizontale et antérieure. Sa face supérieure articulaire constitue la partie inférieure de l'incisure trochléaire. L'incisure radiale se trouve sur le versant latéral de la coronoïde. C'est sur ce versant latéral que s'insère le

ligament collatéral latéral du coude. Sur sa face antérieure se trouve la tubérosité ulnaire sur laquelle s'insère le muscle brachial. Sur sa face médiale, se trouve le faisceau moyen du ligament collatéral médial.

La coronoïde est un stabilisateur accessoire du coude en valgus et pronosupination. Une fracture emportant 68 % de la coronoïde sans autre atteinte osseuse ni lésion ligamentaire déstabilise le coude[11].

2.3 Les éléments stabilisateurs ligamentaires

2.3.1 Le ligament collatéral médial

C'est l'élément stabilisateur essentiel de la colonne médiale.

Il est constitué de 4 faisceaux qui naissent de l'épicondyle médial (figure 3)[12] :

- ✓ le faisceau antérieur : s'insère sur le bord médial de la coronoïde.
- ✓ le faisceau moyen : s'insère sur le tubercule coronoïde en débordant sur le bord médial de l'ulna.
- ✓ Le faisceau postérieur : s'étale en éventail sur le bord médial de l'olécrâne.
- ✓ Le faisceau arciforme (ancien ligament de Cooper) : tendu transversalement du tubercule coronoïde à la base de l'olécrâne

Son faisceau antérieur est considéré comme stabilisateur principal du coude dans les contraintes en valgus et dans les instabilités postéro latérales[8][2][13].

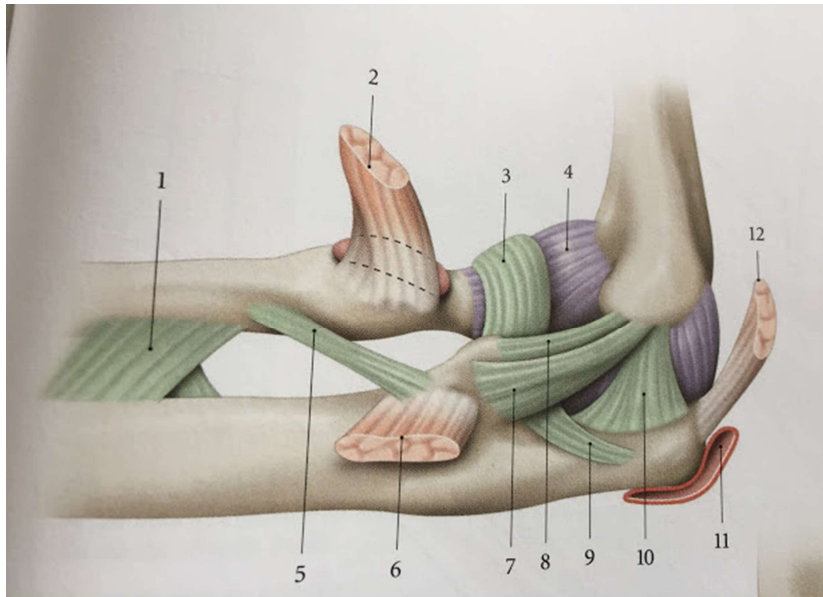


Figure 3 Vue médiale de l'anatomie capsulo-ligamentaire du coude. *Anatomie Clinique Kamina Tome 1. [12]*

1 – Membrane interosseuse ; 2 - Muscle biceps brachial ; 3 – Ligament annulaire ; 4 – Capsule antérieure ; 5 – Corde oblique ; 6 – Muscle brachialis ; 7 – Faisceau moyen ; 8 – Faisceau antérieur ; 9 – Faisceau arciforme ; 10 – Faisceau postérieur ; 11 – Bourse olécrânienne ; 12 – Muscle triceps

2.3.2 Le ligament collatéral latéral

Il permet de lutter contre l'instabilité rotatoire postéro latérale et secondairement il est stabilisateur des contraintes en varus. En effet, c'est l'articulation huméro ulnaire qui absorbe les contraintes en varus à hauteur de 90%[2].

Il est constitué de 3 faisceaux qui naissent de l'épicondyle latéral : (figure 4) [12]

- ✓ Le faisceau antérieur : s'insère sur le bord antérieur de l'incisure radiale en rejoignant le ligament annulaire.
- ✓ Le faisceau moyen : s'insère sur le bord postérieur de l'incisure radiale et sur la crête supinatrice
- ✓ Le faisceau postérieur : s'étale en éventail sur le bord latéral de l'olécrâne

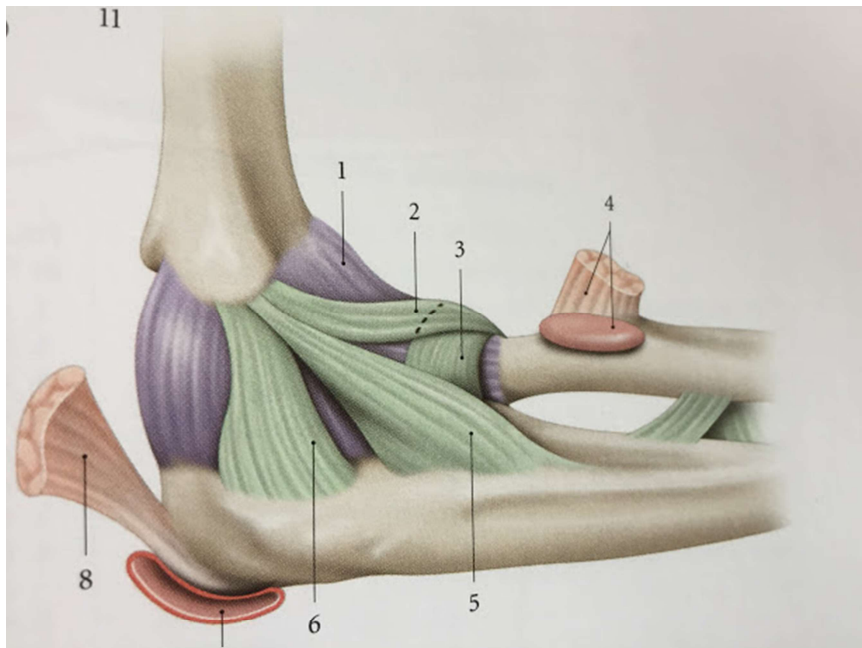


Figure 4 Vue latérale de l'anatomie capsulo-ligamentaire du coude. *Anatomie clinique Kamina Tome 1*[12]

1- Capsule antérieure ; 2- Faisceau antérieur ; 3- Ligament annulaire ; 4-Muscle biceps brachial ; 5- Faisceau moyen ; 6- Faisceau postérieur ; 7- Bourse olécrânienne ; 8- Muscle triceps

2.4 La terrible triade du coude

2.4.1 Description

Il s'agit d'un traumatisme complexe du coude entraînant la lésion des stabilisateurs primaires et secondaires du coude. Cette lésion a été décrite pour la première fois en 1996 par Hotchkiss[14]. Elle associe une luxation postérieure du coude avec une fracture de la tête radiale associée à une fracture du processus coronoïde (figure 5) [15]. Elle a la particularité d'entraîner une importante déstabilisation du coude dans les plans frontal et antéro-postérieur et comporte des risques de raideur post traumatique et d'arthrose. En effet, l'ensemble des éléments stabilisateurs du coude peuvent être lésés.

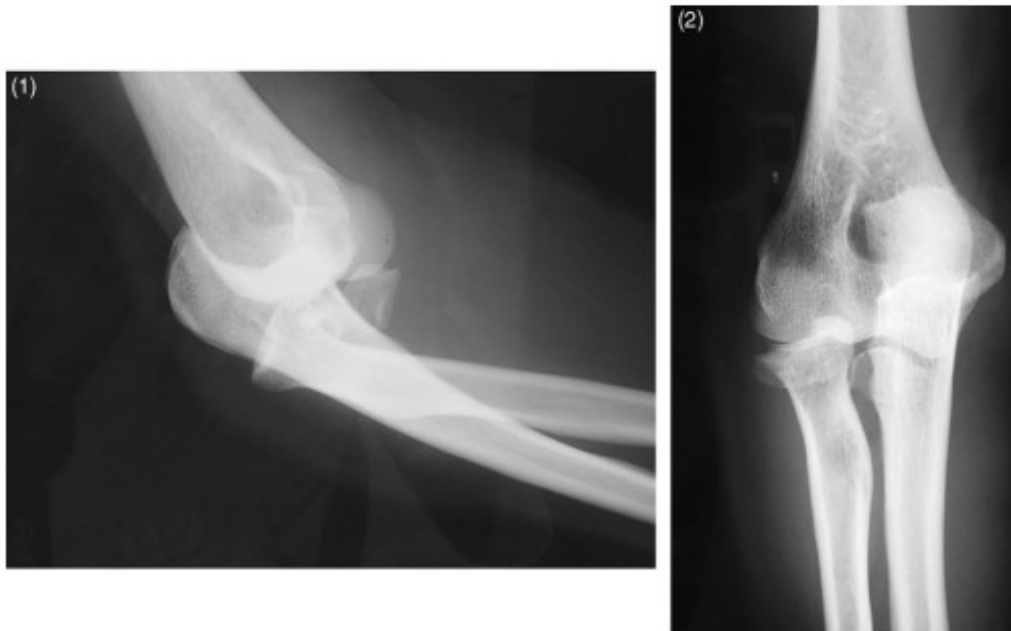


Figure 5 Radiographies de profil (1) et de face (2) d'une Terrible Triade du coude. *Fractures and dislocations of the elbow, Rockwood and Green's fractures in adults [15].*

Le mécanisme lésionnel est la chute sur la main, l'avant-bras étant en supination et le coude en valgus et extension.

Malgré la sévérité de la lésion, il s'agit souvent d'un traumatisme à faible énergie.

L'hypothèse physiopathologique généralement admise est que le ligament collatéral latéral est lésé, ce qui entraîne une instabilité rotatoire postéro latérale. Puis la tête radiale rentre en conflit avec le capitulum ce qui entraîne sa fracture. Enfin l'instabilité rotatoire générée, permet la luxation postérieure ou postéro-externe du coude qui a lieu simultanément avec la fracture du processus coronoïde [16].

Il s'agit d'une lésion assez rare. Le Groupe d'Etude Epaule et Coude en 2008 comptabilise 26 cas sur 229 luxations soit 11% [17]

De nombreuses classifications permettent de décrire les fractures respectivement du processus coronoïde et de la tête radiale.

Les deux classifications les plus utilisées pour les fractures du processus coronoïde sont la classification d' O'Driscoll et celle de Regan et Morrey.

La classification d' O'Driscoll a pour objectif de préciser l'atteinte antéro médiale de la coronoïde (Figure 6) [18]. Elle divise les fractures de la coronoïde en fonction de la localisation précise du trait de fracture et du nombre de fragments. Il y a donc 3 sous-

groupes : les fractures de la pointe de la coronoïde, les fractures antéro médiales, les fractures de la base du processus coronoïde pouvant aller jusqu'à l'olécrâne.

O'Driscoll Coronoid Fracture Classification		
Fracture	Subtype	Description
Tip	1	≤2 mm of coronoid height
	2	>2 mm of coronoid height
Anteromedial	1	Anteromedial rim
	2	Anteromedial rim and tip
	3	Anteromedial rim and sublime tubercle (± tip)
Basal	1	Coronoid body and base
	2	Transolecranon basal coronoid fracture

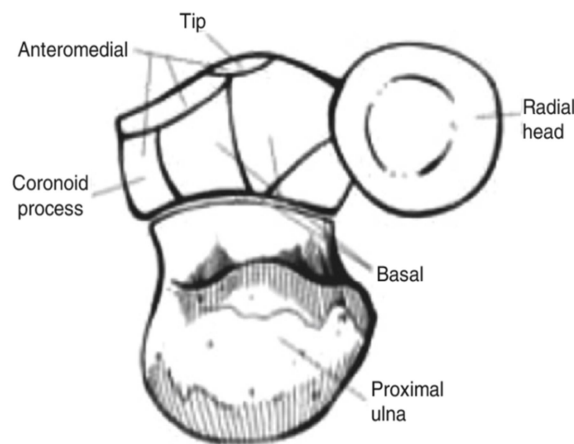


Figure 6 Classification d'O'Driscoll des fractures du processus coronoïde.

S. W. O'Driscoll, J. B. Jupiter, M. S. Cohen, D. Ring, and M. D. McKee, "Difficult elbow fractures: pearls and pitfalls"[18]

Nous avons utilisé la classification Regan et Morrey (figure 7) [19]. Plus simple, elle se base sur la taille du fragment sur la radiographie de profil de coude.

- ✓ Type I : fracture de la pointe ;
- ✓ Type II : fracture inférieure à 50 % de la hauteur du processus coronoïde ;
- ✓ Type III : fracture supérieure ou égale à 50 % de la hauteur du processus coronoïde

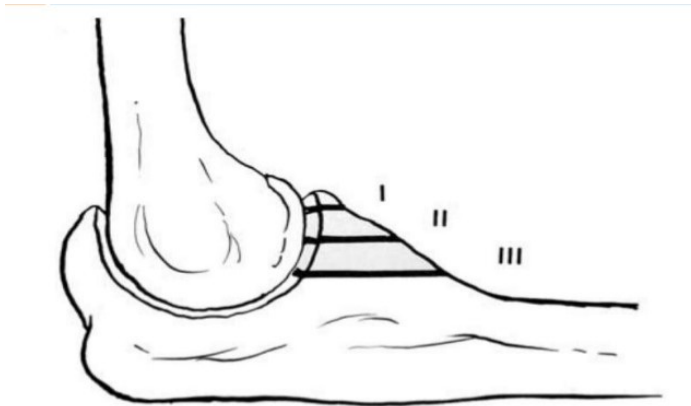


Figure 7 Schéma de la classification de Regan et Morrey.

W. Regan and B. F. Morrey, "Classification and treatment of coronoid process fractures"[19]

La classification de Mason modifié Broberg-Morrey [20](figure 8) est la plus utilisée pour les fractures de tête radiale.

- ✓ Type 1 : fracture de la tête radiale ou du col avec un déplacement inférieur à 2mm
- ✓ Type 2 : fracture de la tête radiale ou du col avec un déplacement supérieur à 2mm et concernant 30% de la surface articulaire au moins
- ✓ Type 3 : fracture comminutive de la tête radiale ou du col
- ✓ Type 4 : fracture comminutive de la tête radiale associée à une luxation du coude

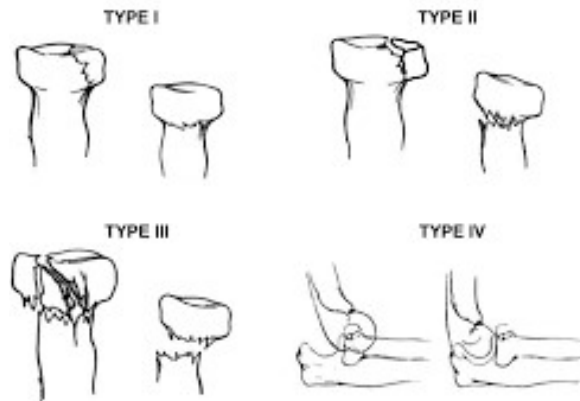


Figure 8 Schéma de la classification de Mason modifiée Broberg-Morrey

M. A. Broberg and B. F. Morrey, "Results of treatment of fracture-dislocations of the elbow." [20]

2.4.2 Les principes de prise en charge chirurgicale

Le but du traitement est de réparer l'ensemble des éléments stabilisateurs du coude lésés par le traumatisme, puis de mobiliser précocement le coude pour éviter les raideurs post traumatiques.

Les principes de prise en charge chirurgicale ont été décrits initialement par Ring et McKee. Dans sa série de 11 patients, Ring fait le constat que la synthèse de la coronoïde est un facteur essentiel à la stabilité du coude en post opératoire [21]. En effet, aucun processus coronoïde n'a été réparé et 5 patients sur 11 ont présenté une luxation post opératoire dont 4 d'entre eux étaient en résection de tête radiale ; les autres ayant eu une synthèse de la tête radiale. C'est McKee en 2005 qui propose une séquence chirurgicale bien précise. Par un abord latéral, il synthèse la coronoïde ou réinsère la capsule antérieure, synthèse ou réalise une arthroplastie de la tête radiale, puis réinsère le ligament collatéral latéral [22]. Si une instabilité persistait, on recommandait de réparer le ligament collatéral médial sur l'épitrachée. Si malgré tout, le coude était toujours instable, on complétait la synthèse par un fixateur externe [23][24].

Il est bien connu maintenant que la résection complète de la tête radiale ne doit plus être réalisée dans les terribles triades du coude. De nombreuses études ont montré les complications liées à la résection de la tête radiale telles que l'ascension du radius, l'instabilité longitudinale de l'avant-bras, l'arthrose huméro-ulnaire, la diminution de la force de serrage, la diminution de mobilité articulaire et en particulier de la prono-supination, le cubitus valgus mais aussi des cas de neuropathie du nerf ulnaire consécutif au cubitus valgus [25][20][26][27][28][29].

Le choix entre l'ostéosynthèse de la fracture de la tête radiale ou bien son remplacement par une prothèse est dicté par le nombre de fragments présents. La synthèse d'une fracture de tête radiale isolée avec plus de 2 fragments est à risque d'échec précoce avec déplacement secondaire, de pseudarthrose, de nécrose vasculaire et d'arthrose post traumatique importante[30][31]. Et les résultats fonctionnels de mobilité sont moins bons que ceux des fractures Mason 2 [32]. De plus, selon VanBeek, le maintien d'une hauteur suffisante de la colonne latérale par une synthèse interne des fractures comminutives est très difficile et expose également à la perte de prono-supination[33].

Les résultats cliniques des terribles du coude sont controversés dans la littérature. Dans son étude, Watters [34] retrouve 11 cas d'arthrose sur 30 patients ayant eu une prothèse ; et aucun cas d'arthrose chez les patients ayant eu une réparation de la tête radiale ; Mais tous les patients ayant eu une arthroplastie avaient un coude stable alors que 3 patients ayant une reconstruction de la tête radiale sur 9 avaient un coude instable. De plus, il retrouve un arc de mobilité plus important dans son groupe prothèse que dans son groupe ostéosynthèse. Cependant dans sa série de 24 coudes, Leigh montre que le DASH score avec prothèse est moins bon qu'après une synthèse[35]. Mais une récente méta analyse de Chen *et al.* montre que la prono-supination et la flexion-extension étaient meilleures avec prothèse qu'après une synthèse et que le taux global de complications étaient plus faible après arthroplastie[36].

Une fracture de tête radiale ne pouvant être ostéosynthésée de manière stable dans une terrible triade du coude, devrait mener à son remplacement prothétique. La décision est prise en fonction du nombre de fragments présents en utilisant un scanner pré opératoire mais aussi en fonction de l'aspect per opératoire de la comminution de la tête radiale.

2.5 Les différentes arthroplasties de tête radiale

Par conséquent les prothèses de tête radiale sont largement utilisées tant après une fracture non synthésable de la tête radiale isolée qu'après une fracture dans la cadre d'une terrible triade du coude. De nombreux implants ont été développés au cours du XXème siècle.

C'est en 1941 que Speed présente son « embout de virole » que l'on plaçait sur le col radial [37](Figure 9) et en 1951, l'équipe française de Creysse propose le nylon comme matériau afin d'avoir une plus grande élasticité [38].

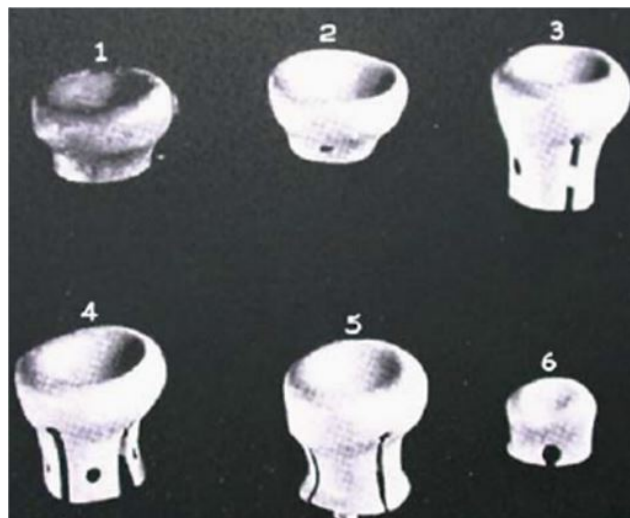


Figure 9 Les différentes tailles "d'embouts de virole" créés par Speed [37]

Puis en 1953, Cherry *et al.* présentent un autre design d'implant composé de résine d'acrylique pour empêcher la translation proximale du radius et ces complications.

Dans les années 1960, l'implant le plus utilisé était un « spacer » souple en silicone développé par Swanson [39](Figure 10). Mais cet implant provoquait une arthrite inflammatoire entraînant une destruction articulaire par débris d'usure[40]. Il était source de « siliconite », considérée comme une véritable maladie loco régionale du coude ayant des répercussions fonctionnelles graves[41]. De plus, même son rôle mécanique de support latéral a été remis en cause avec des résultats cliniques tout aussi médiocres que ceux retrouvés dans les résections de tête radiale[29]. On retrouvait également des fractures d'implant[42](figure 11). Au final, cette prothèse a été abandonnée.

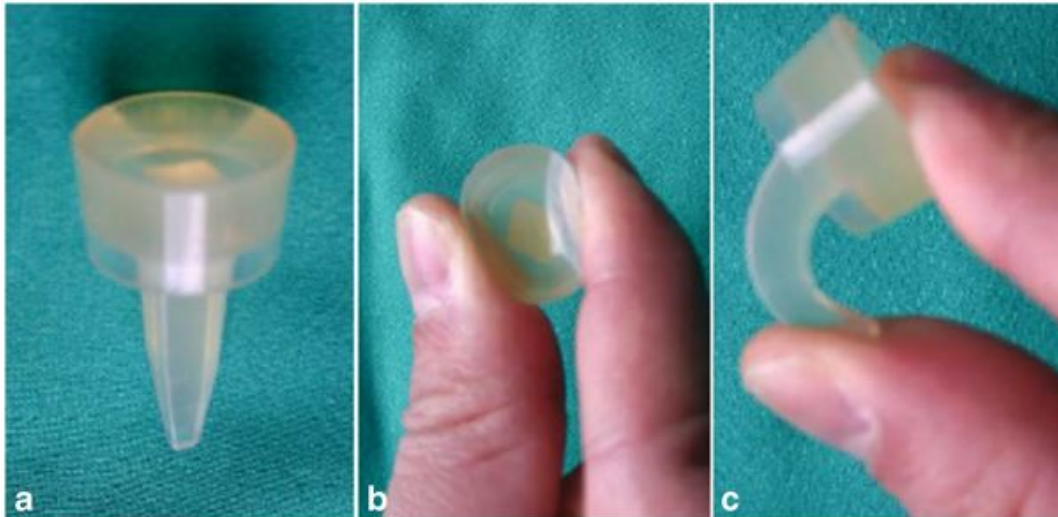


Figure 10 a - Implant de Swanson en silicone. b - Tête souple déformable. c - Tige souple déformable [43]



Figure 11 Fracture d'un implant de Swanson [6]

Depuis le début des 1980, des implants métalliques ont été développés. En effet, ils ont un module d'élasticité plus important de 7 à 15 fois supérieur à celui de l'os[43]. Cependant, ils augmentent aussi le risque d'usure du capitulum, d'ostéolyse péri-prothétique et de *stress shielding*[44]. Les prothèses se divisent en implants unipolaire et bipolaire.

Les implants unipolaires sont des prothèses monoblocs. La tête est fixe sur la tige. Au contraire des implants bipolaires, où la tête est flottante sur la tige (comme une prothèse intermédiaire de hanche).

Les premières prothèses bipolaires ont été promues par Judet en 1988 ; Elles étaient d'abord en titane puis en 1994, en chrome cobalt[45][46] avec une tige longue cimentée respectant l'angulation anatomique de 15° du col du radius(Figure 12).



Figure 12 Photo de la prothèse de tête radiale bipolaire de Judet (Wright Medical, Arlington, TN, USA) [43]

Au début des années 2000, les études biomécaniques se multiplient. Elles montrent que les implants non anatomiques altèrent la cinématique huméro-ulnaire et la stabilité radio-capitale[43]. Cela serait due à l'étroitesse de la surface articulaire des implants et au fait qu'ils ne respectent pas la forme elliptique de la tête radiale[47].

Le premier implant créé pour répliquer parfaitement l'anatomie de la tête radiale était en Cobalt-Chrome. La prothèse était monobloc fixe non modulaire à tige courte avec une tenue en *press fit*. Il s'agissait de la prothèse Acumed (Figure 13).

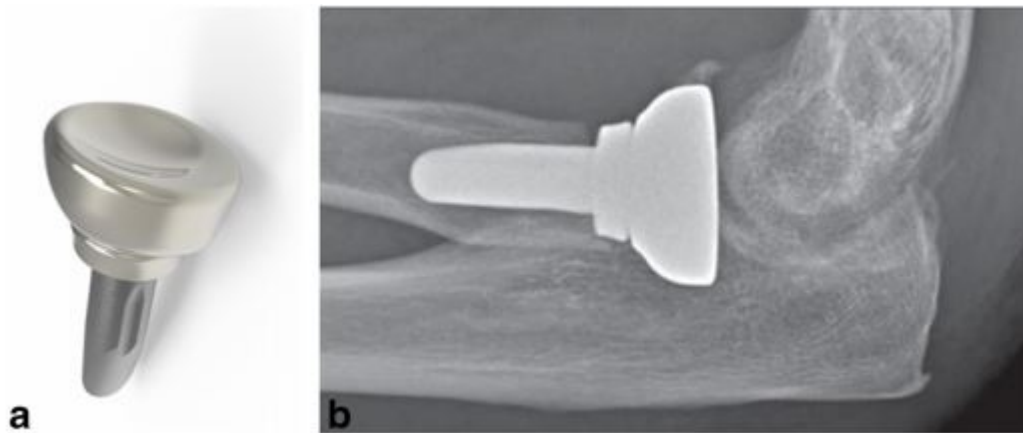


Figure 13 a – Prothèse de tête radiale Acumed (ACUMED, Hillsboro, Or, USA). b – Radiographie d’un coude de profil avec la prothèse Acumed[43]

Au cours des années 2000, de multiples design d’implants ont été conçus. En 2016, le JBJS publiait une revue systématique de toutes les prothèses de tête radiale et permet de répartir les implants selon 3 données [48]:

- ✓ leur mode de fixation : cimentée, press-fit, libre, ailette d’expansion
- ✓ leur couple de frottement : titane, vitallium, cobalt-chrome, pyrocarbone
- ✓ leur cupule : bipolaire ou unipolaire

2.6 Objectifs et hypothèses

Il n’y a pas de consensus dans la littérature sur le modèle de prothèse de tête radiale à privilégier dans les terribles triades du coude. Les modélisations réalisées sur sujets anatomiques tendent à montrer que les prothèses anatomiques monoblocs offrent une meilleure stabilité que les implants à cupule mobile mais il n’y a pas d’études cliniques qui permettent de démontrer la supériorité d’un implant par rapport à l’autre[49].

Notre objectif était d’examiner l’influence de deux types de prothèse de tête radiale - la prothèse CRF (Tornier, France) à cupule mobile et la prothèse MoPyc (Tornier, France) à cupule fixe - sur les résultats cliniques et radiographiques d’une série monocentrique de patients opérés d’une terrible triade du coude.

Notre hypothèse était, qu’à l’instar des études biomécaniques, les prothèses à cupule fixe donneraient des résultats meilleurs en terme de stabilité.

3 MATERIEL ET METHODE

3.1 Matériel

Il s'agissait d'une étude rétrospective continue monocentrique des patients présentant une terrible triade du coude opérés dans le service entre janvier 2012 et décembre 2018. La technique chirurgicale était standardisée et consistait à réaliser une arthroplastie de tête radiale par voie latérale (Prothèse MoPyc ou prothèse CRF laissée au choix de l'opérateur), et une réinsertion des plans capsulo ligamentaires lésés.

Les critères d'inclusion étaient les patients adultes ayant présentés une terrible triade dont la tête radiale n'était pas synthésable et pour lesquels l'indication d'arthroplastie avait été posée.

35 patients ont été opérés. 15 patients ont été perdu de vue (changement de coordonnées, absence de réponse aux appels téléphoniques et courriers). De sorte que l'étude a concerné 20 patients.

Sur les 20 patients analysés, il y avait 7 femmes et 13 hommes. Le côté dominant était concerné chez 9 patients.

Le modèle de prothèse à cupule fixe était l'implant MoPyc (Tornier, France) qui a été posé chez 8 patients et le modèle de prothèse à cupule mobile était la CRF (Tornier, France), posée chez 12 patients.

Dans le groupe MoPyc, il y avait 3 femmes et 5 hommes. Il s'agissait du côté dominant dans 3 cas. L'âge moyen était de 45 ans (de 23 à 68 ans). Un seul patient était un travailleur manuel. Tous les patients présentaient une terrible triade fermée non compliquée avec fracture de la tête radiale non synthésable. Tous les patients présentaient une fracture Mason type 3. Deux patients avaient une fracture Morrey type 2 et 6 avaient une fracture Morrey type 1.

Dans le groupe CRF, il y avait 4 femmes et 8 hommes. Il s'agissait du côté dominant pour la moitié des patients. L'âge moyen était de 51 ans (de 25 à 84 ans). 2 patients étaient des travailleurs manuels. Tous présentaient une terrible triade fermée non compliquée avec fracture de la tête radiale non synthésable. Tous les patients présentaient une fracture

Mason type 3. Deux patients avaient une fracture Morrey type 2 et 10 avaient une fracture Morrey type 1.

3.2 Les implants utilisés

La prothèse de tête radiale MoPyC est un implant modulaire anatomique. L'implant est composé d'une tête, d'un col et d'une tige. Sa tête en Pyrocarbone est supposée assurer un minimum d'usure. Sa tige radiale en alliage de titane autorise un ancrage sans ciment. Elle est stabilisée dans le fût médullaire à l'aide d'ailettes d'expansion. Son col radial respecte l'angle anatomique de 15° du radius. Des cols de hauteurs différentes permettent d'adapter la prothèse à l'anatomie et aux conditions locales. Il y a 3 diamètres de tête (18, 20 et 22 mm) avec 3 hauteurs respectives (9, 10 et 11 mm) ; 4 longueurs de col (5, 6.5, 8 et 10 mm) et 4 diamètres et longueurs de tiges (7 mm / 40 mm, 8 mm / 44 mm, 9 mm / 48 mm, 10 mm / 50 mm). (Figure 14) [50]



Figure 14 Photographie de l'implant MoPyC Tornier. Combinaison de 3 têtes, 4 cols et 4 tiges. [50]

La prothèse CRF se caractérise par sa cupule flottante en polyéthylène sertie de chrome cobalt (Figure 15)[51]. Le débattement de la cupule est de 35° afin d'optimiser le contact radio huméral. Sa tige en chrome cobalt également permet une fixation cimentée. L'angulation du col est aussi de 15° respectant l'anatomie du col radial. L'implant est en deux parties, la tête et la tige, toutes deux modulaires. Il y a deux diamètres de tête (19, 22 mm) et deux longueurs de tiges avec un diamètre respectivement différent (55mm / 6,5 ; 60mm / 8mm).

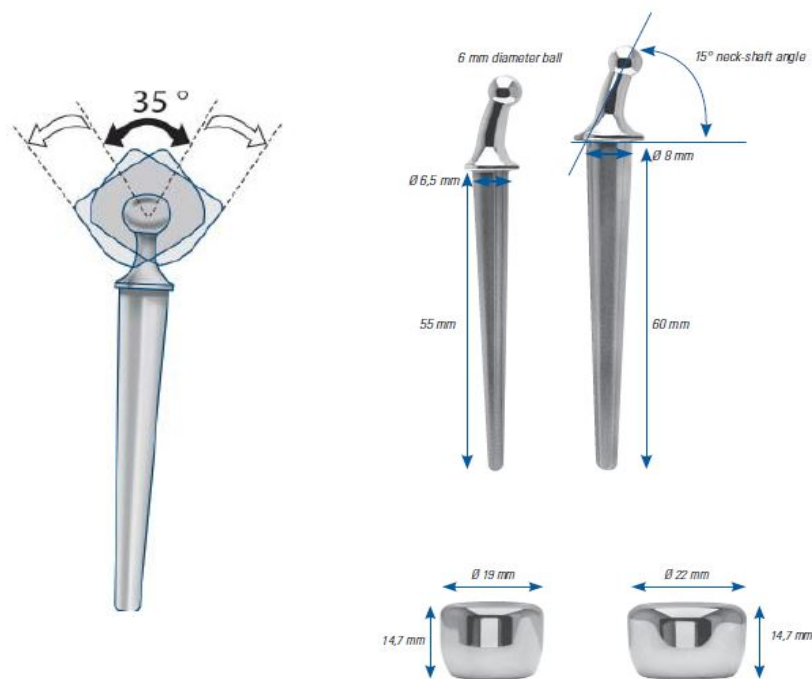


Figure 15 Schéma de la prothèse de tête radiale CRF (Tornier). Débattement de la cupule de 35° . Deux tiges courte et longue. Angulation du col de 15° . [51]

3.3 Technique chirurgicale

Les patients ont été opérés sous anesthésie loco régionale, en décubitus dorsal, bras en abduction sur table à bras, coude fléchi et avant-bras en pronation, avec garrot à la racine du membre. Une réinsertion du plan capsulo ligamentaire antérieur, du ligament collatéral latéral et la mise en place d'une prothèse de tête radiale était réalisée par voie latérale pour tous les patients. Une réinsertion du plan ligamentaire médial a été réalisée par voie médiale

chez un patient du groupe MoPyc et chez 2 patients du groupe CRF. Aucun fixateur articulé n'a été utilisé.

La voie d'abord utilisée en premier lieu était la voie latérale du coude. Longitudinale, elle débutait 3 cm au-dessus de l'épicondyle latéral, elle s'étendait obliquement en bas. A sa partie moyenne, elle passait un peu en dessous de l'épicondyle latéral et à sa partie distale, elle rejoignait le bord latéral de l'avant-bras pour se terminer 3 cm sous la tête radiale. L'incision mesurait une dizaine de centimètres.

A la partie distale de l'incision, on repérait l'interstice musculaire entre les extenseurs radiaux du carpe et les extenseurs des doigts qui était incisé.

Les faisceaux postérieur et moyen du ligament collatéral latéral étaient toujours retrouvés avulsés de l'humérus.

La capsule articulaire était incisée et ouverte dans l'axe de la cicatrice jusqu'à son insertion humérale afin d'obtenir une vision large sur l'articulation et d'exposer la coronoïde.

Les fragments de tête radiale étaient retirés et réassemblés sur la table d'instrumentation afin de choisir au mieux la taille de l'implant prothétique.

Pour la prothèse MoPyc, on utilisait la plaque d'orientation de l'ancillaire afin de réaliser une recoupe perpendiculaire à l'axe du radius, bras en pronation. L'espace libéré devait être au moins de 1,7 cm. On adaptait secondairement la taille des implants.

Pour la prothèse CRF, on réalisait la coupe perpendiculaire à l'axe du radius 2,3 cm sous le capitulum. (Figure 16)

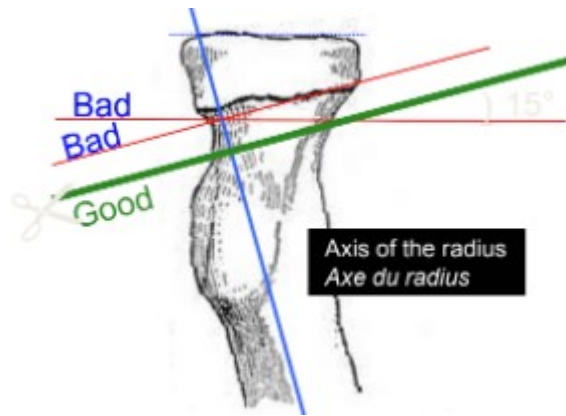


Figure 16 Schéma de l'axe de coupe au niveau du col du radius. L'axe est perpendiculaire à la diaphyse radiale.[50]

Une fois la résection de la tête radiale réalisée, nous avons accès au compartiment huméro-ulnaire. Une ancre GII Miteck® était mise en place au niveau de la zone avulsée de la coronoïde dans l'ulna. Les fils étaient passés dans la capsule antérieure au ras du fragment de la coronoïde et laissés en attente.

Après préparation du fût diaphysaire et sélection de la taille des implants, on procédait à un premier test de hauteur de l'implant par contrôles fluoroscopique et clinique (persistance d'1 à 2 mm entre le capitulum et la tête prothétique lors de la flexion-extension du coude ; contrôle de la symétrie de l'intervalle huméro-ulnaire de face).

Enfin, la prothèse de tête radiale était mise en place.

Pour la CRF, on effectuait la cimentation de la tige définitive au Palacos Genta®. Pour la MoPyc, la tige était mise en place avec une expansion minimale des ailettes (repère vert du tournevis de l'ancillaire), et on veillait à ce que la tige soit correctement fixée (absence de rotation de l'implant lors de la prono-supination)

La tête définitive était mise en place.

On pouvait alors serrer les fils capsulaires antérieurs, le coude en légère flexion (20°). Un test de stabilité était effectué sous contrôle scopique à l'amplificateur de brillance. On regardait s'il n'y avait pas d'instabilité en extension-supination, extension-pronation, flexion à 90°-pronation et flexion à 90°-supination.

Une deuxième ancre GII Miteck® était mise en place au niveau de l'insertion proximale sur l'épicondyle du faisceau moyen du ligament collatéral latéral, permettant sa réinsertion.

On fermait alors l'espace intermusculaire et on réalisait un nouveau testing, toujours sous contrôle scopique.

En cas de persistance d'instabilité, on se déportait sur la face médiale du coude afin de réparer le ligament collatéral médial.

On réalisait une voie d'abord médiale centrée sur l'épicondyle médial, longue d'une dizaine de centimètre. Après avoir repéré le nerf ulnaire, mise en place d'une ancre GII Miteck® sur l'épicondyle permettant la réinsertion du plan ligamentaire.

On réalisait alors le testing final.

Une attelle brachio ante-brachio palmaire ou un plâtre circulaire coude à 90 ° de flexion, était réalisé en fin d'intervention. Une radiographie post opératoire immédiate était réalisée.

La rééducation passive du coude était débutée dans les 15 jours post opératoires sous couvert d'une attelle articulée. Cette attelle devait être maintenue 6 semaines. La mobilisation était autorisée en actif aidé dans un secteur de mobilité croissant (60/100° puis 45/120° puis 25/130°).

3.4 Critères d'évaluation clinique

Tous les patients ont été revus en consultation pour un contrôle radio clinique complet. Les amplitudes articulaires homo et controlatérales, la stabilité, le scores MEPS (figure 17) et QuickDASH (figure 18) ont été évalués, de même que la douleur grâce à l'échelle visuelle analogique (EVA), le délai de reprise du travail, la reprise chirurgicale et la survenue de complications éventuelles.

Douleur (45 points)	aucune	45
	discrète	30
	modérée	15
	sévère	0
Amplitude (20)		
	> 100°	20
	50-100	15
	< 50°	5
Stabilité (10)		
	stable	10
	instabilité modérée	5 (= < de 10° de varus/valgus)
	instabilité franche	0 (= > de 10° de varus/valgus)
Fonction (25)		
	se coiffer	5
	manger	5
	toilette	5
	enfiler une chemise	5
	se chausser	5
Maximum possible: 100 points. (>90 = excellent, 75 à 89 = bon, 60 à 74 = moyen, < 60 = mauvais).		

Figure 17 Mayo Elbow Performance Score. MEPS (Résultats excellents > 90, résultats bons de 75 à 89, résultats moyens de 60 à 74, résultats mauvais < 60)

Quick DASH

Veillez évaluer vos possibilités d'effectuer les activités suivantes au cours des 7 derniers jours en entourant le chiffre placé sous la réponse appropriée

	Aucune difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté importante	Impossible
1. Dévisser un couvercle serré ou neuf	1	2	3	4	5
2. Effectuer des tâches ménagères lourdes (nettoyage des sols ou des murs)	1	2	3	4	5
3. Porter des sacs de provisions ou une mallette	1	2	3	4	5
4. Se laver le dos	1	2	3	4	5
5. Couper la nourriture avec un couteau	1	2	3	4	5
6. Activités de loisir nécessitant une certaine force ou avec des chocs au niveau de l'épaule du bras ou de la main. (bricolage, tennis, golf, etc..)	1	2	3	4	5

	Pas du tout	Légèrement	Moyennement	Beaucoup	Extrêmement
7. Pendant les 7 derniers jours, à quel point votre épaule, votre bras ou votre main vous a-t-elle gêné dans vos relations avec votre famille, vos amis ou vos voisins ? (entourez une seule réponse)	1	2	3	4	5

	Pas du tout limité	Légèrement limité	Moyennement limité	Très limité	Incapable
8. Avez-vous été limité dans votre travail ou une de vos activités quotidiennes habituelles en raison de problèmes à votre épaule, votre bras ou votre main ?	1	2	3	4	5

Veillez évaluer la sévérité des symptômes suivants durant les 7 derniers jours. (entourez une réponse sur chacune des lignes)

	Aucune	Légère	Moyenne	Importante	Extrême
9. Douleur de l'épaule, du bras ou de la main	1	2	3	4	5
10. Picotements ou fourmillements douloureux de l'épaule, du bras ou de la main	1	2	3	4	5

	Pas du tout perturbé	Un peu perturbé	Moyennement perturbé	Très perturbé	Tellement perturbé que je ne peux pas dormir
11. Pendant les 7 derniers jours, votre sommeil a-t-il été perturbé par une douleur de votre épaule, de votre bras ou de votre main ? (entourez une seule réponse)	1	2	3	4	5

Figure 18 Score Quick DASH (Disabilities of Arm Shoulder Hand) Le patient doit répondre à au moins 10 questions sur les 11 proposées. Le score final est compris entre 0 et 100, avec 0 correspondant à une fonction normale, et 100 à une fonction quasi-nulle.

3.5 Les critères d'évaluation radiologique

Tous les patients ont eu une radiographie standard de face et de profil strict. Plusieurs critères radiologiques ont été analysés à l'aide du logiciel Carestream :

- ✓ La présence ou l'absence d'une prothèse de tête radiale (dans le cas où le patient avait subi une dépose de sa prothèse)
- ✓ Un descellement pour la prothèse CRF : présence d'un liseré radio transparent autour de la tige (Figure 19) [52]

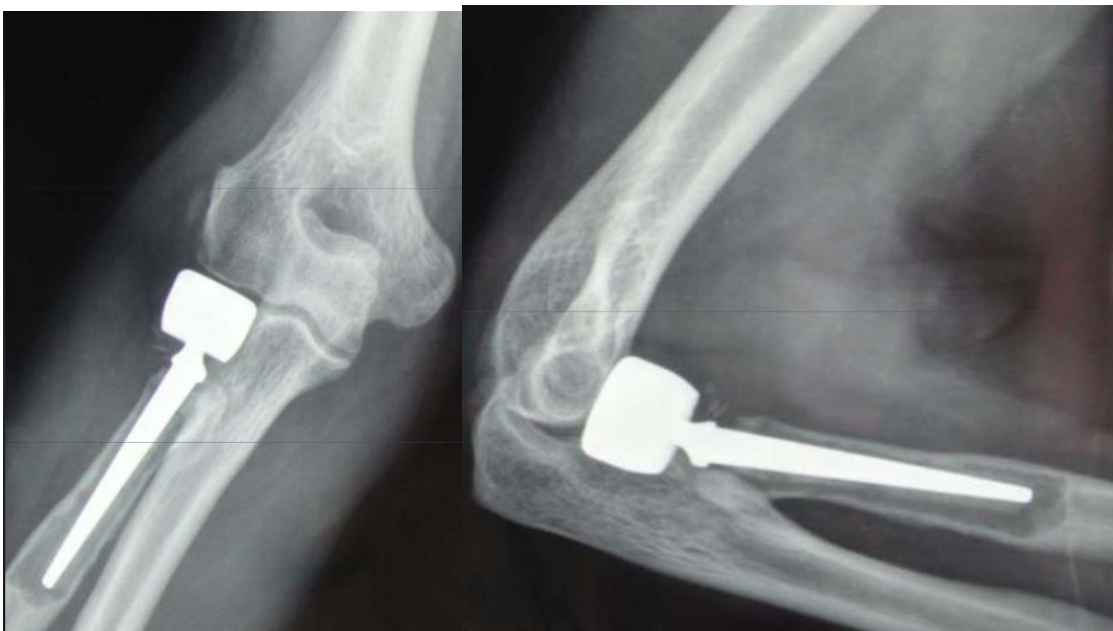


Figure 19 Radiographie de face et de profil d'un descellement de prothèse de tête radiale CRF. Liseré radio transparent autour de la tige.[52]

- ✓ Une ballonisation (signe radiologique de remodelage de la corticale qui déborde et paraît « soufflée ») ou un liseré de résorption osseuse péri prothétique pour la MoPyc (Figure 20)

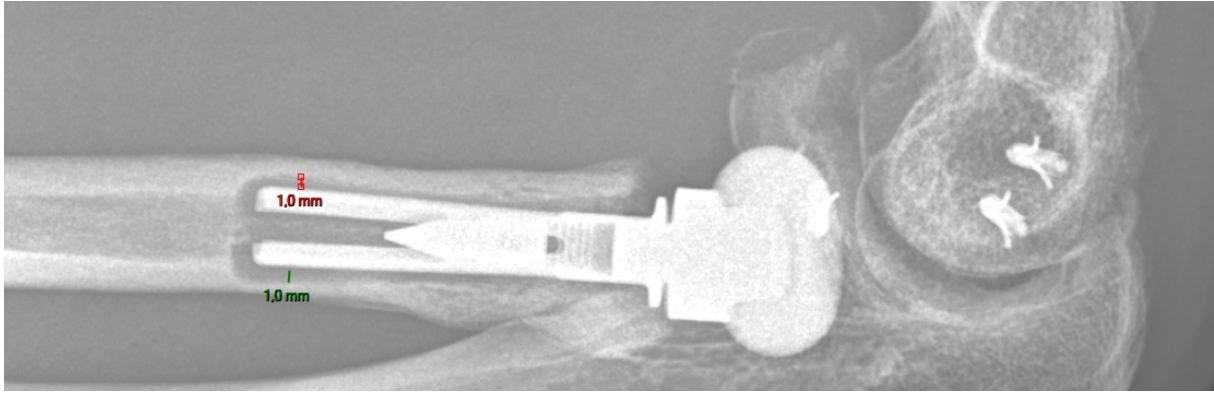


Figure 20 Radiographie de profil de coude avec la prothèse MoPyc. Liseré radio transparent de résorption osseuse de 1 mm de part et d'autre de la tige.

- ✓ La ligne de Stören ou ligne radio capitale : la ligne tracée le long du grand axe du radius doit croiser le capitulum sur toutes les incidences[53] (Figure 21). Nous avons regardé si l'axe du radius croisait effectivement le centre du capitulum.

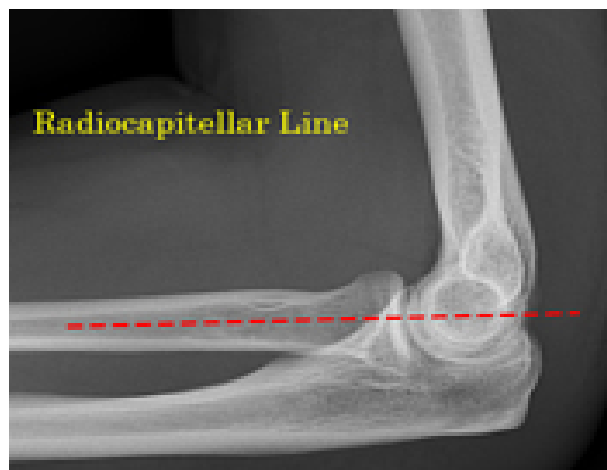


Figure 21 Radiographie d'un coude natif de profil. La ligne de Stören ou ligne radio capitale est tracée en rouge. Elle croise le capitulum en son centre.[53]

- ✓ L'ostéolyse du col du radius (délai d'apparition et importance) : mesure en millimètres de la perte de substance osseuse entre la collerette prothétique et la tranche de coupe du radius sur les clichés de face et de profil. On a retenu les mesures les plus importantes s'il y avait une inégalité entre les versant interne, externe, postérieur ou antérieur. (Figures 22 et 23)

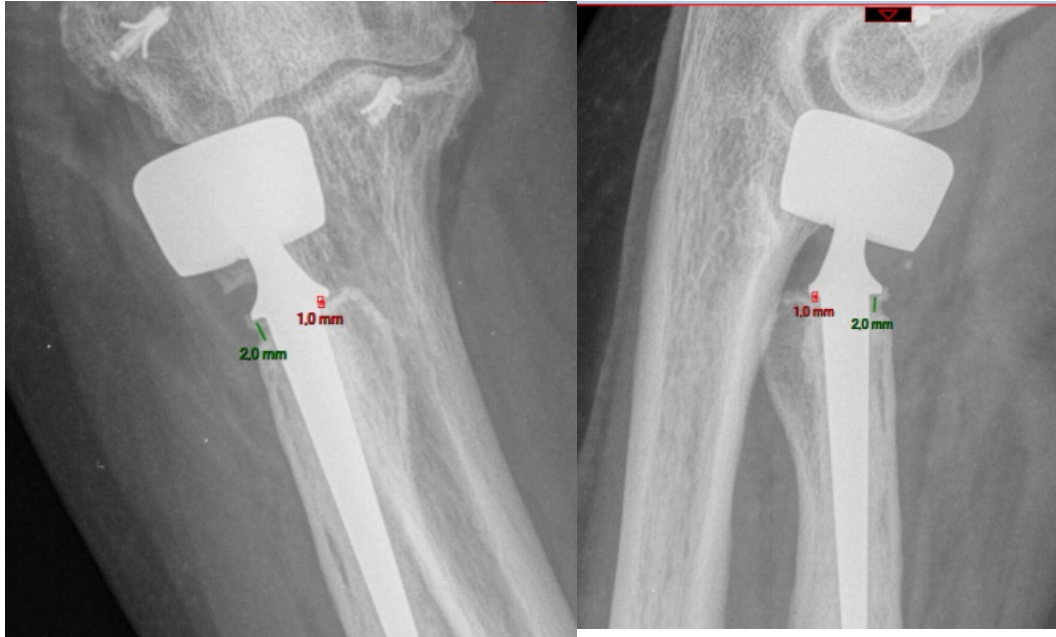


Figure 22 Radiographie de coude avec la prothèse CRF de face et de profil. Ostéolyse du col du radius mesurée à 2 mm

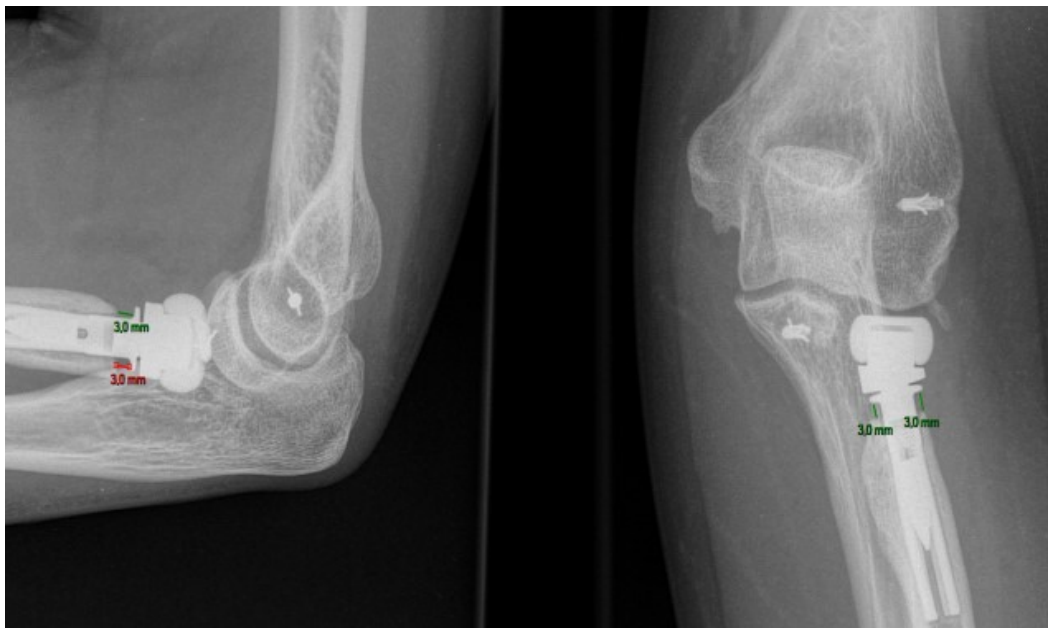


Figure 23 Radiographie de coude avec la prothèse MoPyc de profil et de face. Ostéolyse du col du radius mesurée à 3 mm.

- ✓ Les ossifications hétérotopiques : formations osseuses péri articulaires (Figure 24)



Figure 24 Radiographie de coude de face avec la prothèse CRF. Ossifications hétérotopiques péri-articulaires.

- ✓ La hauteur de la prothèse de tête radiale par le signe du Delta (Figures 25 et 26) : mesure de l'asymétrie de l'intervalle huméro-ulnaire sur les clichés de face stricte ; la prothèse était considérée comme trop haute si l'interligne était plus important au bord radial, et trop basse en cas contraire[54][55].

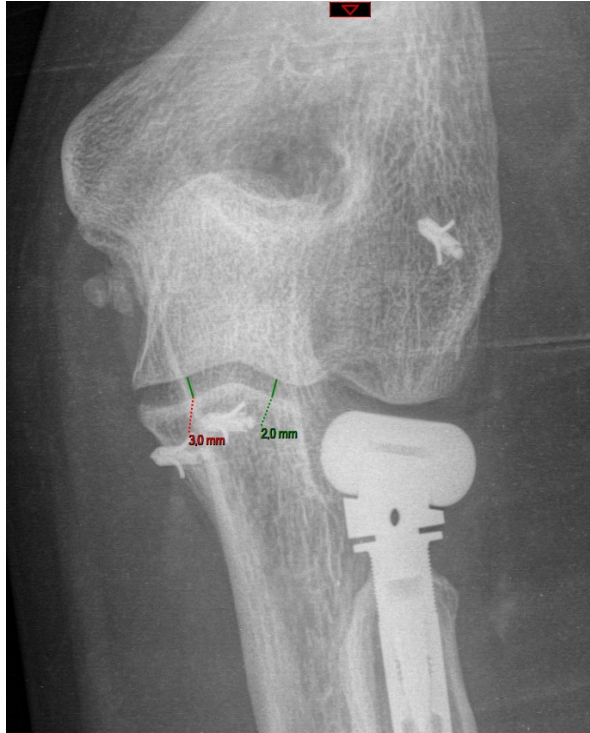


Figure 25 Radiographie de coude de face avec la prothèse MoPyc. L'interligne huméro-ulnaire mesure 3 mm en médial et 2 mm en latéral. Le signe du Delta est négatif. La prothèse est considérée comme trop basse de 1 mm.

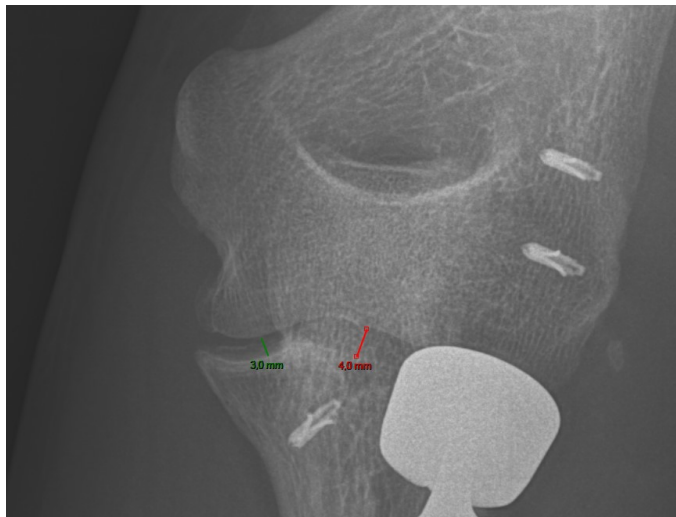


Figure 26 Radiographie de coude de face avec la prothèse CRF. L'interligne huméro-ulnaire mesure 3 mm en médial et 4 mm en latéral. Le signe du Delta est positif. La prothèse est considérée comme trop haute de 1 mm.

- ✓ L'érosion du capitulum : perte de minéralisation osseuse du capitulum dont la radio-transparence est plus importante et/ou densification de l'os sous-chondral et/ou perte de sa forme convexe sur les clichés de face[56] (figure 27)



Figure 27 Radiographie de coude de face avec la prothèse CRF. Le capitulum paraît radio transparent témoignant de son érosion.

- ✓ L'arthrose huméro-ulnaire : pincement artulaire, géode d'hyperpression, ostéophytose. (Figure 28)

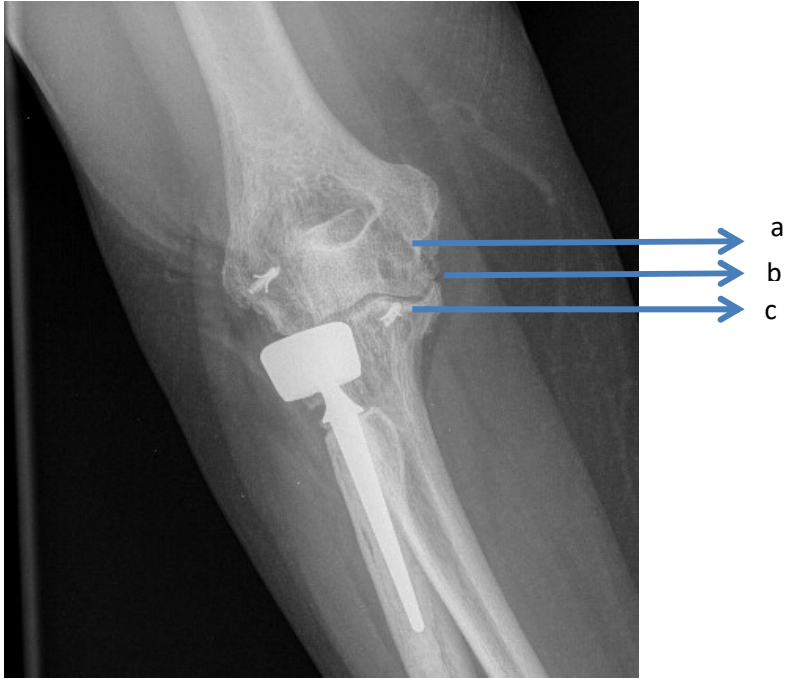


Figure 28 Radiographie de coude de face avec la prothèse témoignant d'une arthrose huméro-ulnaire. a - Géodes d'hyperpression, b - Ostéophytose médiale, c - Pincement artriculaire diffus.

- ✓ La pseudarthrose de la coronoïde : solution de continuité osseuse sur la radiographie de profil (Figure 29)

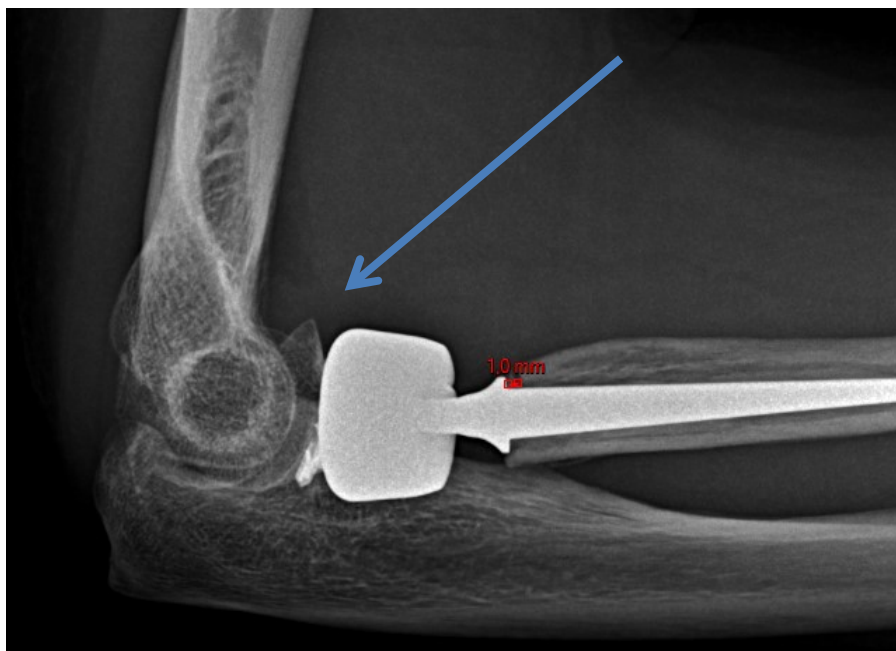


Figure 29 Radiographie de coude de profil avec la prothèse CRF. La flèche bleue identifie une pseudarthrose du processus coronoïde

3.6 Analyse statistique

Le test non paramétrique de Mann Whitney – Wilcoxon a été utilisé pour comparer les deux groupes selon l'âge, l'EVA, les scores cliniques QuickDASH et MEPS, l'EVA et l'importance de l'ostéolyse du col du radius.

Le test de Fischer a été utilisé pour analyser les données suivantes : reprise chirurgicale et érosion du capitulum.

Aucun test fiable de corrélation n'a pu être effectué devant le faible nombre de patient inclus.

4 RESULTATS

4.1 Groupe MoPyc

Le recul moyen était de 40 mois.

Au dernier recul, l'arc de mobilité moyen était de 105 ° du côté opéré contre 135 ° du côté sain. Soit une diminution de 22% des amplitudes articulaires. L'extension moyenne était de -20° (de -45° à 0°) contre une extension moyenne du côté sain de 0 ° (de 0 à 0°). La flexion moyenne était de 124 ° (de 105 ° à 130°) contre une flexion moyenne de 137 ° du côté sain (de 130 à 140 °) ; soit une baisse de 10%. La prono-supination n'était que faiblement altérée avec un arc de mobilité de 170 ° au lieu de 180 °. Tous les patients présentaient un coude stable. (Tableau 1)

L'EVA moyenne était de 3/10. Le QuickDASH moyen était de 28,45 (de 0 à 64) et le MEPS moyen était de 79,38 (de 65 à 100). (Tableau 1)

Le délai de reprise du travail était de 5 mois.

L'analyse des clichés radiologiques a montré que la ligne de Stören n'était respectée que dans 5 cas sur 8. La hauteur de la prothèse, évaluée par le signe du Delta, était correcte dans 5 cas. La prothèse était trop basse dans deux cas (de 1 à 2 mm) et trop haute de 1 mm dans 1 cas (avec des signes d'érosion du capitulum). L'ostéolyse du col du radius était constatée sur tous les clichés radiographiques et était en moyenne de 3 mm (de 1 à 7 mm). L'ostéolyse était constatée dans les 6 mois post opératoires sans évolution au-delà. 4 patients présentaient des ossifications hétérotopiques. Il existait une pseudarthrose de la coronoïde chez 5 patients. (Tableau 2)

Une patiente se plaignait d'un ressaut non douloureux en flexion-pronation. Pour cette patiente, la prothèse était bien positionnée. Il y avait un ostéophyte sur le bord radial du capitulum pouvant entrer en conflit avec la tête prothétique. (Figure 30)

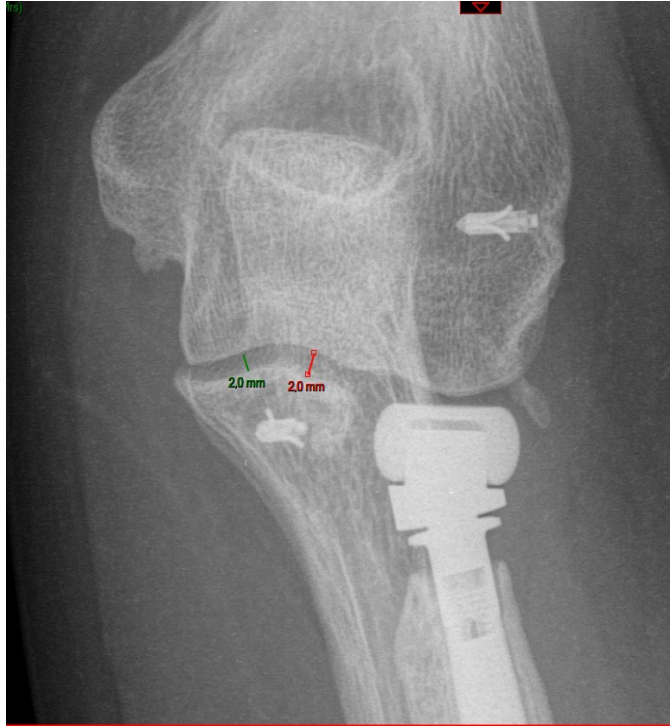


Figure 30 Radiographie de coude de face avec une prothèse MoPyc. On peut voir un ostéophyte au bord latéral. Le signe du Delta est « négatif ».

Une reprise chirurgicale a été nécessaire pour 4 patients.

Un patient présentait une instabilité de la radio ulnaire distale, nécessitant une ligamentoplastie d'Adam à 4 mois de la prise en charge initiale.

Trois patients ont été repris chirurgicalement pour ablation de la prothèse à un délai moyen de 8,6 mois :

- ✓ Un patient Mr P., âgé de 44 ans au moment de la chirurgie, droitier, a présenté une ballonnisation importante avec une tige flottante et instable ; l'ablation de la prothèse a été effectuée à 1 an post opératoire. Il s'agissait de son côté dominant.

La ligne de Stören était respectée. Il y avait une pseudarthrose de la coronoïde (Figure 31). Il n'y avait pas de malposition de la prothèse (Figure 32). Les ailettes avaient été expansées lors de la pose de la tige.

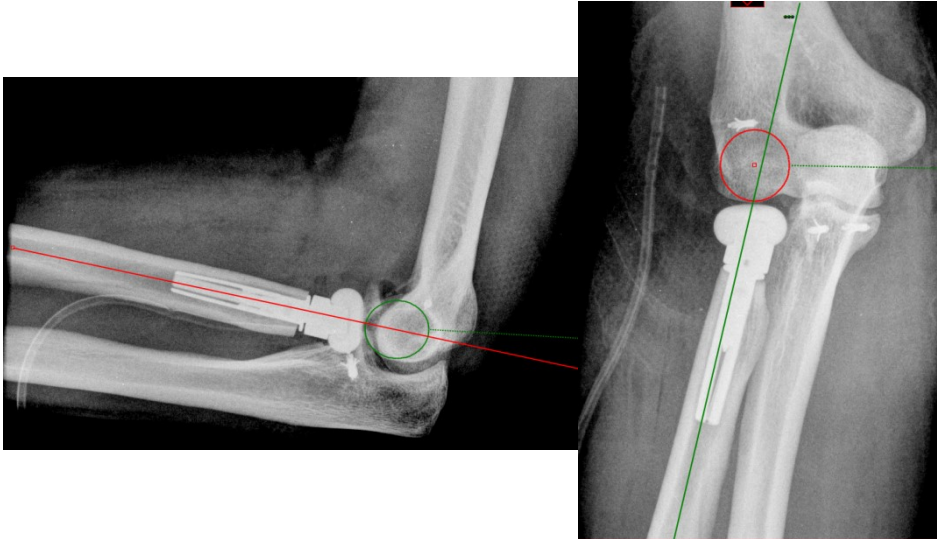


Figure 31 Radiographie de face et de profil de Mr P. La ligne de Stören (en rouge sur le cliché de profil et en vert sur le cliché de face) est respectée sur les 2 incidences.

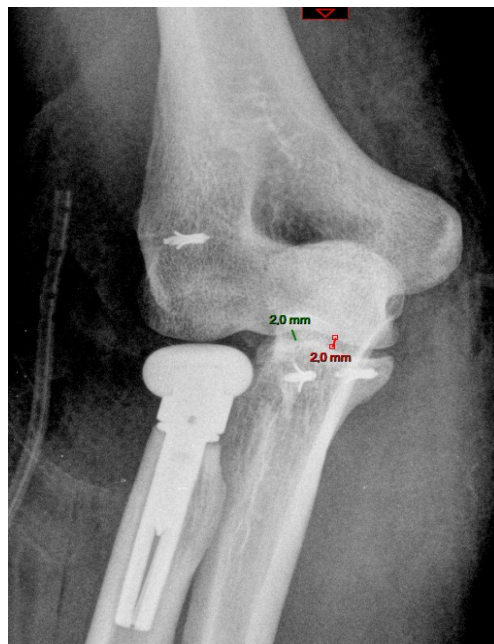


Figure 32 Radiographie de face de Mr P. L'intervalle huméro-ulnaire mesure 2 mm sans asymétrie. Le signe du Delta est "négatif". La prothèse est considérée comme posée à la bonne hauteur.

Il est actuellement en résection de tête radiale (Figure 33). Au dernier recul de 47 mois, l'arc de mobilité moyen était de 60 ° avec un déficit d'extension à 45 ° et une flexion maximale à 100°. La pronation était normale mais il était limité en supination à 70°. L'EVA

était de 6/10, le QuickDASH à 34 et le MEPS à 65. Il s'agissait d'un travailleur manuel qui continuait de travailler.

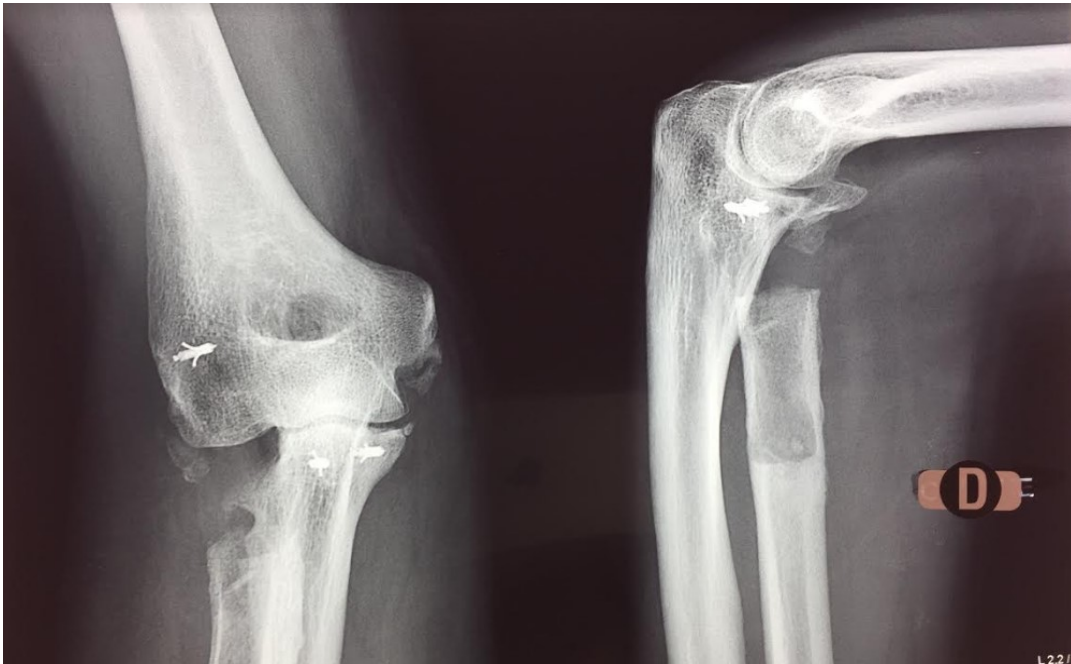


Figure 33 Radiographie de face et de profil de Mr P après ablation de la prothèse. Présence d'une arthrose huméro-ulnaire et d'ossifications hétérotopiques.

- ✓ Un patient Mr B, étudiant, âgé de 28 ans au moment de la chirurgie, droitier, a présenté un désencliquetage de tête et du col prothétique à 4 mois post opératoire (Figure 34).

Lors de la reprise, il n'a pas été possible de réaliser un changement prothétique sans risquer la « fausse route » dans le fût radial de sorte que l'implant a été simplement retiré sans remplacement.

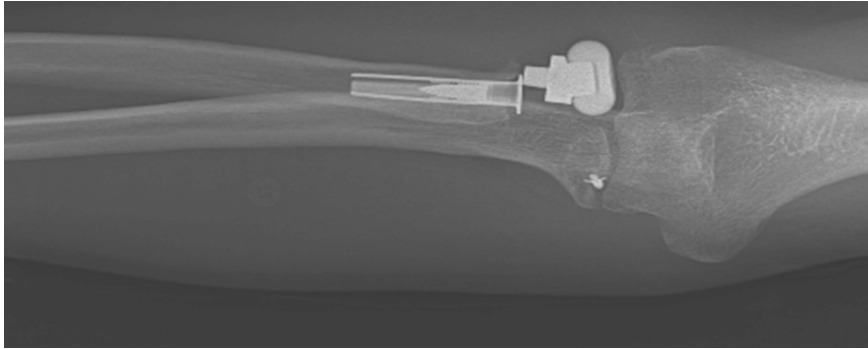


Figure 34 Radiographie de coude de face de Mr B. Désencliquetage entre le col prothétique et la tige.

Au dernier recul de 39 mois, l'arc de mobilité moyen était de 100°, avec un déficit d'extension de 30° et une flexion de 130°. L'EVA était de 1/10, le QuickDASH à 6,8 et le MEPS à 85.

- ✓ Un patient Mr GT, âgé de 47 ans au moment de la chirurgie, droitier, a présenté un liseré de résorption osseuse péri prothétique trop important à 7 mois post opératoire, entraînant l'instabilité de la tige prothétique (Figure 35).

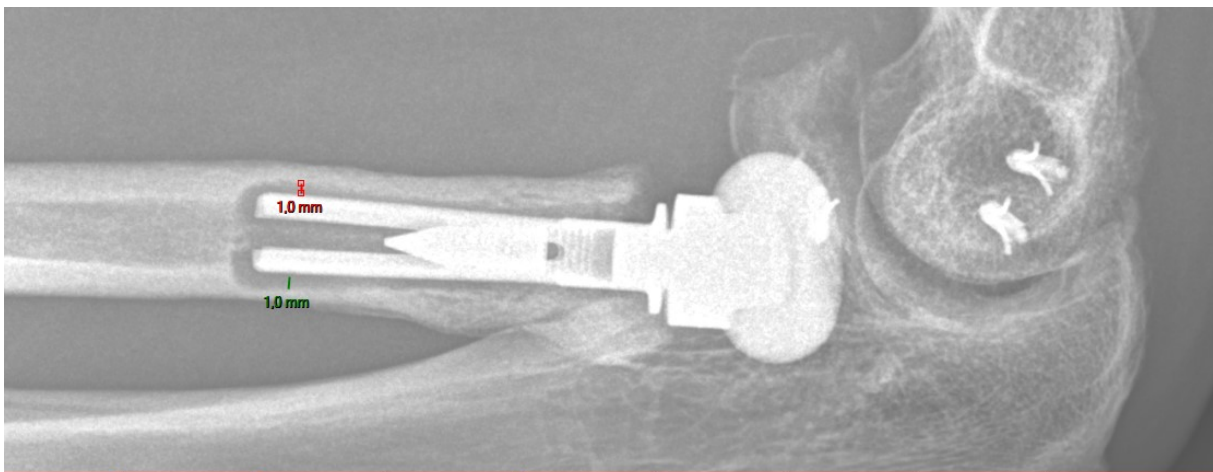


Figure 35 Radiographie de profil de Mr GT. On peut voir un liseré de résorption osseuse autour de la tige de 1 mm avec une tige qui paraît "flottante" dans le fût diaphysaire.

L'ablation de la prothèse a été effectuée à 1 an post opératoire à cause de la persistance de douleurs et d'un ressaut en flexion –pronation et extension-pronation. Il n'y avait aucun argument pour une cause septique. Il ne s'agissait pas de son côté dominant.

La ligne de Stören n'était pas respectée. Il y avait une pseudarthrose de la coronoïde (Figure 35). Il n'y avait pas de malposition de la prothèse (Figure 36). Les ailettes n'avaient pas été expansées lors de la pose de la tige.



Figure 36 Radiographie de face de Mr GT. L'interligne radio-ulnaire est mesurée à 3 mm et ne présente pas d'asymétrie. Le signe du Delta est "négatif". La prothèse est considérée comme posée à la bonne hauteur.

PATIENTS	1	2	3	4	5	6	7	8
Arc mobilités	100	85	60	130	100	110	129	130
Flexion	130	120	105	130	130	120	130	130
Extension	30	35	45	0	30	10	0	0
Pronation	90	90	90	90	80	70	90	90
Supination	90	90	45	90	90	90	90	90
EVA	5	5	6	0	1	5	0	5
QuickDASH	56,8	6,8	34,1	0	6,8	30	29,5	63,6
MEPS	70	80	65	100	85	85	85	65

Tableau 1 Résultats cliniques MoPyc. Arc de mobilité, Flexion, Extension, Pronation, Supination sont donnés en degré. EVA : Echelle visuelle analogique de 0 à 10 (0 aucune douleur, 10 douleur maximale). QuickDASH et MEPS sont données en valeur absolue.

PATIENTS	1	2	3	4	5	6	7	8
Présence PTR	OUI	OUI	NON	OUI	NON	NON	OUI	OUI
Ligne de Stören	Respectée	Non respectée	Respectée	Non respectée	Respectée	Non respectée	Respectée	Respectée
Hauteur PTR	0	+ 1 mm	0	-1 mm	-2 mm	0	0	0
Erosion capitulum	NON	OUI	NON	NON	NON	NON	NON	NON
Ostéolyse col radius (mm)	3	7	1	3	1	2	3	3
Ossifications hétérotopiques	NON	NON	OUI	NON	NON	OUI	OUI	NON
Pseudarthrose coronoïde	NON	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI	NON	NON
Arthrose huméro ulnaire	NON	NON	NON	NON	NON	OUI	NON	NON
Résorption osseuse périprothétique	NON	NON	OUI	NON	NON	OUI	NON	NON

Tableau 2 Résultats radiologiques MoPyc. PTR = Prothèse de tête radiale.

4.2 Groupe CRF

Le recul moyen était de 38,5 mois.

Au dernier recul, l'arc de mobilité moyen était de 106 ° du côté opéré contre 136 ° du côté sain. Soit une diminution de 22% des amplitudes articulaires. L'extension moyenne était de -17° (de -35° à 0°) contre une extension moyenne du côté sain de 0 ° (de 0 à 0°). La flexion moyenne était de 123 ° (de 95 ° à 130°) contre une flexion moyenne de 136 ° du côté sain (de 130 à 140 °) ; soit une baisse de 9%. La prono-supination n'était pas altérée avec un arc de mobilité de 180 °. Tous les patients présentaient un coude stable. (Tableau 3)

L'EVA moyenne était de 3/10. Le QuickDASH moyen était de 34 (de 2 à 75) et le MEPS moyen était de 80,42 (de 65 à 100). (Tableau 3)

Le délai de reprise du travail était de 6 mois.

L'analyse des clichés radiologiques a montré que la ligne de Stören n'était respectée que dans 2 cas sur 12. La hauteur de la prothèse, évaluée par le signe du Delta, était correcte dans 4 cas. La prothèse était trop haute dans 8 cas (de 1 à 2 mm). Dans 3 cas de prothèse trop haute, on pouvait identifier des signes d'érosion du capitulum (Figure 37). Mais 2 patients présentaient une érosion capitale avec une prothèse correctement positionnée (Figure 38). L'ostéolyse du col du radius était en moyenne de 1 mm (de 0 à 3 mm). Seule la moitié des patients présentaient une ostéolyse du col du radius. L'ostéolyse était constatée dans les 3 mois post opératoires sans évolution au-delà. 4 patients présentaient des ossifications hétérotopiques. Il existait une pseudarthrose de la coronoïde chez 7 patients. (Tableau 4)

Quatre cas d'arthrose huméro ulnaire ont été retrouvés.

Aucun patient du groupe CRF n'a été repris.

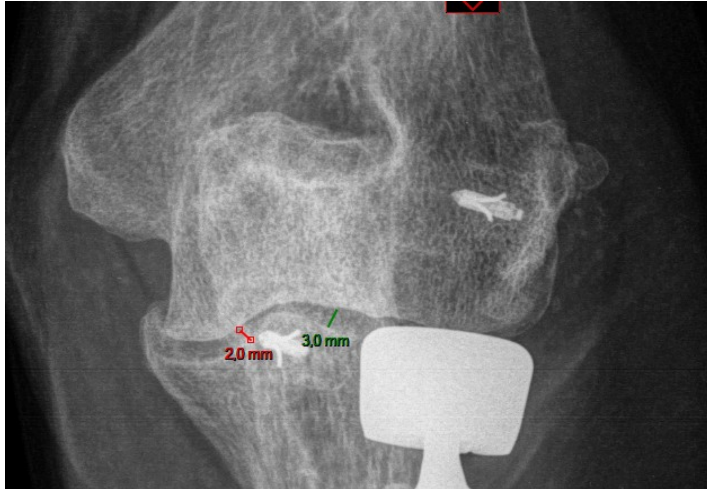


Figure 37 Radiographie de coude de face. L'interligne huméro ulnaire est mesurée à 3 mm en latéral et à 2 mm en médial. Le signe de Delta est "positif". La prothèse est considérée comme trop haute de 1 mm. On peut voir une déminéralisation osseuse du capitulum avec une perte de sa convexité témoignant d'une érosion.



Figure 38 Radiographie de coude de face. L'interligne huméro ulnaire est mesuré à 2 mm sans asymétrie. Le signe du Delta est "négatif". La prothèse est considérée comme posée à la bonne hauteur. La perte de minéralisation osseuse au niveau du capitulum témoigne de son érosion.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Arc mobilités	60	110	95	105	110	130	130	100	130	115	90	100
Flexion	95	130	110	120	130	130	130	120	130	130	120	120
Extension	35	20	15	25	20	0	0	20	0	15	30	20
Pronation	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
Supination	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
EVA	7	3	5	1	3	0	1	3	4	3	6	0
QuickDASH	56,8	13,6	75	15,9	47,7	4,5	18,2	2,3	43,2	75	45,5	9,1
MEPS	65	100	65	100	85	100	85	80	65	70	70	80

Tableau 3 Résultats cliniques CRF. Arc de mobilité, Flexion, Extension, Pronation, Supination sont donnés en degré. EVA : Echelle visuelle analogique de 0 à 10 (0 aucune douleur, 10 douleur maximale). QuickDASH et MEPS sont données en valeur absolue.

PATIENTS	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Présence PTR	O	O	O	O	O	O	O	O	O	O	O	O
Ligne de Stören	NR	NR	R	NR	R	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
Hauteur PTR	+2 mm	+1 mm	+1 mm	+2 mm	0	+1 mm	+1 mm	+1 mm	+1 mm	+1 mm	0	0
Er.capitulum	N	O	O	N	O	N	N	N	O	N	O	N
Ostéolyse col radius (mm)	0	1	0	1	1	3	0	2	0	0	0	3
Ossifications hétérotopiques	O	N	N	N	N	O	N	O	N	N	O	N
Pseu. coronoïde	O	O	O	N	O	N	O	O	N	N	O	N
Arthrose h-u	O	N	O	N	O	N	N	N	N	N	O	N
Descellement	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N

Tableau 4 Résultats radiologiques CRF. . PTR = Prothèse de tête radiale. O : OUI, N : NON, Er. Capitulum : Erosion du capitulum. Pseu. Coronoïde : pseudarthrose du processus coronoïde. Arthrose h-u : arthrose huméro-ulnaire

4.3 Comparaison groupes MoPyc et CRF

Le délai moyen de prise en charge chirurgicale des patients étaient de 2 jours (de 0 à 7 jours).

Le recul moyen était de 39 mois (de 10 à 84 mois).

Les résultats de l'analyse statistique sont résumés dans les tableaux 5 et 6.

Les deux groupes étaient statistiquement comparables en terme d'âge ($p = 0,78 > 0,05$).

Il y a eu plus de reprise chirurgicale dans le groupe MoPyc pour ablation de prothèse ($p=0,049$) avec 3 patients réopérés alors qu'aucune prothèse n'a été retirée dans le groupe CRF.

L'ostéolyse du col du radius était plus importante chez les patients avec une prothèse MoPyc avec une différence significative de 2 mm entre les 2 groupes ($p = 0,01 < 0,05$).

Il n'y avait pas de différence significative entre les deux groupes sur l'érosion du capitulum ($p=0,32$)

Il n'y avait pas de différence entre les deux groupes pour les scores fonctionnels QuickDASH ($p=0,64$) et MEPS ($p=1$)

Il n'y avait pas de différence d'amplitudes articulaires entre les deux types de prothèse ($p=0,87$) ni en terme de douleur ($p= 0,69$)

	MoPyc	CRF	P value
Nombre de patients	8	12	
Age (années)	Moy ± sd : 44,8 (23 ; 68) ± 16,3	Moy ± sd : 50,6 (25 ; 84) ± 19,8	0,79
Ostéolyse (mm)	Moy ± sd : 2,9 (1 ; 7) ± 1,9	Moy ± sd : 0,9 (0 ; 3) ± 1,2	0,01
Quick DASH	Moy ± sd : 28,5 (0 ; 63,6) ± 23,4	Moy ± sd : 33,9 (2,3 ; 75) ± 26,6	0,64
Arc mobilité (degrés)	Moy ± sd : 105,5 (60 ; 130) ± 24,9	Moy ± sd : 106,3 (60 ; 130) ± 20,01	0,94
EVA	Moy ± sd : 3,4 (0 ; 6) ± 2,6	Moy ± sd : 3,0 (0 ; 7) ± 2,3	0,69
MEPS	Moy ± sd : 79,4(65 ; 100) ± 12,1	Moy ± sd : 80,4 (65 ; 100) ± 13,9	1,00

Tableau 5 Comparaison clinique et scores Moy : moyenne, sd : standard déviation, (min ; max), P value selon le test Mann Whitney – Wilcoxon. Significatif si $p < 0,5$.

	MoPyc	CRF	P Test de Fisher
Ablation prothèse	3	0	0,049
Erosion capitulum	1	4	0,32

Tableau 6 : Comparaison radiologique (Test de Fisher). Significatif si $p < 0,5$

5 DISCUSSION

Dans cette étude, nous avons montré que les résultats fonctionnels des terribles triades du coude nécessitant une arthroplastie de tête radiale étaient bons et ce, quel que soit le type de prothèses que nous avons utilisé. Dans la littérature, peu de séries rapportent les résultats des terribles triades avec arthroplastie de la tête radiale. Ces données sont rapportées dans des séries incluant arthroplastie et synthèse. Notre étude a des résultats comparables à ceux de la littérature [22][57][24] avec un MEPS à 80 et des amplitudes articulaires de 105° en flexion-extension et de 175 ° en prono-supination. Seule l'étude conduite par Jeong[58] présente des résultats vraiment supérieurs (Tableau 7). Cependant il s'agit d'une étude n'incluant que 13 patients. Les résultats en terme de prono –supination sont très inférieurs aux nôtres. Nous avons considéré la pronation maximale de 90° et la supination maximale de 90°. Or, Jeong ne précise pas comment la mesure a été réalisée ; ce qui pourrait expliquer la grande différence entre son étude, la nôtre et les autres séries publiées.

	Jeong <i>et al</i>[58]	Pugh <i>et al</i>[24]	Egol <i>et al</i>[57]	Guanyi <i>et al</i>[24]
Années	2010	2005	2007	2018
Patients	13	36	29	42
MEPS	95	88	81	88
AA Flex-Ext	128	112	109	107
AA Pro-Sup	135	136	128	145
Recul (mois)	25	34	27	30

Tableau 7 : Comparatifs des résultats cliniques. Années : années de publication. Patients : nombre de patients inclus dans l'étude. AA : Amplitudes articulaires. Flex-Ext : flexion extension. Pro-Sup : prono-supination.

Par contre, nous avons un recul de suivi satisfaisant de 39 mois par rapport à ce qui est rapporté dans la littérature et cela malgré notre nombre important de perdu de vue. En effet, 15 malades n'ont pu être recontactés malgré de nombreuses tentatives infructueuses. C'est le biais majeur de notre série. Il s'agissait de patients de traumatologie dont un certain nombre n'habitait pas proche de notre centre ou avait déménagé ou ne parlait pas français.

Dans notre étude, il n'y a eu aucune luxation post opératoire. Nous n'avons pas été confrontés à une différence de stabilité entre les deux types de prothèse, contrairement à ce que montrent les études bio mécaniques. Les études cadavériques bio mécaniques réalisées par Chanlalit confirment ce que montrait Schneeberger[9] et Pomianowski[59] quant à la meilleure stabilité de l'implant à cupule fixe. Ils ont testé la capacité de résistance aux forces de luxation des deux types d'implant par rapport à un coude normal. Les résultats montraient que la prothèse à cupule fixe était plus stable que la prothèse à cupule mobile[60][61]. Mais il s'agissait d'une simulation d'instabilité sur sujet anatomique ce qui est très différent des contraintes chez un sujet éveillé. On sait l'importance des plans ligamentaires et du tonus musculaire dans la stabilité du coude. En l'absence de plan ligamentaire compétent, le coude est instable, quel que soit le type de prothèse utilisé. Tous les plans ligamentaires lésés ont donc été réparés assurant leur rôle de stabilisateur principal du coude dans les contraintes postéro latérales pour le plan externe et dans les contraintes en valgus pour le plan interne. Et tous les patients ont eu une attelle articulée en post opératoire pendant 6 semaines. Cependant Robert U Hartzler [62] ,dans son étude cadavérique reproduisant une terrible triade du coude et en testant les deux types de prothèses, ne retrouve pas de différence en terme de stabilité postéro latérale ni de laxité huméro-ulnaire.

Il y a très peu d'étude clinique comme la nôtre dans la littérature à part l'étude de Berschback *et al.*[63]. Il compare deux types d'implant (cupule fixe et cupule mobile) mais dans les fractures isolées de la tête radiale, pas spécifiquement dans les terribles triades. Or, leurs constatations rejoignent les nôtres. Ils ne retrouvent pas de différence clinique entre ces deux groupes mais il y avait plus de formation osseuse hétérotopique dans les prothèses à cupule mobile et plus de phénomène de résorption osseuse dans les prothèses à cupule fixe.

Par contre, l'implant MoPyc est de toute évidence moins bien toléré que les implants CRF dans notre série. Les résultats cliniques entre les deux groupes sont comparables mais cependant trois prothèses MoPyc ont dû être retirées, alors qu'aucune CRF n'a été enlevée. Notre résultat rejoint ceux de la littérature. Une récente méta-analyse sur les causes d'ablation de prothèse de tête radiale montrait un taux de retrait d'implant monobloc contre 3,7 % dans les implants bipolaire. Les causes principales retrouvées étaient

les ossifications hétérotopiques et secondairement les résorptions osseuses (16%) et désencliquetage (4%) de matériel [64]. Cependant, il n'y a pas eu d'analyse de l'incidence d'un défaut de pose et d'une révision chirurgicale pour ablation.

Nous avons été confrontés au phénomène de résorption osseuse en particulier au niveau du col du radius. Il y avait une ostéolyse bien plus importante avec la prothèse MoPyc. Malheureusement, notre étude est trop petite pour montrer une corrélation entre cette ostéolyse et la tolérance clinique de l'implant. Mais étant donné que les résultats cliniques sont équivalents entre les deux groupes, on suppose qu'il n'y a pas de conséquence fonctionnelle à cette ostéolyse.

Une des hypothèses qui expliquerait l'importance du phénomène d'ostéolyse dans les MoPyc serait un défaut de pose. En effet, la MoPyc étant un implant rigide, il tolérerait moins les défauts de pose que la CRF, entraînant plus de contraintes osseuses. Cela d'autant plus si l'expansion des ailettes a été trop importante. Cependant, nous n'avons pas étudié la bonne correspondance entre la tête radiale native et la taille de l'implant choisi ; mais il est possible que le choix d'un implant de diamètre excessif concoure à sa mauvaise tolérance. Or, dans les traumatismes du coude, l'implant prothétique est le plus souvent posé en semi urgence par des chirurgiens juniors, ce qui était systématiquement le cas dans cette série qui été conduite en centre hospitalo-universitaire. Il est donc possible que l'anatomie n'est pas été complètement restaurée. Yian *et al.*[65] ont montré la difficulté à poser l'implant de façon anatomique et expliquait ainsi l'avantage de la prothèse à cupule mobile qui par sa modularité tolérât mieux un défaut de pose. La cupule mobile améliore la congruence radio-capitale en flexion-extension ce qui diminue les contraintes articulaires surtout dans les situations où le radius n'est pas correctement aligné avec le capitulum. Notre série étant petite nous n'avons pas pu retrouver de corrélation statistiquement significative entre la hauteur de pose et le respect de la ligne de Stören et les résultats radio cliniques.

Une autre hypothèse serait l'hyperpression endoméduillaire causée par le système de fixation des MoPyc. Le degré d'expansion des ailettes n'était pas toujours précisé dans les comptes-rendus opératoires. Le clou huméral de Seidel avait le même système de fixation par expansion en distale. Pourtant la littérature ne parle pas de cet effet de résorption osseuse majeure menant à une perte totale de contact osseux. Diverses complications telles

que le haut taux de pseudarthrose et les fractures iatrogènes lors de la pose ont mené à ne plus utiliser ce matériel d'ostéosynthèse, mais on ne retrouve pas mention d'une ostéolyse [66][67][68].

Une grande analyse de la littérature des prothèses MoPyc a été réalisée par Laumonerie en 2018 [69]. Cette étude regroupait les séries de prothèses MoPyc ayant analysées les critères cliniques et radiologiques. Il a obtenu ainsi une analyse regroupant 171 patients d'âge moyen 52 ans avec un suivi moyen de 36 mois. Quarante-deux pourcent des patients ont présenté une résorption osseuse et pour 33%, il s'agissait d'une ostéolyse au niveau du col du radius. Le taux de reprise chirurgicale pour révision de la prothèse était de 22% et les causes retrouvées étaient : la luxation intra prothétique par désencliquetage, la luxation de la prothèse, la fracture de tige et la raideur. Cependant, aucune prothèse n'a été retirée pour cause de tige flottante douloureuse contrairement à notre étude où 2 implants ont dû être enlevés.

On retrouve de nombreuses courtes séries sur les prothèses CRF dans la littérature qui présentent toutes de bons résultats fonctionnels mais avec des complications identiques aux nôtres[70][71][72][73]. Tous les auteurs rapportaient des cas d'ostéolyse du col du radius, d'érosion capitale, d'arthrose huméro-ulnaire et d'ossifications péri articulaires. Par contre Heijink [70] rapportait un cas de luxation intra-prothétique auquel nous n'avons pas été confronté pour la CRF. Cependant aucune de ces séries ne concernent les terribles triades du coude ; et aucune corrélation n'a été faite entre les résultats cliniques et les complications associées.

Sept patients ont développés des ossifications hétérotopiques. Il n'y en avait pas plus dans le groupe CRF (4 patients) que dans le groupe MoPyc (3 patients). Les ossifications étaient péri-articulaires et aucun de nos patients n'a dû être repris pour ankylose alors que dans sa série de 12 patients, Andrea Celli rapportait 4 cas d'ossifications hétérotopiques menant à une ankylose sévère[73]. Les patients ayant des ossifications péri articulaires ne présentaient pas de diminution des amplitudes articulaires bien qu'aucune corrélation statistique n'ait pu être réalisée. Seul un patient du groupe CRF présentant des ossifications hétérotopiques à la radiographie, avait un arc de mobilité très diminué avec une amplitude

articulaire de 60° et un MEPS score moyen à 65. Mais il avait également une prothèse trop haute de 2mm et une arthrose huméro-ulnaire pouvant expliquer cette raideur.

Cinq patients ont développé une arthrose huméro-ulnaire qui n'était pas présente en pré opératoire. Dans le groupe MoPyc il s'agissait d'un patient qui était en résection de tête radiale (Figure 33). Dans le groupe CRF, il s'agissait de 4 patients. Pour deux d'entre eux, la prothèse était trop haute selon le digne du Delta mais pour les 2 autres la prothèse était correctement positionnée. Ce qui nous laisse à penser que le signe du Delta n'est peut-être pas un bon repère de pose. Cependant cette arthrose ne semblait pas symptomatique tout comme le montraient Burkhart *et al.*[71] qui rapportaient des résultats cliniques satisfaisant à long terme (plus de 8 ans) malgré le développement d'une arthrose huméro-ulnaire.

L'érosion du capitulum due à la cupule radiale de la prothèse est un problème constant, au même titre que la coxite dans les prothèses intermédiaires de hanche. Dans notre série, nous n'avons pas pu faire le lien entre une prothèse trop encombrante et une érosion du capitulum car le nombre de patients était trop faible. Cependant, une prothèse positionnée trop haute (de plus de 2,5 mm selon l'étude anatomique de Van Glabbeek [70]) entraîne un encombrement articulaire ayant pour conséquence une érosion progressive du cartilage et ce, quel que soit le type d'implant utilisé[56][48].

Au total, si nous avons observé des résultats supérieurs pour l'implant CRF, il n'est pas possible d'attribuer cette supériorité spécifiquement à sa bipolarité, vu que cet implant diffère par d'autres côtés de l'implant MoPyc (système d'ancrage diaphysaire et couple de frottement).

6 CONCLUSION

Notre étude avait pour but de comparer les résultats cliniques et radiologiques de deux modèles de prothèses de tête radiale dans les terribles triades. Les implants, MoPyc pour la cupule fixe et CRF pour la cupule mobile , donnaient des résultats cliniques comparables mais l'implant MoPyc a conduit à plus de reprises chirurgicales.

Ainsi il semble que le remplacement de la tête radiale par une prothèse à cupule mobile apporte la même stabilité qu'un implant monobloc, au prix d'un taux de complications plus faible. Cette étude a eu pour conséquence l'abandon de l'utilisation de l'implant MoPyc dans le service.

7 BIBLIOGRAPHIE

- [1] "Frank Netter - Atlas d'anatomie humaine." [Online]. Available: <https://www.elsevier-masson.fr/frank-netter-atlas-anatomie-humaine>. [Accessed: 27-Aug-2019].
- [2] L. E. Karbach and J. Elfar, "Elbow Instability: Anatomy, Biomechanics, Diagnostic Maneuvers, and Testing.," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 42, no. 2, pp. 118–126, Feb. 2017.
- [3] S. W. O'Driscoll, J. B. Jupiter, G. J. King, R. N. Hotchkiss, and B. F. Morrey, "The unstable elbow.," *Instr. Course Lect.*, vol. 50, pp. 89–102, 2001.
- [4] T. C. Koslowsky, I. Germund, F. Beyer, K. Mader, C. F. Krieglstein, and J. Koebke, "Morphometric parameters of the radial head: an anatomical study," *Surg. Radiol. Anat.*, vol. 29, no. 3, pp. 225–230.
- [5] W. Świążkowski, K. Skalski, S. Pomianowski, and K. Kędzior, "The anatomic features of the radial head and their implication for prosthesis design," *Clin. Biomech.*, vol. 16, no. 10, pp. 880–887, 2001.
- [6] C. Dumontier, "Fractures de la tête radiale de l'adulte."
- [7] R. N. Hotchkiss and A. J. Weiland, "Valgus stability of the elbow," *J. Orthop. Res.*, vol. 5, no. 3, pp. 372–377, 1987.
- [8] B. F. Morrey, S. Tanaka, and K. N. An, "Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 265, pp. 187–95, Apr. 1991.
- [9] H. A. C. J. A.G. Schneeberger, M.M. Sadowski, "Coronoid process and radial head as posterolateral rotatory stabilizers of the elbow," *JBJS*, 2004.
- [10] B. F. Morrey and K.-N. An, "Stability of the elbow: Osseous constraints," *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 14, no. 1, pp. S174–S178, Jan. 2005.
- [11] I. H. Jeon, J. Sanchez-Sotelo, K. Zhao, K. N. An, and B. M. Morrey, "The contribution of the coronoid and radial head to the stability of the elbow," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 94-B, no. 1, pp. 86–92, Jan. 2012.
- [12] P. Kamina and C. Martinet, *Anatomie clinique. Tome 1, [Anatomie générale, membres]*. Maloine, 2009.
- [13] C. P. Charalambous, J. K. Stanley, and O. Surgeon, "Posterolateral rotatory instability of the elbow."
- [14] R. N. Hotchkiss, "Fracture and dislocation of the elbow," in *Rockwood and Green's Fractures in Adults*, P. T. C.A. Rockwood, R.W. Bucholz, C.S.M. Court-Brown, J.D. Heckman, Ed. Lippincott-Raven, Philadelphia, Pa, USA, 1996, p. Vol 1 pp. 929-1024.
- [15] C. A. Rockwood and D. P. Green, *Rockwood and green's fractures in adults*, 4th ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1996.
- [16] R. Seijas, O. Ares-Rodriguez, A. Orellana, D. Albareda, D. Collado, and M. Llusa, "Terrible Triad of the Elbow," *J. Orthop. Surg.*, vol. 17, no. 3, pp. 335–339, Dec. 2009.

- [17] Groupe d'étude de l'épaule et du coude (France), *Les luxations du coude*. Sauramps médical, 2008.
- [18] S. W. O'Driscoll, J. B. Jupiter, M. S. Cohen, D. Ring, and M. D. McKee, "Difficult elbow fractures: pearls and pitfalls.," *Instr. Course Lect.*, vol. 52, pp. 113–34, 2003.
- [19] W. Regan and B. F. Morrey, "Classification and treatment of coronoid process fractures.," *Orthopedics*, vol. 15, no. 7, pp. 845–8, Jul. 1992.
- [20] M. A. Broberg and B. F. Morrey, "Results of treatment of fracture-dislocations of the elbow.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 216, pp. 109–19, Mar. 1987.
- [21] D. Ring, J. B. Jupiter, and J. Zilberfarb, "Posterior dislocation of the elbow with fractures of the radial head and coronoid.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 84, no. 4, pp. 547–51, Apr. 2002.
- [22] M. D. McKee, D. M. W. Pugh, L. M. Wild, E. H. Schemitsch, and G. J. W. King, "Standard Surgical Protocol to Treat Elbow Dislocations with Radial Head and Coronoid Fractures," *JBJS Essent. Surg. Tech.*, vol. os-87, no. 1_suppl_1, pp. 22–32, Mar. 2005.
- [23] N. C. Chen and D. Ring, "Terrible Triad Injuries of the Elbow," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 40, no. 11, pp. 2297–2303, Nov. 2015.
- [24] G. Liu, W. Ma, M. Li, J. Feng, R. Xu, and Z. Pan, "Operative treatment of terrible triad of the elbow with a modified Pugh standard protocol: Retrospective analysis of a prospective cohort.," *Medicine (Baltimore)*, vol. 97, no. 16, p. e0523, Apr. 2018.
- [25] F. Catellani *et al.*, "Radial Head Resection versus Arthroplasty in Unreparable Comminuted Fractures Mason Type III and Type IV: A Systematic Review.," *Biomed Res. Int.*, vol. 2018, p. 4020625, 2018.
- [26] U. Heim, "[Combined fractures of the radius and the ulna at the elbow level in the adult. Analysis of 120 cases after more than 1 year].," *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.*, vol. 84, no. 2, pp. 142–53, Apr. 1998.
- [27] P. O. Josefsson, C. F. Gentz, O. Johnell, and B. Wendeborg, "Dislocations of the elbow and intraarticular fractures.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 246, pp. 126–30, Sep. 1989.
- [28] F. N. Mazhar, H. Ebrahimi, D. Jafari, and A. Mirzaei, "Radial head resection versus prosthetic arthroplasty in terrible triad injury: a retrospective comparative cohort study," *Bone Joint J.*, vol. 100-B, no. 11, pp. 1499–1505, Nov. 2018.
- [29] L. Obert *et al.*, "Fracture de tête radiale non synthésable : résection, implant de Swanson ou prothèse ? Étude rétrospective comparative," *Chir. Main*, vol. 24, no. 1, pp. 17–23, Feb. 2005.
- [30] M. Chammas, "Post-traumatic osteoarthritis of the elbow," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 100, no. 1, pp. S15–S24, Feb. 2014.
- [31] G. J. . King, "Management of radial head fractures with implant arthroplasty," *J. Am. Soc. Surg. Hand*, vol. 4, no. 1, pp. 11–26, Feb. 2004.
- [32] D. Ring, J. Quintero, and J. B. Jupiter, "Open reduction and internal fixation of fractures of the radial head," *J. Bone Jt. Surgery-American Vol.*, vol. 84, no. 10, pp. 1811–1815, Oct.

2002.

- [33] C. VanBeek, "Radial Head—Resect, Fix, or Replace," *Oper. Tech. Orthop.*, vol. 20, no. 1, pp. 2–10, Mar. 2010.
- [34] T. S. Watters, G. E. Garrigues, D. Ring, and D. S. Ruch, "Fixation versus replacement of radial head in terrible triad: is there a difference in elbow stability and prognosis?," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 472, no. 7, pp. 2128–35, Jul. 2014.
- [35] W. B. Leigh and C. M. Ball, "Radial head reconstruction versus replacement in the treatment of terrible triad injuries of the elbow," *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 21, no. 10, pp. 1336–1341, Oct. 2012.
- [36] H. Chen, Y. Shao, and S. Li, "Replacement or repair of terrible triad of the elbow: A systematic review and meta-analysis.," *Medicine (Baltimore)*, vol. 98, no. 6, p. e13054, Feb. 2019.
- [37] Speed K, "Ferrule caps for the head of the radius.," *Surg Gynecol Obs.*, no. 73, pp. 845–850, 1941.
- [38] J. Creyssel and G. de Mourgues, "Resection of the head of the radius with a nylon endoprosthesis.," *Lyon Chir.*, vol. 46, no. 4, p. 508.
- [39] A. B. Swanson, S. H. Jaeger, and D. La Rochelle, "Comminuted fractures of the radial head. The role of silicone-implant replacement arthroplasty.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 63, no. 7, pp. 1039–49, Sep. 1981.
- [40] R. A. Worsing, W. D. Engber, and T. A. Lange, "Reactive synovitis from particulate silastic.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 64, no. 4, pp. 581–5, Apr. 1982.
- [41] C. C. E Masmajeau and B Augereau, "Protocole de traitement des fractures récentes de la tête radiale : place de la prothèse de tête radiale," 2005.
- [42] W. S. Mayhall, F. T. Tiley, and D. J. Paluska, "Fracture of silastic radial-head prosthesis. Case report.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 63, no. 3, pp. 459–60, Mar. 1981.
- [43] P. Laumonerie, M. E. Tibbo, N. Reina, T. T. Pham, N. Bonneville, and P. Mansat, "Radial head arthroplasty: a historical perspective," *Int. Orthop.*, vol. 43, no. 7, pp. 1643–1651, Jul. 2019.
- [44] D. J. Knight, L. A. Rymaszewski, A. A. Amis, and J. H. Miller, "Primary replacement of the fractured radial head with a metal prosthesis.," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 75, no. 4, pp. 572–6, Jul. 1993.
- [45] T. Judet, P. Massin, and P. J. Bayeh, "[Radial head prosthesis with floating cup in recent and old injuries of the elbow: preliminary results].," *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.*, vol. 80, no. 2, pp. 123–30, 1994.
- [46] A. Dotzis, G. Cochu, C. Mabit, J. L. Charissoux, and J. P. Arnaud, "Comminuted fractures of the radial head treated by the Judet floating radial head prosthesis," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 88-B, no. 6, pp. 760–764, Jun. 2006.
- [47] R. P. van Riet, F. Van Glabbeek, P. G. Neale, H. Bortier, K.-N. An, and S. W. O’Driscoll, "The noncircular shape of the radial head," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 28, no. 6, pp. 972–978, Nov.

2003.

- [48] A. Heijink *et al.*, “Radial Head Arthroplasty,” *JBJS Rev.*, vol. 4, no. 10, p. 1, Oct. 2016.
- [49] R. Rotini, A. Marinelli, E. Guerra, G. Bettelli, and M. Cavaciocchi, “Radial head replacement with unipolar and bipolar SBi system: A clinical and radiographic analysis after a 2-year mean follow-up,” *Musculoskelet. Surg.*, vol. 96, no. SUPP, pp. 69–79, May 2012.
- [50] “TechOP_MOPYC_FR.pdf.” [Online]. Available: https://www.dropbox.com/s/bzom9b6ilbwayxd/TechOP_MOPYC_FR.pdf?dl=0. [Accessed: 27-Aug-2019].
- [51] Tornier, “CRF II Cupule radiale flottante.” [Online]. Available: <https://psat.asso-web.com/uploaded/fp-crfii-uccf102-fr-copie1.pdf>.
- [52] Roffi, F *et al.*, “Imagerie normale et complications des arthroplasties partielles de coude.” [Online]. Available: <https://docplayer.fr/42890136-Imagerie-normale-et-complications-des-arthroplasties-partielles-de-coude.html>. [Accessed: 27-Aug-2019].
- [53] N. Société française de radiologie médicale. and J.-J. Railhac, *Journal de radiologie*. Masson, 2008.
- [54] M.-O. Gauci, M. Winter, C. Dumontier, N. Bronsard, and Y. Allieu, “Clinical and radiologic outcomes of pyrocarbon radial head prosthesis: midterm results,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 25, no. 1, pp. 98–104, Jan. 2016.
- [55] N. Bonneville, “Radial head replacement in adults with recent fractures,” *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 102, no. 1, pp. S69–S79, Feb. 2016.
- [56] R. P. Van Riet, F. Van Glabbeek, O. Verborgt, and J. Gielen, “Capitellar Erosion Caused by a Metal Radial Head Prosthesis,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 86, no. 5, pp. 1061–1064, May 2004.
- [57] K. A. Egol, I. Immerman, N. Paksima, N. Tejwani, and K. J. Koval, “Fracture-dislocation of the elbow functional outcome following treatment with a standardized protocol,” *Bull. NYU Hosp. Jt. Dis.*, vol. 65, no. 4, pp. 263–70, 2007.
- [58] W. K. Jeong, J. K. Oh, J. H. Hwang, S. M. Hwang, and W. S. Lee, “Results of terrible triads in the elbow: The advantage of primary restoration of medial structure,” *J. Orthop. Sci.*, vol. 15, no. 5, pp. 612–619, 2010.
- [59] S. Pomianowski, B. F. Morrey, P. G. Neale, M. J. Park, S. W. O’Driscoll, and K. N. An, “Contribution of monoblock and bipolar radial head prostheses to valgus stability of the elbow,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 83-A, no. 12, pp. 1829–34, Dec. 2001.
- [60] C. Chanlalit, D. R. Shukla, J. S. Fitzsimmons, K.-N. An, and S. W. O’Driscoll, “The Biomechanical Effect of Prosthetic Design on Radiocapitellar Stability in a Terrible Triad Model,” *J. Orthop. Trauma*, vol. 26, no. 9, pp. 539–544, Sep. 2012.
- [61] C. Chanlalit, D. R. Shukla, J. S. Fitzsimmons, A. R. Thoreson, K.-N. An, and S. W. O’Driscoll, “Radiocapitellar stability: the effect of soft tissue integrity on bipolar versus monopolar radial head prostheses,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 20, no. 2, pp. 219–225, Mar. 2011.
- [62] R. U. Hartzler, B. F. Morrey, S. P. Steinmann, M. Llusa-Perez, and J. Sanchez-Sotelo, “Radial Head Reconstruction in Elbow Fracture-Dislocation: Monopolar or Bipolar Prosthesis?”

Clin. Orthop. Relat. Res., vol. 472, no. 7, pp. 2144–2150, Jul. 2014.

- [63] J. C. Berschback, T. S. Lynch, D. M. Kalainov, R. W. Wysocki, B. R. Merk, and M. S. Cohen, "Clinical and radiographic comparisons of two different radial head implant designs," *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 22, no. 8, pp. 1108–1120, Aug. 2013.
- [64] A. R. Kachooei, A. Baradaran, M. H. Ebrahimzadeh, C. N. van Dijk, and N. Chen, "The Rate of Radial Head Prosthesis Removal or Revision: A Systematic Review and Meta-Analysis," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 43, no. 1, pp. 39-53.e1, Jan. 2018.
- [65] E. Yian, W. Steens, E. Lingenfelter, and A. G. Schneeberger, "Malpositioning of radial head prostheses: An in vitro study," *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 17, no. 4, pp. 663–670, Jul. 2008.
- [66] H. Svend-Hansen, M. Skettrup, and M. W. Rathcke, "Complications using the Seidel intramedullary humeral nail: outcome in 31 patients.," *Acta Orthop. Belg.*, vol. 64, no. 3, pp. 291–5, Sep. 1998.
- [67] G. W. Varley, "The Seidel locking humeral nail: the Nottingham experience," *Injury*, vol. 26, no. 3, pp. 155–157, 1995.
- [68] C. E. Barnes and T. E. Shuler, "Complications associated with the Seidel nail.," *Orthop. Rev.*, vol. 22, no. 6, pp. 699–706, Jun. 1993.
- [69] P. Laumonerie *et al.*, "Short to midterm outcomes of one hundred and seventy one MoPyC radial head prostheses: meta-analysis," *International Orthopaedics*, vol. 42, no. 10. Springer Verlag, pp. 2403–2411, 01-Oct-2018.
- [70] A. Heijink, I. F. Kodde, P. G. H. Mulder, C. N. Van Dijk, and D. Eygendaal, "Cemented bipolar radial head arthroplasty: midterm follow-up results.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 25, no. 11, pp. 1829–1838, Nov. 2016.
- [71] K. J. KBurkhart *et al.*, "Mid- to long-term results after bipolar radial head arthroplasty," *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 19, no. 7, pp. 965–972, Oct. 2010.
- [72] N. Popovic, "Midterm Results with a Bipolar Radial Head Prosthesis: Radiographic Evidence of Loosening at the Bone-Cement Interface," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 89, no. 11, p. 2469, Nov. 2007.
- [73] A. Celli, F. Modena, and L. Celli, "The acute bipolar radial head replacement for isolated unreconstructable fractures of the radial head," *Musculoskelet. Surg.*, vol. 94, no. S1, pp. 3–9, May 2010.

Les prothèses de tête radiale dans les terribles triades du coude : cupule fixe ou cupule mobile ?

Résumé :

Dans les terribles triades du coude, le protocole chirurgical comprend une arthroplastie de la tête radiale lorsque celle-ci n'est pas synthésable. Plusieurs études biomécaniques cadavériques ont montré que les implants monoblocs étaient plus stables que les implants bipolaires. Notre objectif était d'examiner l'influence du type de prothèse de tête radiale sur les résultats cliniques et radiographiques d'une série monocentrique de patients opérés d'une terrible triade du coude.

Matériel et méthode :

Trente-cinq patients ont été opérés entre 2012 et 2018. Quinze ayant été perdus de vue, nous avons revu rétrospectivement 20 patients. La tête radiale avait été remplacée par une prothèse bipolaire dans 12 cas (CRF II Tornier), une prothèse monobloc (MoPyc Tornier) dans 8 cas. Tous ont été mobilisés précocement. L'évaluation au dernier recul était clinique (amplitudes articulaires, stabilité du coude, QuickDASH, Mayo Elbow Performance Score (MEPS)) et radiologique (hauteur de la prothèse, signes de descellement ou de résorption du col radial).

Résultats :

Le recul moyen était de 39 mois (10 à 84 mois). Aucun épisode d'instabilité n'était rapporté chez les patients au décours du traumatisme initial. Les amplitudes moyennes (flexion/flession) étaient respectivement $124^{\circ}/20^{\circ}$ dans le groupe MoPyc, et $123^{\circ}/17^{\circ}$ dans le groupe CRF. Dans les groupes MoPyc et CRF, les QuickDASH étaient respectivement à 28,5 (0 à 64) et 34 (2 à 75), les scores MEPS à 79 (65 à 100) et 80 (65 à 100). Une ostéolyse du col du radius était retrouvée sur tous les clichés de contrôle des implants MoPyc et la moitié des implants CRF. La hauteur de la prothèse était jugée imparfaite dans 3 cas de MoPyc sur 8, 8 cas de CRF sur 12. Une révision chirurgicale pour ablation de la prothèse MoPyc a été nécessaire chez 3 patients : 2 pour ballonnisation péri prothétique conduisant à la mobilisation de la tige, 1 pour désassemblage tête/col. Aucune révision chirurgicale n'a été nécessaire dans le groupe CRF.

Discussion :

La principale limite de l'étude est sa faible puissance. Au vu de ces données, il est difficile de conclure à la supériorité d'un implant sur l'autre. Cependant la tolérance osseuse à l'implant et en particulier à sa malposition en hauteur semblait meilleure dans le groupe prothèse à cupule mobile.

Conclusion

Dans les terribles triades, un remplacement de la tête radiale par prothèse bipolaire apporte probablement la même stabilité qu'un implant monobloc, au prix d'un taux de complications plus faible.

Mots clés : Fracture-luxation du coude, terrible triade, prothèse tête radiale, unipolaire, bipolaire