

Conception d'un dispositif d'ostéosynthèse des fractures de la grande tubérosité humérale

par

Yannick BOARETTO

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE
LA MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE CONCENTRATION
PERSONNALISÉE
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 6 JUIN 2017

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Yvan Petit, directeur de mémoire
Département de génie de la mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Eric Wagnac, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Émilie Sandman, membre du jury
Département de chirurgie, Université de Montréal

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 25 MAI 2017

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de recherche Yvan Petit pour m'avoir donné l'opportunité de travailler au sein de son laboratoire dans un domaine pour lequel j'ai un grand intérêt. Il m'a accordé sa confiance tout au long de ce projet et a toujours trouvé les mots justes pour me motiver et m'orienter dans l'atteinte des objectifs. Je tiens également à remercier le Dre Dominique Rouleau pour avoir proposé ce sujet de recherche. Son expérience et ses idées ont été indispensables au lancement de ce projet et à la réalisation de l'étude de la fracture. J'aimerais aussi remercier le Dre Émilie Sandman pour avoir accepté de prendre la relève du Dre Rouleau lorsque celle-ci a dû quitter ce projet. Sans ses conseils, nous ne serions pas arrivés à l'élaboration d'un tel concept.

Merci à tous les membres du LIO de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal pour la bonne ambiance régnant au laboratoire, pour les parties de tarot, les tentatives de hockey et les 5 à 7.

Merci aussi à tous les copains venus comme moi mettre un terme à toutes ces années d'étude au Canada. Sans vous, les nombreuses aventures aux quatre coins du Québec n'auraient pas eu la même saveur. Je pense également aux amis de très longue date restés en France, qui ont toujours su être présents dans les bons moments comme dans les pires.

Enfin, j'aimerais adresser cette dernière partie des remerciements à mes parents, à mon frère et à ma sœur. Sans vous et votre soutien, je n'aurai jamais été capable de faire ce que j'ai fait jusqu'à aujourd'hui. Vous êtes sans aucun doute les piliers fondateurs de ce que je suis devenu et je vous en serai éternellement reconnaissant. Pour avoir toujours cru en moi et pour avoir toujours su être présents quelles que soient les circonstances, merci.

CONCEPTION D'UN DISPOSITIF D'OSTÉOSYNTHÈSE DES FRACTURES DE LA GRANDE TUBÉROSITÉ HUMÉRALE

Yannick BOARETTO

RÉSUMÉ

La réduction des fractures de type split de la grande tubérosité (GT) de l'humérus proximal par des dispositifs d'ostéosynthèse de type plaque apparaît comme étant la solution de fixation la plus efficace. Or le matériel couramment utilisé n'est pas adapté aux dimensions mises en jeu puisqu'il englobe l'ensemble de l'os. De plus, ce type de fracture n'a à ce jour jamais fait l'objet d'une définition détaillée.

L'objectif principal de ce projet de recherche est de proposer un dispositif de plaque d'ostéosynthèse spécifiquement adaptée à la GT. Pour cela, trois sous-objectifs secondaires ont été définis :

- 1 Caractériser géométriquement et morphologiquement la fracture de type split,
- 2 Concevoir un design préliminaire de plaque adapté à la GT,
- 3 Évaluer ce design en fonction des critères de conception et en termes de capacité d'adaptation.

Pour atteindre ces trois sous-objectifs, la première étape du projet a été l'étude de la fracture, basée sur les principes de la recherche observationnelle. Il s'en est suivi la conception d'un design préliminaire sur le logiciel de conception CATIA V5R21, concept qui a finalement été évalué via l'impression 3D de prototypes et des analyses par éléments finis.

La fracture de type split de la GT a été définie en termes de dimensions et de formes. Un cahier de charges a permis la proposition de différentes solutions de designs de plaques qui ont ensuite fait l'objet d'un processus de sélection amenant à la définition d'un concept préliminaire final. L'évaluation du design de ce concept par rapport aux critères de conception a donné des résultats positifs, et le concept lui-même a montré une bonne aptitude au positionnement et à l'adaptation.

Les objectifs de ce projet ont été remplis avec la définition détaillée de la fracture de type split et la réalisation d'un concept préliminaire de plaque d'ostéosynthèse viable. Il reste cependant des détails à régler d'abord au niveau de la conception notamment pour la définition des perçages et pour la mise aux normes. Au niveau de l'évaluation, une étude mécanique de l'ensemble du concept pourra être mise en place afin de valider définitivement le concept réalisé.

Mots clés : ostéosynthèse, plaque, humérus proximal, fracture de la grande tubérosité, dimensions, morphologie

DESIGN OF AN OSTEOSYNTHESIS DEVICE OF HUMERAL GREATER TUBerosITY FRACTURE

Yannick BOARETTO

ABSTRACT

Treatment of proximal humerus greater tuberosity (GT) split type fracture with osteosynthesis plate systems appears to be the most efficient. However, osteosynthesis devices commonly used are not adapted to the dimensions involved since it encompasses the whole humerus. Moreover, this type of fracture has never been studied extensively.

The main purpose of this project is to propose an osteosynthesis plate device specifically adapted to the GT. For that, 3 specific objectives have been defined:

- 1 To describe geometrically and morphologically split type GT fracture,
- 2 To design a preliminary plate concept adapted to the GT,
- 3 To evaluate this concept according to the defined design criteria, and in terms of ability of adaptation.

To reach the three specific objectives, the first step was to study the GT split type fracture based on observational research principles. Then, the design of a preliminary concept has been done with the design software CATIA V5R21. This concept has finally been evaluated with a 3D printed prototype and finite element analyses.

GT split type fracture has been described in terms of dimensions and shape. Following the definition of design specifications, several concepts of solutions were subjected to a selection process leading to the definition of the final preliminary concept. The design of the concept has been evaluated against the design criteria, and the abilities of positioning and adaptation have been tested on a random humerus.

The objectives of this project have been fulfilled with the detailed definition of the GT split type fracture and the development of a preliminary concept of a viable osteosynthesis plate. However, improvements still need to be done to this concept. First, the screw hole design should be performed and the whole concept should be assessed against the appropriate standards. Second, a comprehensive mechanical analysis should be performed to assess the mechanical performance and safety of the device to complete the concept validation.

Keywords: osteosynthesis, plate, proximal humerus, greater tuberosity fracture, dimensions, morphology

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	5
1.1 Anatomie de l'épaule	5
1.1.1 Structure osseuse et articulations, mouvements du bras	6
1.1.2 Structure musculaire	8
1.1.3 Anatomie du bras	10
1.1.3.1 L'humérus	10
1.1.3.2 L'humérus proximal	12
1.1.4 Anatomie de la grande tubérosité	13
1.2 Fractures de l'humérus proximal et de la grande tubérosité	17
1.2.1 Mécanismes de fractures de l'humérus proximal	17
1.2.2 Classifications des fractures de l'humérus proximal	17
1.2.3 Fractures de la grande tubérosité	19
1.3 Traitements des fractures de la grande tubérosité	20
1.3.1 Traitement conservatif et chirurgical, critère de sélection	20
1.3.2 Dispositifs de traitement chirurgical	21
1.3.2.1 Fixation avec sutures	22
1.3.2.2 Fixation avec vis	23
1.3.2.3 Fixation avec plaque	24
1.3.3 Comparaison des moyens de fixation	26
1.4 Forces musculaires et efforts vis/plaque	27
1.4.1 Forces musculaires au niveau de la grande tubérosité	27
1.4.2 Forces à l'interface vis – plaque d'ostéosynthèse	30
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	33
2.1 Problématique	33
2.2 Objectifs	34
CHAPITRE 3 CARACTÉRISATION DE LA FRACTURE DE TYPE SPLIT DE LA GRANDE TUBÉROSITÉ	35
3.1 Méthodologie employée pour l'étude	35
3.1.1 Collecte des dossiers nécessaires	35
3.1.2 Mesures des données effectuées	36
3.1.3 Traitements des données	38
3.2 Résultats des traitements de données	40
3.2.1 Présentation de la cohorte	40
3.2.2 Résultats de l'étude des distributions	41
3.2.3 Résultats de l'étude statistique descriptive des moyennes	41
3.2.4 Résultats des analyses statistiques	47
3.2.5 Résultats des reconstructions 3D	51

3.3	Résultats finaux caractérisant la fracture de type split de la GT.....	52
CHAPITRE 4 CONCEPTION DE LA PLAQUE D'OSTÉOSYNTHÈSE		
4.1	Élaboration du cahier des charges.....	55
4.1.1	Description et exigences du produit.....	55
4.1.2	Analyse préliminaire des risques	56
4.1.3	Mise en place du diagramme pieuvre de la plaque	56
4.1.4	Rédaction du cahier des charges.....	58
4.1.5	Définition des critères de sélections	60
4.2	Recherche de solutions de designs.....	62
4.2.1	Mise en place de la conception	62
4.2.2	Démarches de conceptions employées.....	63
4.3	Présentation des solutions de designs obtenues	66
4.3.1	Concept n°1 : « plaque globale »	67
4.3.2	Concept n°2 : « plaque fleur »	68
4.3.3	Concept n°3 : « plaque étoile »	69
4.3.4	Concept n°4 : « plaque hexagonale ».....	70
4.3.5	Concept n°5 : « plaque épurée »	71
4.3.6	Concept n°6 : « plaque 5 trous ».....	72
4.3.7	Concept n°7 : « plaque multi plans »	73
4.4	Choix des solutions	74
4.4.1	Élimination des solutions redondantes.....	74
4.4.2	Comparaison des solutions, matrice de Pugh	75
4.5	Solution finale du concept préliminaire de plaque d'ostéosynthèse	76
CHAPITRE 5 ÉVALUATION DU DISPOSITIF PROPOSÉ		
5.1	Évaluation du concept final de plaque d'ostéosynthèse de la grande tubérosité	79
5.2	Évaluation de la facilité de positionnement du concept final	80
5.3	Évaluation de la capacité d'adaptation	83
5.3.1	Mise en place de l'analyse par éléments finis.....	83
5.3.1.1	Mise en place et calculs des données nécessaires à l'étude	83
5.3.1.2	Préparation de l'analyse par éléments finis	85
5.3.2	Résultats de l'analyse par éléments finis	90
5.3.2.1	Mesures des déplacements nécessaires	90
5.3.2.2	Évaluation des déplacements réels.....	91
5.3.3	Conclusion de l'étude de la capacité d'adaptation.....	96
CHAPITRE 6 DISCUSSION.....		
6.1	Caractérisation de la fracture de type split.....	97
6.2	Conception de la plaque d'ostéosynthèse	98
6.3	Évaluation du concept final proposé.....	100
6.3.1	Évaluation par rapport aux critères de conception.....	100
6.3.2	Évaluation par prototypage.....	101
6.3.3	Évaluation de la capacité d'adaptation	101
CONCLUSION.....		105

RECOMMANDATIONS	107
ANNEXE I ÉTUDE DES DISTRIBUTIONS DES PARAMÈTRES MESURÉS POUR LA CARACTÉRISATION DE LA FRACTURE DE TYPE SPLIT, CAS GÉNÉRAL	109
ANNEXE II ÉTUDE DES DISTRIBUTIONS DES PARAMÈTRES MESURÉS POUR LA CARACTÉRISATION DE LA FRACTURE DE TYPE SPLIT, CAS HOMMES.....	113
ANNEXE III ÉTUDE DES DISTRIBUTIONS DES PARAMÈTRES MESURÉS POUR LA CARACTÉRISATION DE LA FRACTURE DE TYPE SPLIT, CAS FEMMES.....	117
ANNEXE IV RÉSULTATS DE L'ÉTUDE STATISTIQUE DESCRIPTIVE DE LA CARACTÉRISATION DES FRACTURES DE TYPE SPLIT	121
ANNEXE V SPLIT TYPE GREATER TUBEROSITY FRACTURES: A GEOMETRIC ANALYSIS.....	123
ANNEXE VI DESCRIPTION DE PRODUIT	139
ANNEXE VII ANALYSE DE RISQUES	141
ANNEXE VIII ÉTUDE DE LA CONVERGENCE DU MAILLAGE	145
ANNEXE IX RELEVÉ DES DÉPLACEMENTS NÉCESSAIRES POUR CHAQUE BRANCHE DE LA PLAQUE	147
ANNEXE X ESTIMATION DES DÉPLACEMENTS DES LIGNES DE GROUPE .	151
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	159

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Les quatre muscles de la coiffe des rotateurs.....10
Tableau 3.1	Échelle d'évaluation du CCI, (Koo et Li, 2016)40
Tableau 3.2	Détails démographiques de la cohorte41
Tableau 3.3	Résultats du test de Student pour chaque paramètre mesuré48
Tableau 3.4	Résultats des calculs de CCI pour les paramètres L, H et a.....49
Tableau 4.1	Cahier des charges de conception du design préliminaire59
Tableau 4.2	Critères de sélections de designs.....62
Tableau 4.3	Matrice de Pugh75
Tableau 5.1	Matrice de Pugh pour l'évaluation du design final80
Tableau 5.2	Caractéristiques des impressions 3D réalisées.....81
Tableau 5.3	Calcul des efforts nécessaires à l'analyse par éléments finis85
Tableau 5.4	Propriétés des matériaux utilisés.....86
Tableau 5.5	Paramètres de l'analyse par éléments finis.....89
Tableau 5.6	Déplacements nécessaires de chaque branche de la plaque pour une bonne adaptation à la GT91
Tableau 5.7	Comparaison des déplacements nécessaires et estimés pour la plaque en acier inoxydable et des chargements de 1500N et 750N.....93
Tableau 5.8	Comparaison des déplacements nécessaires et estimés pour la plaque en titane et des chargements de 1000N et 500N95

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Plan de référence en anatomie (Wikipédia, 2017).....5
Figure 1.2	Ostéologie de l'épaule, vues : a) antérieure et b) postérieure, adapté de (NETTER, 2011)6
Figure 1.3	Schéma des 4 articulations de l'épaule, tiré de (Nordin, 2012).....7
Figure 1.4	Les 4 principaux mouvements du bras, adapté de (Nordin, 2012)8
Figure 1.5	Origines (rouge) et terminaisons (bleu) des principaux muscles au voisinage de l'humérus proximal, vues : a) antérieure, b) postérieure, adapté de (NETTER, 2011)9
Figure 1.6	Muscles de la coiffe des rotateurs, adapté de (NETTER, 2011).....9
Figure 1.7	Anatomie de l'humérus, adapté de (NETTER, 2011)11
Figure 1.8	Structure osseuse de l'humérus, tiré de (Marieb, 2002).....12
Figure 1.9	Schéma de l'humérus proximal, adapté de (Dufour, 2007) 1 – Tête humérale, 2 – Col anatomique, 3 – Grande tubérosité, 4 – Petite tubérosités, 5 – Gouttière bicipitale, 6 – Col chirurgical13
Figure 1.10	Vue postérieure des facettes de la GT, adapté de (Drake et al., 2015)14
Figure 1.11	Représentations simplifiées de l'artère circonflexe postérieure et du nerf axillaire, adapté de (Drake et al, 2015).....15
Figure 1.12	Classification de Neer (Neer 2nd, 1987) des fractures de l'humérus proximal, reproduction extraite de (Murray et al., 2011)18
Figure 1.13	Fractures de la GT selon la classification morphologique de Mutch, extrait de (Mutch, 2014)20
Figure 1.14	Ancrages dans l'humérus proximal (Gruson, Ruchelsman et Tejwani, 2008)22
Figure 1.15	Fixation avec vis filetée et rondelle, tiré de (Carrera et al., 2004).....23
Figure 1.16	Exemple de réduction de fracture à l'aide de bandes tendues, tiré de (Cornell, Levine et Pagnani, 1994).....24

Figure 1.17	Exemples de plaques pour fractures de l'humérus proximal 1 : Königsee Plate, (Königsee Implantate, 2016) 2 : Plaque de Verrouillage pour Humérus Proximal, (Greensurgicals, 2016) 3 : Plaque PHILOS, (Synthes, 2016)	25
Figure 1.18	Plaque autoajustable Litos® (Hamborg, Allemagne), tiré de (Schöffl, Popp et Strecker, 2011).....	26
Figure 3.1	Méthodologie de collecte des dossiers supports de l'étude.....	36
Figure 3.2	Mesures des paramètres réalisées sur McKesson Radiology.....	37
Figure 3.3	Étude statistique descriptive de la hauteur H_c dans le plan coronal.....	42
Figure 3.4	Étude statistique descriptive de la largeur L_c dans le plan coronal.....	43
Figure 3.5	Étude statistique descriptive de l'angle de fracture a_c dans le plan coronal.....	43
Figure 3.6	Étude statistique descriptive de la hauteur H dans le plan coronal.....	44
Figure 3.7	Étude statistique descriptive de la longueur L dans le plan coronal	44
Figure 3.8	Étude statistique descriptive de l'angle de fracture a dans le plan coronal.....	45
Figure 3.9	Étude statistique descriptive de la longueur l dans le plan axial.....	46
Figure 3.10	Étude statistique descriptive de l'épaisseur E dans le plan axial.....	46
Figure 3.11	Graphique de Bland-Altman pour la hauteur H du fragment	49
Figure 3.12	Graphique de Bland-Altman pour la largeur L du fragment.....	50
Figure 3.13	Graphique de Bland-Altman pour l'angle de fracture a	51
Figure 3.14	Résultats issus des reconstructions 3D des humérus fracturés	52
Figure 4.1	Diagramme pieuvre de la plaque d'ostéosynthèse	57
Figure 4.2	Modèle 3D de l'humérus proximal moyen pour support à la conception	63
Figure 4.3	Modèle de plaque en Y, parfaitement adapté.....	64
Figure 4.4	Brut de plaque issu de la conception par pliage.....	65

Figure 4.5	Exemple de surface de base pour la conception des designs de plaque	66
Figure 4.6	Concept n°1 : plaque globale	68
Figure 4.7	Concept n°2 : plaque fleur	69
Figure 4.8	Concept n°3 : plaque étoile	70
Figure 4.9	Concept n°4 : plaque hexagonale.....	71
Figure 4.10	Concept n°5 : plaque épurée	72
Figure 4.11	Concept n°6 : plaque 5 trous.....	73
Figure 4.12	Concept n°7 : plaque multi plans	74
Figure 4.13	Concept final de plaque d'ostéosynthèse de la GT	77
Figure 5.1	Impression du prototype de plaque et de l'humérus proximal droit.....	82
Figure 5.2	Positionnement de la plaque en vue de l'analyse par éléments finis.....	87
Figure 5.3	Définitions des différentes zones de la plaque.....	87
Figure 5.4	Encastrement du centre de la plaque (A) et de l'humérus (B).....	88
Figure 5.5	Application des chargements en vue de l'analyse par éléments finis	89
Figure 5.6	Évaluation du déplacement nécessaire de la branche Antéro-Médiale.....	90
Figure 5.7	Déformée du maillage pour la plaque en acier inoxydable et un chargement de 1500N par vis A – Vue inférieure, B – Vue postérieure, C – Vue antérieure	92
Figure 5.8	Déformée du maillage pour la plaque en acier inoxydable et un chargement de 750N par vis A – Vue inférieure, B – Vue postérieure, C – Vue antérieure	94

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	3 Dimensions
CCI	Coefficient de Corrélation intra classe
ETS	École de Technologie Supérieure
GT	Grande Tubérosité
HSCM	Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
LIO	Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

%	Pourcent
GPa	Gigapascal
g	gramme
MPa	Mégapascal
mm	Millimètre
N	Newton
Nm	Newton mètre

INTRODUCTION

L'humérus est l'os du bras allant du coude à l'épaule. À son extrémité supérieure se trouve l'humérus proximal où se produisent environ 6% des fractures du corps humain adulte (Court-Brown et Caesar, 2006). Ces fractures peuvent être de plusieurs types et ont fait l'objet au cours du temps de différentes classifications. La première d'entre elles, celle de Codman (Codman, 1934), divise les fractures de l'humérus en quatre parties selon le morceau fracturé : la diaphyse humérale, la tête humérale et les deux tubérosités. Cette classification a ensuite été reprise en lui ajoutant des critères de déplacements, de déviation et en prenant en compte la vascularisation (Neer 2nd, 1987). La majorité des classifications réalisées jusqu'à aujourd'hui reprennent ces grands principes. Elles mettent donc en avant différentes parties de l'humérus proximal, dont la grande tubérosité (GT), objet de ce mémoire. Opposée à la surface articulaire s'insérant dans l'épaule et lieu d'insertion des muscles de la coiffe des rotateurs, elle est souvent sujette à fractures : 19% des cas sur une étude des fractures de l'humérus proximal (Kim, Shin et Kim, 2005). Deux mécanismes principaux de fractures sont répertoriés : la chute directe sur la GT ou les mouvements de surabduction entraînant l'impact sur d'autres os (Green et Izzi, 2003). Deux types de traitements sont alors utilisés dans le cas de fracture de la GT : conservatif et chirurgical. Le choix entre les deux se fait selon le déplacement du fragment fracturé : si celui-ci est supérieur à 5mm (ou 3mm pour des patients actifs ou sportifs) le traitement chirurgical est utilisé (Gruson, Ruchelsman et Tejwani, 2008; Platzer et al., 2005).

Les fractures de la GT peuvent être de différents types et sont interprétées différemment selon les classifications : fracture en deux parties selon Neer (Neer 2nd, 1987), trois types de fractures de la GT selon l'*AO Classification* : déplacée, non déplacée et accompagnée d'une dislocation de l'épaule (Müller, Nazarian et Koch, 1987). Aussi, elles ne considèrent qu'une seule forme de fragment alors que l'intervention chirurgicale nécessaire n'est pas la même en fonction des dimensions et de la morphologie de ce dernier. La classification de Mutch (Mutch, 2014) propose alors de différencier les fractures de la GT selon la forme et le déplacement du fragment : type avulsion pour un petit fragment avec trait de fracture horizontal, type dépression pour un fragment de même forme que le précédent, mais déplacé distalement et

type split pour un fragment plus gros fracturé selon une ligne verticale. C'est ce dernier type, sujet de ce mémoire, qui a été le plus relevé dans son étude.

Différents moyens sont utilisés pour la réduction des fractures de type split de la GT allant de la simple vis aux plaques métalliques en passant par l'utilisation de sutures ou de bandes de fixation. Aussi, une récente étude menée à l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal (HSCM) a montré que la réduction des fractures de la GT par plaque était significativement plus performante que celle réalisée avec des sutures ou des bandes tendues (Gaudelli et al., 2014). Cependant, la Dre Dominique Rouleau, chirurgienne orthopédiste experte de l'épaule et du coude à l'HSCM, a remarqué qu'il n'existait pas de plaques d'ostéosynthèse spécifiques aux fractures de la GT. Celles-ci sont en effet traitées avec des plaques adaptées à l'humérus proximal dans sa globalité pour permettre la réduction de différents types de fractures (Thanasas et al., 2009). Or, les dimensions de ces dispositifs ne sont pas adaptées à celles de la GT seule et leur utilisation implique notamment des incisions plus grandes ou des temps d'intervention plus longs que nécessaires. D'après l'expérience du Dre Rouleau, des plaques prévues pour d'autres parties du corps humain et adaptées aux formes de la GT par le chirurgien peuvent également être utilisées. Elles sont cependant compliquées à mettre en place et plus susceptibles de causer des complications postopératoires.

Une plaque d'ostéosynthèse spécifique aux formes de la GT permettrait une simplification des interventions tout en diminuant les éventuelles complications postopératoires comme le montrent les résultats de Schöffl *et al* (Schöffl, Popp et Strecker, 2011). Ainsi, ce projet aura donc pour objectifs d'abord l'étude détaillée de la fracture de type split de la GT pour ensuite concevoir un design préliminaire de plaque directement implantable par le chirurgien qui sera finalement évalué par impression 3D de prototypes et analyses par éléments finis.

Le présent mémoire sera divisé en six chapitres distincts. Le premier aura pour objectif de faire une revue des connaissances nécessaires à la compréhension du projet et à la réalisation des différentes études. Le second posera en détail la problématique, les hypothèses et les objectifs de cette recherche. Le chapitre 3 traitera de la caractérisation plus en détails de la fracture de

type split qui n'a jamais été faite auparavant. Viendra ensuite le quatrième chapitre qui s'intéressera à l'objectif principal de ce mémoire à savoir la conception d'un concept préliminaire de dispositif d'ostéosynthèse des fractures de type split de la GT, concept qui fera finalement l'objet d'une première évaluation dans le chapitre 5. Enfin, le dernier chapitre présentera une discussion sur la méthodologie et les résultats généraux du projet. Il analysera les différentes limitations pour proposer les recommandations nécessaires à la suite de ce projet.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre a pour but de mettre le lecteur dans le contexte du projet vis-à-vis de la fracture de la GT, de l'environnement de conception, de ce qui se fait déjà en termes de dispositifs d'ostéosynthèse et des différentes sollicitations auxquelles sera soumis le système. Il se divise ainsi en quatre parties :

- une présentation générale de l'anatomie de l'épaule,
- une présentation des fractures de l'humérus proximal et de la GT,
- une revue des dispositifs de réduction des fractures de la GT déjà existant,
- une revue des sollicitations auxquels le futur système sera soumis.

1.1 Anatomie de l'épaule

L'objectif de cette première partie de la revue de littérature est de poser les bases des connaissances nécessaires à la réalisation de ce projet de maîtrise. Pour cela, il est nécessaire de décrire dès maintenant les plans anatomiques de référence qui seront utilisés. Ces plans sont présentés sur la figure 1.1.

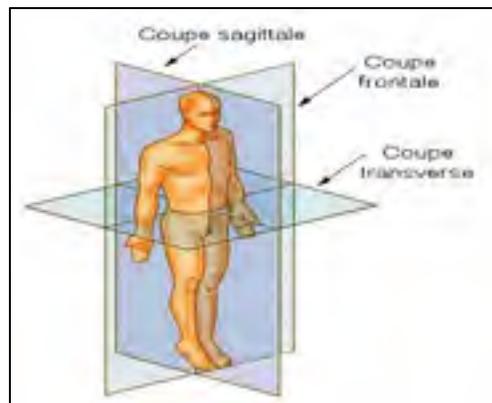


Figure 1.1 Plan de référence en anatomie
(Wikipédia, 2017)

1.1.1 Structure osseuse et articulations, mouvements du bras

L'épaule représente la partie du membre supérieur rattachée au tronc du corps humain. Elle est constituée de trois os (voir figure 1.2) : la clavicule, la scapula (ou omoplate) et la partie proximale de l'humérus (Drake et al., 2015). La clavicule est un os long en forme de S qui fait la jonction du membre supérieur avec le tronc. Elle est située dans la partie supérieure de l'épaule. La scapula correspond à l'os plat de l'épaule, de forme triangulaire, constituant la partie postérieure de l'épaule sur laquelle se trouve l'acromion. Enfin, l'humérus désigne l'os long composant le squelette du bras (Trost, Trouilloud et Viard, 2010). Pour avoir une idée des dimensions mises en jeu au voisinage de la GT, la plus petite distance entre le point proximal de l'humérus et l'acromion a récemment été évaluée à 7.7 mm (de Oliveira França et al., 2016)

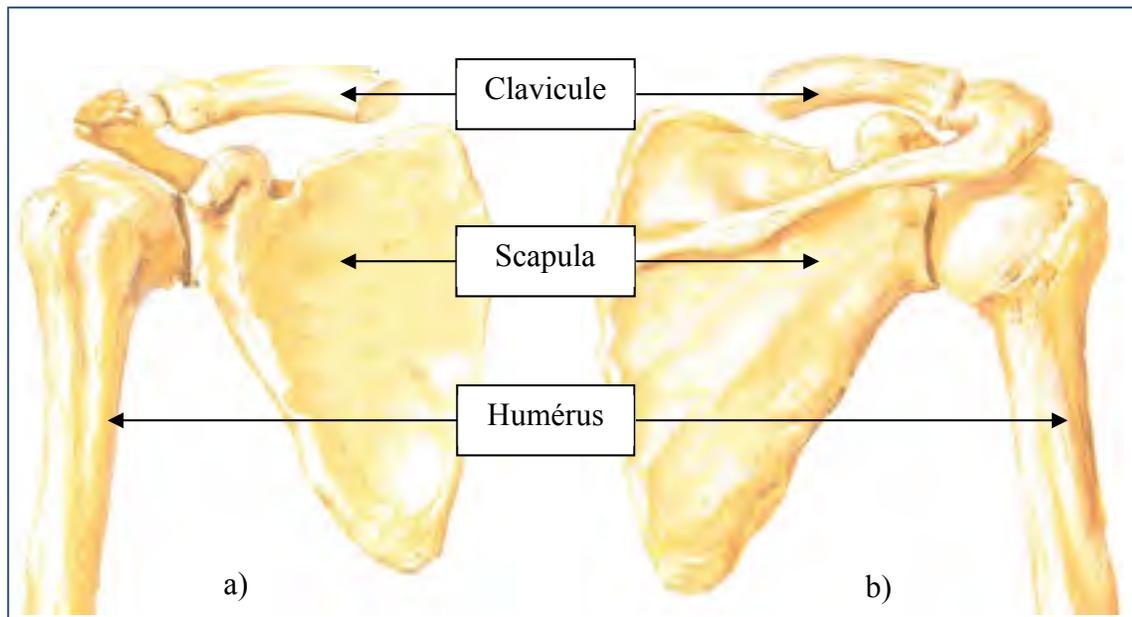


Figure 1.2 Ostéologie de l'épaule, vues : a) antérieure et b) postérieure, adapté de (NETTER, 2011)

L'articulation globale de l'épaule se décompose en 4 articulations : gléno-humérale, acromio-claviculaire, sterno-claviculaire et scapulo-thoracique (Inman et Abbott, 1996).

L'articulation gléno-humérale est celle qui contribue le plus au mouvement du bras. Elle correspond en quelque sorte à la liaison rotule de la sphère de l'extrémité proximale de l'humérus dans la cavité glénoïdale de la scapula. La clavicule est le lieu de deux articulations, acromio-claviculaire et sterno-claviculaire qui la lient respectivement avec l'acromion de la scapula et le sternum. Enfin, l'articulation scapulo-thoracique relie la scapula aux côtes à l'arrière de la poitrine (Nordin, 2012) (voir figure 1.3).

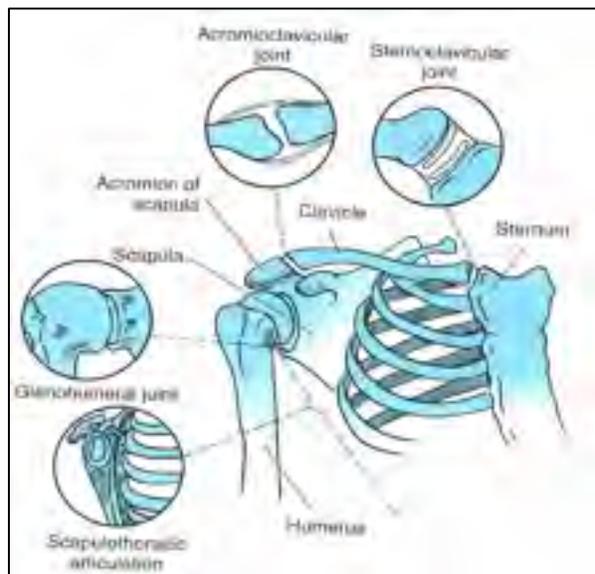


Figure 1.3 Schéma des 4 articulations de l'épaule, tiré de (Nordin, 2012)

Ces quatre articulations, aidées de différents muscles, contribuent ensemble au mouvement du bras (Inman et Abbott, 1996). Il résulte de la composition de quatre mouvements plus spécifiques (voir figure 1.4) : la flexion et l'extension, l'abduction et l'adduction, et la rotation interne-externe (Nordin, 2012).

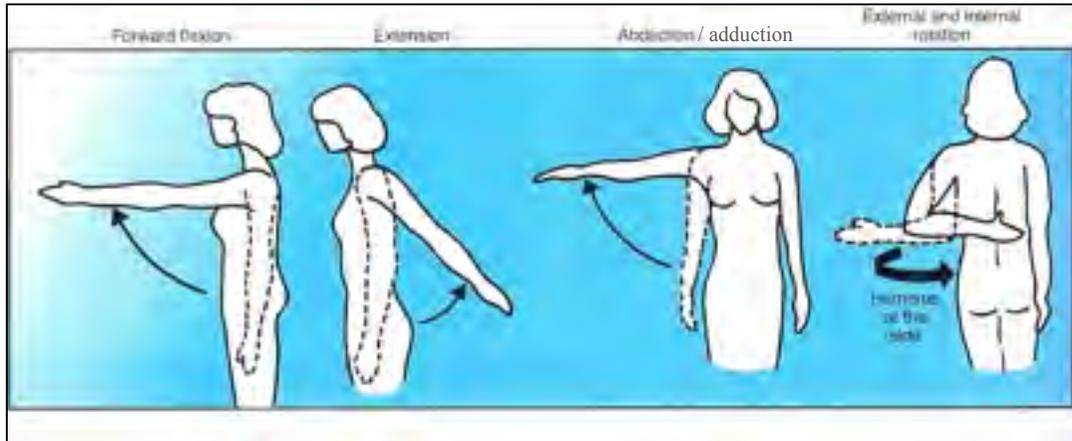


Figure 1.4 Les 4 principaux mouvements du bras, adapté de (Nordin, 2012)

Le mouvement de flexion/extension correspond à la levée/descente du bras dans le plan sagittal. Le mouvement d'abduction et son contraire l'adduction correspondent à la levée et descente du bras dans le plan coronal et enfin le mouvement de rotation interne/externe correspond à la rotation de l'avant-bras autour de l'axe de la partie supérieure du bras.

1.1.2 Structure musculaire

Une multitude de muscles sont présents au niveau de l'épaule et participent aux mouvements cités ci-dessus. Au voisinage de l'humérus proximal, les principaux muscles sont le deltoïde, le grand rond et le coraco-brachial (voir figure 1.5) (Dufour). Ces derniers ne feront pas l'objet de plus de détails, n'ayant que peu d'intérêt pour la suite du projet puisque n'ayant ni origine ni terminaison dans la partie supérieure de l'humérus proximal.

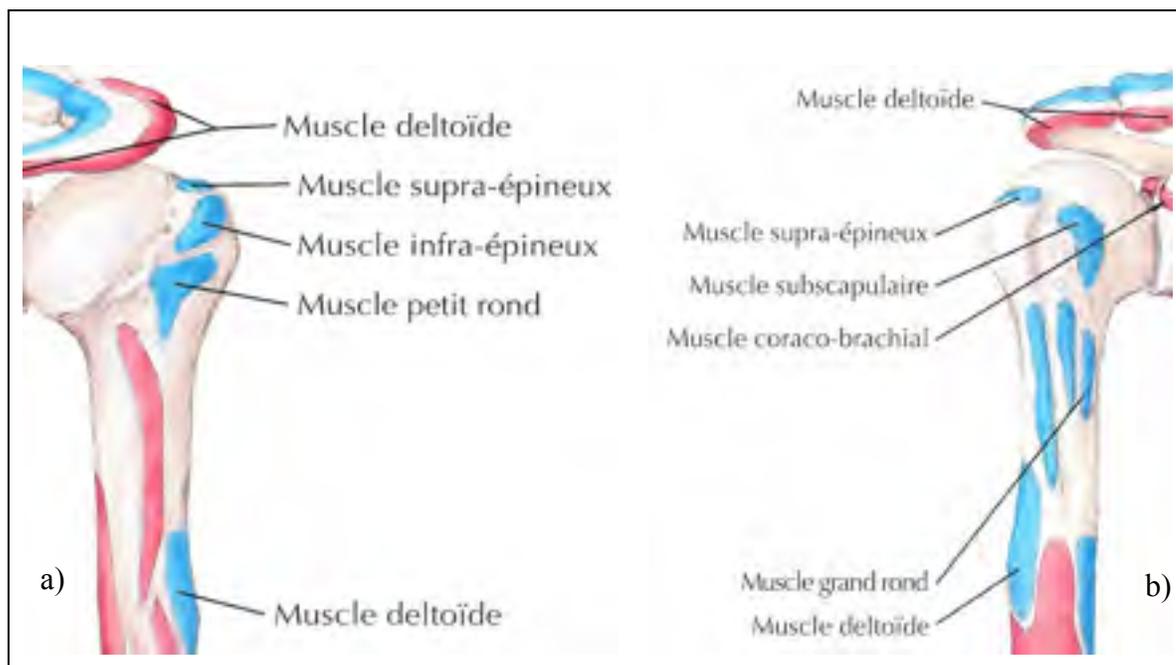


Figure 1.5 Origines (rouge) et terminaisons (bleu) des principaux muscles au voisinage de l'humérus proximal, vues : a) antérieure, b) postérieure, adapté de (NETTER, 2011)

La partie supérieure de l'humérus proximal est en revanche le lieu d'insertion de quatre muscles qui forment la coiffe des rotateurs : le subscapulaire, le sus-épineux (ou supra-épineux), le sous-épineux (ou infraépineux) et le petit rond (voir figure 1.5 et 1.6, et tableau 1.1) (Dufour).

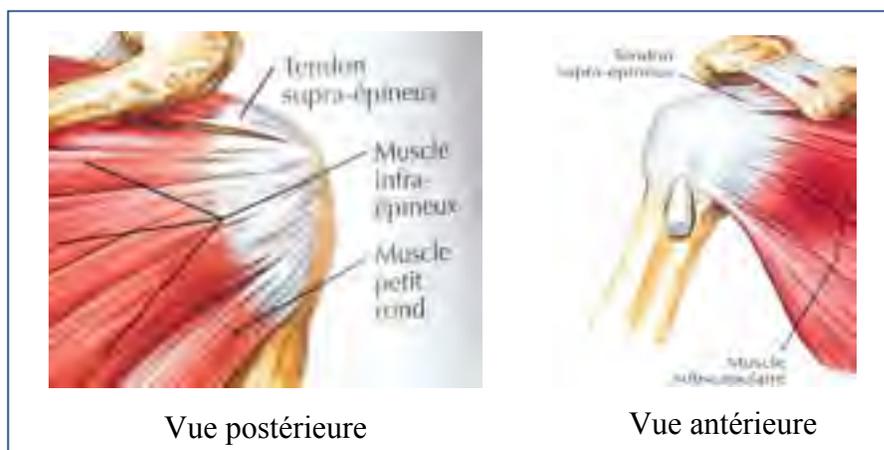


Figure 1.6 Muscles de la coiffe des rotateurs, adapté de (NETTER, 2011)

Tableau 1.1 Les quatre muscles de la coiffe des rotateurs

Muscles	Origine	Terminaison	Mouvement actionné
Subscapulaire	Scapula	Petite tubérosité	Rotation interne Adduction
Sus-épineux	Scapula	Grande Tubérosité	Abduction
Sous-épineux	Scapula	Grande Tubérosité	Rotation externe
Petit rond	Scapula	Grande Tubérosité	Rotation externe Adduction

1.1.3 Anatomie du bras

1.1.3.1 L'humérus

L'humérus est l'os du bras qui s'articule dans l'omoplate au niveau de sa partie proximale (articulation gléno-humérale) et avec le radius et l'ulna (os de l'avant-bras, articulation du coude) au niveau de sa partie distale (Trost, Trouilloud et Viard, 2010). Il s'agit d'un os long constitué de deux épiphyses (les « têtes » de l'os) et une diaphyse (partie longue de l'os). La figure 1.7 présente l'anatomie de l'humérus.



Figure 1.7 Anatomie de l'humérus, adapté de (NETTER, 2011)

L'humérus est fait de deux structures osseuses qui varient de l'extérieur à l'intérieur de l'os : l'os compact ou cortical et l'os spongieux ou trabéculaire.

L'os trabéculaire est la partie interne de l'os. Constituée d'une structure en éponge faite de tiges aussi appelées trabécules, cette structure se développe en allant vers les épiphyses. Elle est ensuite protégée par l'os cortical, principal constituant de la diaphyse, qui recouvre tous les os du corps humain et est constitué de lamelles orientées dans la même direction que l'axe diaphysaire. La figure 1.8 présente la structure osseuse de l'humérus.

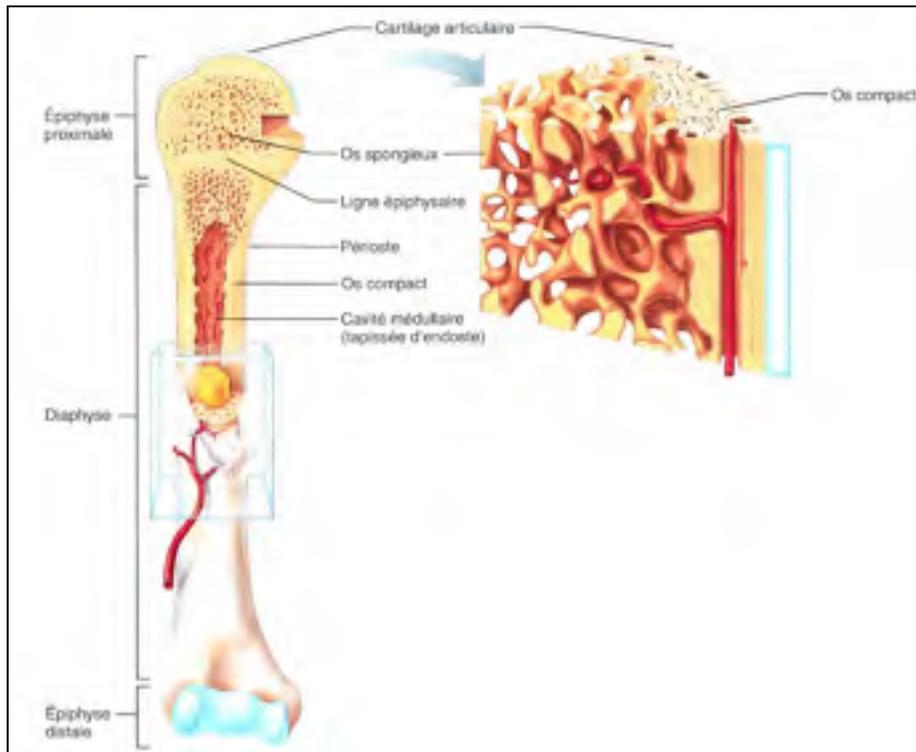


Figure 1.8 Structure osseuse de l'humérus, tiré de (Marieb, 2002)

1.1.3.2 L'humérus proximal

L'humérus proximal se divise en quatre parties. Il y a tout d'abord la tête humérale, tiers de sphère qui s'articule dans la cavité glénoïdale de l'omoplate. Viennent ensuite les deux tubérosités (ou tubercules). La petite tubérosité (ou tubercule mineur) est située sur la partie antérieure de l'humérus proximal et est de taille inférieure à la grande tubérosité (ou tubercule majeur), située sur la partie supéro latérale, qui fera l'objet d'une description plus détaillée par la suite, étant l'objet de ce projet. Ces deux tubérosités sont séparées de la tête humérale par le col anatomique. Elles sont également séparées entre elles par la gouttière bicipitale aussi appelée sillon intertuberculaire, lieu de passage du tendon du biceps. La quatrième et dernière partie correspond à la partie proximale de la diaphyse de l'humérus et est séparée des deux tubérosités par le col chirurgical de l'humérus proximal. La figure 1.9 présente les différentes parties de l'humérus proximal.

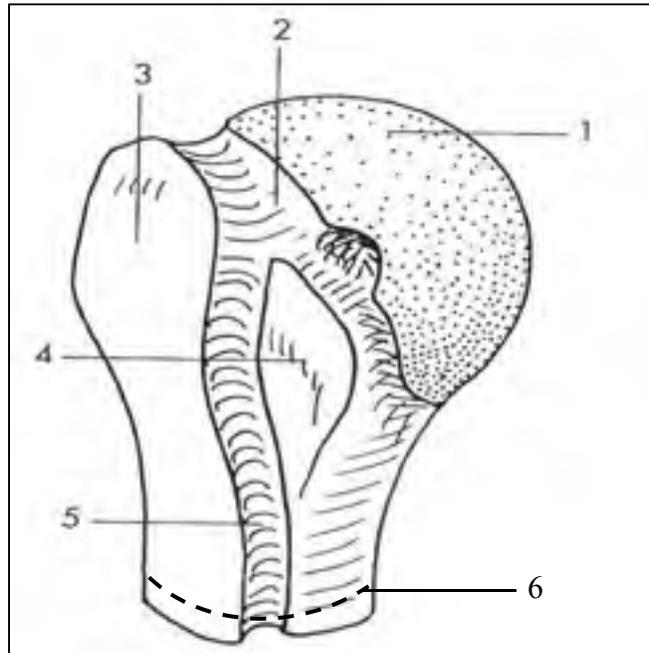


Figure 1.9 Schéma de l'humérus proximal,
adapté de (Dufour, 2007)

1 – Tête humérale, 2 – Col anatomique,
3 – Grande tubérosité, 4 – Petite tubérosités,
5 – Gouttière bicipitale, 6 – Col chirurgical

1.1.4 Anatomie de la grande tubérosité

La GT est située sur la partie supéro latérale de l'humérus proximal. Il s'agit avec la petite tubérosité d'une de ses deux faces proéminentes. La GT est constituée d'une partie postérieure et d'une partie antérieure sur lesquelles on dénombre trois facettes d'insertions de muscles : la facette supérieure, la facette moyenne et la facette inférieure. Ces facettes sont présentées sur la figure 1.10.

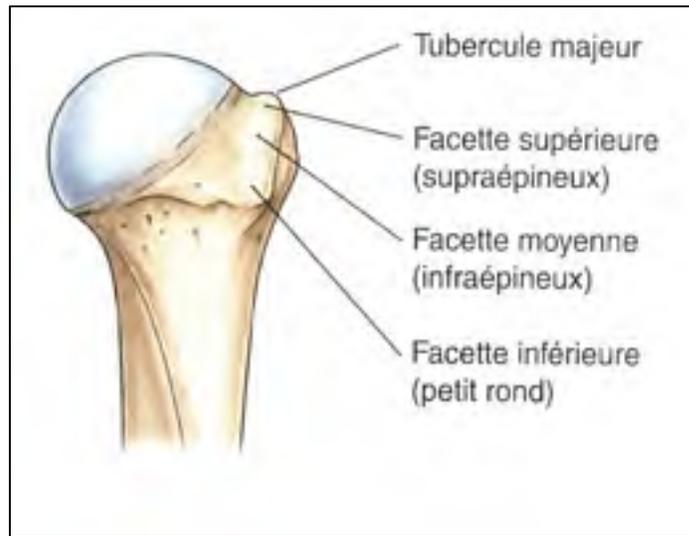


Figure 1.10 Vue postérieure des facettes de la GT, adapté de (Drake et al., 2015)

La GT est le siège d'insertion des muscles de la coiffe des rotateurs, mais elle est aussi le lieu de différentes structures nerveuses dont il est important d'avoir connaissance afin de ne pas empiéter sur ces dernières avec un quelconque matériel d'ostéosynthèse. Il s'agit principalement d'abord du tendon du biceps qui passe à l'intérieur de la gouttière bicipitale présentée précédemment sur la figure 1.9. On retrouve ensuite l'artère circonflexe postérieure branche de la troisième partie de l'artère axillaire qui remonte le long de l'humérus au niveau de la partie postérieure de la GT. Enfin, le nerf axillaire vient longer le col chirurgical de l'humérus proximal. Sa position peut varier selon l'axe de l'humérus (Drake et al, 2015). La figure 1.11 représente les positions de ce nerf et de cette artère.

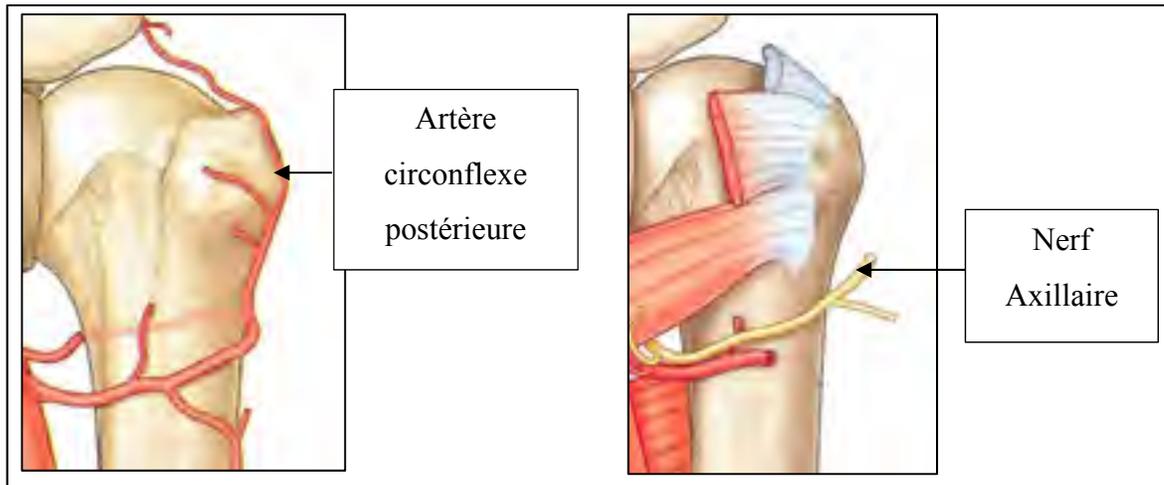


Figure 1.11 Représentations simplifiées de l'artère circonflexe postérieure et du nerf axillaire, adapté de (Drake et al, 2015)

Quant à la structure osseuse de la GT, elle varie de la tête humérale au col chirurgical. Les trabécules de l'intérieur de l'os sont orientées parallèlement à la structure corticale au niveau de la GT, mais les connections entre ces dernières sont perturbées selon que l'on se déplace le long de l'axe diaphysaire (Barvencik et al., 2010). Il est donc nécessaire de s'intéresser à la densité de la GT afin de savoir où favoriser l'insertion des vis de fixation. En effet, une vis insérée dans une zone plus dense apportera plus de stabilité que la même vis insérée dans une zone moins dense (Tingart et al., 2004). Cette dernière aura en effet plus de chances de subir un arrachement, résistant moins aux forces de traction (Tingart et al., 2006).

La principale méthode utilisée pour la mesure de densité osseuse est la méthode DXA, *Dual energy X-Ray Absorptiometry* ou absorption biphotonique à rayons X en français. Elle consiste à envoyer deux faisceaux de rayons X à des niveaux d'énergie différents sur l'os étudié. La densité minérale osseuse est alors déterminée par le niveau d'absorption d'énergie de chaque faisceau. Cette méthode permet aussi de diagnostiquer et suivre l'évolution de patients atteints d'ostéoporose (Genant et al., 1996).

D'après Tingart *et al.* (2004), les vis de fixations offrent plus de stabilité si elles sont insérées dans des zones osseuses plus denses. Cela étant montré, ils se sont intéressés à la distribution de la densité minérale osseuse au niveau de la GT en découpant cette dernière en 6 parties, 3

proximales et 3 distales. La densité minérale osseuse globale s'est avérée supérieure dans la partie proximale de la GT, ainsi que sur ses extrémités antérieures et postérieures. De plus, la densité corticale s'est montrée supérieure à la densité trabéculaire. Cela avait déjà été montré un an auparavant, avec une première étude montrant elle aussi une densité minérale osseuse globale supérieure dans la partie proximale de la GT, et également dans sa partie postérieure (Tingart et al., 2003b). La densité corticale étant supérieure à la trabéculaire, Tingart *et al.* (2003a) ont alors montré que l'épaisseur corticale était corrélée avec densité minérale osseuse globale. Envisager n'insérer des vis de fixations que dans la partie corticale de l'os pourrait alors être justifié. Cependant, l'épaisseur de cette dernière est très faible au niveau de la GT en raison du développement de l'os trabéculaire dans la partie proximale (Bergot et Bocquet, 1976; Bocquet et Bergot, 1977). Les deux structures osseuses sont donc à considérer.

Plus récemment, la densité minérale osseuse de l'humérus proximal de la GT a fait l'objet d'une étude pour améliorer l'ancrage des fixations par suture des déchirures musculaires (Oh, Song et Lee, 2014) mais également pour tenter de prévoir une éventuelle déchirure par simple analyse de densité osseuse (Waldorff et al., 2011). En trouvant des densités osseuses supérieures dans la partie proximale de la GT, Waldorff *et al.* (2011) ont confirmé les résultats de Tingart *et al.* (2003b). Oh *et* Song et Lee (2014) ont effectué des relevés plus précis en divisant la GT en 4 parties. Ils ont confirmé les résultats précédents tout en montrant des densités supérieures dans les parties postérieures de la GT.

Enfin, l'étude des propriétés mécaniques des os passe par la recherche d'informations sur la densité. Ainsi en prélevant des échantillons de la GT correspondant à des zones possibles d'insertion de vis, Brianza *et al.* (2012) ont pu mesurer la densité osseuse et faire des essais mécaniques. Densités et résistances se sont ici aussi avérées supérieures dans la région proximale. Dans la même idée, l'os trabéculaire prépondérant au niveau de la GT avait déjà fait l'objet d'une étude histométrique sur différents échantillons. Des essais de dureté ont montré plus de résistance sur les échantillons issus de la partie proximale (Hepp et al., 2003), traduisant ainsi une plus grande densité.

1.2 Fractures de l'humérus proximal et de la grande tubérosité

Les fractures de l'humérus proximal représentent 6% de toutes les fractures du corps humain (Court-Brown et Caesar, 2006). Il s'agit de la troisième fracture osseuse la plus fréquente après celle du radius distal (os du poignet) et celle du fémur proximal (Carofino et Leopold, 2013).

1.2.1 Mécanismes de fractures de l'humérus proximal

Les fractures de l'humérus proximal, comme les fractures de tout autre os du corps humain, ne sont pas dues à des mécanismes précis, mais certains facteurs et/ou mécanismes sont favorables à ces dernières. Ainsi, les populations les plus touchées sont celles qui sont plus âgées, souvent atteintes d'ostéoporose et en particulier de sexe féminin (Gruson, Ruchelsman et Tejwani, 2008). D'après Court-Brown *et* Garg et McQueen (2001), les femmes entre 80 et 89 ans seraient les plus touchées, et les fractures sont principalement à des chutes à faible vitesse.

1.2.2 Classifications des fractures de l'humérus proximal

Il y a différents types de fracture de l'humérus proximal. Pour les différencier, des classifications ont été mises en place afin de mieux les reconnaître et faciliter leurs traitements (Majed et al., 2011). La classification de Codman (1934) est la première d'entre elles. Elle classe les fractures selon les parties de l'humérus proximal qui sont fracturées à savoir la tête humérale, la diaphyse humérale ou les deux tubérosités. Vient ensuite la classification de Neer (2nd, 1987) qui apporte à celle de Codman (1934) plus de précision, notamment au niveau du nombre de fragments fracturés. Elle se démarque également en ne considérant un fragment en tant que tel uniquement s'il est suffisamment déplacé (1 cm) ou dévié (45°). La figure 1.12 présente les schémas des différents types de fractures considérés dans la classification de Neer.

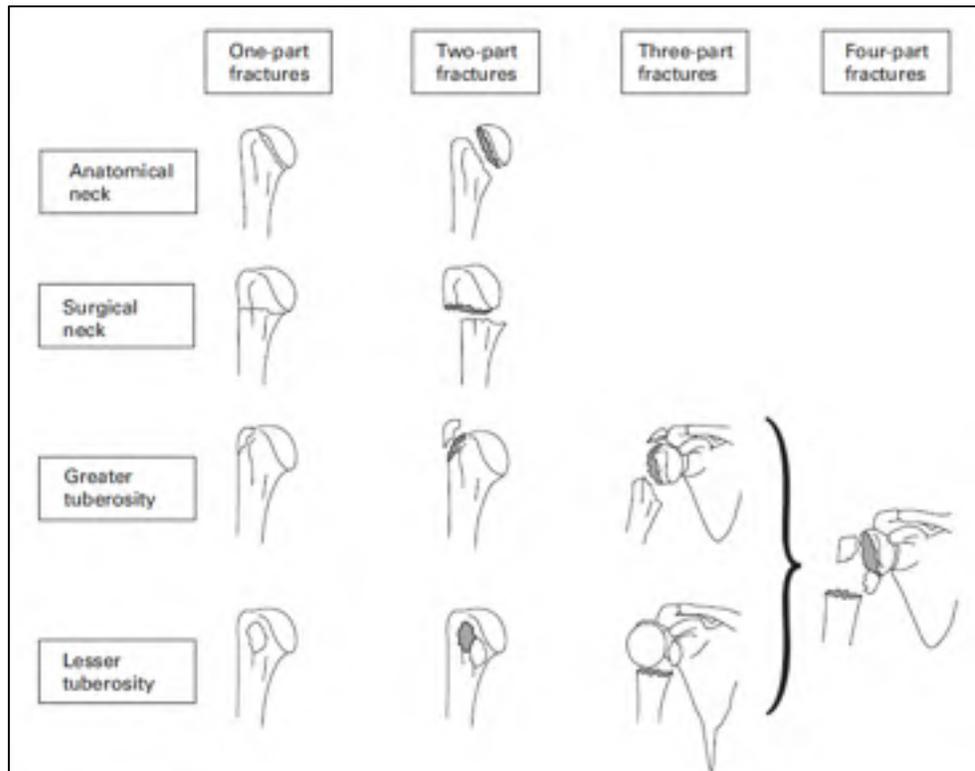


Figure 1.12 Classification de Neer (Neer 2nd, 1987) des fractures de l'humérus proximal, reproduction extraite de (Murray et al., 2011)

D'autres méthodes de classification ont été mises en place, notamment la classification AO (*Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese*) des os longs (Müller, Nazarian et Koch, 1987) qui différencie les fractures selon le déplacement au niveau de l'articulation gléno humérale.

Toutes ces classifications présentent quand même certaines limites, l'évaluation des fractures restant subjective. Aussi, sur une étude regroupant 5 chirurgiens de l'épaule évaluant les mêmes fractures, deux fois, espacé de quelques semaines, les fiabilités intra et inter observateur se sont révélées moyennes voire faibles (Siebenrock et Gerber, 1993). Cependant, ces classifications restent une bonne base d'identification du type de fracture permettant ainsi de proposer le meilleur traitement (Green et Izzi, 2003).

1.2.3 Fractures de la grande tubérosité

Les fractures de la GT représentent 19% des fractures de l'humérus proximal (115 cas sur 610 fractures de l'humérus proximal) (Kim, Shin et Kim, 2005). Contrairement aux fractures de l'humérus proximal prises dans leur globalité, Kim *et al* (2005) ont également montré que les personnes atteintes de fractures de la GT étaient le plus souvent des hommes entre 40 et 50 ans. Divers mécanismes de rupture sont connus. On retrouve les chutes directes sur l'épaule, mais aussi les mouvements de surabduction où la GT vient s'impacter sur l'acromion (Green et Izzi, 2003). Elles peuvent également résulter d'une traction extrême de la coiffe des rotateurs (Flatow et al., 1991), d'un coup direct sur l'épaule (Weaver, 1987) ou encore d'une chute sur la main, bras tendu avec le coude en pleine extension (Bahrs et al., 2006). Ces fractures sont par ailleurs souvent associées à des luxations de l'épaule (Muhm et al., 2016).

Les fractures de la grande tubérosité apparaissent dans toutes les classifications citées précédemment, cependant les descriptions de celles-ci sont assez limitées et sont soumises à certaines critiques. La classification de Neer (2nd, 1987) notamment ne détaille pas assez la fracture de la GT. Il en résulte un manque de fiabilité interobservateur et donc une mauvaise évaluation de la fracture lors du diagnostic (Brien et al., 1995). Le plus souvent, ces fractures sont simplement décrites comme l'arrachement osseux de la coiffe des rotateurs de l'humérus proximal. Or, Bahrs *et al.* (2006) ont observé différentes fractures avec déplacement inférieur du fragment fracturé. Ils ont également relevé que les classifications courantes ne s'intéressent souvent qu'à la morphologie globale du fragment et pas forcément à la manière dont celui-ci se fracture puis se déplace. Aussi, bien qu'ils aient montré que les mécanismes et les fractures pouvaient être divers, ils n'ont pas clairement défini de classification ou de type de fracture.

Plus récemment, la classification des fractures de la GT de Mutch *et al* (Mutch, 2014) propose une nouvelle approche en considérant la forme et la taille du fragment, ainsi que la façon dont ce dernier est déplacé. Trois types de fractures sont alors mis en relief. La fracture de type avulsion met en jeu un petit fragment osseux avec un trait de fracture horizontal qui a tendance

à se déplacer dans la région proximale. La fracture de type depression implique un fragment de forme similaire, mais déplacé distalement. Enfin la fracture de type split, implique un fragment de taille conséquente avec un trait de fracture vertical. Les schémas des différents types de fractures définis par Mutch *et al* (2014) sont présentés sur la figure 1.13.

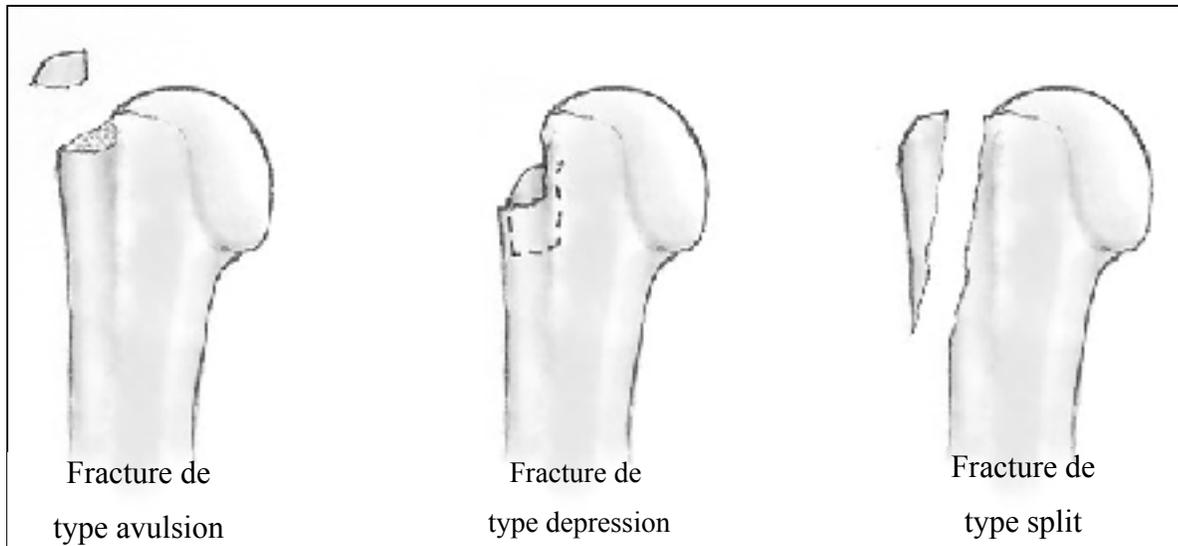


Figure 1.13 Fractures de la GT selon la classification morphologique de Mutch, extrait de (Mutch, 2014)

1.3 Traitements des fractures de la grande tubérosité

1.3.1 Traitement conservatif et chirurgical, critère de sélection

Il a été vu précédemment qu'il existait différents types de fractures de la GT. Ces fractures ne nécessitent pas toutes le même traitement, qui se divise en deux catégories principales : conservatif et chirurgical.

Le facteur principal de décision entre les deux traitements correspond à la valeur du déplacement du fragment, qui peut avoir un impact relativement important sur la mobilité du bras, la force développée par ce dernier ou encore la douleur ressentie par la personne atteinte de cette fracture (Platzer *et al.*, 2005). Cette étude montre également que sur 135 cas de fractures de la GT déplacée ou non, entre 0 et 5 mm, 116 patients (85%) ont montré des bons

résultats après traitement conservatif avec une légère détérioration à partir de 3 mm de déplacement. Différents auteurs ont par ailleurs montré que pour des déplacements supérieurs à 5 mm, le traitement conservatif pouvait ne pas être suffisant (Green et Izzi, 2003; Gruson, Ruchelsman et Tejwani, 2008) et ce en raison de la coiffe des rotateurs qui exerce toujours une force sur le fragment (Gruson, Ruchelsman et Tejwani, 2008). Ainsi, le traitement chirurgical est aujourd'hui déclaré nécessaire pour tout déplacement de fragment supérieur ou égal à 5 mm, et 3 mm dans le cas de personnes très actives ou sportives (Park et al., 1996).

L'étude de Platzer *et al* (Platzer et al., 2005) a montré que sur les 546 patients atteints de fracture de la GT, 96% sont des fractures pas ou faiblement déplacées. Plus globalement, sur 730 cas de fractures de l'humérus proximal relevées sur 5 ans, seulement 21% ont été traitées chirurgicalement (Lind, Krøner et Jensen, 1989). Le traitement conservatif est donc majoritairement employé. Il consiste à traiter la fracture sans intervenir directement sur l'os fracturé. Il résulte en un recouvrement progressif des fonctions du bras, d'abord en ré effectuant petit à petit les gestes normaux pour ensuite augmenter l'intensité de ceux-ci. Ainsi 90% des 22 patients traités par un traitement conservatif de la fracture de la GT consistant en un regain de mobilisation (aidée puis active) suivi d'un recouvrement musculaire n'ont pas montré de complications (Jellad et al., 2012). Dans la même idée, 14 patients soignés avec un traitement conservatif similaire ont montré de très bons résultats, tant sur le plan clinique que radiologique (Mattyasovszky et al., 2011). Enfin, l'étude plus poussée de Platzer *et al* (Platzer et al., 2005) sur 135 cas évalués pendant en moyenne 3.7 ans a montré des résultats concluants pour 97% des patients. Les traitements conservatifs sont donc largement suffisants dans le cas de fracture de la GT peu déplacées. Toutefois, l'intervention chirurgicale devient nécessaire une fois le déplacement du fragment trop élevé.

1.3.2 Dispositifs de traitement chirurgical

L'idée d'un traitement chirurgical est de fixer le ou les fragments fracturés à l'aide de divers outils de fixation. Pour cela, les dispositifs chirurgicaux sont divers et variés. Cela peut aller du simple fil de suture à la plaque de fixation en passant par des vis filetées avec ou sans

rondelle. Selon les cas, l'intervention peut se faire aussi bien par arthroscopie que par réduction ouverte (Gruson, Ruchelsman et Tejwani, 2008).

1.3.2.1 Fixation avec sutures

La fixation avec suture est, avec les vis, le moyen de fixation des fragments de la GT que l'on retrouve le plus dans la littérature (Green et Izzi, 2003). Elle se fait au moyen d'ancrages insérés dans les parties osseuses, dans lesquels les chirurgiens viennent passer les sutures également insérées dans les parties osseuses à fixer. La fixation de ces sutures aux ancres va maintenir en place le fragment là où il devrait être (Kim et al., 2008). Ce choix de méthode de réduction est principalement fait lorsque la fracture est comminutive (c'est-à-dire en plusieurs morceaux) ou lorsque le fragment est de taille relativement petite (Gruson, Ruchelsman et Tejwani, 2008). La figure 1.14 montre un exemple d'ancrage utilisé pour les fixations avec suture.



Figure 1.14 Ancrages dans l'humérus proximal (Gruson, Ruchelsman et Tejwani, 2008)

Il y a différentes façons de réaliser une réduction des fractures de la GT avec sutures, notamment en les disposant en forme de 8 (Gruson, Ruchelsman et Tejwani, 2008 ; Flatow et al., 1991) ou encore en doublant les rangées de fils pour plus d'efficacité (Bhatia et al., 2006).

1.3.2.2 Fixation avec vis

Les vis de fixation représentent l'un des moyens les plus communs de fixation de fragment lorsque ce dernier est de taille relativement importante (Gruson, Ruchelsman et Tejwani, 2008). Elles sont souvent utilisées dans un processus rassemblant réduction arthroscopique pour enlever les premiers tissus cicatriciels ayant pu se former avant intervention, puis fixation percutanée avec vis de fixation (Carrera et al., 2004). On commence donc par l'arthroscopie de la zone fracturée, pour ensuite aller insérer un câble servant de guide à l'insertion de la vis. Celle-ci est ensuite serrée dans l'os avec une rondelle, en prenant bien garde au couple de serrage de manière à ne pas abimer les autres tissus ou encore l'os lui-même (Carrera et al., 2004). En effet, cela pourrait entraîner la démultiplication du fragment, qui pourrait alors se déplacer autour de la vis (Green et Izzi, 2003). La figure 1.15 présente un exemple de réduction de fracture de la GT via une vis de fixation avec rondelle.



Figure 1.15 Fixation avec vis filetée et rondelle, tiré de (Carrera et al., 2004)

De nombreux types de vis sont aujourd'hui utilisés dans la réduction de fractures osseuses : vis spongieuses et vis corticales, vis cannelées, vis Herbert etc...

Les bandes tendues associées à des vis de fixation sont également utilisées. Le principe est d'utiliser une vis de fixation autour de laquelle le chirurgien va passer des bandes tendues à

l'aide de câbles guides. Ces dernières vont également passer derrière les muscles de la coiffe des rotateurs et à l'intérieur de trous percés dans l'humérus. Elles vont ensuite être serrées, comprimant ainsi les fragments sur l'humérus (Cornell, Levine et Pagnani, 1994). La figure 1.16 montre un schéma de ce type de fixation.

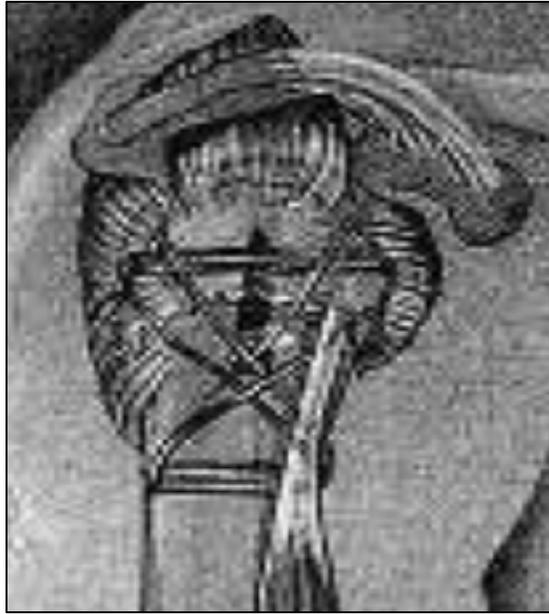


Figure 1.16 Exemple de réduction de fracture à l'aide de bandes tendues, tiré de (Cornell, Levine et Pagnani, 1994)

1.3.2.3 Fixation avec plaque

Il n'existe aujourd'hui aucune plaque spécifiquement adaptée pour la fixation des fractures de la GT. La réduction des fractures de la GT par plaque se fait avec des plaques adaptées à l'humérus proximal dans sa globalité. Thanasas *et al* (2009) ont répertorié trois plaques principales utilisées pour la réduction des fractures de l'humérus proximal. Ces plaques sont présentées sur la figure 1.17.

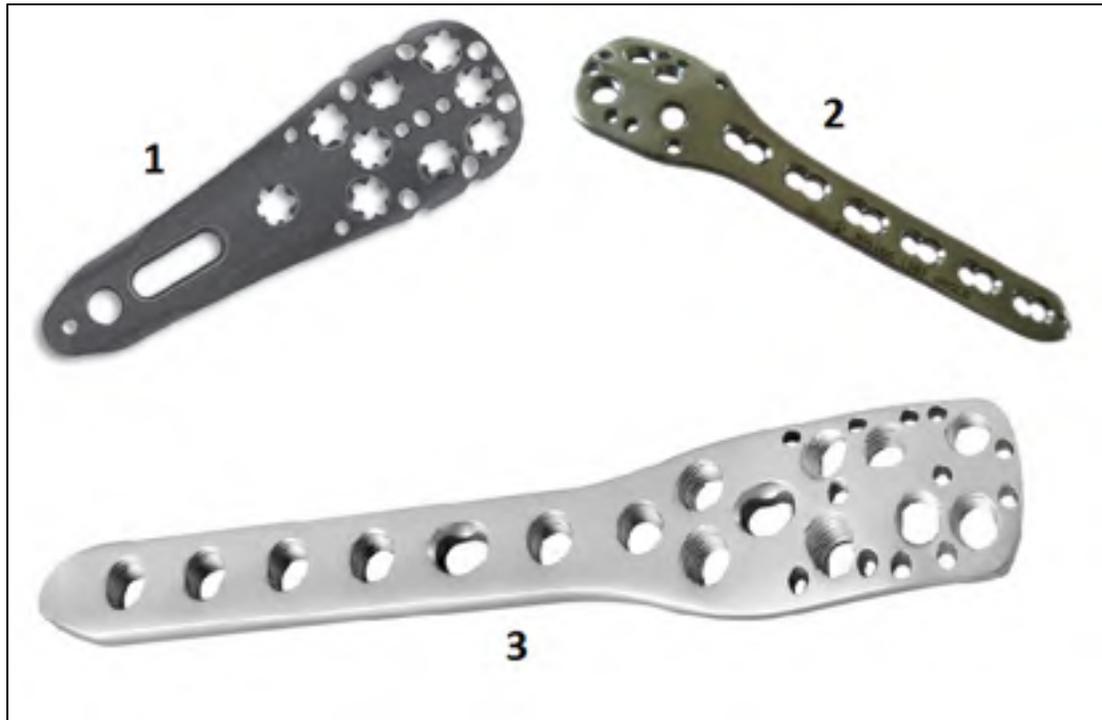


Figure 1.17 Exemples de plaques pour fractures de l'humérus proximal
 1 : Konigsee Plate, (Konigsee Implantate, 2016)
 2 : Plaque de Verrouillage pour Humérus Proximal, (Greensurgicals, 2016)
 3 : Plaque PHILOS, (Synthes, 2016)

Ces plaques permettent tout à fait la réduction des fractures de la GT (Sproul et al., 2011). Cependant, il est clair qu'elles demeurent trop invasives comparées aux dimensions de la GT. D'autres plaques de ce genre existent notamment en forme de T (Kristiansen et Christensen, 1986), en forme de trèfle à 3 feuilles (Esser, 1994) ou encore de forme condylienne, c'est-à-dire de forme arrondie et saillante qui s'adapte à la surface articulaire (SZYSZKOWRTZ et al., 1993). Il faut cependant garder à l'esprit que plus l'implant est de taille conséquente, plus la possibilité d'un impact avec d'autres os est grande. C'est ce que montre l'étude de Handschin *et al* (2008) dans laquelle sur 20 cas fractures traitées avec la plaque Philos[®], deux ont vu des complications postopératoires où la plaque est allée s'impacter sur l'acromion.

Plus récemment, une étude s'est intéressée au traitement des fractures déplacées de la GT en utilisant une plaque ajustable. Il s'agit de la plaque Litos[®] (Hambourg, Allemagne) qu'il est

possible de couper et de plier pour que cette dernière s'adapte à la forme de l'os (Schöffl, Popp et Strecker, 2011). Aussi, sur les 10 patients traités avec cette plaque au cours de cette étude, toutes les fractures ont été convenablement réduites et aucune complication n'a été décelée. Cependant, cela peut s'avérer contraignant pour le chirurgien d'avoir à ajuster sa plaque à la GT de son patient : augmentation du délai de traitement de la fracture, difficulté de modification de la plaque pour continuer de respecter les normes d'hygiène et de sécurité. L'idée sera donc de concevoir une plaque directement adaptable à la GT, sans avoir à retravailler cette dernière pour chaque patient. La figure 1.18 présente la plaque utilisée dans l'étude de Schöffl, Popp et Strecker (2011).



Figure 1.18 Plaque autoajustable
Litos[®] (Hamborg, Allemagne),
tiré de (Schöffl, Popp et Strecker, 2011)

1.3.3 Comparaison des moyens de fixation

Les différents moyens de fixations des fractures de l'humérus proximal et en particulier de la GT ont fait l'objet de diverses études. Il est intéressant de faire une brève revue de celles-ci.

Les bandes tendues ont été comparées aux sutures transosseuses et à des vis de fixation trabéculaires sur des fractures de la GT simulées sur des échantillons cadavériques en appliquant un effort de traction via le muscle sus-épineux jusqu'à rupture de l'implant (Braunstein et al., 2007). Il apparaît alors que les bandes tendues représentent le moyen de

fixation le plus efficace, suivies par les vis de fixation sans différence significative. Les sutures transosseuses apparaissent moins robustes.

Plus récemment, Gaudelli *et al* (2014) ont eu pour objectif de comparer l'efficacité des plaques de fixation à celle des sutures à doubles rangées et à celle des bandes tendues. Les dispositifs ont été testés en traction sur des humérus de porc dont les propriétés sont proches de celles de l'humain. Un chargement a été appliqué via le tendon sus-épineux jusqu'à déplacement des fragments fracturés de 3 et 5mm. La plaque de fixation est le dispositif pour lequel le chargement nécessaire a été le plus grand, et ce significativement, suivie dans l'ordre des sutures à doubles rangées et des bandes de tension.

Les plaques de fixations représentent donc le moyen de fixation le plus robuste pour les fractures de la GT. Elles sont un avantage dans le cas de déplacement important ou de fractures comminutives (Vallier, 2007) mais également pour la stabilité de la fixation dans le cas d'os ostéoporotiques (Thanasas et al., 2009).

1.4 Forces musculaires et efforts vis/plaque

Cette dernière partie de la revue de littérature a pour objectif de fournir des informations en termes d'efforts qui seront nécessaires à la réalisation de certaines parties du projet. Cela concerne d'une part les efforts au voisinage de la GT, et d'autre part les efforts transmis dans les dispositifs d'ostéosynthèse, en particulier au niveau de l'interface vis-plaque.

1.4.1 Forces musculaires au niveau de la grande tubérosité

Dans le cadre de la conception d'un dispositif de fixation, il est important d'avoir un ordre de grandeur des efforts mis en jeu au voisinage de ce dernier, tant pour son dimensionnement que dans le cadre de futurs tests.

Comme il a été vu précédemment, les muscles à l'origine d'efforts au voisinage de la GT sont les muscles de la coiffe des rotateurs. Ils ont différents rôles, allant de l'actionnement des

mouvements du bras à la stabilisation de l'articulation gléno-humérale. Parmi ces 4 muscles, trois sont directement attachés à la GT : le petit rond, le sous-épineux (ou infraépineux) et le supra-épineux (ou sus-épineux). Aussi, dès 1993, Keating *et al* (Keating et al., 1993) ont remarqué que l'effet du petit rond par rapport aux autres muscles était moindre. Cela s'est confirmé par la suite notamment avec l'étude de l'architecture de la coiffe des rotateurs de Ward *et al* (Ward et al., 2006) : les fibres du petit rond sont moins longues et la part de ce muscle dans la tension totale de la coiffe des rotateurs sur des échantillons cadavériques n'a été évaluée qu'à 8%. Le petit rond sera donc considéré comme négligeable et cette partie de la revue ne s'intéressera donc qu'aux efforts produits par le sus et sous-épineux.

L'analyse par électromyographie consiste en la mesure de potentiels électriques émis par les muscles en activité. Elle est ainsi en mesure de déterminer quels sont les mouvements sollicitant le plus chaque muscle (De Luca, 1997). L'électromyographie a ainsi montré que les muscles sus et sous-épineux sont le plus sollicités pour des mouvements respectivement d'abduction et de rotation (Reinold et al., 2004). Ce sont également ces derniers qui contribuent le plus à la stabilité de l'articulation gléno-humérale (Escamilla et al., 2009; Ward et al., 2006).

La littérature présente différentes méthodes d'évaluation des contributions et efforts des muscles de la coiffe des rotateurs, allant du dispositif expérimental sur échantillons cadavériques à la simulation numérique en passant par l'utilisation d'endoprothèses (Westerhoff et al., 2009b) (implant instrumenté permettant la mesure d'efforts *in vivo*) ou encore de dynamomètres qui relèvent les efforts de muscles précis lorsque le bras est dans une position bien particulière (Westrick et al., 2013).

Le muscle sus-épineux présente la plus grande contribution lorsque le bras fait un mouvement d'abduction dans le plan scapulaire. Un banc d'essai récemment mis en place par Onder *et al* (2012) simule justement le mouvement d'abduction pure sur une maquette d'humérus. Sur celle-ci, les muscles sont modélisés par des câbles et ancrés dans la maquette d'os. L'effort maximum relevé sur le câble modélisant le supra-épineux pour réaliser le mouvement d'abduction est alors de 254.7 N. Ce dispositif de muscles modélisés par des câbles reprend le

principe d'études plus anciennes dans lesquelles ces derniers étaient directement fixés sur des échantillons cadavériques auxquels on faisait effectuer un mouvement d'abduction (Apreleva et al., 2000; McMahon et al., 1995). Des efforts dans un voisinage de 200 N avaient alors été relevés.

Les mesures télémétriques des efforts à l'aide de capteurs directement implantés dans le corps permettent de mesurer la force de réaction globale au niveau de l'articulation glénohumérale (Bergmann et al., 2007). Cette force de réaction a ici été mesurée sept mois après opération, lorsque les patients n'ont plus de douleur. La composante suivant l'axe z peut être approximée à la ligne d'action du muscle sus-épineux et on peut en déduire un ordre de grandeur de 245 N.

Enfin, des modèles numériques 3D du membre supérieur dans lesquels les paramètres sont rentrés soit en utilisant la littérature soit en effectuant des mesures directes permettent l'étude d'efforts en fonction de différentes données et paramètres. L'un des plus répandus est le *Delft Shoulder and Elbow Model* (Van der Helm, 1994). Yanagawa *et al* (2008) ont plus récemment créé leur propre modèle en rentrant différents paramètres tels que les dimensions des os, la longueur des muscles, etc. Ils ont été en mesure de calculer les efforts de chaque muscle pour assurer la stabilité glénohumérale notamment avec un effort de 350 N pour le sus-épineux. Il est à noter que cette étude précise également que les simulations numériques ont tendance à surévaluer les efforts comparés aux études *in vitro* et *in vivo*.

Le muscle sous-épineux présente quant à lui une activité électromyographique plus grande lors de mouvement de rotation externe du bras (David et al., 2000). Une étude plus ancienne sur dispositif expérimental s'intéressant au bras de levier de chaque muscle de la coiffe des rotateurs avait déjà mis en avant un effort du sous-épineux de 144 N, mais cela dans un cas de mouvement d'élévation du bras (Liu et al., 1997). Pour ce qui est du mouvement de rotation, la littérature présente également des modèles 3D permettant ainsi de calculer les efforts de chaque muscle avec comme paramètres d'entrée la section, la tension dans les muscles, etc. De Castro *et al* (2012) ont notamment utilisé ce modèle afin de voir quels muscles fournissaient

le plus d'efforts en fonction du mouvement et ainsi conseiller les exercices de réhabilitation le plus adaptés. Ainsi, le muscle sous-épineux est celui qui fournit le plus d'effort dans le cas de rotation externe du bras à hauteur de 127 N. On peut également retrouver des études de la force de ce dernier lors d'activités quotidiennes (Westerhoff et al., 2009a) ou bien des études de la force de contact glénohumérale qui ne précise pas forcément la contribution de chacun des muscles de la coiffe des rotateurs (Bergmann et al., 2007).

1.4.2 Forces à l'interface vis – plaque d'ostéosynthèse

Cette partie de la revue de littérature a pour objectif d'apporter les connaissances nécessaires pour la mise en place d'une future étude de la malléabilité de la plaque. Elle n'a pas vocation à revoir précisément les types de vis et les efforts impliqués, mais uniquement d'avoir un ordre de grandeur de ceux-ci.

Au sein du dispositif d'ostéosynthèse, la plaque est soumise aux efforts provenant des vis de fixation. Il s'agit d'un effort normal qui correspond à la force axiale générée par le couple de serrage appliqué sur la vis (Egol et al., 2004). Deux types de vis principaux existent pour la fixation des plaques : les vis de compression et les vis de verrouillage. Les vis de compression sont insérées et viennent comprimer la plaque sur l'os. En revanche, les vis de verrouillage se bloquent via leur tête filetée dans le filetage prévu à cet effet dans la plaque, elles n'appliquent donc pas de compression (Wagner, 2003).

D'après Egol *et al* (2004), l'effort normal sur la plaque est donc généré par le couple d'insertion de la vis. Le couple de serrage des vis de fixation a fait l'objet de différentes études présentes dans la littérature, notamment pour le relier à la force d'arrachement d'une vis (Ricci et al., 2010) ou encore pour être en mesure d'éviter un serrage trop important conduisant à la détérioration osseuse (Pullin et al., 2017). Ainsi, Ricci *et al* (2010) en étudiant la force d'arrachement nécessaire pour des vis de diamètre 2.7 mm ont relevé des couples de serrages admissibles variant de 1.3 à 3 Nm. Des vis de même diamètre ont aussi servi pour l'étude de prototypes de rondelles auto adaptables. Le couple appliqué était alors de 1.6 Nm (Terheyden

et al., 1999). Egol *et al* (2004) relèvent quant à eux, pour des vis corticales de diamètre 3.5 mm insérées dans la tête du fémur, des couples allant de 3 à 5 Nm. L'analyse mécanique de plaque de compression verrouillée utilisant le même type de vis, mais verrouillée, indique des couples de serrage compris entre 1 et 5 Nm (Borgeaud et al., 2000). Afin de pallier le problème d'éventuel sur serrage, des limiteurs de couples ont fait l'objet d'une étude récente de Ioannou *et al* (2016) dans laquelle des couples d'insertion entre vis vissée à la main et à la visseuse ont été comparés. Le plus grand couple relevé (1.4 Nm) a été inséré à la main. Enfin, à partir de la formule développée par Kellermann et Klein (1955) visible sur l'équation (1.1), connaissant les caractéristiques de la vis, il est possible de déduire l'effort axial en fonction du couple. Les caractéristiques des vis d'ostéosynthèse se retrouvent dans la norme ASTM F54307 (ASTM Standard, 2007). Quant aux coefficients de frottements entre le métal et l'os, des ordres de grandeur issus d'une évaluation sur la partie trabéculaire du tibia sont de 0.5 avec le titane et 0.3 avec l'acier (Rancourt et al., 1990).

$$C = F * (0.161p + 0.583 \mu_t d_2 + 0.5 \mu_b D_m) \quad (1.1)$$

- p : pas de la vis;
- μ_t : coefficient de frottement du filetage;
- d_2 : diamètre moyen du filetage;
- μ_b : coefficient de frottement sous la tête de vis;
- D_m : diamètre moyen sous tête.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

2.1 Problématique

La réduction par ostéosynthèse des fractures de la GT de l'humérus proximal s'avère nécessaire dès que le déplacement du fragment fracturé est supérieur à 5 mm (3 mm dans le cas de personnes actives). De nombreux procédés existent, allant des vis aux plaques de fixations, et ont déjà montré des résultats concluants. Aussi, les plaques semblent représenter le dispositif le plus efficace. Cependant, dans le cas de fractures de type split de la GT, les plaques couramment utilisées (voir figure 1.15) demeurent trop invasives. En effet, elles sont prévues pour d'autres fractures de l'humérus proximal et descendent donc sur une bonne partie de l'humérus alors que le fragment est concentré sur la partie latérale de l'humérus proximal dans le cas de fractures de la GT. Ceci s'avère problématique puisque la taille conséquente de l'implant implique plus de difficulté lors de l'intervention chirurgicale. Les chirurgiens de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal (HSCM) préfèrent alors dans certains cas utiliser des plaques prévues pour d'autres parties du corps qu'ils adaptent eux-mêmes aux formes de la GT du patient.

Aussi à ce jour, aucune plaque d'ostéosynthèse spécifique à la GT de l'humérus proximal n'existe. À l'initiative du Dre Dominique Rouleau, chirurgienne orthopédiste experte du coude et de l'épaule à l'HSCM, ce projet a pour but de répondre à la question de recherche suivante :

- Est-il possible de créer un dispositif d'ostéosynthèse par plaque spécifique à la GT qui permettra de simplifier les interventions chirurgicales tout en réduisant les éventuelles complications postopératoires ?

2.2 Objectifs

L'objectif principal de ce projet est de proposer un concept de fixation de fractures adapté à la grande tubérosité humérale. Pour atteindre ce dernier, les objectifs spécifiques suivants ont été identifiés :

- O1 Caractériser la fracture de type split de la GT en termes de géométrie et de morphologie.
- O2 Réaliser un concept préliminaire de plaque d'ostéosynthèse adaptée à la GT de l'humérus proximal et adaptable au plus grand nombre qui permet une simplification des interventions chirurgicales.
- O3 Évaluer le dispositif de plaque conçu en fonction des critères du cahier des charges ainsi qu'en termes de capacité d'adaptation.

Chacun de ces trois objectifs fera l'objet d'un chapitre de ce mémoire.

CHAPITRE 3

CARACTÉRISATION DE LA FRACTURE DE TYPE SPLIT DE LA GRANDE TUBÉROSITÉ

Aucune information n'existe aujourd'hui dans la littérature à propos de la géométrie ou de la morphologie des fractures de type split de la GT. Ces informations sont importantes dans la réalisation d'un concept préliminaire de plaque. Cette partie du projet sera basée sur les principes de la recherche descriptive quantitative observationnelle puisqu'elle consiste à caractériser un phénomène particulier, les fractures de type split, sans chercher à intervenir sur ce dernier ou à établir de relation de cause à effet (Leedy et Ormrod, 2010). Cette étude sera réalisée en association avec Dre Dominique Rouleau et deux de ses étudiants en médecine à l'Université de Montréal.

3.1 Méthodologie employée pour l'étude

3.1.1 Collecte des dossiers nécessaires

Les données qui ont été utilisées pour cette étude sont d'une part des mesures de longueurs et d'angles sur radiographies et images de tomodensitométrie, et d'autre part des reconstructions 3D à partir de ces images. Ces supports de mesure sont issus de dossiers de patients atteints de fracture de la GT présents dans la base de données de l'HSCM de 2007 à 2016. Tous les dossiers ont été acceptés à l'égard de l'âge et du sexe, à condition que radiographies et images de tomodensitométrie aient été faites dans les deux semaines après la fracture afin d'éviter des mesures faussées par un début de reconstruction osseuse, et qu'elles soient de bonne qualité. Il a aussi été choisi de ne considérer que les fractures de type split seules, c'est-à-dire des fractures non accompagnées de luxation ou encore de déchirures musculaires. La disponibilité des images de tomodensitométrie, qui ne sont pas automatiquement effectuées lors de l'évaluation de la fracture, n'était pas absolument nécessaire pour la prise en compte des dossiers, mais ceux-ci ont également fait l'objet d'une analyse lorsque disponibles. Les dossiers utilisés sont issus d'une base de données plus précise de fractures de la GT réalisée

auparavant par les étudiants en médecine pour d'autres études de la GT. La figure 3.1 représente la méthodologie de collecte des dossiers.

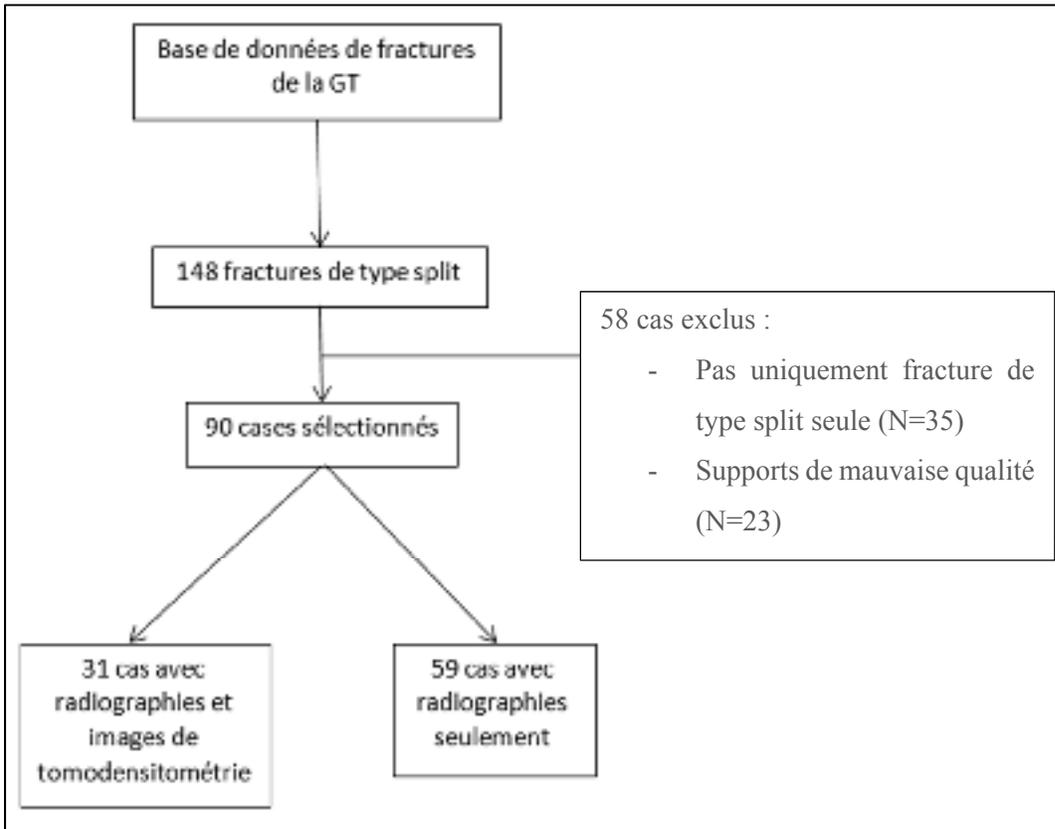


Figure 3.1 Méthodologie de collecte des dossiers supports de l'étude

3.1.2 Mesures des données effectuées

Conformément aux principes de la recherche descriptive observationnelle, les diverses actions effectuées au cours de cette étude ont été décidées au cours de réunion avec Yvan Petit, Dre Dominique Rouleau et deux de ses étudiants en médecine, Mengyang Li et Yannick Phérippé. Les paramètres à mesurer les plus efficaces pour caractériser la fracture de type split ont été décidés au cours de l'une d'entre elles.

Pour l'étude géométrique, les mesures ont été réalisées dans deux plans : le plan coronal (ou frontal) et le plan axial (ou transverse), plans définis sur la figure 1.1. Les radiographies sont

uniquement réalisées dans le plan coronal. Les mesures sur plan axial n'étaient donc possibles que pour les 31 dossiers de patients pour lesquels des images de tomodensitométrie étaient disponibles. Les mesures sur plan coronal ont en revanche été effectuées sur les deux supports. Les mesures ont été réalisées avec le logiciel *McKesson Radiology* (McKesson Radiology 12, McKesson, San Francisco, CA, USA) disponible à la clinique d'orthopédie de l'HSCM, telles qu'illustrées sur la figure 3.2. La hauteur (H) et la largeur (L) du fragment ainsi que l'angle de fracture (a) entre le bord de la GT et le trait de fracture à l'intérieur de l'humérus proximal ont été mesurés dans le plan coronal. Sont notées H, L et a les mesures sur radiographie et H_c, L_c et a_c les mesures sur images de tomodensitométrie. Sur le plan axial, la longueur (l) du trait de fracture, l'épaisseur (E) du fragment et la distance (d) du trait de fracture à la gouttière bicipitale ont été mesurées.

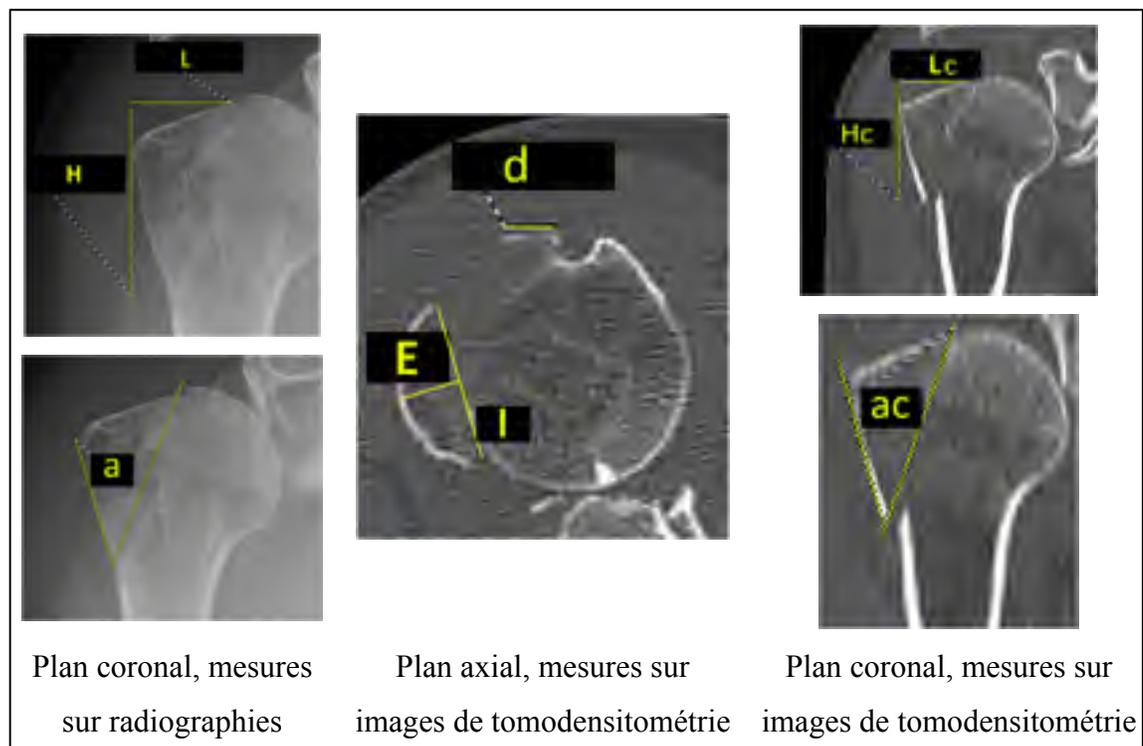


Figure 3.2 Mesures des paramètres réalisées sur McKesson Radiology

Concernant l'étude morphologique, les reconstructions 3D ont été effectuées à partir des dossiers pour lesquels des images de tomodensitométrie étaient disponibles afin d'identifier d'éventuelles tendances de formes. Les humérus fracturés ont alors été reconstruits en utilisant

le logiciel *Aquarius* (Aquarius Intuition Edition 4.4.12, TeraRecon Inc, Foster City, CA, USA). Les sections sans intérêt pour cette étude ont été retirées des reconstructions.

3.1.3 Traitements des données

Une étude statistique descriptive a été réalisée pour chacun de paramètres. La densité osseuse étant différente selon les sexes (Oh, Song et Lee, 2014), trois cas ont été différenciés pour chaque paramètre mesuré : Hommes, Femmes et Général (Hommes et Femmes).

Pour chacun des cas, plusieurs variables d'étude ont été calculées :

- la distribution : histogramme associant les différentes valeurs obtenues à leur fréquence d'apparition,
- la moyenne : somme des valeurs obtenues divisée par leur nombre,
- l'écart-type : racine carrée de la variance, il donne une idée de la dispersion des paramètres en représentant l'écart qu'on observe en moyenne entre une donnée prise au hasard dans l'échantillon et la moyenne de cet échantillon,
- l'erreur standard : traduit la précision de l'estimation par rapport à la moyenne réelle de la population d'où est extraite l'échantillon,
- l'intervalle de confiance à 95% : représente la zone dans laquelle la véritable moyenne a des chances de se trouver. Plus l'amplitude de l'intervalle est faible, plus le résultat est précis.

Pour évaluer la possibilité ou non de différence significative entre les sexes, un test t de Student a été réalisé pour chaque paramètre. Le principe est d'évaluer la différence entre les moyennes de deux échantillons (ici Hommes et Femmes) en évaluant l'hypothèse nulle d'absence de différence significative entre lesdites moyennes. Il s'agit de calculer la différence entre chaque mesure d'un paramètre, d'en ressortir un échantillon pour lequel moyenne et écart-type sont calculés, permettant ainsi de définir le t de Student pour le comparer finalement à une valeur prise dans la table de Student fonction de la taille de l'échantillon et du niveau de confiance souhaité. Si la valeur t calculée est inférieure à la valeur correspondant aux critères de la table,

alors l'hypothèse nulle est validée et il n'est pas possible de conclure à une différence significative entre les échantillons. Ces calculs ont été réalisés avec le logiciel *XLSTATpro* (*XLSTATpro* 2017 trial version, Addinsoft, Paris, France), extension de *Microsoft Excel*.

Enfin, la littérature présente différentes études de comparaison des mesures sur images de tomodensitométrie à des mesures sur radiographies pour différentes applications. Les premières apparaissent plus viables que les secondes (Coughlin et al., 2006; Cruz et al., 2017; Webster et al., 2004). Les mesures sur radiographies restent néanmoins performantes et sont souvent suffisantes selon ce qui est mesuré (Nyffeler et al., 2003). Pour l'étude de la caractérisation de la fracture de type split, il y a 59 dossiers pour lesquels seules des radiographies étaient disponibles. L'idée a donc été de s'assurer de la viabilité des mesures sur ces 59 dossiers en comparant les mesures réalisées sur les deux supports pour les 31 dossiers pour lesquels images de tomodensitométrie et radiographies étaient disponibles. Pour cela, le coefficient de corrélation intra classe (CCI) a été calculé pour chaque paramètre mesuré sur les deux supports, à savoir la hauteur H du fragment, sa largeur L et l'angle de fracture α . En effet, ce dernier représente un moyen efficace pour évaluer la fiabilité interévaluateur sur des données quantitatives (Landers, 2011). Calculé grâce au logiciel SPSS (SPSS 23.0 trial version, IBM, New-York, NT, USA), il s'agit d'un chiffre entre 0 et 1 qui sera évalué en fonction de la valeur atteinte selon l'échelle définie par Koo *et al* (Koo et Li, 2016) présentée sur le tableau 3.1.

Tableau 3.1 Échelle d'évaluation du CCI, (Koo et Li, 2016)

CCI	Fiabilité
0 à 0.5	Pauvre
0.5 à 0.75	Modérée
0.75 à 0.9	Bonne
0.9 à 1	Excellente

Aussi, afin d'appuyer ces calculs de CCI, des graphiques de Bland-Altman ont également été réalisés pour évaluer la concordance entre les deux supports de mesures. Le principe est de comparer la moyenne entre deux mesures à la différence entre ces dernières pour chaque dossier disponible et d'étudier cela sur un graphique. Il faut placer en ordonnées les différences entre deux mesures et en abscisses la moyenne entre ces deux mesures. Des limites d'agréments sont ensuite calculées à partir de la moyenne des différences et de leur écart-type. Il est alors possible de conclure à la concordance lorsque toutes les différences entre mesures sont assez faibles pour se trouver à l'intérieur de ces limites.

3.2 Résultats des traitements de données

3.2.1 Présentation de la cohorte

Les 90 dossiers résultants de la collecte initiale ont été inclus dans l'étude. La moyenne d'âge générale est de 57 ± 14.5 ans. Plus précisément, la cohorte est constituée de 32 hommes, moyenne d'âge 53 ± 13.8 ans, et de 58 femmes, moyenne d'âge 59 ± 14.5 ans. Parmi tous les dossiers, 31 ont des images de tomographie par ordinateur disponibles : 17 pour les hommes et 14 pour les femmes. Le tableau 3.2 présente les détails démographiques de la cohorte.

Tableau 3.2 Détails démographiques de la cohorte

	Hommes	Femmes
Nombre	32	58
Âge	53±13.8	59±14.5
Côté concerné	16 bras droits/16bras gauches	33 bras droits/25 bras gauches

3.2.2 Résultats de l'étude des distributions

Les distributions de chaque paramètre ont été étudiées et sont présentes en annexe I, II et III. Cela permet d'avoir une première idée des tendances observées et de la variabilité des mesures effectuées. Ces dernières suivent toutes des lois quasi normales mis à part pour la distance (d) de la gouttière bicipitale au trait de fracture. Cela traduit le fait qu'il s'agit d'une distance qui varie d'un sujet à l'autre et qui n'est donc pas définissable en tant que tel. Cela confirme alors le fait que la gouttière bicipitale ne peut être utilisée comme repère pour identifier des fractures de la GT (Katchky et al., 2013) ou encore que la distance de la gouttière bicipitale au col anatomique est trop variable pour être utilisée comme repère de positionnement d'implant de fixation (Kontakis et al., 2001). Aussi, les distributions quasi normales pour les autres paramètres autorisent l'utilisation des outils de statistiques descriptives.

3.2.3 Résultats de l'étude statistique descriptive des moyennes

Pour chaque paramètre mesuré, une comparaison statistique descriptive a été effectuée. Un histogramme résumant ces résultats a ensuite été construit pour résumer ces comparaisons.

La figure 3.3 présente les valeurs de H_c pour les hommes, les femmes et dans le cas général. Les moyennes obtenues sont extrêmement proches dans chaque cas et les erreurs standards relativement faibles : 4.2% pour le cas Général, 5.5% pour le cas Hommes et 6.8% pour le cas Femmes. Les intervalles de confiance sont [31.6 ; 37.6] pour le cas Général, [30.2 ; 38.3] pour le cas Hommes et [29.6 ; 39.7] pour le cas Femmes. Les amplitudes sont respectivement de 6mm, 8.1mm et 10.1mm.

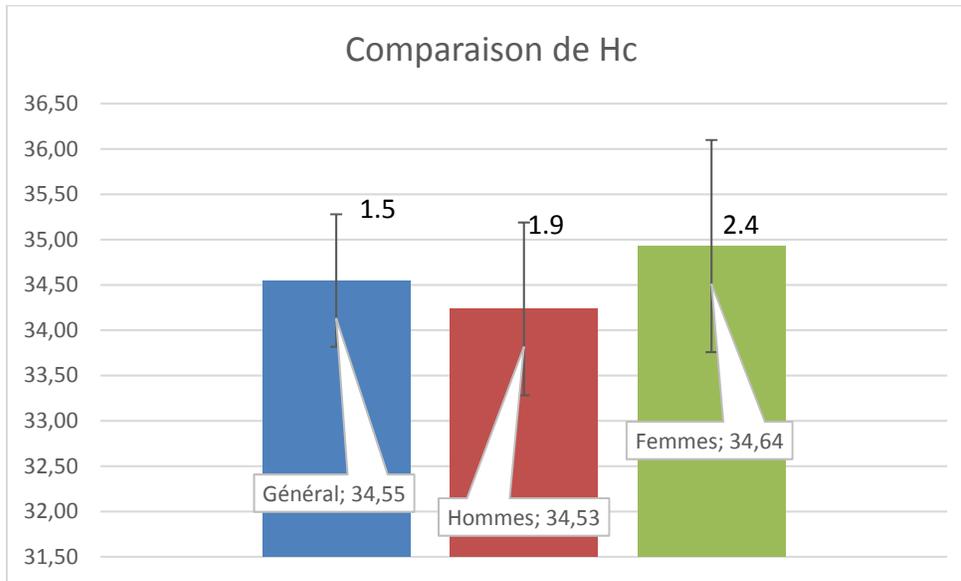


Figure 3.3 Étude statistique descriptive de la hauteur H_c dans le plan coronal

La figure 3.4 présente les valeurs obtenues pour L_c . Il y a une différence de 2.68 mm entre le cas Hommes et le cas Femmes soit 13%. Les moyennes obtenues dans chaque cas sont extrêmement proches et les erreurs standards relativement faibles : 4.6% pour le cas Général, 6.4% pour le cas Hommes et 5.9% pour le cas Femmes. Les intervalles de confiance sont [13.8 ; 16.7] pour le cas Général, [12.1 ; 15.9] pour le cas Hommes et [14.5 ; 19] pour le cas Femmes. Les amplitudes sont respectivement de 2.9mm, 3.8mm et 4.5mm.

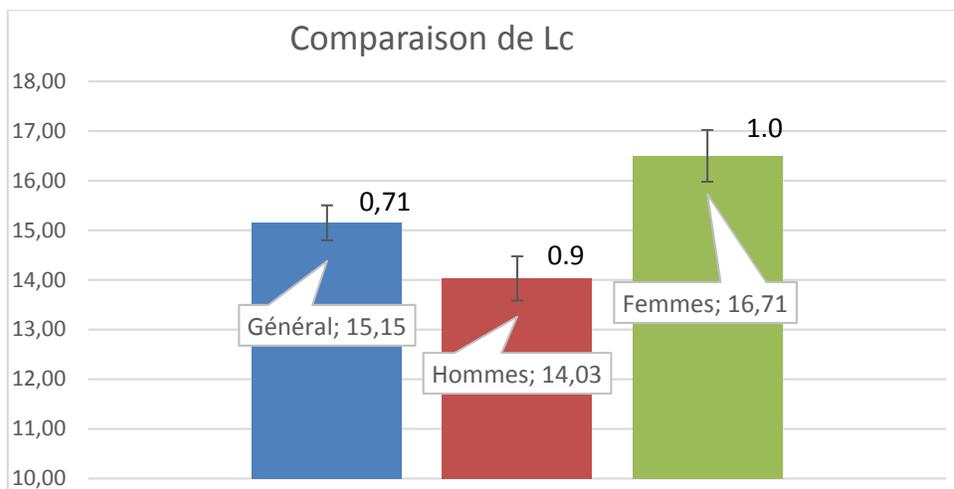


Figure 3.4 Étude statistique descriptive de la largeur L_c dans le plan coronal

La figure 3.5 présente les résultats obtenus pour la mesure de l'angle (a_c) sur image de tomодensitométrie. Les moyennes sont très serrées quel que soit le cas. Les erreurs standards valent 4.3% pour le cas Général, 6.4% pour le cas Hommes et 7.3% pour le cas Femmes. Les intervalles de confiance sont [31.8 ; 38] pour le cas Général, [29.6 ; 39] pour le cas Hommes et [31.2 ; 40.1] pour le cas Femmes. Les amplitudes sont donc respectivement de 7.2°, 9.4° et 8.9°.

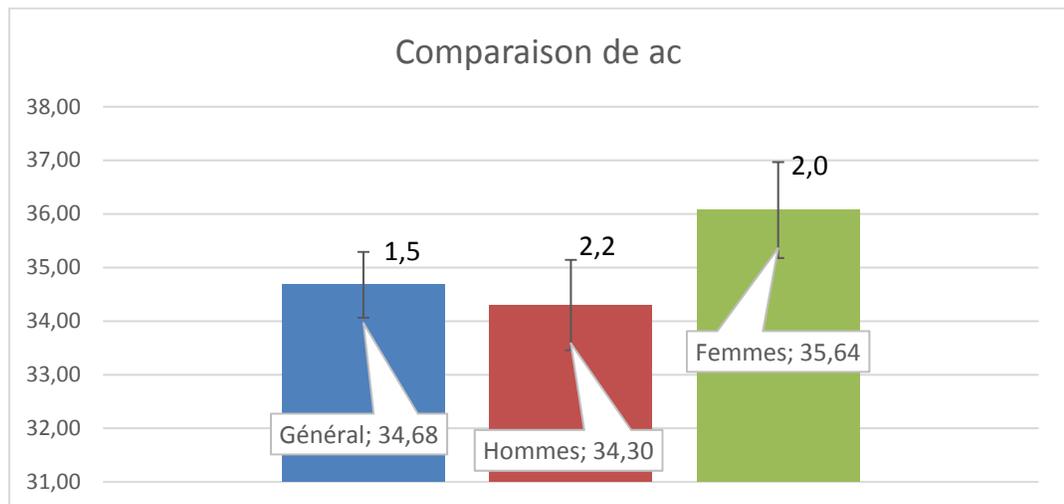


Figure 3.5 Étude statistique descriptive de l'angle de fracture a_c dans le plan coronal

Les valeurs obtenues lors de la mesure de la hauteur (H) sur radiographie sont présentées sur la figure 3.6. Les moyennes atteintes sont comprises sur une plage d'amplitude de 2.4 mm. Les erreurs standards valent 2.7% pour le cas Général, 4.3% pour le cas Hommes et 3.5% pour le cas Femmes. Les intervalles de confiance sont [34.4 ; 38.3] pour le cas Général, [34.6 ; 41.2] pour le cas Hommes et [33.1 ; 38] pour le cas Femmes. Les amplitudes sont donc respectivement de 4.9mm, 6.6mm et 4.9mm.

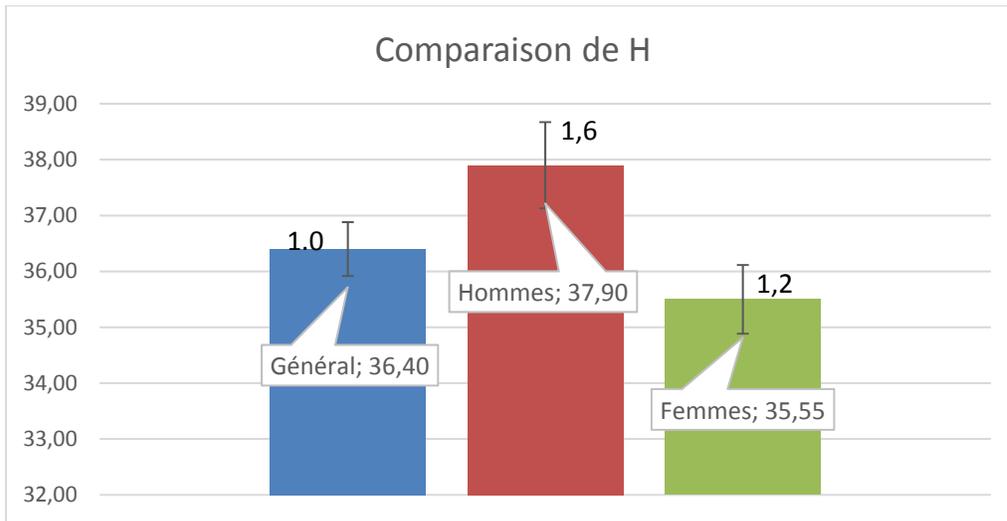


Figure 3.6 Étude statistique descriptive de la hauteur H dans le plan coronal

La figure 3.7 présente les résultats des mesures de la largeur (L) du fragment sur radiographies. Les moyennes atteintes sont extrêmement proches. Les erreurs standards valent 2.4% pour le cas Général, 3.7% pour le cas Hommes et 3.1% pour le cas Femmes. Les intervalles de confiance sont [13.9 : 15.3] pour le cas Général, [13.6 ; 15.8] pour le cas Hommes et [13.7 ; 15.5] pour le cas Femmes. Les amplitudes sont donc respectivement de 1.4mm, 2.2mm et 1.8mm.

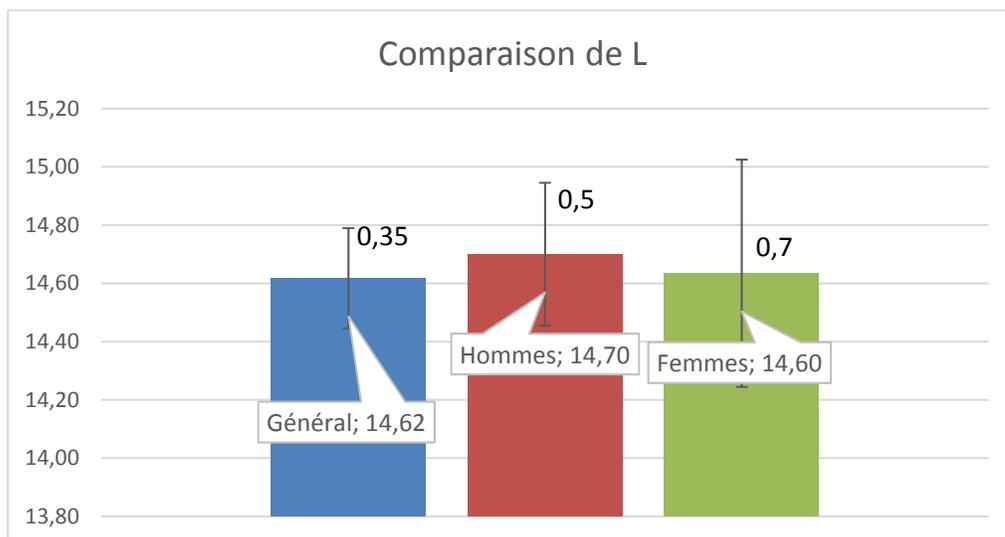


Figure 3.7 Étude statistique descriptive de la longueur L dans le plan coronal

Les moyennes issues des mesures de l'angle de fracture sur radiographies sont présentées sur la figure 3.8. Elles sont comprises sur une plage d'amplitude d'environ 1mm. Les erreurs standards valent 2% pour le cas Général, 3.4% pour le cas Hommes et 2.6% pour le cas Femmes. Les intervalles de confiance sont [32.5 ; 35.3] pour le cas Général, [30.9 ; 35.4] pour le cas Hommes et [32.4 ; 36.1] pour le cas Femmes. Les amplitudes sont donc respectivement de 2.8°, 4.5° et 3.7°.

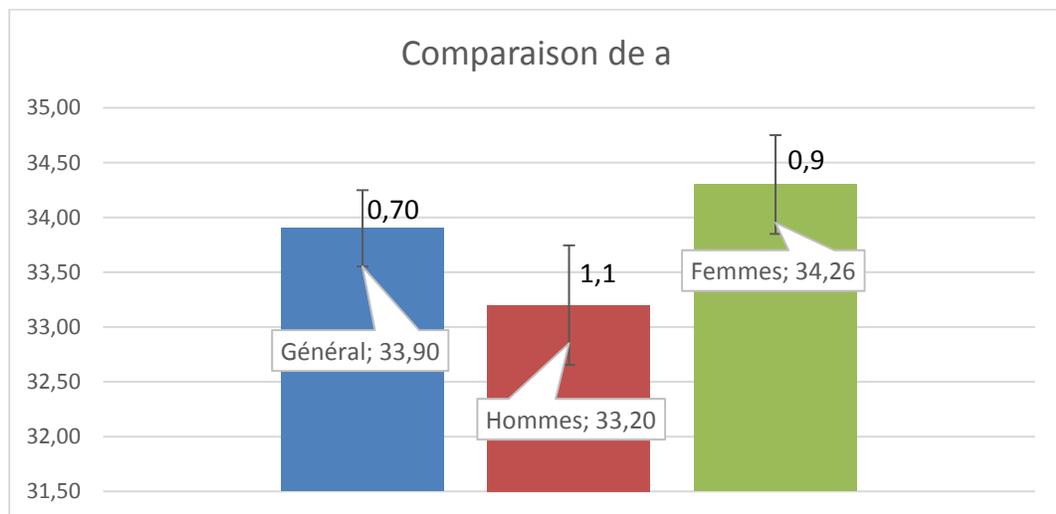


Figure 3.8 Étude statistique descriptive de l'angle de fracture a dans le plan coronal

La figure 3.9 présente les résultats de la longueur (l) du trait de fracture dans le plan axial. Les moyennes atteintes sont très proches. Les erreurs standards valent 3% pour le cas Général, 4.3% pour le cas Hommes et 4.1% pour le cas Femmes. Les intervalles de confiance sont [30.9 ; 35] pour le cas Général, [30.9 ; 35.4] pour le cas Hommes et [29.1 ; 34.9] pour le cas Femmes. Les amplitudes sont donc respectivement de 4.1mm, 4.5mm et 5.8mm.

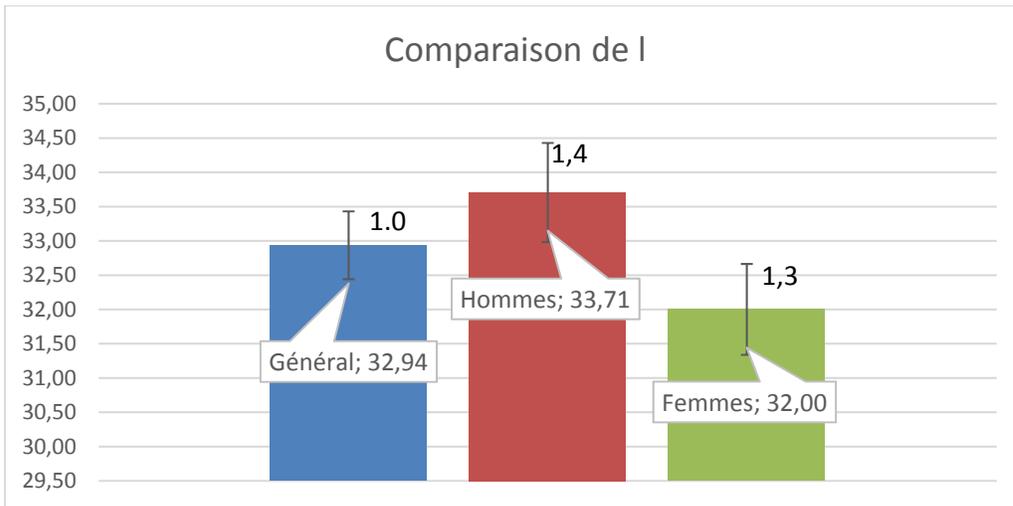


Figure 3.9 Étude statistique descriptive de la longueur l dans le plan axial

Les moyennes obtenues dans chaque concernant l'épaisseur (E) du du fragment dans le plan axial sont présentées en figure 3.10. Les moyennes atteintes pour chaque cas sont très proches. Les erreurs standards valent 5.9% pour le cas Général, 7.8% pour le cas Hommes et 7.5% pour le cas Femmes. Les intervalles de confiance sont [9.9 ; 12.4] pour le cas Général, [9.8 ; 13.7] pour le cas Hommes et [8.7 ; 12.1] pour le cas Femmes. Les amplitudes sont donc respectivement de 2.5mm, 3.9mm et 3.4mm.

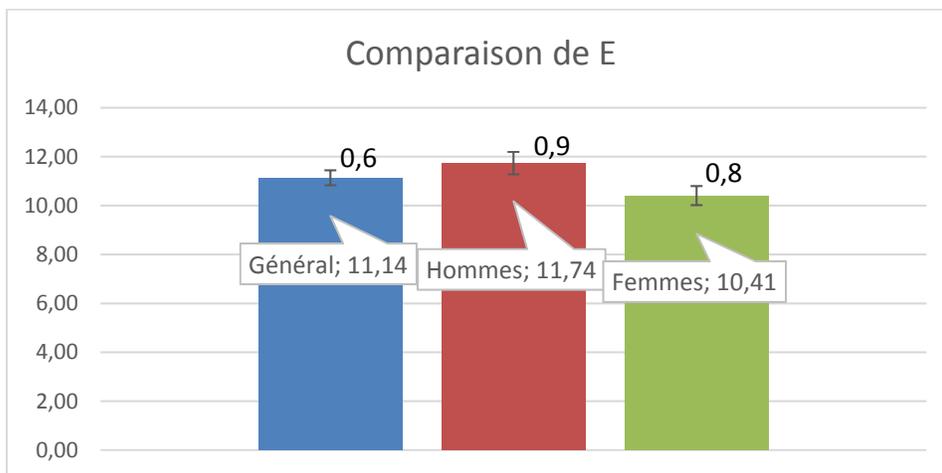


Figure 3.10 Étude statistique descriptive de l'épaisseur E dans le plan axial

Le tableau présent en annexe IV regroupe tous les résultats présentés dans cette partie.

3.2.4 Résultats des analyses statistiques

Le test de Student a été réalisé pour chaque paramètre mesuré pour un niveau de confiance de 95%. Le logiciel de calcul *XLSTATpro* permet de directement conclure ou non à la validation de l'hypothèse nulle en fonction des échantillons sélectionnés et du niveau de confiance désiré. Le tableau 3.4 présente les résultats du test pour chaque paramètre.

Tableau 3.3 Résultats du test de Student pour chaque paramètre mesuré

	H _c	L _c	a _c	H	L	a	l	E
Différence entre moyennes	1.5	-1.96	-2.28	-0.31	0.74	-1.34	3.14	1.89
t de Student calculé	0.50	-1.38	-0.68	-0.1	0.86	-0.74	1.77	1.53
Valeur critique de référence	2.056	2.056	2.056	2.003	2.003	2.003	2.056	2.056
Probabilité de Student	0.62	0.18	0.49	0.90	0.39	0.46	0.09	0.138
Hypothèse nulle vérifiée ou non	Vérifiée							

Ce tableau montre donc que pour chacun des paramètres mesurés, l'hypothèse nulle d'absence de différence significative est vérifiée. Il n'est donc pas possible de conclure à une différence nette entre les cas Hommes et les cas Femmes.

Les résultats du calcul du CCI ont directement été obtenus avec le logiciel de calculs statistiques *SPSS* (SPSS 23.0 trial version, IBM, New-York, NT, USA). Le tableau 3.5 présente les résultats obtenus et la fiabilité interévaluateur qui en découle conformément au barème développé par Koo *et al* (Koo et Li, 2016). La fiabilité des mesures sur radiographies comparées aux mesures sur images de tomodensitométrie est au moins modérée.

Tableau 3.4 Résultats des calculs de CCI pour les paramètres L, H et a

Paramètre	CCI calculé	Fiabilité correspondante
L	0.650	Modérée
H	0.774	Bonne
a	0.574	Modérée

Les graphiques de Bland-Altman obtenus sont présentés sur les figures 3.10, 3.11 et 3.12, pour la hauteur, la largeur et l'angle de fracture respectivement. Deux points sont situés en dehors des limites d'agrément pour la hauteur H (figure 3.11). La différence entre les mesures vaut -12mm alors que la limite d'agrément inférieure vaut -11.73mm. Il s'agit après vérification de deux cas particuliers : le premier est de taille relativement élevée par rapport aux autres cas étudiés et le second correspond à un cas pour lequel la qualité de la radiographie était à la limite d'exclure le dossier et donc un cas pour lequel le trait de fracture est légèrement plus difficile à repérer. Il est donc justifié de conclure à la concordance entre les supports de mesure pour la hauteur du fragment.

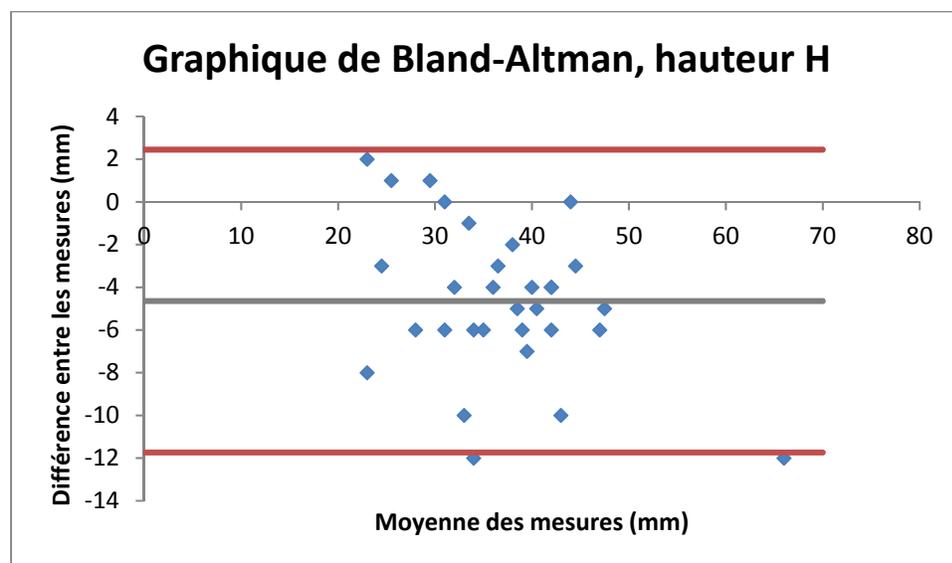


Figure 3.11 Graphique de Bland-Altman pour la hauteur H du fragment

La figure 3.12 présente le graphique de Bland-Altman pour la largeur L du fragment. Il n'y a aucun point clairement en dehors des limites d'agrément. Il y a donc concordance entre les mesures sur radiographie et les mesures sur images de tomodensitométrie pour la largeur L du fragment.

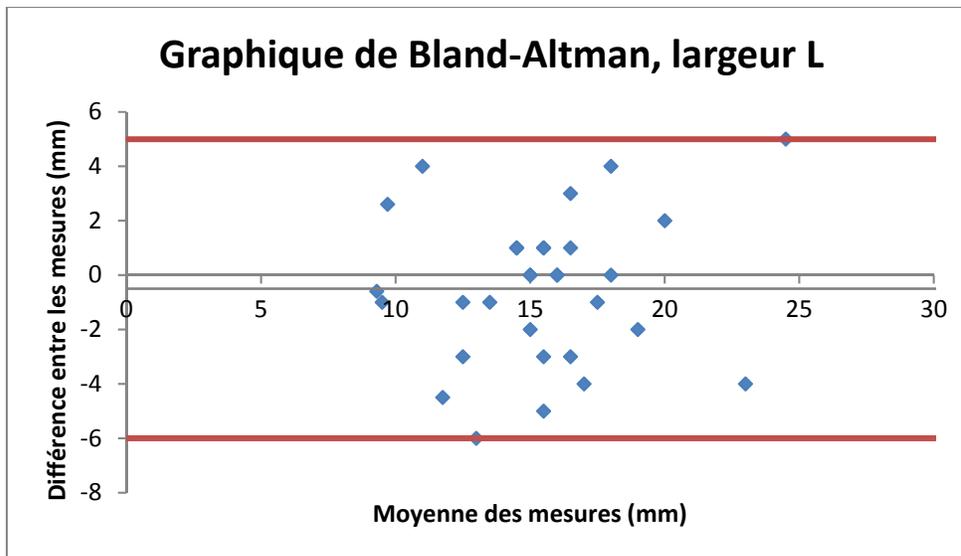


Figure 3.12 Graphique de Bland-Altman pour la largeur L du fragment

Enfin, la figure 3.13 présente le graphique de Bland-Altman obtenu pour l'angle de fracture α . Un point se trouve bien en deçà de la limite d'agrément inférieur. Il s'agit du même point que le second point expliqué précédemment pour le graphique sur la hauteur H (figure 3.11) pour lequel la qualité de la radiographie rend la mesure difficile. Il est donc pour ce troisième paramètre également justifié de conclure à la concordance entre mesure sur images de tomodensitométrie et radiographies.

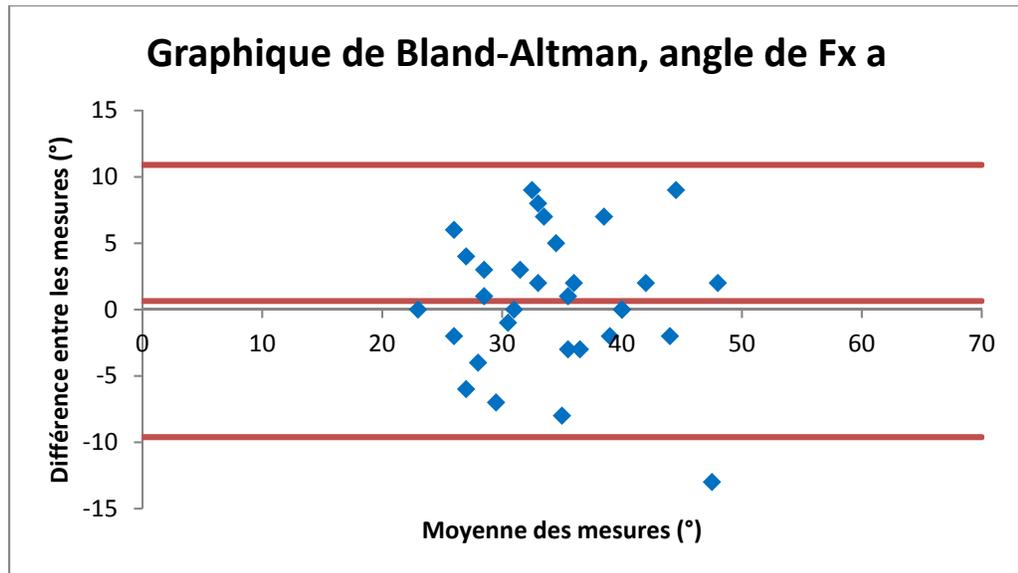


Figure 3.13 Graphique de Bland-Altman pour l'angle de fracture a

3.2.5 Résultats des reconstructions 3D

Les reconstructions 3D ont montré deux tendances principales de morphologie. D'une part une forme triangulaire (21% des cas avec images de tomographie disponibles) et d'autre part une forme trapézoïdale (26% des cas). Les fragments sont plus larges dans la partie proximale et s'affinent en descendant dans la partie distale. Il est également fréquent d'avoir un fragment, assimilé à un polygone, avec un côté parallèle à la gouttière bicipitale (30% des cas). La partie postérieure est quant à elle inclinée par rapport à la direction verticale. Le reste des cas étaient des fractures comminutives rendant impossible toute description morphologique. La figure 3.14 présente les différentes tendances.

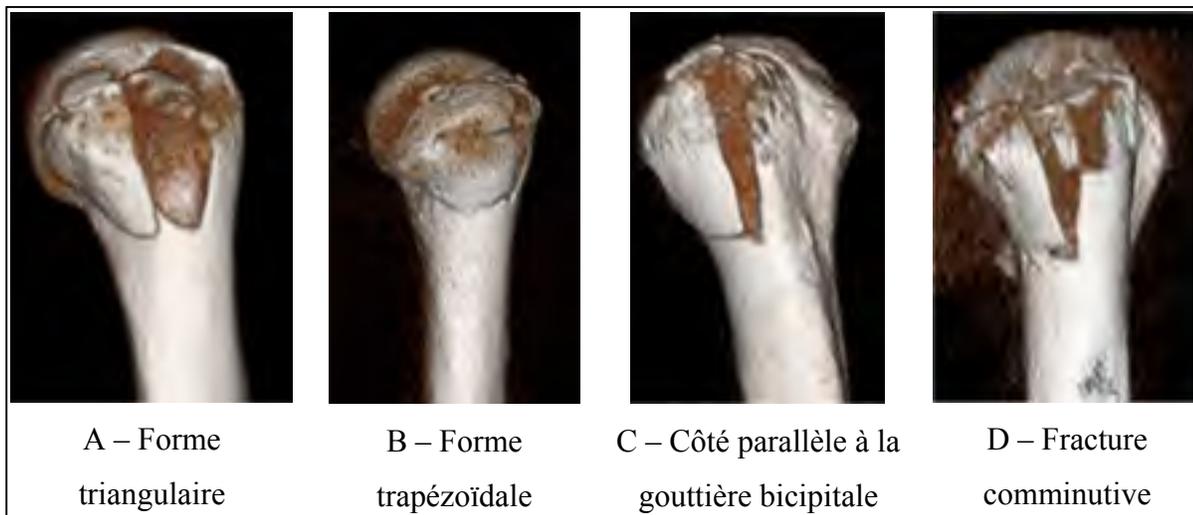


Figure 3.14 Résultats issus des reconstructions 3D des humérus fracturés

3.3 Résultats finaux caractérisant la fracture de type split de la GT

Il n'est tout d'abord pas nécessaire de différencier une caractérisation « Hommes » d'une caractérisation « Femmes ». En effet, les tests de Student ont montré qu'il n'était pas possible de conclure à une différence significative entre les sexes, et les différentes études statistiques ont montré pour chaque paramètre des résultats très proches entre les cas Hommes, Femmes et Général. Seule une caractérisation « Générale » sera donc effectuée.

Les calculs de CCI et les graphiques de Bland-Altman ont montré une bonne concordance entre les mesures sur images de tomodensitométrie et les mesures sur radiographies d'où la possibilité d'utiliser ces dernières dans la description finale. Les moyennes finales caractérisant chaque paramètre ont donc été calculées en prenant les 31 valeurs disponibles sur images de tomodensitométrie et les 59 autres valeurs prises sur radiographies.

La distance (d) du trait de fracture à la gouttière bicipitale s'est avérée trop variable pour être définie précisément. Les autres dimensions géométriques sont donc : $L = 14.4 \pm 3.3\text{mm}$; $H = 34.6 \pm 8.4\text{mm}$; $a = 33.9 \pm 6.5^\circ$; $E = 11.1 \pm 3.4\text{mm}$; $l = 33.9 \pm 5.5\text{mm}$. De plus, du point de vue

morphologique, les fractures sont généralement parallèles à la gouttière bicipitale,, notamment avec des tendances de formes trapézoïdales et triangulaires.

Cette étude géométrique et morphologique de la fracture de type split de la GT de l'humérus proximal a fait l'objet de la rédaction d'un article scientifique soumis au *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* en janvier 2017. Cet article est présenté en annexe 5.

CHAPITRE 4

CONCEPTION DE LA PLAQUE D'OSTÉOSYNTHÈSE

Le but de ce chapitre est de répondre à l'objectif O2 de proposer un concept préliminaire de plaque d'ostéosynthèse adaptée à la GT de l'humérus proximal.

Ce projet a été réalisé dans sa globalité conformément à la norme *ISO13845 : 2003 – Dispositifs médicaux – Système de management de la qualité* pour laquelle différentes normes et procédures ont été remplies.

4.1 Élaboration du cahier des charges

La réalisation d'un cahier des charges global passe par la description du produit, mais également par l'analyse des risques encourus par ce dernier, par l'analyse des besoins du client (patient et chirurgien) ou encore par la discussion avec des professionnels de la santé. Cette partie présente les différentes étapes menant à l'élaboration du cahier des charges.

4.1.1 Description et exigences du produit

Avant même la conception de la plaque en tant que telle, une fiche de description de produit a été remplie conformément à la norme de gestion de la qualité ISO13845. Cette dernière a permis la mise en place de premières exigences permettant d'orienter les efforts de conception. Ces exigences ont été réfléchies dès les premières réunions de lancement de projet. Six besoins ou exigences ont ainsi été mis en avant :

- l'encombrement de la plaque est limité,
- la plaque présente une bonne capacité d'adaptabilité,
- la plaque est utilisable pour tout humérus
- la plaque résiste aux efforts mis en jeu tout en optimisant la masse,
- les normes en vigueur dans le domaine médical sont respectées,
- le coût de la plaque est limité.

La fiche de description de produit associée au futur concept préliminaire de plaque remplie pour le projet est présentée en annexe VI.

4.1.2 Analyse préliminaire des risques

Afin de réduire le nombre d'éventuels défauts possibles de la plaque dès la conception, une analyse de risque a été menée. Cette analyse de risque a été réalisée suite aux différentes discussions que nous avons pu avoir au cours des réunions de projet avec mon directeur de mémoire Yvan Petit, la Dre Dominique Rouleau et la Dre Émilie Sandman et l'assistant de recherche du LIO Jérémy Ménard. Il s'agit ici d'une première analyse relativement simple afin de développer encore un peu plus les orientations de la conception du modèle préliminaire. Cette analyse est détaillée en annexe VII.

Dix risques ont au total été identifiés, dont 3 avec un niveau de tolérance « intolérable » :

- une épaisseur trop importante de la plaque impliquant un risque de collision avec l'acromion,
- un mauvais dimensionnement de la plaque impliquant la rupture de cette dernière,
- un manque de malléabilité de la plaque qui ne s'adapterait pas suffisamment à la forme d'un humérus quelconque pour être installée sur la zone à réduire.

Pour ces trois risques, trois solutions de maîtrise de risque ont été proposées. Ces solutions seront à prendre en compte dès la conception de plaque. Ces dernières impliquent qu'il sera globalement nécessaire de porter une attention toute particulière au dimensionnement et aux formes de la plaque.

4.1.3 Mise en place du diagramme pieuvre de la plaque

Le diagramme pieuvre est un outil simple et efficace permettant de relier un produit à son environnement extérieur. Il s'agit d'un outil d'analyse fonctionnelle qui permet de qualifier précisément les services à rendre à l'utilisateur sous forme de fonction, ce qui permet d'aboutir

à l'élaboration d'un cahier des charges. Cet outil est issu d'une méthode plus générale, la méthode APTE (de la Bretesche, 2000).

Le diagramme pieuvre relie le produit étudié à tous les éléments de son environnement extérieur. Des relations entre les deux parties sont alors définies et peuvent prendre la forme de deux fonctions : fonction principale (FP) et fonction contrainte (FC). Chacune de ces fonctions est définie à l'aide d'un verbe à l'infinitif et permettra ensuite de définir les différentes lignes du cahier des charges. La figure 4.1 présente le diagramme pieuvre associé à la plaque d'ostéosynthèse.

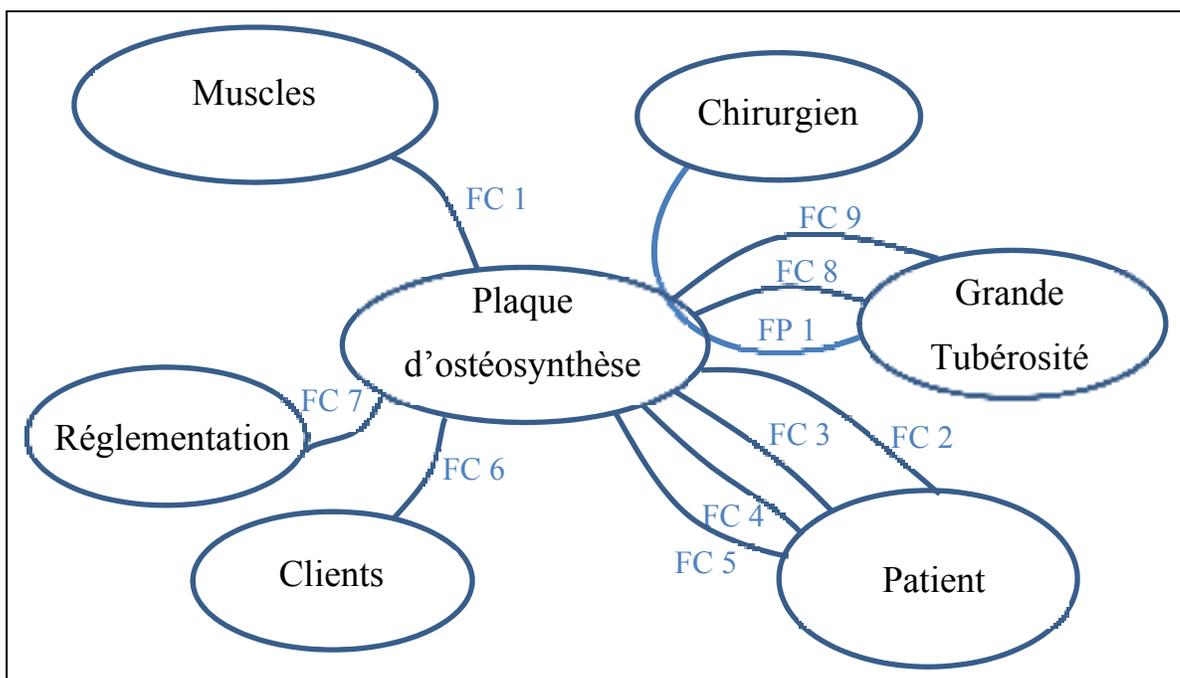


Figure 4.1 Diagramme pieuvre de la plaque d'ostéosynthèse

Les fonctions sont les suivantes :

- FP1 : fixer correctement et simplement le fragment,
- FC1 : résister aux efforts mis en jeu par les muscles au voisinage de la GT,
- FC2 : limiter l'encombrement de la plaque dans le bras,
- FC3 : limiter la masse de la plaque,
- FC4 : ne pas empiéter sur les organes au voisinage de la GT,

- FC5 : ne pas créer de réactions allergiques,
- FC6 : limiter le coût de fabrication (s'applique aussi avec le chirurgien et le patient),
- FC7 : respecter les normes en vigueur,
- FC8 : faire tenir la plaque toute entière sur la GT et ne pas interférer avec le trait de fracture,
- FC9 : maintenir la plaque sur la GT.

4.1.4 Rédaction du cahier des charges

Le diagramme pieuvre établi à la partie précédente permet désormais de rédiger le cahier des charges de conception. À chaque fonction issue de l'analyse fonctionnelle précédente est associée un critère permettant d'orienter la conception et d'évaluer si les futures solutions assurent ladite fonction. Puis, dans la mesure du possible, un niveau d'évaluation avec une certaine flexibilité est attribué à chacun de ces critères. Le tableau 4.1 présente le cahier des charges final de conception du design préliminaire.

Tableau 4.1 Cahier des charges de conception du design préliminaire

FONCTION	CRITÈRE	NIVEAU	FLEXIBILITÉ
FP1 : fixer fragment fracturé	Déplacement du fragment fracturé	0 mm	Nulle
FC1 : résister aux efforts mis en jeu par les muscles au voisinage de la GT	Efforts appliqués par les muscles sus et sous-épineux	300N pour le muscle sus-épineux 150N pour le muscle sous-épineux	Nulle
FC2 : Limiter l'encombrement de la plaque dans le bras	Épaisseur de la plaque	Inférieur à 7mm (distance acromio-humérale (de Oliveira França et al., 2016))	Nulle
FC3 : Limiter la masse de la plaque	Masse de la plaque	Ne doit pas dépasser 37g (masse d'une plaque utilisée à l'HSCM)	Doit être la plus faible possible
FC4 : Ne pas empiéter sur les organes au voisinage de la GT	Éviter nerf axillaire, artère circonflexe postérieure et insertions musculaires	Rectangle centré sur GT : 27.9 mm dans direction antéro-postérieure et 39.7 mm dans direction supéro-inférieure (Sergent et al., 2016)	Nulle (rester inférieur à ces dimensions)

Tableau 4.1 Cahier des charges de conception du design préliminaire (suite)

FONCTION	CRITÈRE	NIVEAU	FLEXIBILITÉ
FC5 : Ne pas créer de réactions allergiques	Utilisation d'un matériau biocompatible	STP1438 (Winters et Nutt, 2003) STP1272 (Brown et Lemons, 1996)	Acier inoxydable ou alliage de titane
FC6 : Limiter le coût de fabrication	Complexité de la géométrie de la plaque	Nombres de plans constituant la surface d'adaptation Opérations d'usinage nécessaire (congés, perçages, extrusion de matière)	Bonne
FC7 : Respecter les normes en vigueur	Normes	ISO/TR 14283 (ISO, 2004) / ISO 14630 (ISO, 2012) / ISO14602 (ISO, 2010)	Nulles
FC8 : Faire tenir la plaque sur la GT et ne pas interférer avec le trait de fracture	Dimensions issues de l'étude du chapitre 3	Largeur maximale : 29 mm Hauteur maximale : 31 mm	±5 mm
FC9 : Maintenir la plaque sur la GT	Nombre de points d'ancrage (suture, bande, vis)	Répartition et nombre de points d'ancrage	Le plus élevé possible

4.1.5 Définition des critères de sélections

Élaborer un cahier des charges a permis de définir différents critères et contraintes de conception qui seront également utilisés lors de la sélection du design. Cependant, considérer

tous ces critères pourrait vite s'avérer fastidieux, d'autant plus que certains d'entre eux comme les normes par exemple n'ont pas fait l'objet d'une définition détaillée. Aussi, l'objectif est la conception d'un design de plaque préliminaire. L'idée de cette partie est donc de sélectionner les principaux critères à prendre en compte pour la future sélection du design final, en leur attribuant une pondération, relative à leur importance.

Il a ainsi été décidé de ne sélectionner que quatre critères parmi ceux définis dans le cahier des charges. Ces critères ont été mis en avant au cours d'une réunion de projet avec Dre Sandman et Yvan Petit, et leurs pondérations attribuées en fonction des attentes que Dre Sandman pouvait avoir d'une telle plaque, en particulier en termes d'encombrement, de possibilités de fixation et de manipulation.

Les critères ainsi sélectionnés sont :

- « masse de la plaque »,
- « épaisseur de la plaque »,
- « nombre de points d'ancrage »,
- « dimensions extérieures ».

L'objectif de la conception d'un tel dispositif d'ostéosynthèse est qu'il soit adaptable au plus grand nombre d'humérus proximaux et donc qu'il soit facilement manipulable et modelable. Parmi les quatre critères sélectionnés précédemment, ce sont l'épaisseur de la plaque et la masse qui influenceront le plus ces deux qualités. Ces critères auront donc la plus grande importance. Il s'en suivra le critère du nombre de points d'ancrage qu'il s'agisse aussi bien de vis de fixation que de sutures ou encore de bandes tendues. Viendra enfin le critère d'encombrement qui sera évalué selon que les parties extérieures de la plaque sont susceptibles ou non d'empiéter sur les différentes insertions musculaires ou passages de nerf. Le tableau 4.2 résume les différents critères de sélection qui seront utilisés par la suite.

Tableau 4.2 Critères de sélections de designs

Critères	Importance	Cible
Masse de la plaque	30%	< 32g
Épaisseur	30%	< 7mm (distance moyenne acromio-humérale)
Possibilité de fixations diverses	25%	Proposer le plus de possibilités de points d'ancrage
Dimensions extérieures	15%	Largeur < 28 mm Hauteur < 31 mm (issues de la caractérisation géométrique) Visuellement : ne pas interférer avec les zones à éviter (voir 4.2.1)

4.2 Recherche de solutions de designs

4.2.1 Mise en place de la conception

L'élaboration des différents concepts a été réalisée sur un modèle 3D d'humérus proximal moyen réalisé par Amélie Sergent, étudiante en médecine, au cours d'un stage de recherche au LIO-HSCM (Sergent et al., 2016). Ce modèle a été développé en vue de la conception d'une plaque d'ostéosynthèse. Visible sur la figure 4.2, il présente un code de couleur qui permet d'orienter la conception :

- en rouge : insertions musculaires, à éviter absolument,
- en orange : possibilités d'insertions musculaires et lieu de passage de l'artère circonflexe postérieure, à éviter le plus possible,
- en jaune : trajets possibles du nerf axillaire sur lequel la plaque ne doit pas empiéter,
- en vert : zone libre de conception.

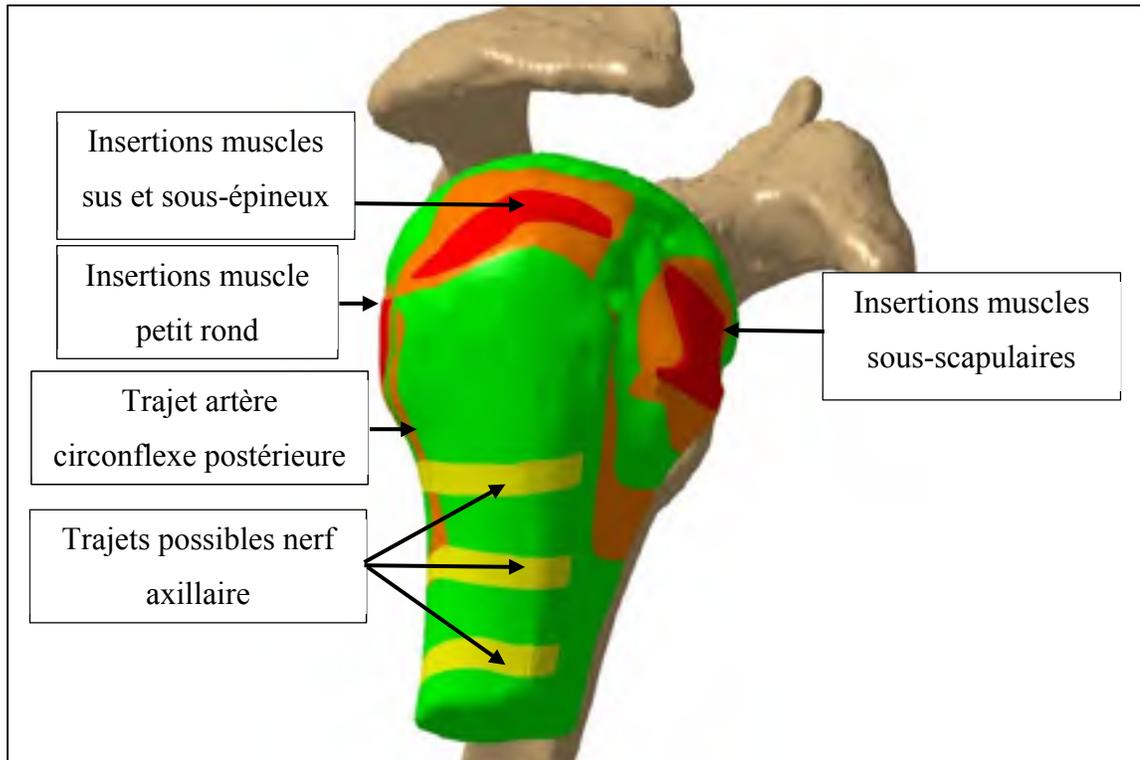


Figure 4.2 Modèle 3D de l'humérus proximal moyen pour support à la conception

À partir du modèle 3D défini précédemment, différentes approches de conception ont été mises en œuvre afin d'être en mesure de proposer diverses solutions de concepts de plaque. Toute la partie conception de ce projet a été réalisée avec le logiciel CATIA V5R21 (3DS, Vélizy-Villacoublay, France).

4.2.2 Démarches de conceptions employées

La première approche de conception a été de créer une surface épousant parfaitement la forme de la GT du modèle moyen pour ensuite épaissir cette dernière. Une plaque en forme de Y a alors été pensée, avec une branche en direction des muscles sus et sous-épineux et une branche en direction du muscle sous-scapulaire. Pour cette première approche, l'environnement *Generative Shape Design* permettant de travailler avec des entités surfaciques et non volumiques a été utilisé. Une esquisse aux formes de la plaque a été tracée puis extrudée en direction de la GT. L'intersection a alors donné une surface d'adaptation de la plaque sur l'os

épousant parfaitement toutes les formes de la GT, surface qui a ensuite été épaissie pour obtenir un premier brut de plaque sur lequel travailler. La figure 4.3 présente le concept résultant de cette première approche.

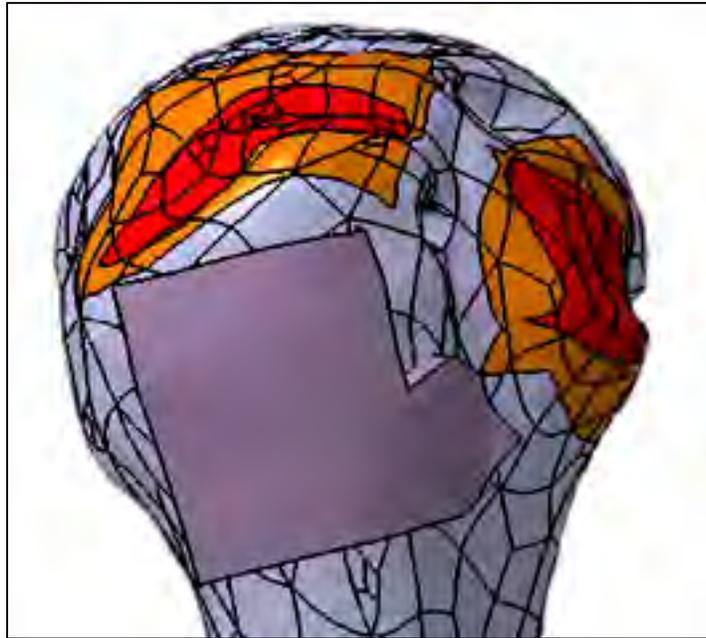


Figure 4.3 Modèle de plaque en Y, parfaitement adapté

Cette première approche a rapidement été abandonnée lors de sa présentation en réunion de projet. En effet, l'idée principale de ce projet de recherche est la conception d'une plaque adaptable au plus grand nombre. Or, le fait de s'adapter parfaitement à la GT d'un humérus moyen ne signifie absolument pas s'adapter à toutes les GT. Aussi, la forme en Y a été proscrite puisqu'elle imposait un empiètement sur le tendon bicipital passant dans la gouttière bicipitale. Enfin, avec une vision à plus long terme considérant la fabrication de la plaque, il s'est avéré clair que celle-ci serait trop difficile à fabriquer comparativement à une plaque dont la surface d'adaptation serait constituée de plans.

Afin de créer une surface d'adaptation constituée de plans, une nouvelle approche de conception de plaque par pliage utilisant l'environnement *Generative Sheetmetal Design* a été réalisée. Elle permet de développer des plaques inclinées par rapport à une plaque principale à

partir des arrêtes de cette dernière. Il est alors possible de recouvrir toute la GT par une multitude de plaques tel que présenté sur la figure 4.4.

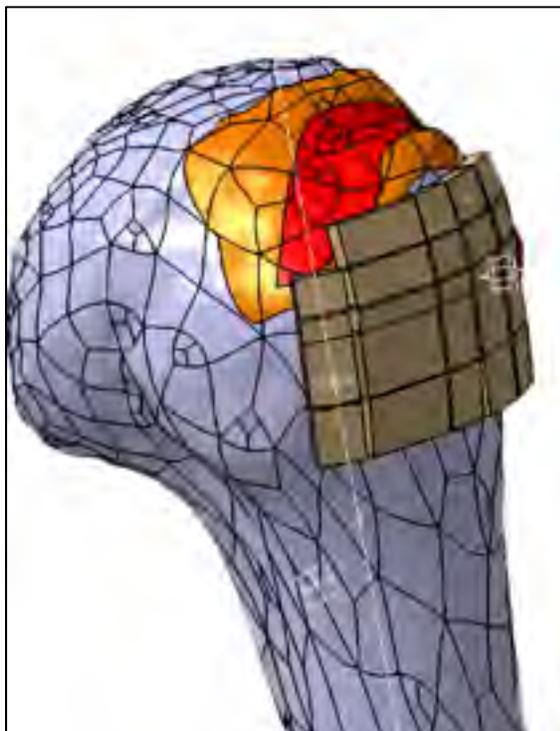


Figure 4.4 Brut de plaque issu de la conception par pliage

Cette seconde approche fait également l'objet de limitations. En effet, le design conçu s'adapte trop bien à la GT de l'humérus moyen pour s'adapter ensuite au plus grand nombre. De plus, il est constitué d'un trop grand nombre de plaques pliées les unes par rapport aux autres et apparaît déjà comme très complexe à fabriquer. Il est donc nécessaire de réfléchir à une approche prenant plus de recul par rapport à l'humérus moyen tout en présentant un concept plus simple et en réfléchissant ensuite à son adaptabilité.

Une dernière approche de conception palliant aux limitations décelées précédemment a donc été mise en place. Elle consiste en la création d'une surface de base s'adaptant approximativement aux formes de la GT dans laquelle le contour de plaque désiré est découpé. Cette surface est conçue via l'atelier *Generative Shape Design* à l'aide de l'outil *surface*

multisections permettant justement de créer une surface à l'aide de courbes guides et de courbes sections judicieusement placées et choisies. La figure 4.5 présente un exemple de surface de base conçue.

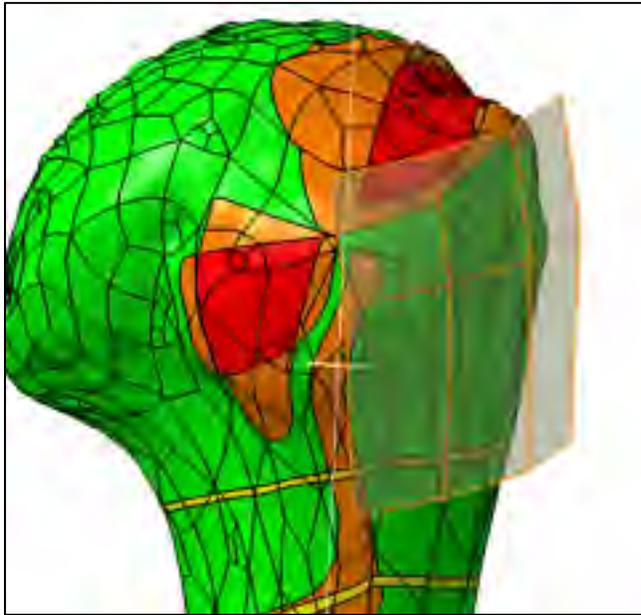


Figure 4.5 Exemple de surface de base pour la conception des designs de plaque

Le contour de la plaque voulu est ensuite découpé dans cette surface de base et la surface d'adaptation de la plaque à la GT est ainsi obtenue. Celle-ci est alors épaissie pour avoir un brut de plaque dans lequel travailler en volumique avec le module *Part Design*. Diverses opérations sont alors réalisées pour obtenir des concepts préliminaires de plaque (poches, perçages, congés...). Différentes solutions de concepts préliminaires de plaques ont ainsi pu être définies.

4.3 Présentation des solutions de designs obtenues

L'objectif de cette partie est de présenter succinctement les différents designs obtenus à partir de la dernière approche de conception décrite précédemment, designs qui seront ensuite comparés afin de sélectionner celui qui semble être le plus performant.

4.3.1 Concept n°1 : « plaque globale »

La figure 4.6 présente le premier concept de plaque réalisé, nommé « Plaque globale », car il recouvre la GT dans sa globalité. Cette première solution contient un maximum de perçages pour l'insertion des vis de fixation. Le diamètre de ces perçages a été choisi égal à 3.5mm, étant une dimension couramment utilisée. L'idée de la chirurgienne étant de fixer d'abord la plaque par son milieu, un trou oblong a été placé afin de pouvoir ajuster la position de la plaque si nécessaire pour la placer de façon optimale. Des perçages plus petits ont été réalisés afin de permettre le passage de fils de suture. Enfin, aux vues des efforts mis en jeu et des dimensions de plaques existantes, une épaisseur de 2mm a été choisie pour la plaque. Le choix du matériau n'étant pas fait, il a été décidé de comparer les masses pour des dispositifs en acier inoxydable pour plus tard se rendre compte du concept qui apporte le meilleur gain. La masse de cette première solution vaut alors 6.02g.

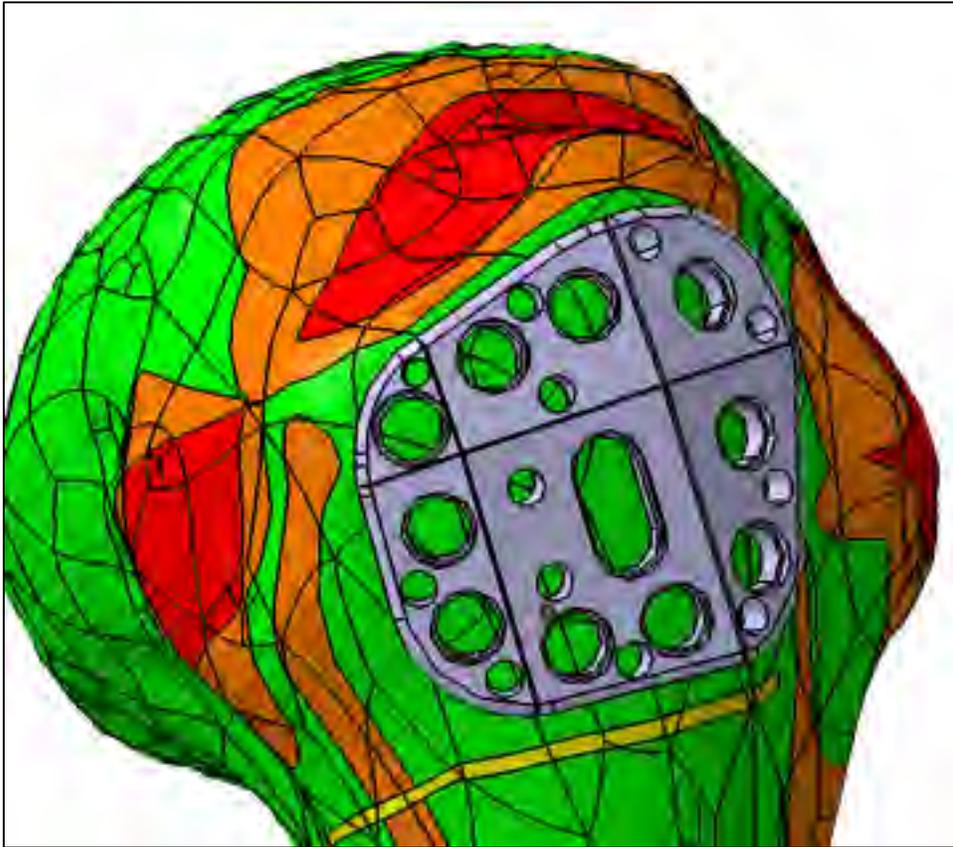


Figure 4.6 Concept n°1 : plaque globale

4.3.2 Concept n°2 : « plaque fleur »

La figure 4.7 présente le second design réalisé. Il s'agit d'une plaque en forme approximative de fleur qui ne recouvre pas la totalité de la GT mais est plutôt constituée de branches en direction de chaque perçage nécessaire. Le nombre de perçages a d'ailleurs été diminué, car jugé trop important sur le premier design, et ces derniers ont été également répartis tout autour de la plaque sans égard à la densité osseuse. On retrouve aussi les perçages pour le passage des sutures et le trou oblong. Concernant la masse de ce design, elle est de 5.56g.

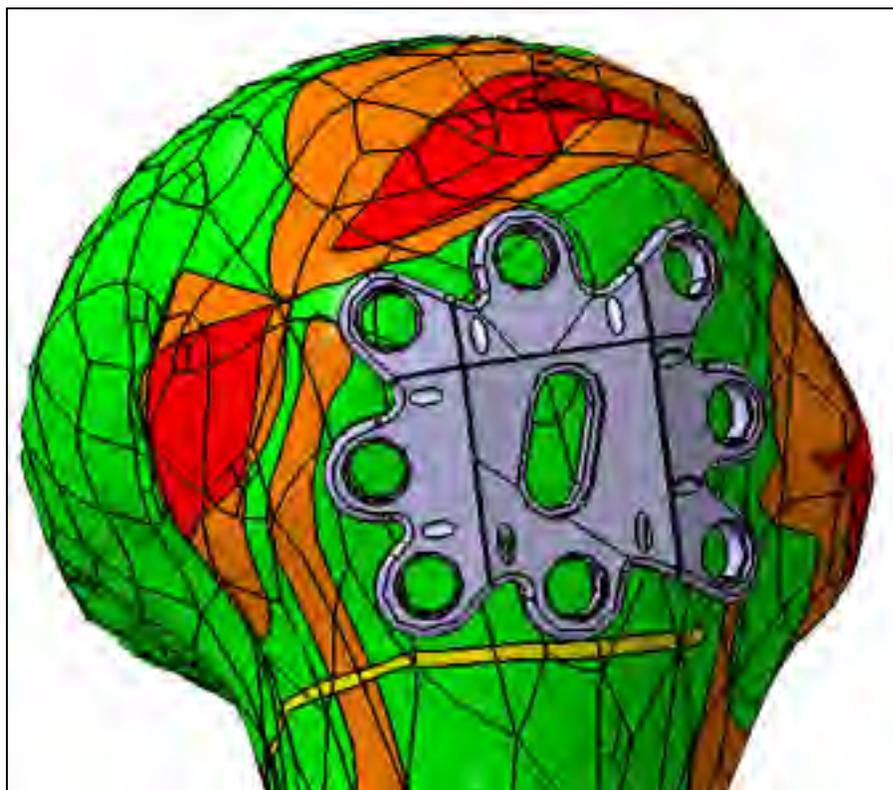


Figure 4.7 Concept n°2 : plaque fleur

4.3.3 Concept n°3 : « plaque étoile »

Le concept n°3 de plaque appelé plaque étoile se trouve à la figure 4.8. L'idée de ce concept est d'aller à l'essentiel en ne fixant la GT que par ses quatre extrémités. Ainsi, en plus du trou oblong central, il n'y a que quatre perçages de diamètre 3.5mm et la GT est partiellement recouverte. Deux trous pour le passage des fils de suture sont placés sur chaque branche. Aussi, en allant justement à l'essentiel, la masse est descendue à 4.45g.

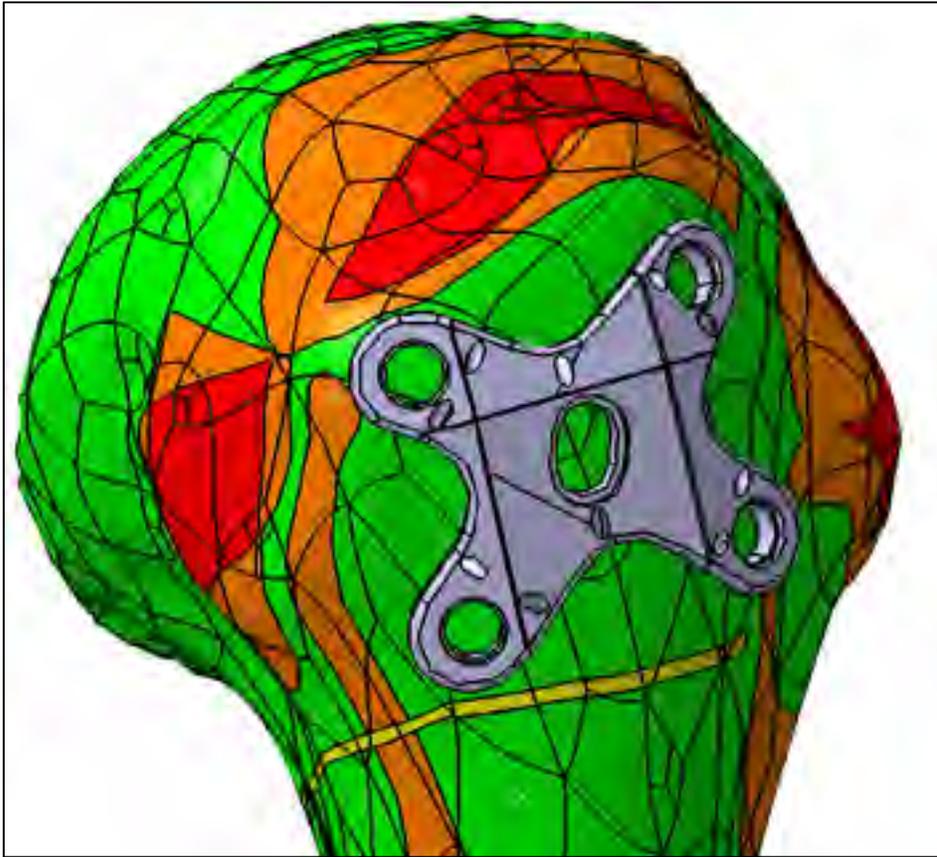


Figure 4.8 Concept n°3 : plaque étoile

4.3.4 Concept n°4 : « plaque hexagonale »

La figure 4.9 présente le concept de plaque hexagonale. Celui-ci reprend les idées du concept n°1 de plaque globale en essayant de recouvrir la GT de façon optimale tout en économisant de la matière. La densité osseuse pour ce design a été prise en compte. Il y a ainsi plus de perçages pour les vis de fixation dans la partie distale, où la densité osseuse de la GT est moins dense, que dans la partie proximale. Il est aussi important de noter que les extrémités de la plaque sont plus vives que pour les autres concepts du fait de la volonté de faire une forme hexagonale, aucun congé n'a été fait aux extrémités proximales et distales. Pour ce qui est de la masse, elle atteint 5.27g.

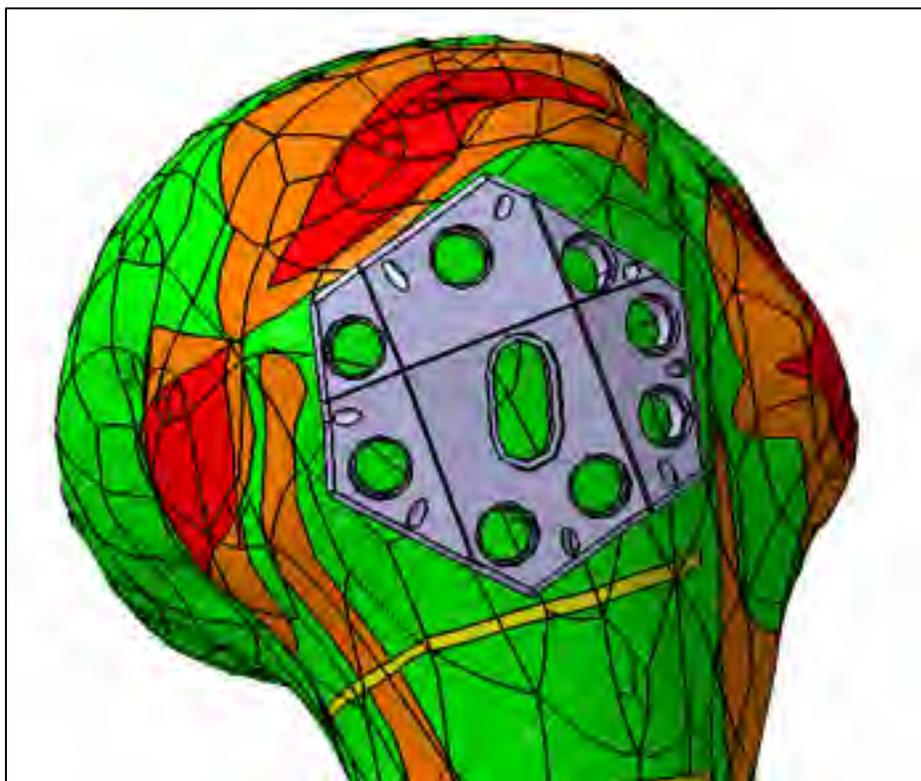


Figure 4.9 Concept n°4 : plaque hexagonale

4.3.5 Concept n°5 : « plaque épurée »

Le concept n°5 de plaque reprend également pour base le premier concept de plaque globale, mais dans un souci d'économie de matière, d'où son nom de plaque épurée. Il est présenté sur la figure 4.10. La matière présente entre les différents perçages a été supprimée en faisant attention de garder des dimensions de sections des branches suffisantes. Les perçages de 3.5 mm ont été placés en fonction de la densité osseuse (plus de perçages dans la partie distale) et les perçages pour les fils de sutures ont été supprimés, les sutures pouvant faire le tour des différentes branches. Les possibilités de points d'ancrage sont donc moins limitées qu'avec les précédents concepts. La masse de ce concept de « plaque épurée » vaut quant à elle 4.74g.

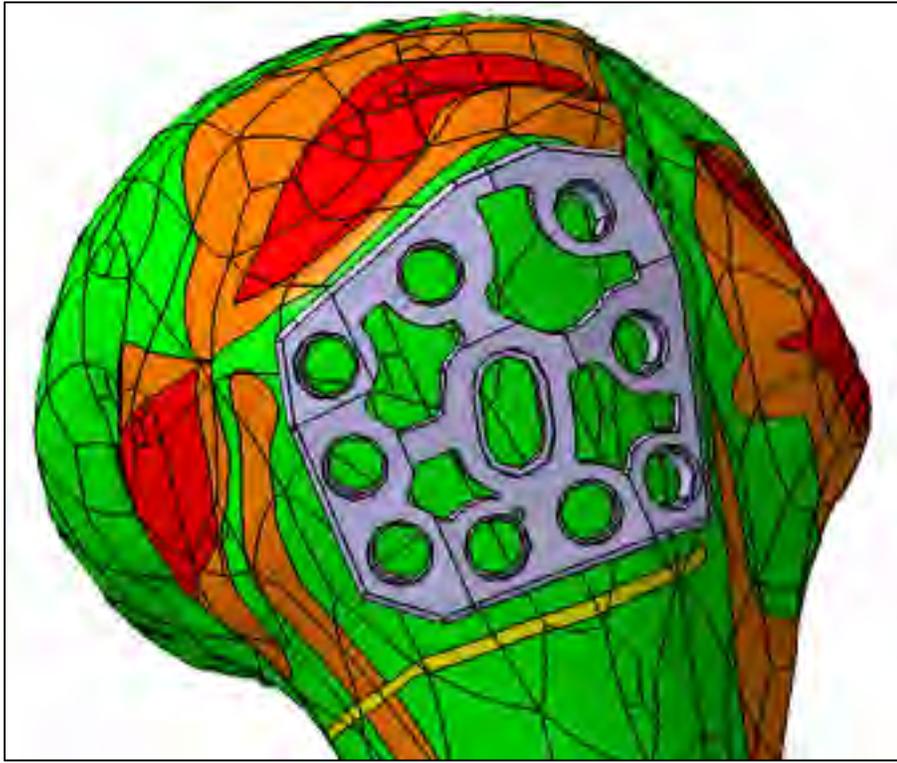


Figure 4.10 Concept n°5 : plaque épurée

4.3.6 Concept n°6 : « plaque 5 trous »

Le concept n°6 de plaque avec 5 trous présenté sur la figure 4.11 reprend l'idée de fixation la GT par ses 4 extrémités déjà pensée pour le concept n°3 de plaque étoile. Il reprend également l'idée de l'économie de matière du concept précédent. Ainsi, de la même manière, les perçages pour le passage des sutures sont devenus inutiles puisque ces dernières peuvent être mises en place sur la quasi-totalité de concept dont la masse diminue jusqu'à 3.71g.

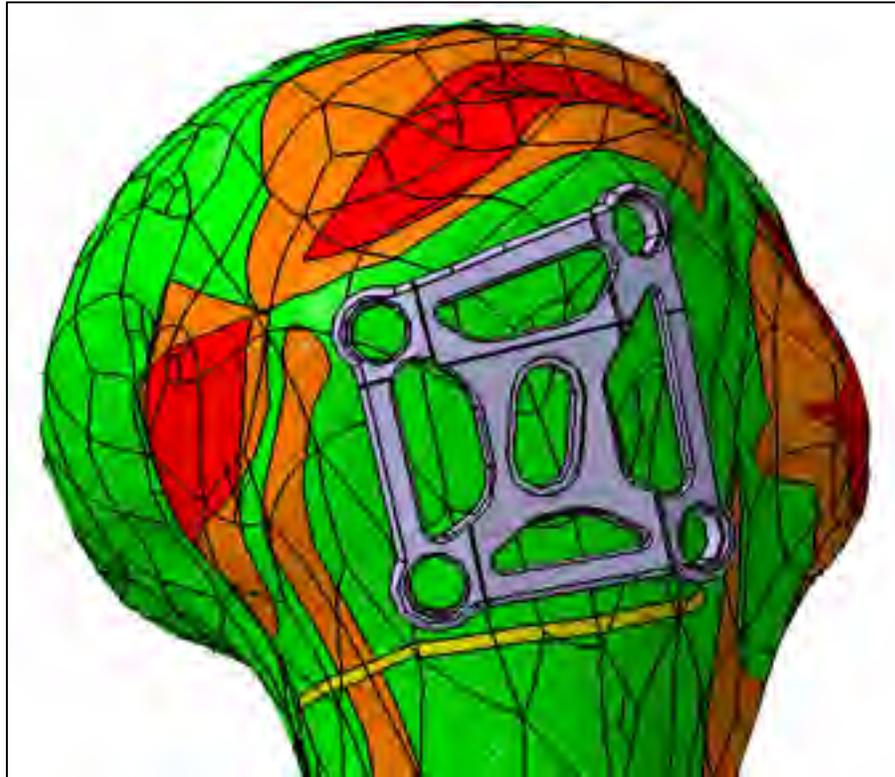


Figure 4.11 Concept n°6 : plaque 5 trous

4.3.7 Concept n°7 : « plaque multi plans »

Ce dernier concept présenté à la figure 4.12 a pour but d'étudier une nouvelle surface d'adaptation à la forme de la GT. Il reprend pour cela les grandes lignes du concept n°1 de plaque globale, mais avec une surface d'adaptation plus complexe puisqu'elle est divisée en deux fois plus de plans que pour les concepts précédents. Le placement des perçages est alors fait en fonction des possibilités offertes par le positionnement des plans puisqu'il est proscrit de placer un perçage sur une arête. La masse de cette plaque multi plan atteint quant à elle 10.3g.

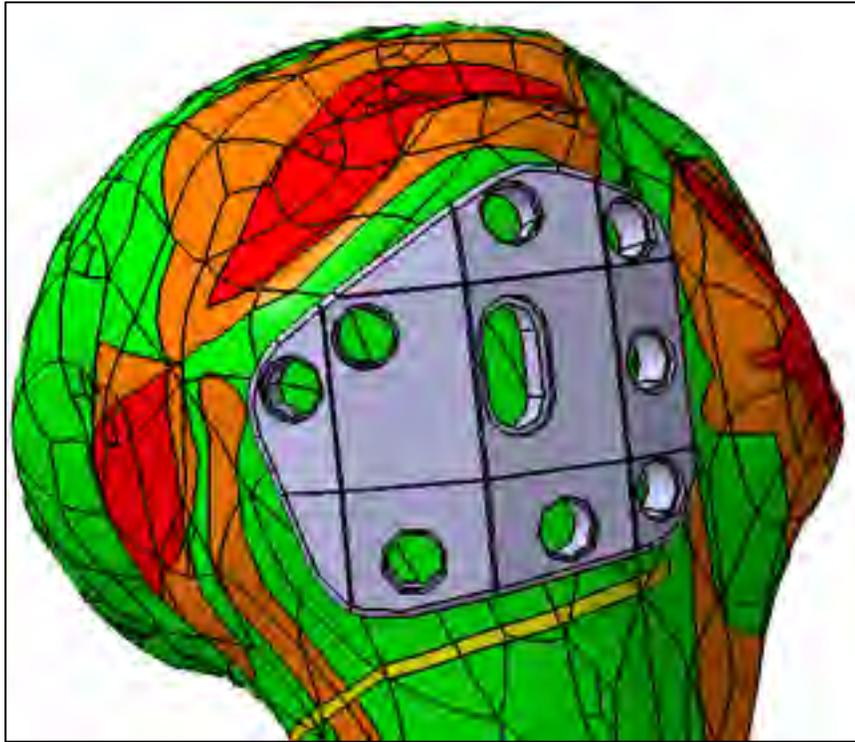


Figure 4.12 Concept n°7 : plaque multi plans

4.4 Choix des solutions

4.4.1 Élimination des solutions redondantes

L'objectif de cette partie est d'effectuer un premier tri entre tous les concepts afin de simplifier la future comparaison des solutions par rapport aux critères de sélection définis suite à l'élaboration du cahier des charges. L'idée est de regrouper tous les designs pour lesquels il y a des similarités importantes afin de n'en considérer qu'un seul dans la future comparaison des solutions.

Les concepts n°1 et n°7, plaque globale et plaque multiplans sont très similaires en termes de dimensions extérieures et de recouvrement de la GT, même si la surface d'adaptation diffère quelque peu. Le concept n°4, plaque hexagonale, se rapproche également des deux précédents aussi bien en termes de dimensions que de nombre et répartition des vis de fixation. Ces trois

concepts seront alors assimilés en un seul représenté par le n°1 plaque globale. C'est ce dernier qui fera l'objet de la comparaison des solutions.

4.4.2 Comparaison des solutions, matrice de Pugh

Le principe de la méthode de Pugh est de construire une matrice de comparaison dans laquelle les designs sont évalués. Cette évaluation se fait en prenant un design comme référence et en comparant les autres à ce dernier en leur attribuant des pondérations positives ou négatives selon le critère considéré. Un score est alors calculé pour chaque design en multipliant la pondération attribuée par l'importance relative définie pour chaque critère. Ces critères et importances ont été définis en section 4.1.5.

Les scores de chaque solution sont finalement comparés pour effectuer un classement des designs. Le tableau 4.3 présente la matrice de Pugh de comparaison finale des designs.

Tableau 4.3 Matrice de Pugh

Spécification	Importance	Concept 1	Concept 2	Concept 3	Concept 5	Concept 6
Masse de la plaque	30	0	+	++	++	+++
Épaisseur plaque	30	0	0	0	0	0
Nombre de points d'ancrage possibles	25	0	0	--	+	--
Dimensions extérieures	15	0	+	-	0	-
	Pointage	0	4	-5	85	25
	Rang	4	2	5	1	3

En termes de masse, le concept n°2 ne se démarque que de 0.07g vis-à-vis du concept de référence. Les concepts 3 et 5 sont plus légers de 1g en moyenne d'où une double pondération et le concept 6 de 2g d'où une triple pondération.

Les nombres de points d'ancrage possibles pour les concepts n°3 et 6 sont largement inférieurs. En effet, le concept n°3 de « plaque étoile » présente un nombre limité de passages de sutures et seulement 5 perçages pour l'insertion de vis de fixation. Le concept de « plaque 5 trous » présente quant à lui diverses possibilités de passage de sutures autour de ses branches, un des différents types de points d'ancrages, mais est lui aussi très limité par la présence de seulement 5 perçages pour l'insertion de vis de fixation. Par rapport au concept de référence, le concept n°5 de plaque épurée se démarque justement par le grand nombre de possibilités de passage de suture autour de ses différentes branches. Le concept n°2 de « plaque fleur » est quant à lui similaire à celui de référence.

Au niveau du critère des dimensions extérieures, bien qu'ils n'empiètent pas sur les différents insertions et passages, les concepts n°3 de « plaque étoile » et n°6 de « plaque 5 trous » ne recouvrent pas tout l'extérieur de la GT. Ils sont donc pondérés négativement. Le concept n°5 de « plaque épurée » est basé sur la géométrie extérieure du concept de référence donc ne se démarque pas, le concept n°2 de « plaque fleur » se démarque en recouvrant toute la GT sans risque d'empiètement.

L'épaisseur de la plaque est la même pour chaque concept, elle n'a donc pas fait l'objet de pondération.

Ce sont finalement les concepts n°2 et de 5 de « plaque fleur » et de « plaque épurée » qui se sont démarqués. Après réunion de projet, il a été décidé de travailler sur une solution finale mélangeant ces deux concepts semblant les plus performants.

4.5 Solution finale du concept préliminaire de plaque d'ostéosynthèse

La figure 4.13 présente le concept final de plaque d'ostéosynthèse réalisée. Il s'agit donc d'un mélange entre les concepts de plaque fleur et de plaque épurée qui ont été présentés précédemment.

Plusieurs modifications ont été apportées. D'abord, la réduction des diamètres de perçage pour l'insertion des vis de fixation a permis d'avoir plus de liberté de conception et également de conserver plus de matière autour des perçages. Les diamètres sont ainsi passés de 3.5 à 2.7mm après accord de Dre Sandman qui utilise régulièrement cette dimension de vis. La direction des perçages a aussi été modifiée pour que tous soient orientés dans la même direction, orthogonale à la partie centrale de la plaque.. Aussi, en vue des faibles dimensions mises en jeu et donc du faible besoin de réglage en translation de la plaque suivant l'axe diaphysaire, il a été décidé d'abandonner l'idée du trou oblong au profit d'un perçage normal également de diamètre 2.7mm, simplifiant ainsi la conception et la fabrication. Finalement, la masse de ce concept final n'est que de 4.67g, soit l'une des plus faibles atteintes parmi toutes les solutions réalisées.

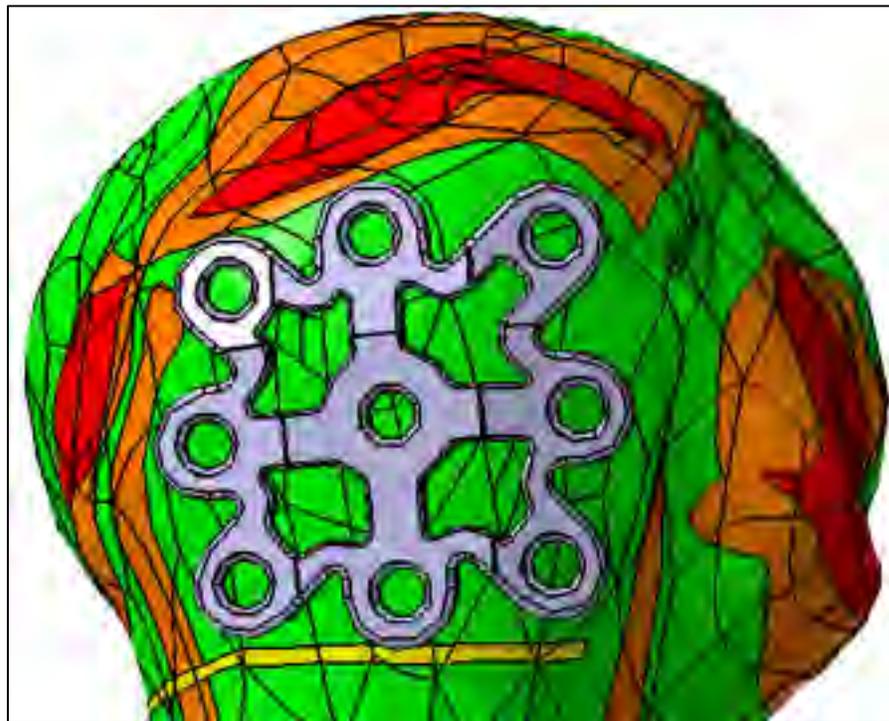


Figure 4.13 Concept final de plaque d'ostéosynthèse de la GT

Un design préliminaire de plaque étant finalement conçu, il a ensuite été nécessaire d'évaluer ce dernier. Cette évaluation fait l'objet du prochain chapitre.

CHAPITRE 5

ÉVALUATION DU DISPOSITIF PROPOSÉ

Le but de ce cinquième chapitre est de répondre à l'objectif O3 d'évaluation du dispositif. Il s'agira donc dans un premier temps d'évaluer le concept final en soumettant ce dernier à la matrice de Pugh mise en place dans le choix des concepts. La seconde partie s'intéressera qualitativement au positionnement de la plaque. Enfin, l'étude de la capacité d'adaptation de la plaque sur un humérus quelconque sera réalisée.

5.1 Évaluation du concept final de plaque d'ostéosynthèse de la grande tubérosité

Le concept final étant clairement défini, il est pertinent de soumettre ce dernier au processus d'évaluation de performance selon les critères de conception établis. La matrice de Pugh utilisée à la section 4.4.2 a donc été réutilisée afin de voir si ce dernier concept est justement plus performant que ceux réalisés auparavant et répond convenablement aux critères principaux du cahier des charges. Le tableau 5.1 présente l'évaluation du concept final à travers la matrice de Pugh.

Tableau 5.1 Matrice de Pugh pour l'évaluation du design final

Spécification	Importance	Concept 1	Concept 2	Concept 3	Concept 5	Concept 6	Concept final
Masse de la plaque	30	0	+	++	++	+++	++
Épaisseur plaque	30	0	0	0	0	0	0
Nombre de points d'ancrage possibles	25	0	0	--	+	--	+
Dimensions extérieures	15	0	+	-	0	-	+
	Pointage	0	45	-5	85	25	100
	Rang	5	3	6	2	4	1

Le design final arrive en première position. En effet, avec une masse de 4.67g, il représente un gain de masse semblable aux concepts de « plaque fleur » et de « plaque épurée ». Il se démarque également d'une part par le nombre de points d'ancrage possibles sur la plaque qui pour un concept avec des branches de la sorte n'est pas limité, et d'autre part par ses dimensions extérieures qui recouvrent toutes les extrémités de la GT en assurant l'absence d'un quelconque empiètement, En résumé, le concept final arrive en première position car il regroupe les avantages des deux solutions ayant conduit à sa conception.

Le concept final est celui qui est le mieux noté, cela constitue une première validation. Une seconde validation consiste en l'étude du positionnement de la plaque via l'impression 3D du prototype.

5.2 Évaluation de la facilité de positionnement du concept final

Afin de se rendre compte de la facilité de positionnement de la plaque, et également d'avoir une première idée de la capacité d'adaptation de cette dernière, le design final conçu a été

imprimé en 3D. À l'impression de celui-ci s'est accompagnée l'impression d'un modèle 3D d'humérus droit pris aléatoirement dans la base de données du LIO-HSCM. Ces deux impressions ont été réalisées à l'ETS. Les caractéristiques sont présentées dans le tableau 5.2. Les pièces imprimées sont présentées sur la figure 5.1.

Tableau 5.2 Caractéristiques des impressions 3D réalisées

Machine utilisée	Stratasys Fortus 250 MC
Matériau	ABS (acrylonitrile butadiène styrène)
Stratégie de remplissage	Sparse pour le modèle d'humérus Plein pour le prototype de plaque
Épaisseur de couches	0.254mm
Fini de surface pour la plaque	« Enhanced »



Figure 5.1 Impression du prototype de plaque et de l'humérus proximal droit

Il est tout d'abord possible de remarquer que les dimensions générales de la plaque sont cohérentes puisque la GT est recouverte dans son ensemble et de façon homogène. Aussi, les formes données à ce concept préliminaire de plaque favorisent la facilité de positionnement. En effet, chaque branche de la plaque a une position bien définie sur la GT. Il est alors facile de bien orienter la plaque, en particulier grâce à la branche antéro-proximale qui est facilement repérable puisque de taille supérieure. Le positionnement est alors aisé, car une fois cela repéré, il ne suffit plus que d'orienter légèrement la plaque pour que l'écart entre celle-ci et l'os soit homogène partout lorsqu'il est présent.

Cet écart de l'ordre du millimètre pourrait éventuellement s'avérer problématique dans le cas d'une fracture comminutive pour laquelle un morceau de fragment se trouverait juste en dessous de cet écart et ne serait alors pas appliqué correctement sur l'os. Il est donc nécessaire d'évaluer la capacité d'adaptation de la plaque afin de voir si celle-ci est en mesure de diminuer le plus possible cet écart pour éviter cet éventuel problème.

5.3 Évaluation de la capacité d'adaptation

Il a été vu dans la partie précédente que la plaque présentait une bonne capacité de positionnement, mais que de faibles écarts plaque-os pouvaient être présents et potentiellement problématiques. L'idée de cette partie est donc d'étudier si la plaque est facilement déformable pour réduire au maximum ces écarts. Cela traduira ainsi une certaine capacité d'adaptation, adaptation qui dépend en particulier du caractère modelable de la plaque aussi bien lorsque le chirurgien agit sur celle-ci que lorsque les vis viennent lui appliquer des efforts.

L'hypothèse de cette partie est que les vis de fixation insérées dans l'os sont en mesure d'appliquer un effort suffisamment important pour déformer la plaque et réduire du mieux possible l'écart plaque-os. Pour vérifier celle-ci, une analyse par éléments finis, en ayant au préalable déterminé les données nécessaires, sera effectuée.

5.3.1 Mise en place de l'analyse par éléments finis

5.3.1.1 Mise en place et calculs des données nécessaires à l'étude

Afin d'être en mesure de procéder à l'analyse par éléments finis de l'adaptabilité de la plaque, des données ont dû être définies, en particulier au niveau des efforts mis en jeu. La revue de la littérature présentée à la partie 1.4.2 a été réalisée dans l'optique de ce dernier chapitre.

Les efforts nécessaires à l'analyse sont les efforts appliqués sur la plaque lors de l'insertion des vis de fixation qui, d'après la littérature, correspondent à la force axiale générée dans la vis par le couple de serrage. Une formule développée par Kellerman *et al* (Kellermann et Klein,

1955) et présentée équation 5.1 relie le couple de serrage et l'effort axial. Connaître un ordre de grandeur de couple de serrage peut donc amener, en connaissant les caractéristiques des vis utilisées, à déduire l'effort appliqué sur la plaque. Les différents paramètres sont les suivants :

- p : pas de la vis,
- μ_t : coefficient de frottement au niveau du filetage, entre la vis et l'os,
- μ_b : coefficient de frottement au niveau de la tête de vis, entre la vis et la plaque,
- d_2 : diamètre sur flanc de la vis,
- d_m : diamètre moyen de la tête de vis,
- C : couple de serrage ;
- F : effort axial.

$$C = F * (0.161p + 0.583 \mu_t d_2 + 0.5 \mu_b D_m) \quad (5.1)$$

Le concept préliminaire de plaque a été conçu pour des vis de diamètre 2.7 mm. Pour ces vis, la revue de la littérature a montré des couples de serrage de l'ordre de 1.5 Nm. La suite de cette étude sera donc réalisée en considérant ce couple de serrage.

Les paramètres nécessaires aux calculs (pas de vis et diamètre) ont été définis en utilisant la norme ASTM F54307 « *Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws* » :

- $p = 1\text{mm}$; $d_2 = 2.7\text{mm}$; $d_m = 3.25\text{ mm}$.

Les coefficients de frottement ont été définis au cours de la revue de littérature :

- Acier/acier : 0.2 ;
- Acier/os : 0.5 ;
- Titane/titane : 0.3 ;
- Titane/os : 0.3.

À partir de ces paramètres, l'effort (F) de compression de la vis peut désormais être calculé. Le tableau 5.3 regroupe les différents paramètres et la valeur F de l'effort des vis de fixation sur la plaque qui sera utilisée dans les futures simulations.

Tableau 5.3 Calcul des efforts nécessaires à l'analyse par éléments finis

Matériau Plaque	Matériau vis	Frottement filetage μ_t	Frottement tête vis μ_m	Pas (mm)	Diamètre d2 (mm)	Diamètre Df (mm)	Couple (Nm)	Effort (N)
Acier	Acier	0.3	0.2	1	3.25	2.7	1.5	1567
Titane	Titane	0.5	0.3	1	3.25	2.7	1.5	1046

Les données nécessaires étant définies, la mise en place de l'analyse par éléments finis a pu être effectuée.

5.3.1.2 Préparation de l'analyse par éléments finis

L'analyse par éléments finis a été réalisée avec le module *Generative Structural Analysis* du logiciel CATIA V5R21 (3DS, Vélizy-Villacoublay, France). Il a tout d'abord fallu attribuer des matériaux à la plaque. Le choix n'étant pas encore fait entre l'alliage de titane et l'acier inoxydable, les deux matériaux les plus courants dans le domaine biomédical, l'étude sera réalisée dans les deux cas dont les propriétés sont présentées au tableau 5.4.

Tableau 5.4 Propriétés des matériaux utilisés

	Propriétés	Valeur (unité)
Acier inoxydable	Module de Young	200 GPa
	Coefficient de Poisson	0.26
	Densité	7860 kg/m ³
	Limite élastique	250 MPa
Alliage de titane	Module de Young	114 GPa
	Coefficient de Poisson	0.34
	Densité	4460 kg/m ³
	Limite élastique	825 MPa

La plaque a ensuite été positionnée sur la GT d'un humérus proximal droit choisi aléatoirement dans la base de données du LIO. Le positionnement s'est fait de la manière suivante et représente globalement la façon dont le chirurgien insèrera la plaque. Cette dernière est constituée de six plans distincts : trois dans la partie proximale et trois dans la partie distale. La plaque a été conçue pour que le plan central de la partie distale de la plaque soit centré sur la GT. Pour la simulation, la plaque a donc été positionnée avec son plan central distal centré sur la GT jusqu'à la tangence, puis orienté de manière à s'adapter globalement sur toute la GT. La figure 5.2 montre une image de la plaque dans sa position initiale.

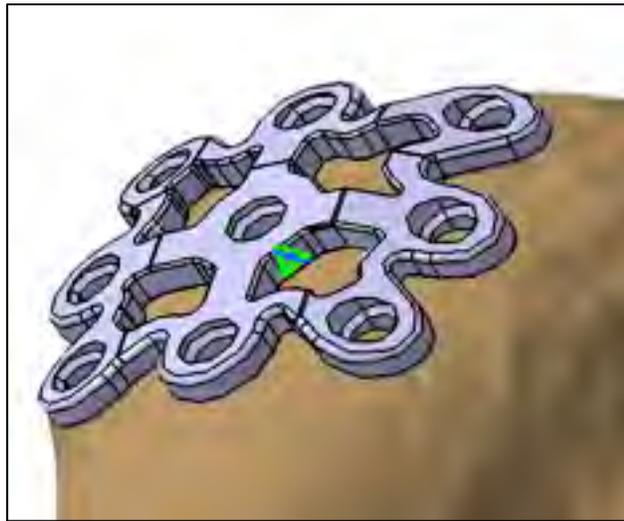


Figure 5.2 Positionnement de la plaque en vue de l'analyse par éléments finis

Pour simplifier le traitement des résultats, des noms faisant référence à leur position sur la GT ont été attribués à chaque branche de la plaque, tels que détaillés à la figure 5.3.

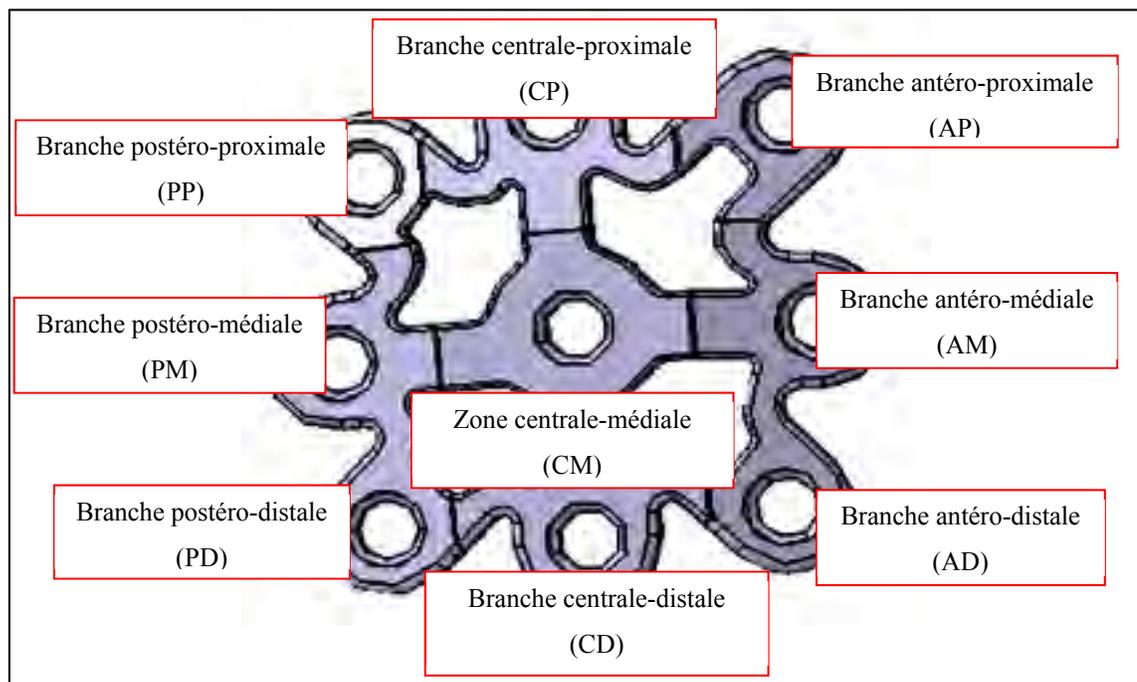


Figure 5.3 Définitions des différentes zones de la plaque

Les chargements et conditions aux limites ont ensuite été définis. L'intérêt de cette étude est porté sur la déformation possible de la plaque lors de son installation sur la GT. Il a donc été décidé d'encastrer la totalité de l'humérus pour que celui-ci reste fixe pendant la simulation. La technique chirurgicale consiste à d'abord positionner la plaque sur celle-ci puis à commencer la fixation par le perçage central. Les vis de fixation sont finalement insérées à la périphérie de la plaque. Ainsi, une fois la plaque positionnée, le centre de la plaque a été encastré pour la simulation afin de représenter sa fixation avec la vis centrale. Cela s'est fait en encastrant la surface et l'arête inférieures du perçage central. Les encastrements sont présentés sur la figure 5.4.

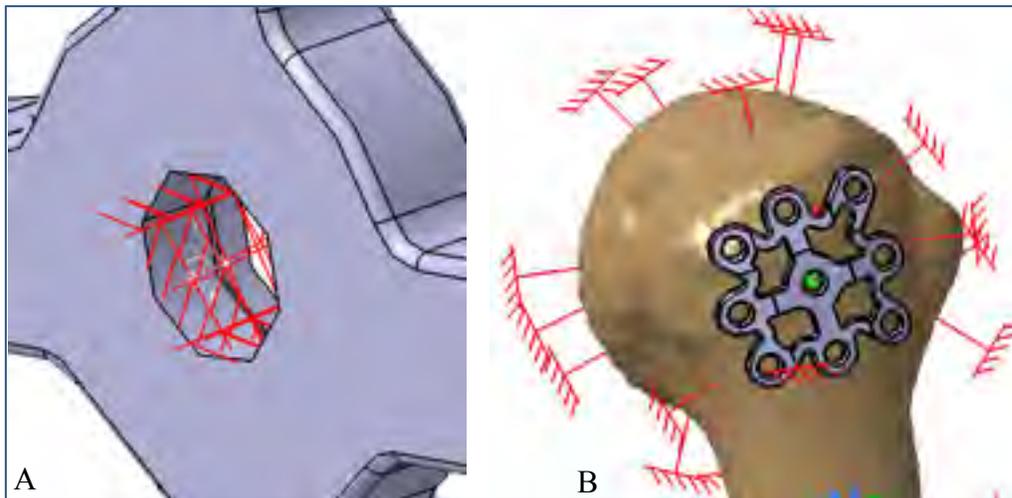


Figure 5.4 Encastrement du centre de la plaque (A) et de l'humérus (B)

Par la suite, les forces calculées dans la partie 5.3.1.1 ont été appliquées dans la direction longitudinale de chaque perçage pour représenter le chargement dû au serrage des vis en périphérie de la plaque. L'effort appliqué par chaque vis a été modélisé par une « force distribuée » appliquée sur toute la surface conique du perçage. La figure 5.5 présente la façon dont les chargements ont été appliqués. Deux cas de chargement ont été simulés, un pour une plaque en acier et l'autre pour une plaque en titane, tel que décrit au tableau 5.2.

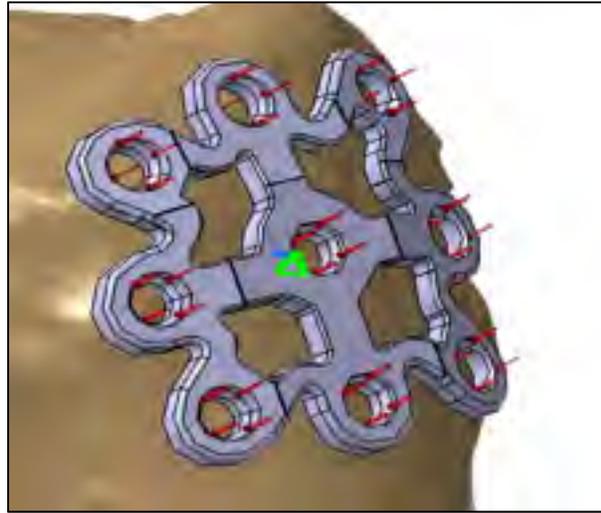


Figure 5.5 Application des chargements en vue de l'analyse par éléments finis

Le maillage du modèle par éléments finis a été défini par des éléments tétraédriques de type parabolique à 10 nœuds, plus précis que les éléments linéaires, mais nécessitant des temps de calcul plus longs. Le tableau 5.5 présente les principales caractéristiques du maillage par éléments finis. Ce maillage a également fait l'objet d'une étude de convergence présentée en annexe VIII.

Tableau 5.5 Paramètres de l'analyse par éléments finis

Paramètre	Valeur
Type d'analyse	Statique
Critère	Facteur de forme
Jacobien	0.3
Angle de vrillage	60
Méthode de résolution	Gauss R6
Type d'éléments du maillage	Parabolique
Flèche absolue	0.278 mm
Tolérance géométrique	0.1 mm
Taille minimale pour les spécifications de flèche	0.218 mm
Taille du maillage	1.74 mm

5.3.2 Résultats de l'analyse par éléments finis

L'objectif de cette étude était d'évaluer si chaque branche de la plaque peut s'adapter sur la GT. Pour cela, les déplacements nécessaires pour que chacune d'entre elles vienne appuyer sur la GT ont été évalués pour ensuite être comparés aux déplacements effectivement relevés, sans oublier de s'intéresser à la déformée globale du maillage.

Les déplacements nécessaires et effectivement réalisés par chaque branche ont été évalués via l'arête inférieure de chaque perçage, sur lesquelles des nœuds équirépartis ont été mis en place grâce à l'outil « ligne de groupe ».

5.3.2.1 Mesures des déplacements nécessaires

La distance minimale entre chaque ligne de groupe et la GT a été évaluée à l'aide de l'outil « Mesures » du logiciel CATIA V5R21 (3DS, Vélizy-Villacoublay, France) comme présenté pour la branche antéro-médiale à la figure 5.6. Il s'agit de mesures approximatives, car certaines branches peuvent avoir une partie déjà quasi en contact avec la GT et une autre partie plus éloignée de cette dernière. C'est le cas par exemple des branches postéro proximales et médiales. Toutes ces prises de mesures sont présentées en annexe IX et le tableau 5.6 regroupe les résultats des déplacements nécessaires mesurés pour chaque branche.

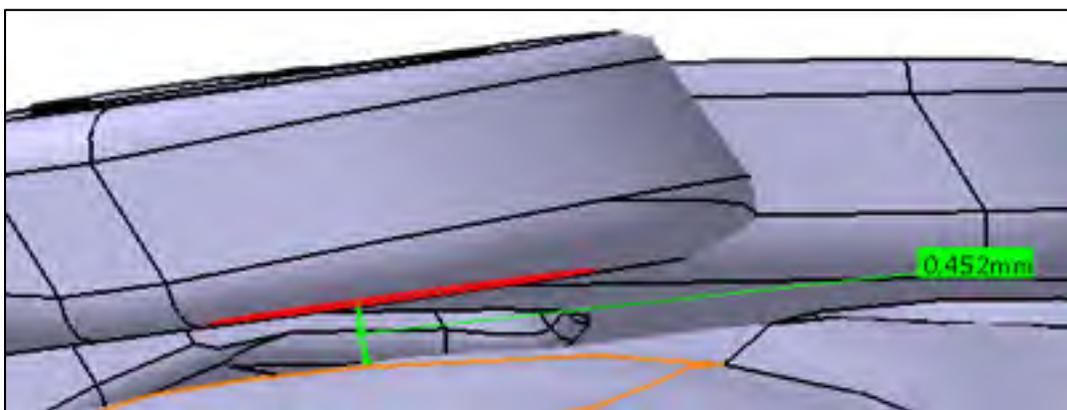


Figure 5.6 Évaluation du déplacement nécessaire de la branche Antéro-Médiale

Tableau 5.6 Déplacements nécessaires de chaque branche de la plaque pour une bonne adaptation à la GT

Branche	Déplacement nécessaire (mm)
Antéro-Proximale	0,186
Antéro-Médiale	0,452
Antéro-Distale	0,783
Centrale-Proximale	0,191
Centrale-Distale	0,112
Postéro-Proximale	0,354
Postéro-Médiale	0,094
Postéro-Distale	0,661

5.3.2.2 Évaluation des déplacements réels

Le déplacement de chaque branche de la plaque a été assimilé au déplacement de l'arête inférieure de chaque perçage. Chacune de ces arêtes est un cercle sur lequel le logiciel a placé entre 18 et 22 nœuds de façon équiréparties qui possèdent chacun un vecteur déplacement dont les composantes peuvent être exportées vers un tableur Excel. La norme de chacun de ces vecteurs déplacements a été calculée et le déplacement de l'arête inférieur du perçage a été considéré comme étant la moyenne des normes de chaque vecteur. Ce déplacement a finalement été comparé aux déplacements nécessaires évalués dans la section 5.3.2.1. Les résultats complets de ces vecteurs de déplacement sont présentés en exemple en annexe X dans le cas d'une plaque en acier inoxydable pour des chargements de 1500N.

La simulation a d'abord été faite dans le cas d'une plaque en acier inoxydable pour des chargements de 1500N correspondant aux efforts calculés dans la section 5.3.1.1. Pour chaque branche, les déplacements estimés se sont montrés largement supérieurs aux déplacements nécessaires évalués, voir tableau 5.6. Cela s'est vérifié au niveau de l'étude qualitative de la déformée du maillage présentée sur la figure 5.7, puisque toutes les branches de la plaque pénètrent dans l'humérus.

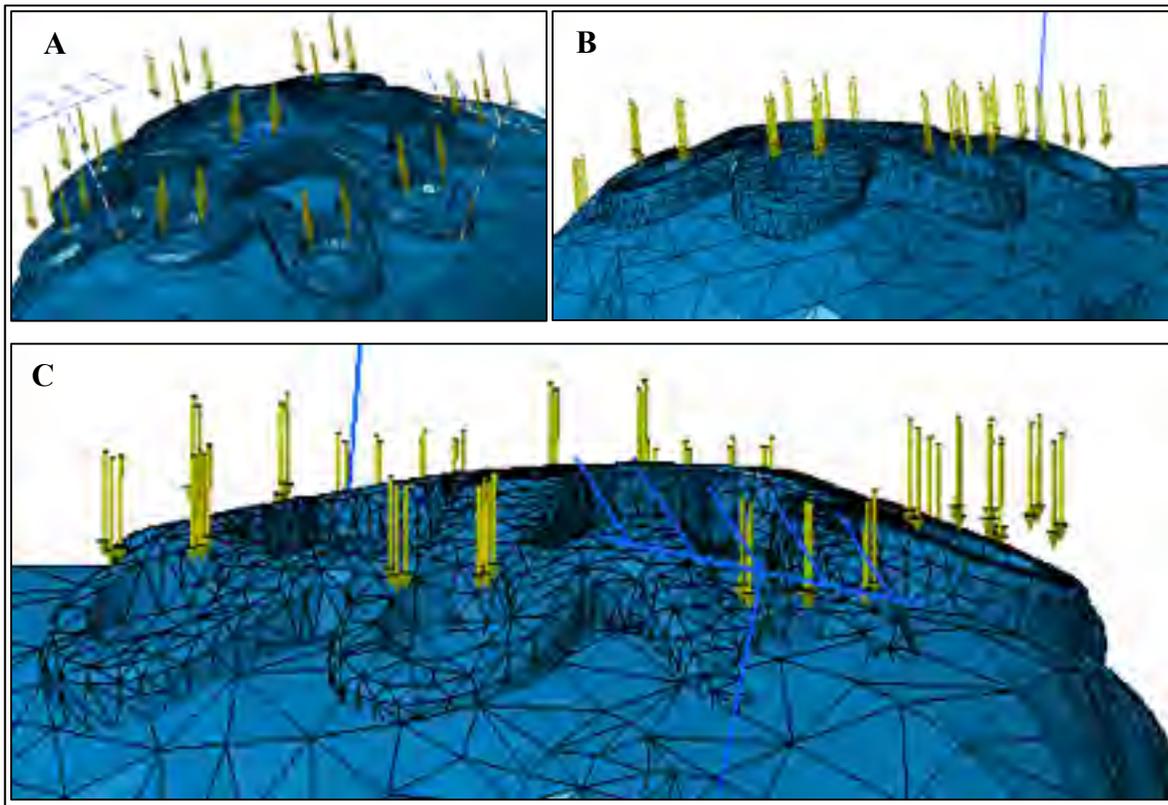


Figure 5.7 Déformée du maillage pour la plaque en acier inoxydable et un chargement de 1500N par vis

A – Vue inférieure, B – Vue postérieure, C – Vue antérieure

Des efforts largement inférieurs semblent donc être suffisants pour une bonne adaptation de la plaque. La même étude a donc été réalisée pour des chargements deux fois moins importants (750N) correspondant à un couple de serrage de 0.72 Nm. Pour des efforts deux fois inférieurs, les déplacements estimés se sont montrés suffisants et se rapprochent des déplacements nécessaires, exceptés pour les branches antéro et postéro distales où un écart de seulement 0.072 et 0.009 mm reste à combler. Le tableau 5.7 présente les résultats dans les deux configurations de chargement. Le déplacement estimé est nul pour la zone centrale-médiale en raison des conditions d'encastrement. Enfin, la figure 5.8 présente les déformées du maillage dans le cas de chargements deux fois moins élevés, qui démontrent que la plaque semble s'adapter correctement et de façon homogène sur toute la GT.

Tableau 5.7 Comparaison des déplacements nécessaires et estimés pour la plaque en acier inoxydable et des chargements de 1500N et 750N

Branche	Déplacement nécessaire (mm)	Déplacement estimé (mm) Efforts = 1500N	Déplacement estimé (mm) Efforts = 750N
Antéro- Proximale	0,186	1.962	0.976
Antéro- Médiale	0,452	1.272	0.636
Antéro-Distale	0,783	1.421	0.711
Centrale- Proximale	0,191	0.958	0.479
Centrale- Médiale	0,147	0	0
Centrale- Distale	0,112	0.832	0.416
Postéro- Proximale	0,354	1.251	0.600
Postéro- Médiale	0,094	1.040	0.520
Postéro-Distale	0,661	1.303	0.652

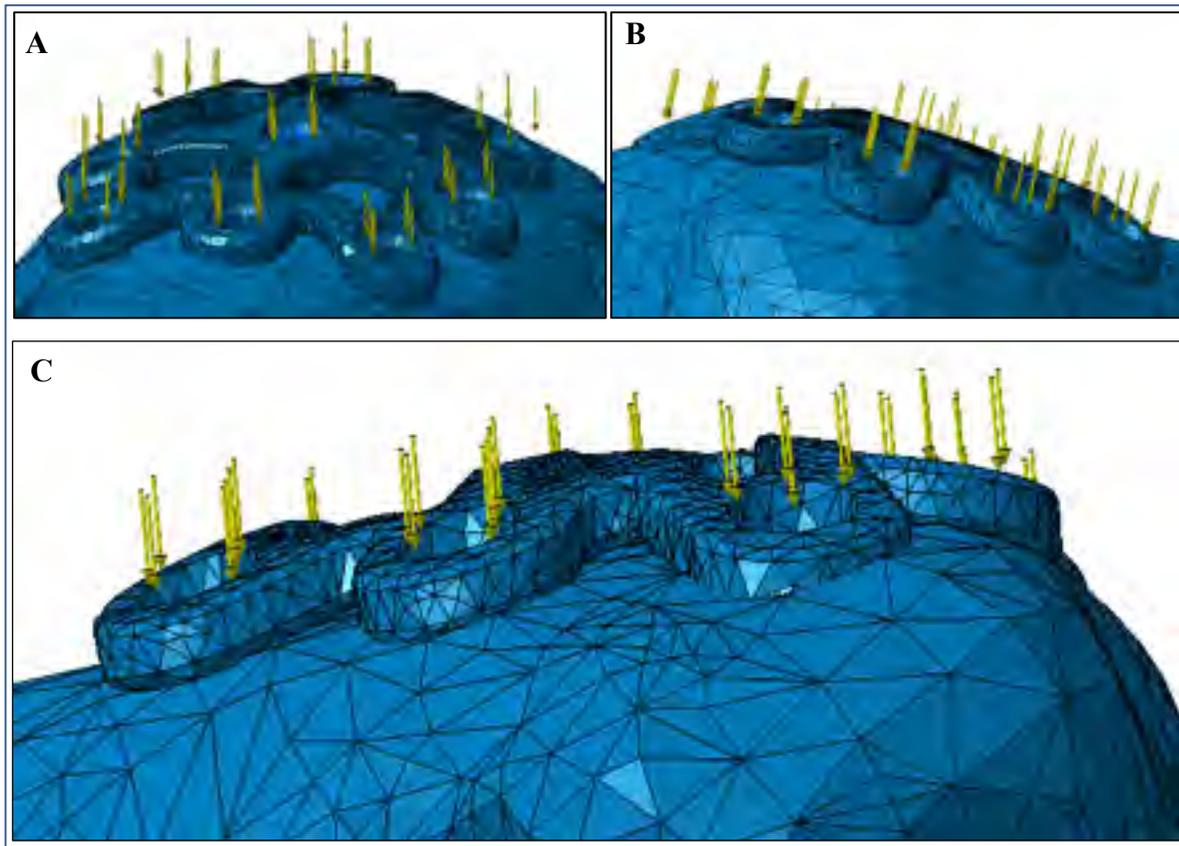


Figure 5.8 Déformée du maillage pour la plaque en acier inoxydable et un chargement de 750N par vis

A – Vue inférieure, B – Vue postérieure, C – Vue antérieure

La même étude a ensuite été réalisée pour le titane. La première simulation a été faite pour un effort de 1000N conforme aux calculs de la section 5.3.1.1. Les déplacements estimés se sont avérés largement supérieurs aux déplacements nécessaires. Ainsi dans la même idée que pour la plaque en acier inoxydable, la simulation a été refaite pour des efforts deux fois moins importants (500N). Les résultats des déplacements sont présentés dans le tableau 5.8.

Tableau 5.8 Comparaison des déplacements nécessaires et estimés pour la plaque en titane et des chargements de 1000N et 500N

Branche	Déplacement nécessaire (mm)	Déplacement estimé (mm) Efforts = 1000N	Déplacement estimé (mm) Efforts = 500N
Antéro- Proximale	0,186	2.653	1.327
Antéro- Médiale	0,452	1.724	0.862
Antéro-Distale	0,783	1.894	0.947
Centrale- Proximale	0,191	1.271	0.635
Centrale- Médiale	0,147	0	0
Centrale- Distale	0,112	1.098	0.549
Postéro- Proximale	0,354	1.410	0.813
Postéro- Médiale	0,094	1.412	0.706
Postéro-Distale	0,661	1.781	0.890

Les déplacements semblent donc suffisants dans la configuration d'efforts deux fois moins importants. Pour ce qui est de l'analyse de la déformée du maillage, les résultats sont semblables à la plaque en acier inoxydable; la plaque pénètre nettement dans l'humérus pour des chargements de 1000N et s'adapte de façon plus homogène pour des chargements de 500N.

5.3.3 Conclusion de l'étude de la capacité d'adaptation

Pour les deux types de matériau, les résultats se sont avérés très satisfaisants en termes de déformations et de déplacements, ce qui traduit une bonne capacité d'adaptation de la plaque. Cela montre que le concept préliminaire semble remplir avec succès son critère d'adaptation, en dépit des hypothèses et approximations qui feront l'objet d'une partie dans la discussion.

Les résultats étant similaires, cette étude n'est en revanche pas suffisante pour choisir un matériau plutôt qu'un autre. En effet, le titane a certes présenté des déplacements supérieurs qui ne semblent pas nécessairement utiles, d'autant plus qu'à cela s'ajoute un coût supérieur comparé à l'acier inoxydable.

L'objectif de cette partie est quant à lui rempli puisqu'il a été montré que le concept de plaque réalisé présentait suffisamment de malléabilité pour s'adapter à la GT.

CHAPITRE 6

DISCUSSION

Ce chapitre a pour objectif de discuter des choix méthodologiques ainsi que des résultats obtenus et des interprétations effectuées pour les différentes parties de ce mémoire. Il sera pour cela divisé en 3 parties principales correspondant respectivement aux chapitres 3, 4 et 5 de ce mémoire. Il s'en suivra finalement une discussion plus générale sur l'importance de ces travaux de recherche effectués et leur portée potentielle.

6.1 Caractérisation de la fracture de type split

La fracture de type split de la GT a été mise en avant par Mutch *et al* (Mutch, 2014) en même temps que les fractures de type dépression et avulsion. Cependant, aucune étude plus poussée n'a suivi pour caractériser plus en détail l'une ou l'autre de ces fractures. La caractérisation de la fracture de type split réalisée au cours de ce projet de recherche est donc la première à avoir été réalisée. Elle permet d'abord une meilleure connaissance des dimensions de ce type de fracture puisque quasiment tous les paramètres mesurés ont suivi une tendance, mais également une meilleure connaissance de la forme des fragments. De plus, elle pourra servir de base en matière de méthodologie à la caractérisation d'autres fractures osseuses du corps humain, caractérisation qui elle-même pourra servir à l'élaboration de stratégies de traitement pour la fracture concernée.

Toutefois, il a d'abord été noté que certaines mesures pouvaient demeurer imprécises du fait d'un manque d'expérience dans l'analyse d'images médicales ou encore de supports de plus faible qualité : résolution moins bonne ou présence de matériel d'ostéosynthèse déjà inséré rendant le repérage des fractures difficiles. L'influence sur les résultats finaux reste très faible étant donné qu'il ne s'agit que d'un nombre limité de cas, les dossiers pour lesquels il y avait des incertitudes de mesure ayant été sortis de l'étude. Il serait intéressant pour une prochaine étude du même type de faire réaliser ces mesures par un radiologue. Les traits de fractures seraient alors mieux repérés dans les cas de supports de moindre qualité et le nombre de

dossiers sortis de l'étude pour cause d'incertitude de mesure diminuerait. Aussi, considérer plus de cas parmi la cohorte initiale, en ajoutant plus de cas récents de fractures de type split permettrait d'appuyer la généralisation des résultats à l'ensemble de la population actuelle.

6.2 Conception de la plaque d'ostéosynthèse

La caractérisation des fractures de type split de la GT effectuée en première partie de projet a permis de se rendre compte des faibles dimensions de la GT comparées aux dimensions de l'ensemble de l'humérus proximal. Or les plaques les plus couramment utilisées couvrent la totalité de l'humérus proximal. Elles sont donc superflues vis-à-vis de la GT seule et impliquent des interventions chirurgicales plus compliquées (incisions plus grandes, durée d'intervention plus longue, etc). Aujourd'hui, hormis l'utilisation d'une plaque adaptée à ses formes et dimensions (Schöffl, Popp et Strecker, 2011), la fracture de la GT n'a jamais fait l'objet d'une réduction avec un dispositif spécialement conçu pour cette dernière.

La plaque réalisée au cours de ce projet de recherche est pour sa part globalement adaptée à un humérus moyen. Elle est préformée et adaptée spécifiquement aux dimensions de la fracture de type split de la GT. Le chirurgien pourra alors directement implanter cette dernière sans avoir à la retravailler, et pourra se concentrer sur la GT seule contrairement aux plaques utilisées auparavant.

L'objectif final de conception d'un design préliminaire a été atteint, cependant quelques limitations sont à noter tant dans l'élaboration du cahier des charges, que dans la conception des diverses solutions intermédiaires ou encore dans le choix final de solution.

Pour l'élaboration du cahier des charges, le client considéré était le chirurgien et le patient. Or, aucun patient n'a véritablement été interrogé au cours des différentes étapes d'élaboration, que ce soit de la description du produit et des exigences clients à la réalisation du diagramme pieuvre. Chaque réunion de projet a toutefois été menée de façon à se mettre le plus possible à la place du patient afin de toujours avoir une image de son point de vue.

Pour ce qui est des critères du cahier des charges, un critère important a été mentionné, mais non pris en compte puisqu'il s'agissait de la conception d'un design préliminaire. Il s'agit du respect des normes dans le domaine biomédical qu'il sera impératif de respecter pour la définition finale du concept.

Concernant le processus de conception de la plaque d'ostéosynthèse, il a toujours été fait sans s'imposer de limites afin d'explorer toutes les solutions possibles. Cependant, le fait qu'il ait été basé sur un modèle 3D moyen construit lors d'un projet antérieur a tout de même orienté la conception, aussi bien en ce qui concerne les formes d'adaptation à l'os que les formes extérieures. Cela a aussi amené à la conception d'une plaque pour humérus droit en faisant l'hypothèse que le design d'une plaque pour humérus gauche résulterait uniquement de l'application de plans de symétrie. Il serait intéressant d'effectivement concevoir cette plaque pour humérus gauche, afin de justement vérifier cette hypothèse.

Le choix des solutions s'est fait en fonction de critères définis pour le cahier des charges considérés comme étant les plus importants, et évalués à travers une matrice de Pugh. La limitation principale vient du fait que certains critères ne permettent pas de différenciation entre les solutions, par exemple l'épaisseur de la plaque qui a été choisie égale à 2mm en réunion de projet et qui est la même pour chaque concept. D'autres critères supplémentaires pourraient être pris en compte dans l'évaluation des concepts tels que les dimensions des différentes sections de la plaque ou l'estimation des opérations d'usinage nécessaire. Cela pourrait permettre d'affiner le classement. La priorisation des critères effectuée semble néanmoins réaliste puisque les concepts ressortis de la matrice de Pugh sont ceux qui avaient semblé répondre le mieux aux attentes de la chirurgienne Dre Sandman. Il serait possible de vérifier cette dernière affirmation en sollicitant plusieurs chirurgiens afin qu'ils classent eux aussi les concepts réalisés pour comparer ces classements à celui issu de la matrice de Pugh.

Aussi, l'élaboration du concept final de ce projet n'a pas pris en compte la définition précise du type de perçage nécessaire. Or il a été vu en réunion de projet que le type et l'orientation des vis de fixation avaient une grande importance. Une rapide revue de la littérature a été

effectuée pour avoir les connaissances de base sur les différents types de vis existants (verrouillée, de compression, poly axiale, etc.). Mais, pour la définition du concept préliminaire final, il a été décidé de ne pas s'attarder sur ce point. D'autant plus que d'après la brève revue de la littérature et l'expérience d'Yvan Petit et de Dre Sandman, des systèmes permettent l'insertion de différents types de vis de fixation (autobloquantes, de compression) ainsi que des vis orientables. Il serait alors pertinent d'étudier les normes de conception du domaine biomédical et les systèmes existants pour savoir justement comment concevoir un perçage permettant l'insertion de différents types de vis.

6.3 Évaluation du concept final proposé

L'évaluation du concept préliminaire final réalisé a permis de valider la poursuite du développement de ce dernier. En effet, il répond parfaitement aux différents critères de conception vis-à-vis des quatre critères utilisés dans le choix des solutions, et l'évaluation par prototypage réalisée sur un modèle d'humérus a montré des résultats très satisfaisants. Moyennant certaines hypothèses, le concept préliminaire a également fait preuve d'une bonne capacité d'adaptation.

6.3.1 Évaluation par rapport aux critères de conception

Le concept préliminaire final a fait l'objet d'une première évaluation fonction des critères du cahier des charges considérés comme étant les plus importants. Comme lors de la sélection des solutions faite en section 4.4.2, il s'est avéré que le critère d'épaisseur n'était pas discriminant. Il serait donc intéressant d'inclure dans la matrice de Pugh plus de critères, dans l'idéal tous les critères du cahier des charges, afin d'affiner les comparaisons et effectuer une évaluation plus performante du concept préliminaire final. Le choix de ne considérer que ces quatre premiers critères a été fait afin d'éviter une démarche longue et fastidieuse qui n'a pas vraiment de raison d'être vis-à-vis de l'évaluation d'un concept préliminaire. Cette étude plus poussée sera en revanche nécessaire lorsqu'il s'agira de l'évaluation du concept final de plaque.

6.3.2 Évaluation par prototypage

L'évaluation par prototypage du concept préliminaire de plaque a permis de valider ce dernier selon trois points de vue : dimensionnel, facilité de positionnement et capacité d'adaptation. Basée sur l'impression 3D d'un humérus proximal pris aléatoirement dans la base de données de l'HSCM, cette évaluation a montré un bon ajustement de la plaque sur l'os. Cependant, il aurait été pertinent de s'intéresser à cet ajustement sur plusieurs modèles allant des dimensions les plus faibles aux dimensions les plus grandes afin de représenter l'ensemble de la morphologie de l'humérus proximal. Il s'agirait alors de reprendre le travail d'Amélie Sergent pour repérer et imprimer parmi tous les humérus proximaux analysés le plus petit et le plus grand, afin d'évaluer sur ces derniers l'ajustement du prototype de plaque.

6.3.3 Évaluation de la capacité d'adaptation

Après avoir observé de façon qualitative une bonne capacité d'adaptation de la plaque à travers l'évaluation par prototypage, celle-ci a été évaluée quantitativement afin de confirmer les premiers résultats et appuyer sa validation. Cette capacité d'adaptation, réalisée moyennant un certain nombre d'hypothèses, s'est avérée est très encourageante.

Cependant, les efforts appliqués considérés l'ont été à partir de calculs basés sur des ordres de grandeur issus de la littérature. Considérer ces efforts calculés a été préféré à la mise en place d'une expérimentation longue et complexe consistant en l'évaluation de l'effort de compression d'une vis sur la plaque par la mesure avec capteur de charge à compression de l'effort résultant de la plaque sur l'os. Aussi, l'effort appliqué sur la plaque a été considéré conformément à la littérature comme étant la totalité de celui généré par le couple de serrage dans la vis. Or étant donné la structure osseuse poreuse de l'os, la vis n'est pas en mesure de transmettre l'ensemble de cet effort. La seconde évaluation avec des efforts deux fois moins importants que ceux calculés précédemment a permis de pallier cette surévaluation initiale de l'effort. Enfin, le même effort a été considéré sur chaque branche de la plaque alors que l'espace plaque-os n'est pas le même partout. L'effort de serrage n'a donc pas à être le même sur chaque branche. Le chirurgien pourrait alors décider en fonction de l'écart à combler quel

type de vis insérer, sachant que les vis de verrouillage n'appliquent pas d'effort de compression sur la plaque.

Au niveau de l'analyse par éléments, différentes remarques peuvent être faites. D'abord, les déplacements nécessaires ont été mesurés de la façon la plus simple possible. La vraie distance à mesurer aurait été celle séparant le centre de l'arête inférieure à son projeté sur l'os selon la direction de perçage. Les faibles dimensions mises en jeu font que l'écart entre les deux méthodes s'avèrerait toutefois négligeable.

Aussi, la condition d'encastrement de la plaque serait à revoir. L'objectif étant de simuler d'abord la fixation de la plaque par le milieu avant l'insertion des vis à la périphérie, c'est tout un cylindre d'un diamètre égal au diamètre extérieur de la surface conique du perçage qui aurait dû être encasté sur l'épaisseur de la plaque. En effet, les contraintes, déplacements et déformations auraient légèrement différé comparés à l'encastrement de la seule surface intérieure du perçage.

Enfin, les résultats de l'évaluation de la capacité d'adaptation sont encourageants. Ils ne sont en revanche pas suffisants pour déclarer avec certitude que la plaque s'adaptera à toutes les GT fracturées étant donné les hypothèses et approximations effectuées. Il s'agit plutôt d'une pré validation du concept préliminaire qui valide la poursuite de travaux sur ce dernier. Pour apporter plus de poids à l'étude, il aurait été pertinent d'affiner le maillage sur chaque branche, de modéliser des vis de fixation simulant l'effort sur la plaque ou encore de réaliser une analyse plus poussée prenant en compte l'insertion de la vis dans l'os et les interactions vis-os, plaque-os et vis-plaque afin d'obtenir des résultats plus proches de la réalité. Cependant, considérant le coût d'une évaluation si détaillée aussi bien en termes de complexité que de temps de calcul, la modélisation effectuée semble suffisante pour l'évaluation d'un concept préliminaire. De même, l'analyse de l'interface plaque-os aurait permis d'étudier les éventuelles contraintes de l'os sur la plaque, mais n'a finalement pas été réalisée afin d'avoir plus de visibilité quant aux déplacements de chaque branche.

Ceci met fin à la discussion de l'ensemble du projet. Il a permis la caractérisation de la fracture de type split de la GT qui n'avait jamais fait l'objet d'une étude si détaillée. Il a également permis le développement d'un concept préliminaire de plaque d'ostéosynthèse qui pourra permettre aussi bien la simplification des interventions chirurgicales que la diminution des complications postopératoire en proposant un dispositif spécifique à la GT, d'autant plus que ce dernier semble présenter une bonne capacité d'adaptation.

La continuité de ce projet permettra le raffinement du design de la plaque en particulier au niveau des moyens de fixation pour ainsi être en mesure de tester cette dernière en termes de résistance. Une fois validée puis mise aux normes, la plaque conçue pourra d'abord être utilisée par les chirurgiens de l'HSCM, et son utilisation pourrait finalement être démocratisée si ce concept intéressait des compagnies du secteur biomédical.

CONCLUSION

Cette étude a tenté de déterminer la possibilité de conception d'un dispositif d'ostéosynthèse spécifique à la GT, encore inexistant à ce jour, afin de simplifier les interventions chirurgicales et diminuer les complications postopératoires. Un concept préliminaire de plaque a pour cela été développé puis évalué.

Pour répondre à cette question, trois sous-objectifs ont été définis. Le premier consiste en l'évaluation géométrique et morphologique de ce type de fracture. Le second en la conception d'un design préliminaire de plaque. Le troisième en l'évaluation du design final et de sa capacité d'adaptation.

La méthodologie proposée dans le cadre de la caractérisation de la fracture de type split s'est inspirée des principes de la recherche observationnelle descriptive. Les prises de mesures sur images de tomodensitométrie et radiographies, la reconstruction 3D de ces images et le traitement statistique des données ont ainsi permis de mettre en avant une première caractérisation géométrique et morphologique de ce type de fracture, chose qui n'avait jamais été réalisée auparavant. Le premier objectif de ce projet a donc été atteint. Une meilleure connaissance de ces fractures a été apportée, même s'il aurait été intéressant d'avoir un plus grand nombre de dossiers pour notamment améliorer l'étude morphologique et également pouvoir étudier d'autres catégories de populations. Aussi, cette étude publiée au *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* pourra servir de base de méthodologie à la caractérisation d'autres types de fractures.

Dans le cadre de la conception d'un design préliminaire de plaque, un nombre conséquent de solutions a pu être proposé en utilisant différentes approches de conception. Le choix parmi toutes ces solutions a entraîné l'obtention de la forme finale de plaque, orientée par l'étude de la fracture de type split réalisée précédemment et par l'utilisation d'un modèle 3D moyen d'humérus proximal développé au cours d'un précédent stage de recherche au LIO. Un concept préliminaire de plaque a finalement été développé pour atteindre le second objectif de ce projet.

Il reste cependant quelques éléments de conception sur lesquels se pencher notamment au niveau des perçages ou de la conception de la même plaque pour le bras opposé. De la même manière que pour la caractérisation de la fracture de type split, l'approche de conception utilisée pour la conception du design final pourrait être utilisée dans la conception de dispositifs d'ostéosynthèse prévus pour d'autres parties osseuses.

Le troisième et dernier objectif a été atteint à travers trois points. L'évaluation du dispositif a d'abord permis de valider le design final de la plaque vis-à-vis des principaux critères de conception. Puis l'impression 3D du prototype a mis en avant de premiers résultats encourageants concernant aussi bien le positionnement que l'adaptation de la plaque, adaptation ensuite étudiée plus en détail grâce à l'analyse par éléments finis dont les résultats ont été très encourageants. En effet, malgré les hypothèses et approximations effectuées, les résultats de l'étude quantitative des déplacements et de l'étude qualitative de la déformée du maillage montrent que pour des efforts deux fois inférieurs à ceux calculés initialement, la plaque vient bien s'adapter à la forme de la GT, qu'elle soit en titane ou en acier inoxydable. Il resterait alors à évaluer ce concept préliminaire de plaque sur le plan de la résistance mécanique pour valider ou non ce dernier.

L'objectif de ce projet de recherche de réalisation d'un concept préliminaire de plaque d'ostéosynthèse spécifique à la GT a donc bien été rempli. Les évaluations réalisées ont présenté des résultats qui encouragent la poursuite du développement du concept préliminaire pour arriver à un concept final bien défini qui, en plus d'être en premier lieu utilisé par les chirurgiens de l'HSCM, pourra intéresser des compagnies du domaine biomédical généralisant ainsi sa production et son utilisation. Aussi, au-delà de la réalisation d'un concept préliminaire, ce projet de recherche présente une démarche de conception de plaque d'ostéosynthèse spécifique qui pourra être reprise pour concevoir des dispositifs du même type prévus pour d'autres parties du corps humain.

RECOMMANDATIONS

Au regard de l'avancement du projet et des différents sujets traités dans le chapitre 6 de discussion, les recommandations suivantes sont données pour donner suite à ce projet et la validation finale du concept.

- Au niveau de la conception :
 - revenir sur la conception des perçages d'insertion des vis de fixation pour proposer un dispositif permettant l'insertion de différents types de vis de fixation,
 - étudier les différents plans de symétrie nécessaires à la conception du même design préliminaire pour un humérus gauche,
 - étudier les normes en vigueur dans le domaine biomédical afin d'être en mesure in fine de pouvoir proposer un concept de plaque de réduction des fractures de la GT qui soit conforme à ces dernières.

- Au niveau de l'évaluation du concept :
 - terminer l'évaluation de la capacité d'adaptation du concept préliminaire via une expérimentation consistant à fixer la plaque avec les vis de fixation adéquates sur un modèle d'os artificiel pour voir si la plaque vient bien s'adapter et reste bien adaptée à la forme de l'os (s'intéresser aux déformations, au retour élastique);
 - évaluer les capacités de résistance de la plaque de façon expérimentale. Reprendre pour cela les principes de l'étude de Gaudelli *et al* (Gaudelli et al., 2014) sur la comparaison des meilleurs moyens chirurgicaux de fixation des fractures de la GT. Éventuellement, utiliser le même dispositif que pour la fin de l'étude de la capacité d'adaptation afin de rassembler les expérimentations.

- D'un point de vue plus général :
 - utiliser les résultats des expérimentations pour définir le matériau qui sera finalement utilisé pour la plaque entre l'acier inoxydable et le titane;
 - définir en collaboration avec la chirurgienne un mode d'emploi d'utilisation de la plaque, en particulier pour ce qui concerne l'utilisation de tel ou tel type de vis en fonction de l'écart entre la plaque et l'os après présentation de la plaque sur la GT fracturée;
 - réfléchir à un outil de formage de la plaque sur l'os consistant en un levier venant s'insérer dans les filetages des perçages de la plaque qui pourrait alors faire plier cette dernière, au cas où les capacités d'adaptation ne s'avèreraient insuffisantes.

ANNEXE I

ÉTUDE DES DISTRIBUTIONS DES PARAMÈTRES MESURÉS POUR LA CARACTÉRISATION DE LA FRACTURE DE TYPE SPLIT, CAS GÉNÉRAL

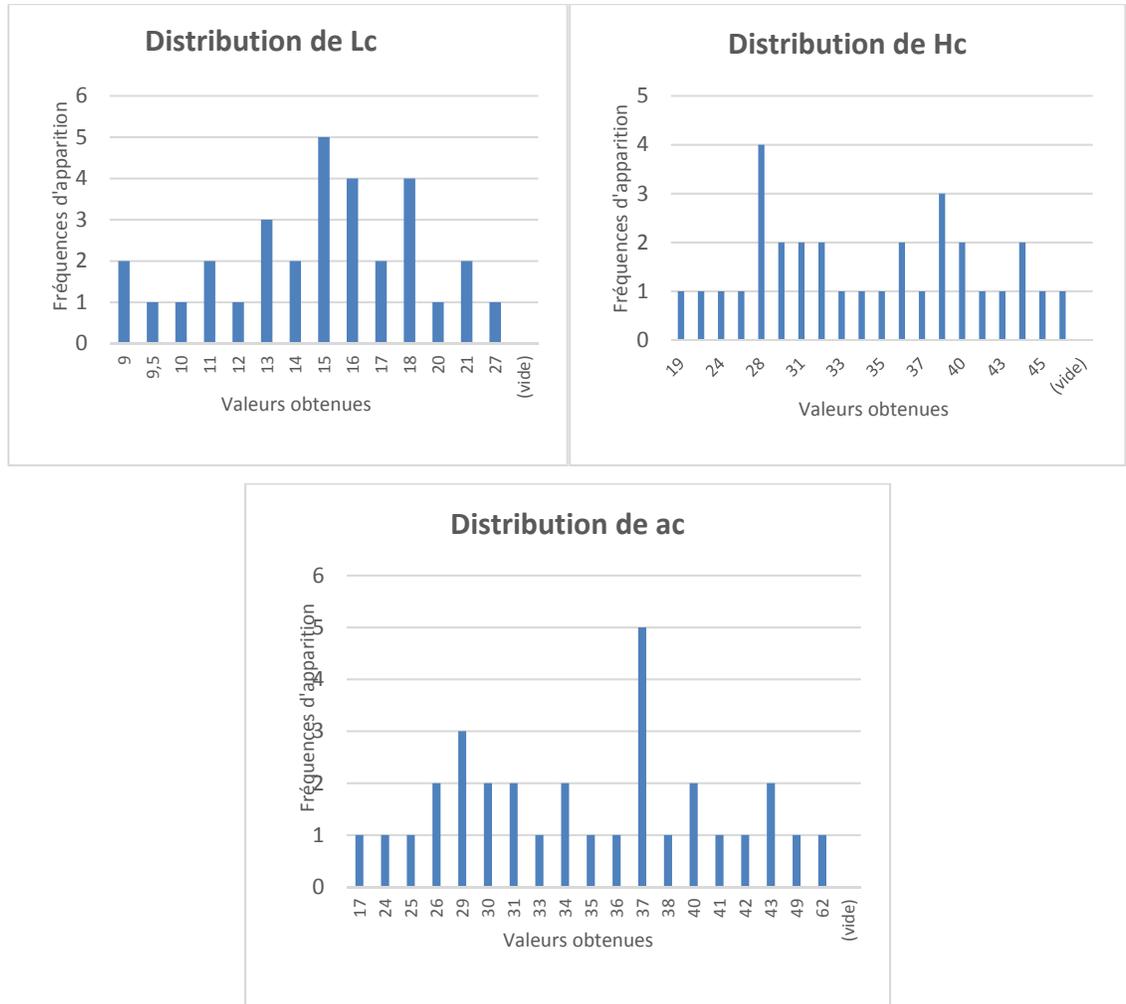


Figure-A I-1 Distributions des paramètres mesurés sur images de tomодensitométrie dans le plan coronal, cas Général

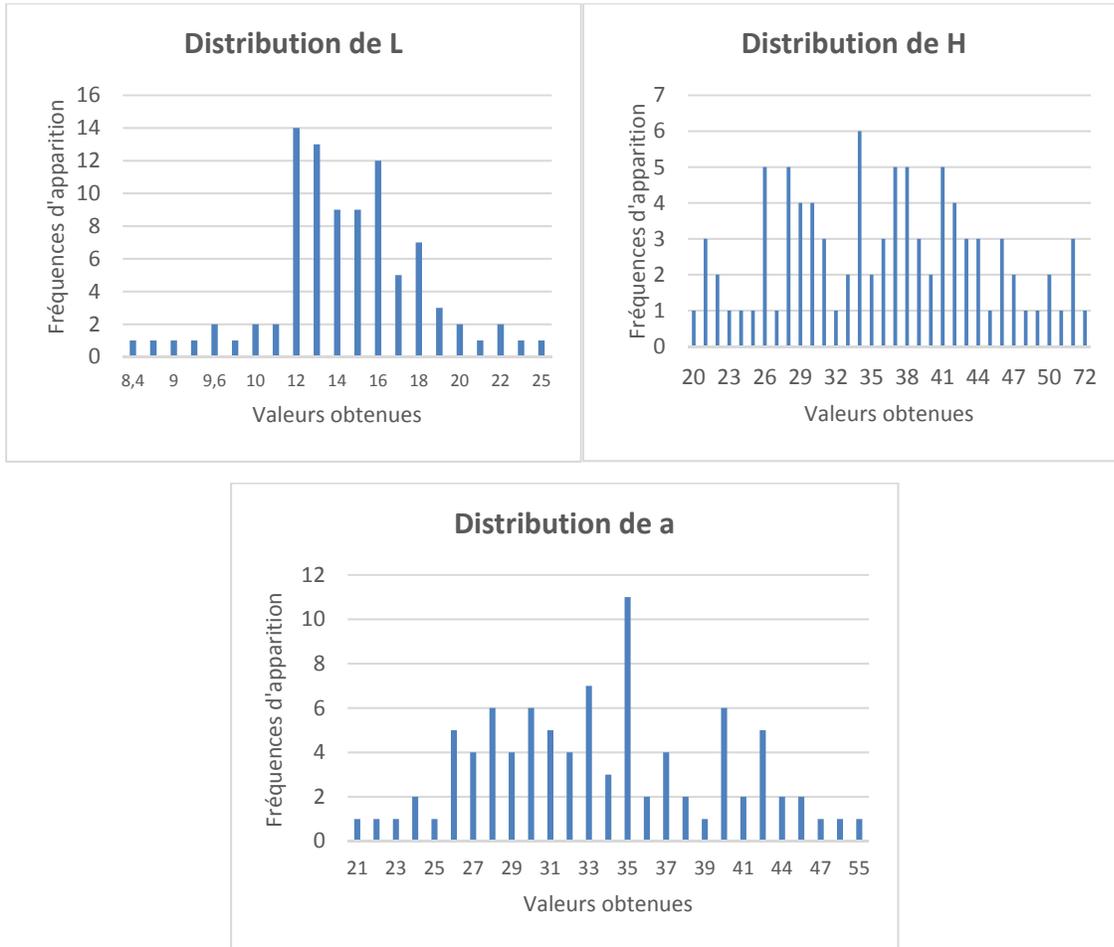


Figure-A I-2 Distributions des paramètres mesurés sur radiographies dans le plan coronal, cas Général

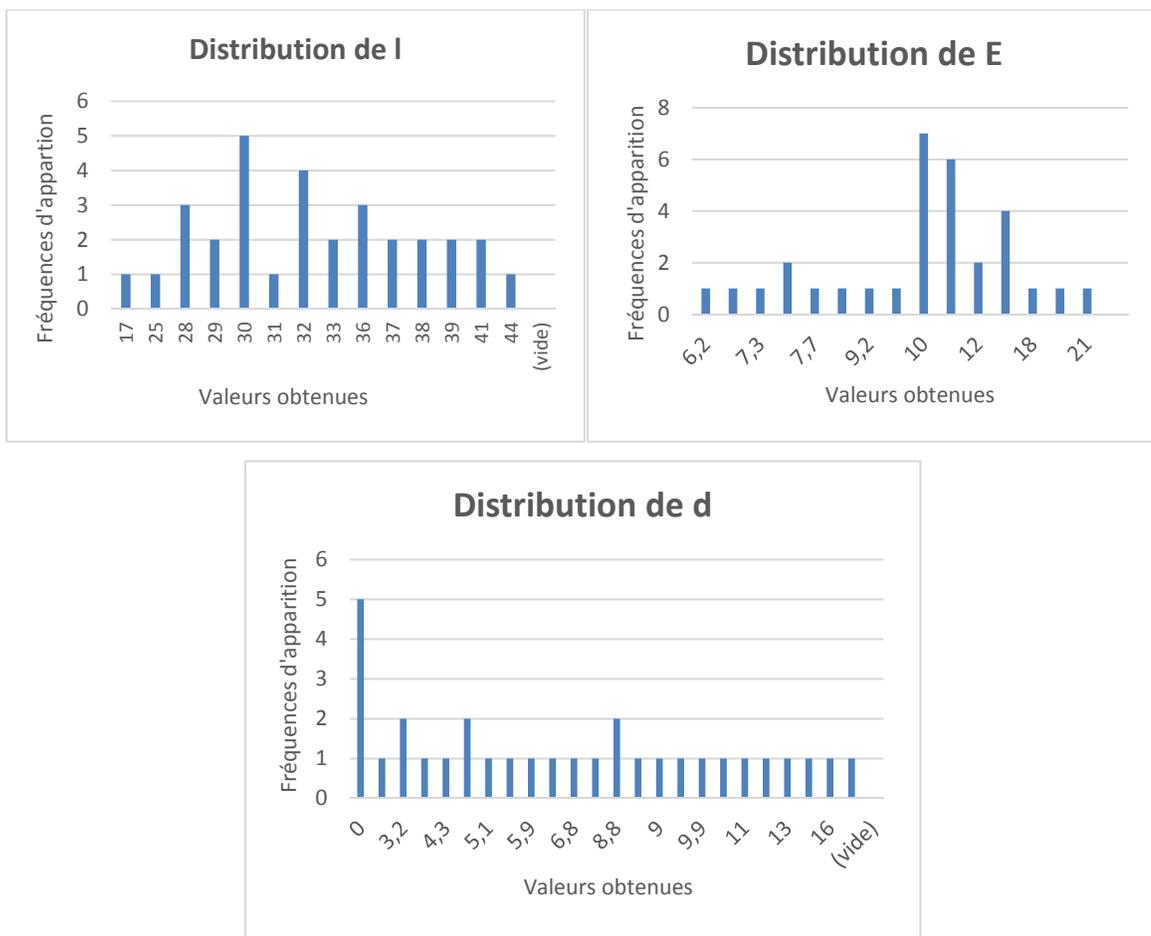


Figure-A I-3 Distributions des paramètres mesurés sur images de tomodensitométrie dans le plan axial, cas Général

ANNEXE II

ÉTUDE DES DISTRIBUTIONS DES PARAMÈTRES MESURÉS POUR LA CARACTÉRISATION DE LA FRACTURE DE TYPE SPLIT, CAS HOMMES

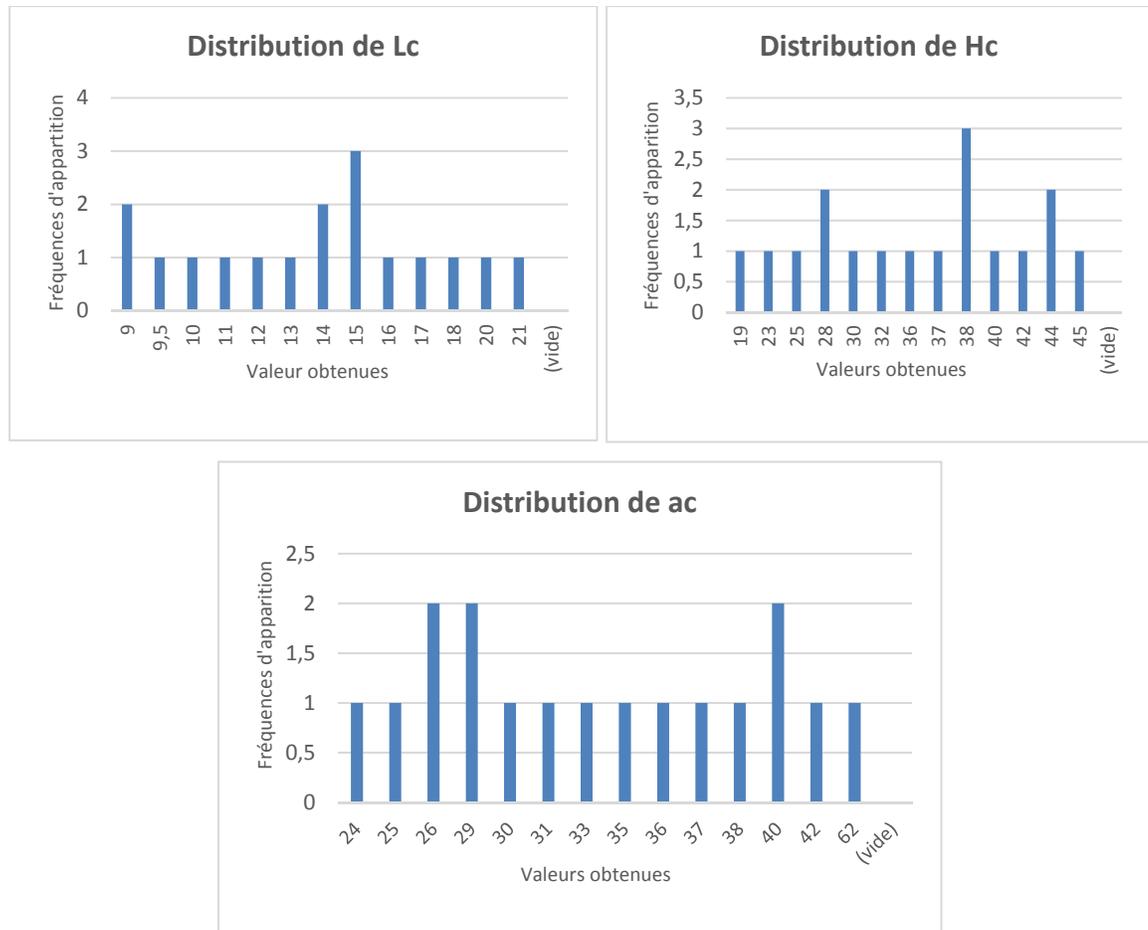


Figure-A II-1 Distributions des paramètres mesurés sur images de tomодensitométrie dans le plan coronal, cas Hommes

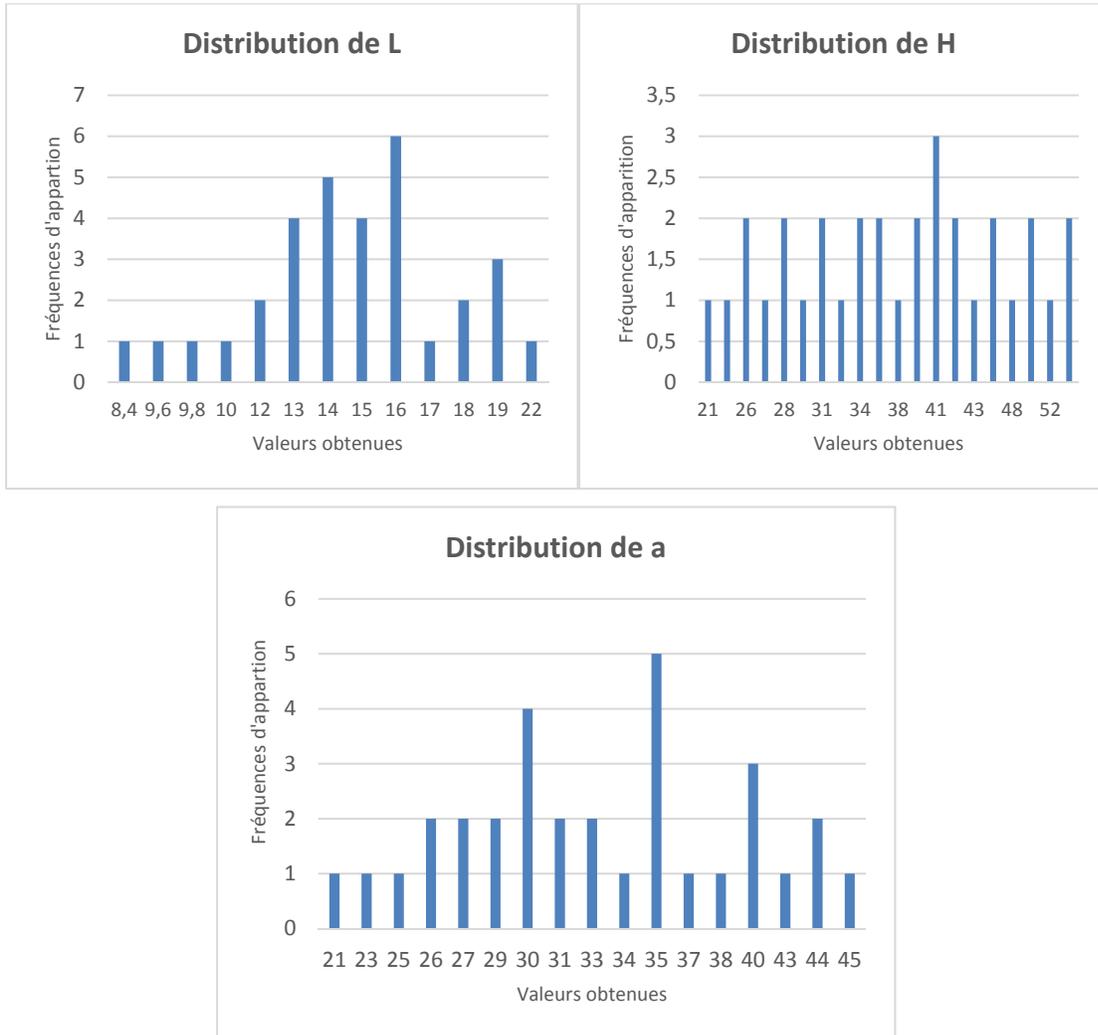


Figure-A II-2 Distributions des paramètres mesurés sur radiographies dans le plan coronal, cas Hommes

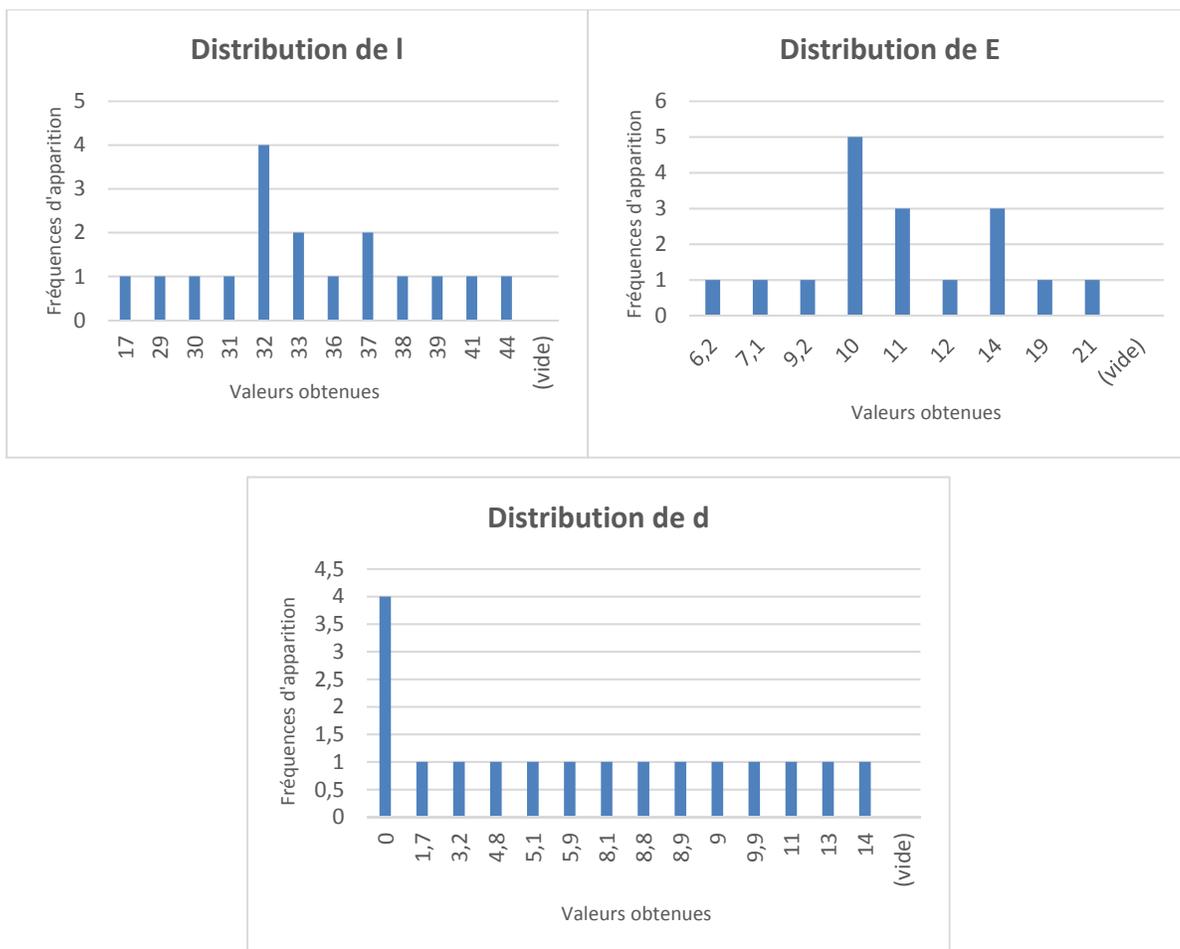


Figure-A II-3 Distributions des paramètres mesurés sur images de tomодensitométrie dans le plan axial, cas Hommes

ANNEXE III

ÉTUDE DES DISTRIBUTIONS DES PARAMÈTRES MESURÉS POUR LA CARACTÉRISATION DE LA FRACTURE DE TYPE SPLIT, CAS FEMMES

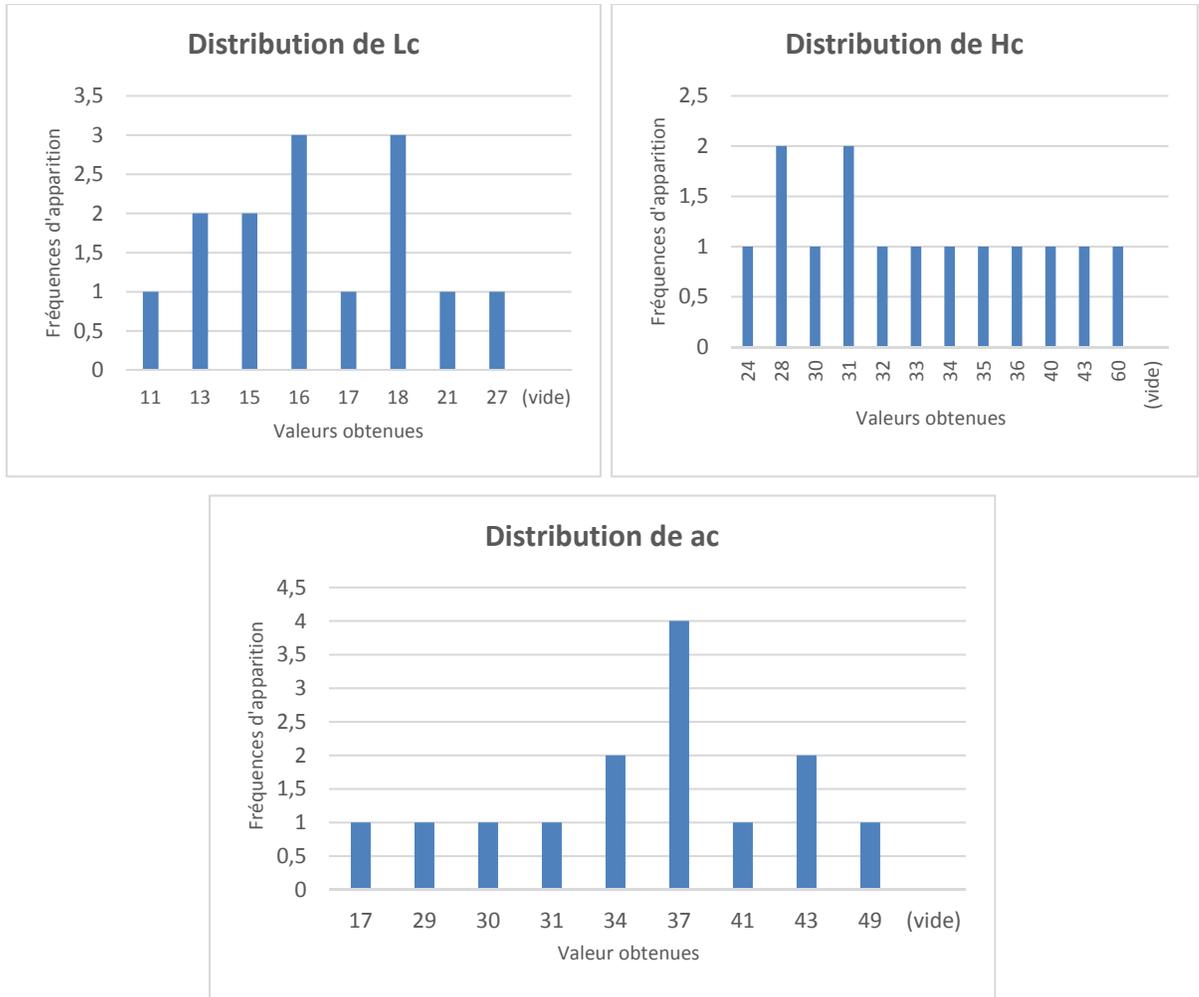


Figure-A III-1 Distributions des paramètres mesurés sur images de tomodensitométrie dans le plan coronal, cas Femmes

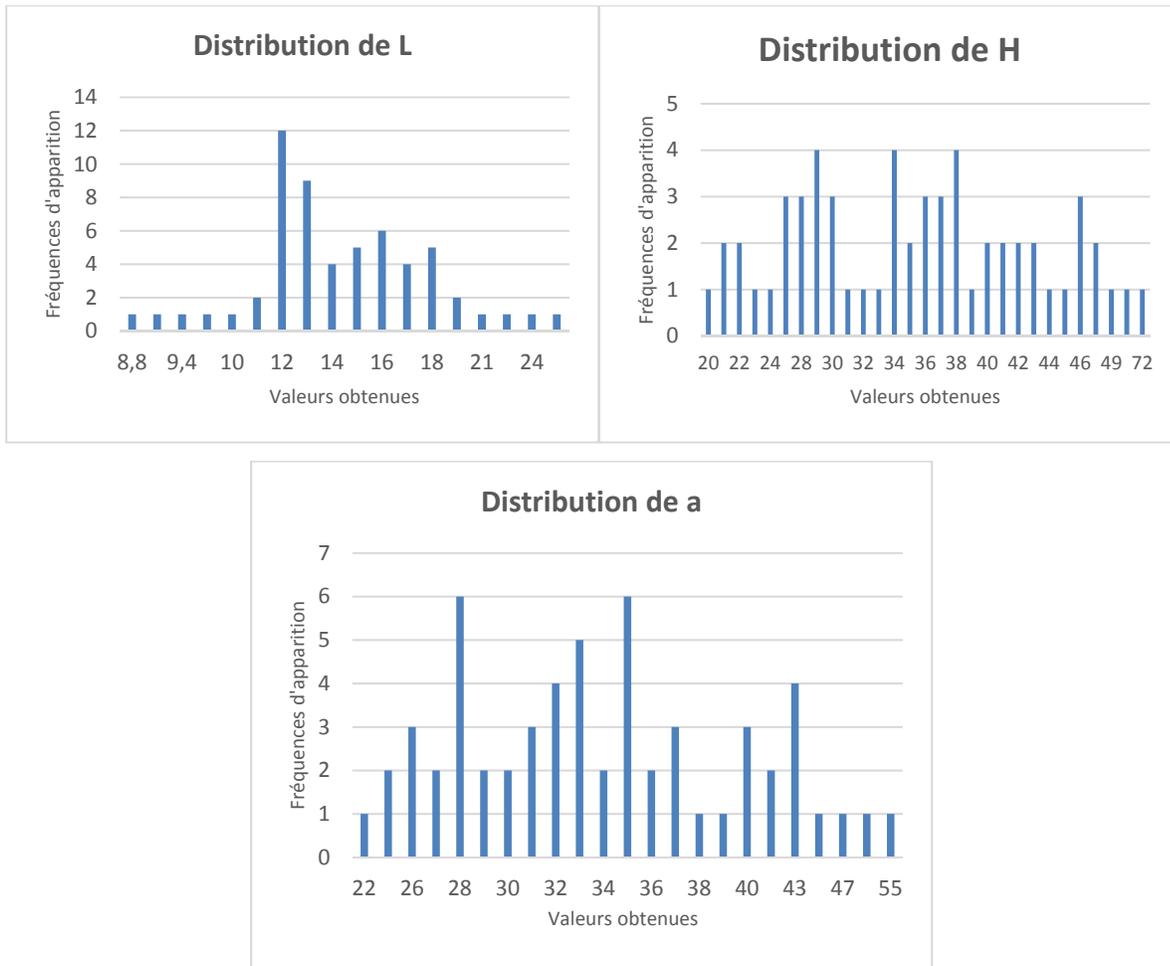


Figure-A III-2 Distributions des paramètres mesurés sur radiographies dans le plan coronal, cas Femmes

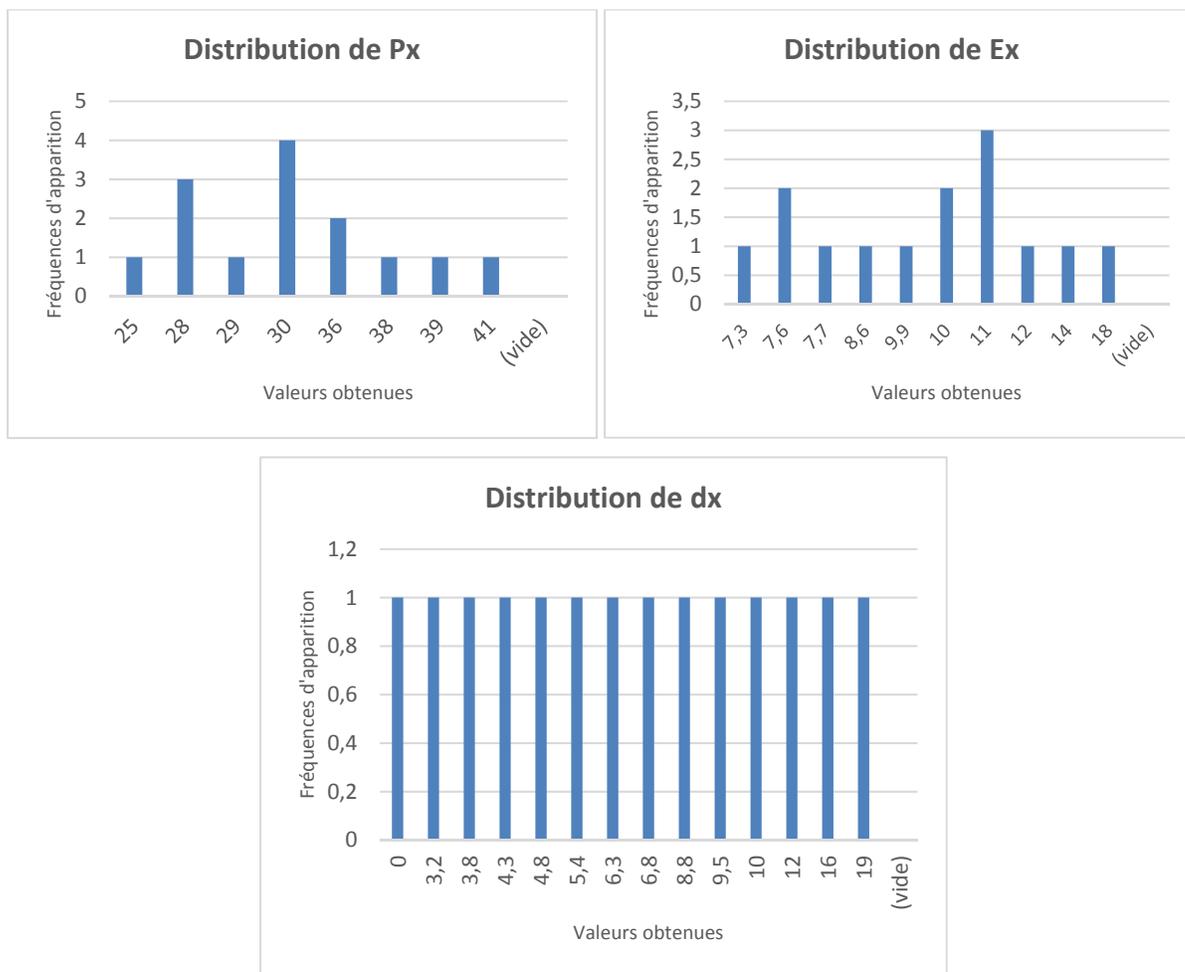


Figure-A III-3 Distributions des paramètres mesurés sur radiographies dans le plan coronal, cas Femmes

ANNEXE IV

RÉSULTATS DE L'ÉTUDE STATISTIQUE DESCRIPTIVE DE LA CARACTÉRISATION DES FRACTURES DE TYPE SPLIT

Tableau-A IV-1 Récapitulatif de l'étude statistique descriptive

Paramètres	GÉNÉRAL			HOMMES			FEMMES		
	Moyenne	Erreur standard	Intervalle de confiance	Moyenne	Erreur standard	Intervalle de confiance	Moyenne	Erreur standard	Intervalle de confiance
L _c (mm)	15.2	0.70 (4.6%)	[13.8 ; 16.7]	14	0.9 (6.3%)	[12.1 ; 15.9]	16.,7	1 (6.22%)	[14.5 ; 19]
H _c (mm)	34.6	1.5 (4,2%)	[31.6 ; 37.6]	34.5	1,9 (5.5%)	[30.5 ; 38.6]	34.6	2.3 (6.8%)	[29.6 ; 39.7]
a _c (°)	34.9	1.5 (4.3%)	[31.8 ; 38]	34.3	2.2 (6.4%)	[29.6 ; 39]	35.6	2 (5.78%)	[31.2 ; 40.1]
L (mm)	14.6	0,3 (2.4%)	[13.9 ; 15.3]	14.7	0,5 (3.7%)	[13.6 ; 15.8]	14,6	0,5 (3,1%)	[13,7 ; 15,5]
H (mm)	36.4	1 (2.7%)	[34.4 ; 38.3]	37.9	1.6 (4.3%)	[34.6 ; 41.2]	35.5	1.2 (3,5%)	[33.1 ; 38]
a (°)	33.9	0.7 (2%)	[32.5 ; 35.3]	33.2	1.1 (3.4%)	[30.9 ; 35.4]	34.3	0.9 (2,6%)	[32.4 ; 36.1]
l	32.9	1 (3%)	[30.92 ; 35]	33.7	1.4 (4.3%)	[30.6 ; 36.8]	32	1.3 (4,1%)	[29.1 ; 34.9]
E	11.1	0.6 (5.,9%)	[9.9 ; 12.4]	11.7	0.9 (7.8%)	[9.8 ; 13.7]	10.4	0.8 (7.5%)	[8.7 ; 12.1]
d	6.9	0.9 (12.8%)	[5.1 ; 8.7]	6.1	1.1 (18.7%)	[3.7 ; 8.5]	7.8	1.4 (17.6%)	[4.9 ; 10.8]

ANNEXE V

SPLIT TYPE GREATER TUBEROSITY FRACTURES: A GEOMETRIC ANALYSIS

Yannick Boaretto³ Msc, Amélie Sergent² medical student, Mengyang Li¹ MD,
Dominique M. Rouleau^{1,2} MD, MSc, Yvan Petit^{1,3} PhD

1. Hôpital du Sacré-Coeur de Montréal, 5400 boul. Gouin O., Department of Orthopedic Surgery, QC, Canada, H4J 1C5
2. Université de Montréal, 2900 Boulevard Edouard-Montpetit, Montréal, QC. Canada, H3T 1J4
3. École de Technologie Supérieure, 1100 Rue Notre-Dame Ouest Montréal, QC, Canada, H3C1K3

Article soumis pour publication au Journal of Shoulder and Elbow Surgery,
Février 2017

Corresponding author:

C2095-5400 Boul. Gouin Ouest, Montreal, Quebec, Canada, H4J 1C5

1-514-338-2222 #3427 dominique_rouleau@yahoo.ca

Institutional Review Board (IRB) for this study was provided by CÉR:2014-1025

Conflicts of Interest and Source of Funding: No source of outside funding was used for this study.

Dominique M Rouleau is a consultant for Bioventus, Stryker, and Wright. The institution (HSCM) of one or more of the authors (DMR) has received funding from: Arthrex, Conmed, Depuy, Linvatec, Smith & Nephew, Stryker, Synthes, Tornier, Wright, Zimmer.

For all remaining authors, none declared.

Abstract

Background: The greater tuberosity fracture is common and can be of 3 types, the split type being the most common. This study aims to define it in terms of dimension and shape for the first time.

Methods: Using McKesson Radiology software, fracture line measurements on CT-scan and X-rays were taken on 90 cases from a radiological database. The fracture lines width (W), height (H), and fracture angle (a) were measured on the coronal plane. Length (L) of the line, thickness (T) of the fragment and distance (d) from the fracture line to the bicipital groove were measured on the axial plane. Fractured humeri were then reconstructed in 3D using Aquarius software for a qualitative study of the fractured fragments shape.

Results: Among 32 men and 58 women, with a mean age of 57 years, 31 files had CT-scans (17 men and 14 women). The correlation between CT-scan and x-ray measurements (W, H, a) were moderate to good (0.574 to 0.774). Measurements were: W= 14.4 mm, H= 34.3 mm and a= 34°, L= 32.9 mm, T= 11.1 mm and d could not be defined due to non-quasi-normal distribution. 3D reconstruction showed mostly trapezoidal or triangular shaped fragments, with a larger proximal part tapering out in the distal area.

Conclusion: This study offers further insight on split type fractures, as much in terms of dimension as morphology, with a methodology that could serve as a basis for studies on other fracture types.

Level of evidence: IV

Keywords: Proximal humerus; greater tuberosity fracture; fracture line; morphology; split type fracture; classification

Introduction

Proximal humerus fractures (PHF) represent 6% of fractures sustained by the human body (Court-Brown et Caesar, 2006). It can be of many types, and categorized in several ways (Majed et al., 2011). Codman was the first to classify these fractures. It divides fractures in four types, based on the four main fracture fragments: the humeral diaphysis, the humeral head, and the two tuberosities (Codman 1934). Neer, in 1970, built on these and added criteria regarding vascularization and displacement values of the fragments (Neer 2nd, 1987). The AO classification (found on the internet : <https://www2.aofoundation.org>) offers another approach, dividing proximal humeral fractures according to their position in relation to the glenohumeral joint.

Among PHF, greater tuberosity fractures are the most common: in 610 fractures, 19% were isolated greater tuberosity fractures, and the population most affected were men between 40 and 50 years of age (Kim, Shin et Kim, 2005). Similarly, another study by Chun et al. (1994) found that 18% of two part fractures according to Neer's classification were displaced greater tuberosity fractures.

However, these classifications were built on the concept that there is only one type of fragment, whereas the surgical intervention required is not the same depending on the size or shape of the fragment. This issue was recently addressed and a classification was proposed ((Bahrs et al., 2006), (Mutch, 2014)), based on the shape of these fragments. Three categories were defined: avulsion type fractures, which correspond to a small fragment with a horizontal fracture line; depression type fractures, with a fragment of the same shape but displaced downwards; and split type fractures, with a bigger fragment following a vertical fracture line (see Figure 2). The latter is the only type described by Neer and AO Classification (Court-Brown, Garg et McQueen, 2001).

Mutch et al. found that split type fractures of the greater tuberosity were the most common (41%), followed by avulsion type fractures (39%), and depression type fractures (20%) (Mutch, 2014). As split type fractures were the most recorded, the goal of this study is to explore whether fracture fragment geometry and shape follow a trend in split type fractures.

Materials and Methods

This prospective study used patient files from the HSCM radiological database from 2007 to 2016. All greater tuberosity split type fracture cases, regardless of age or sex, were included. Exclusion criteria were: all cases that were not only split type fractures, and fractures with open physes. All patients with a good quality antero-posterior X-Rays images in neutral rotation done in the first two weeks after the injury were included. In cases where the treatment was surgery, preoperative X-rays images needed to be available. CT images were not needed to include a patient in the cohort, but when it was available it was also analysed.

The criterion for a fracture to be classified as a greater tuberosity split type is that the fracture line on the coronal plane follows a straight diagonal at an angle with the diaphyseal axis relatively vertical. The line can be more or less inclined making the fractured fragment bigger or smaller. (Figure 2)

The analysis of each of these cases was then performed using McKesson Radiology software (McKesson Radiology 12, McKesson, San Francisco, CA, USA). For each of the cases included, a series of measurements was taken in different planes, on plain X-Ray images as well as on CT images if available. In the coronal plane, the width (W), height (H), and angle (A) of the fractures were measured, on X-ray (W, H, a) and CT images (Wc, Hc, ac). In the axial plane, only CT images were used to measure the length Lx and thickness Tx of the fragment, as well as the distance dx from the bicipital groove to the fracture line (Figure 3). Measurements were then compiled in a table and recorded for review. Figure 3 shows various examples of the measurements taken.

Finally, only measurements for which there was no doubt as to their accuracy, the identification of the fragment, or even the fracture type, were selected. Cases with incomplete or poor quality X-ray images were excluded.

These measurements were studied using a descriptive statistical analysis. The first step was to analyze the distribution of each parameter to identify the central tendencies; the second was the computation of average, standard errors, and confidence interval at 95%, to report on the variability of each measurement. For each parameter, three groups were identified (Men, Women and General) to detect possible differences in terms of dimension for the fractures line, due to the difference in bone density between men and women (Oh, Song et Lee, 2014) and in

morphology. This study has thus been completed with a Student t-test with a p value of 0.05 in order to investigate on possibly significant differences between both genders. Then, to study the sustainability of the X-rays measurements, an intraclass coefficient correlation (ICC) has been calculated for each parameter in comparison to CT images measurements. These calculations were completed by Bland-Altman curves to evaluate the concordance between two groups of measurements by comparing the mean values to their differences (Bland et Altman, 1986). The aim was to compare the measurements on X-ray images to the measurements on CT images for the cases where X-ray and CT images were available, and extrapolate any reliability to the other cases of the cohort in which there were only X-ray images. For all calculations, *Microsoft Excel* and *XLSTATpro* (XLSTATpro 2017 trial version, Addinsoft, Paris, France) and SPSS (SPSS 23.0 trial version, IBM, New-York, NY, USA) were used.

Finally, the qualitative analysis of the fragments shape was based on the cohort with available CT images. Using *McKesson Radiology* software (McKesson Radiology 12, McKesson, San Francisco, CA, USA), the hundreds of images from each scan were exported to the *Aquarius* software (Aquarius Intuition Edition 4.4.12, TeraRecon Inc, Foster City, CA, USA), to build a 3D model of the bony structure of the shoulder. The sections without interest for the study were cropped out, and only pictures of the fractured proximal humeral in the lateral plane were retained in order to observe the reconstructions (see figure 4).

Results

A total of 90 patients were included in the statistical analysis, with a mean age of 57 ± 14.5 years. There were a total of 32 men and 58 women, with a mean age of 53 ± 13.8 and 59 ± 14.5 years respectively. Thirty one patients had a CT-images (see Figure 1 for selection of cases and Table 1 for demographics details of the cohort), including 17 men and 14 women.

Student t-tests performed have shown no difference in fracture morphology between Men and Women (see Table 3). Thus, it is not allowed to conclude on a difference of dimensions between the genders and it is possible to generalize the characteristics of greater tuberosity split fracture regardless of the gender. Also, ICCs calculated on cases with both CT and X-Rays measurements show a reliability of X-Rays images compared to CT images

ranging from moderate to good (see table 4) (Koo et Li, 2016). This reliability has been confirmed by the analysis of the Bland-Altman curves with most of the differences of each means calculated inside the agreements limits (see figure 5).

The following results are therefore those of the entire cohort with the measurements on the two supports X-Rays and CT images. The width (W), measured in the coronal plane was of 14.4 ± 3.3 mm. The height (H) taken was 34.6 ± 8.4 mm. Regarding the fracture angle, the value retained was of 33.9 ± 6.5 degrees. In the axial plane, thickness (Tx) and the length (Lx) were 11.1 ± 3.4 mm and 32.9 ± 5.5 mm, respectively. Finally, the distance (dx) from the fracture line to the bicipital groove was 6.8 ± 4.9 mm. Table 2 shows results more specifically by sorting them by gender and also by support of measure.

Qualitatively, the morphology of the fragments showed two main trends on 3D CT models. On one hand, there are several cases where an inverted triangular shape (21%, N=5) or trapezoidal shape (26%, N=6) is identified, with a larger part in the proximal area and a sharpening in the distal area (see Figure 4).. On the other hand, it is also frequent (30%, N=7) to find one side of the fragment, polygonal in shape, parallel and longitudinal to the bicipital groove. The posterior fracture line is, for its part, oblique in relation to the vertical line. Comminuted fractures were observed in 17% (N=4) of the cases, and were impossible to describe morphologically.

Discussion

This study is the first to describe the shape and dimensions of fragment in split type greater tuberosity fractures. Each parameter used to quantify the fracture lines follows a trend defining global dimensions of split greater tuberosity fracture. Indeed, almost all parameters distributions highlight a central tendency with quasi-normal distribution (except for the distance from the fracture line to the bicipital groove) which allows for descriptive statistical analyses to be performed. Also, as the correlation between CT and X-ray measurements was good, it was possible to use the entire cohort for specific measurements. Overall, this studied showed split fragments were in average 34 mm height by 33 mm large that were more likely to be of trapezoidal shape. The fragments are 14 mm thick at the superior part and 11 mm at

the central portion. The fracture line is on average oriented 34 degrees in regards to the lateral cortex.

On Bland-Altman curves, there are some points outside the limits which correspond to patients with non-common greater tuberosity fracture. It can be for example very large fragments or fragment shapes that make measurements difficult to do. There is then a variation of few millimeters or degrees compared to the mean fragments, putting the points outside the limits. Cases with points found outside the boundaries were then not taken into account in the final definitions of dimensions.

Also, this study did not show central tendency for the distance dx from the fracture to the bicipital groove. This is in agreement with previous findings showing that the bicipital groove is not a reliable benchmark to identify greater tuberosity fractures (Katchky et al., 2013), and that the distances from the bicipital groove (posterior edge) to the anatomical neck vary too much to be used as a landmark for implant installation (Kontakis et al., 2001). Furthermore, the values measured were too widely scattered, ranging from 3 to 16 mm (a variation of approximately 80%), to conclude on an average distance (dx) for all fractures. The main limitation of this study concerns the generalisability of measurements. It is barely possible to generalise for all population since the ethnic category of each patient is not known as it is a pure radiological study. Similarly, the anthropometry of patients (height, weight and upper limb length, etc) was not considered in this study. However, as there was no significant difference between male and female, it seems reasonable to assume that patient stature will not greatly influence fragment size and shape.

Conclusions

We now have a better understanding of the shape and dimension of split type greater tuberosity fractures, as well as the approximate shape of the fragments. However, it would be interesting to investigate further using a greater number of patients with available CT-scans, especially to improve the analysis of the fragment shape in the one hand, and in another hand to study other patient populations. The scope of this study is also of interest since it could serve as a basis for development of treatment strategy of this type of fracture.

REFERENCES

- AO Foundation on the Internet. Colton C, Krikler S, Schatzker J, et al, eds.
2005. AO Foundation. 15 jul. 2012 <<https://www2.aofoundation.org>
- Bahrs C, Lingenfelter E, Fischer F, Walters EM, Schnabel M. Mechanism of injury and morphology of the greater tuberosity fracture. *J Shoulder Elbow Surg* 2006; **15**(2): 140-147. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2005.07.004>.
- Bland JM, Altman D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986; **327**(8476): 307-310.
- Chun JM, Gordon GI, Rockwood CA. Two-part fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg* 1994; **3**(5): 273-287. [http://dx.doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80071-2](http://dx.doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80071-2)
- Court-Brown CM, Caesar B. Epidemiology of adult fractures: a review. *Injury* 2006; **37**(8): 691-697. DOI: 10.1016/j.injury.2006.04.130
- Court-Brown, C. M., et al. (2001). "The epidemiology of proximal humeral fractures." *Acta orthopaedica Scandinavica* 72(4): 365-371
- Katchky RN, King GJ, Johnson JA, Athwal GS. The bicipital tuberosity and distal radius are unreliable landmarks for radial head implant alignment." *J Shoulder Elbow Surg* 2013;**22**(9): 1242-1247. DOI: 10.1016/j.jse.2013.02.013

- Kim E, Shin HK, Kim CH. Characteristics of an isolated greater tuberosity fracture of the humerus. *J Orthop Sci* 2005; **10**(5): 441-444. DOI:10.1007/s00776-005-0924-6
- Kontakis GM, Damilakis J, Christoforakis J, Papadakis A, Katonis P, Prassopoulos P. The bicipital groove as a landmark for orientation of the humeral prosthesis in cases of fracture. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; **10**(2): 136-139. DOI:10.1067/mse.2001.112018
- Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research." *J Chiropr Med*. 2016 Jun;15(2):155-63. doi: 10.1016/j.jcm.2016.02.012.
- Majed A, Macleod I, Bull AM, Zyto K, Resch H, Hertel R, Reilly P, Emery RJ. Proximal humeral fracture classification systems revisited. *J Shoulder Elbow Surg* 2011; **20**(7): 1125-1132. DOI: 10.1016/j.jse.2011.01.020
- Neer CS 2nd. Displaced proximal humeral fractures. Part I. Classification and evaluation *J Bone Joint Surg Am*. 1970 Sep;52(6):1077-89.
- Oh JH, Song BW, Lee YS. Measurement of volumetric bone mineral density in proximal humerus using quantitative computed tomography in patients with unilateral rotator cuff tear. *J Shoulder Elbow Surg* 2014 Jul;23(7):993-1002. doi: 10.1016/j.jse.2013.09.024. Epub 2013 Dec 31.

Figures

Figure and table legends:

Figure 1: Types of greater tuberosity fracture according to Mutch's classification

Figure 2: Typical measurements taken on the X-Rays and CT images

Figure 3: Typical 3D reconstruction of greater tuberosity fracture of the humerus with A = Triangular Shape, B = Trapezoidal Shape, C = Side Parallel and Longitudinal to the Bicipital Groove

Figure 4 - Flowchart of selection of cases

Figure 5 - Bland-Altman analysis for: A - Length (L) and height (H), B - Angle (α) of fragment

Table 1 - Demographic details of the cohort

Table 2 – Results for the Student t-test for measurements between gender

Table 3 – Results of ICC calculations between CT and X-ray measurements

Table 4 – Results for the descriptive statistical analysis

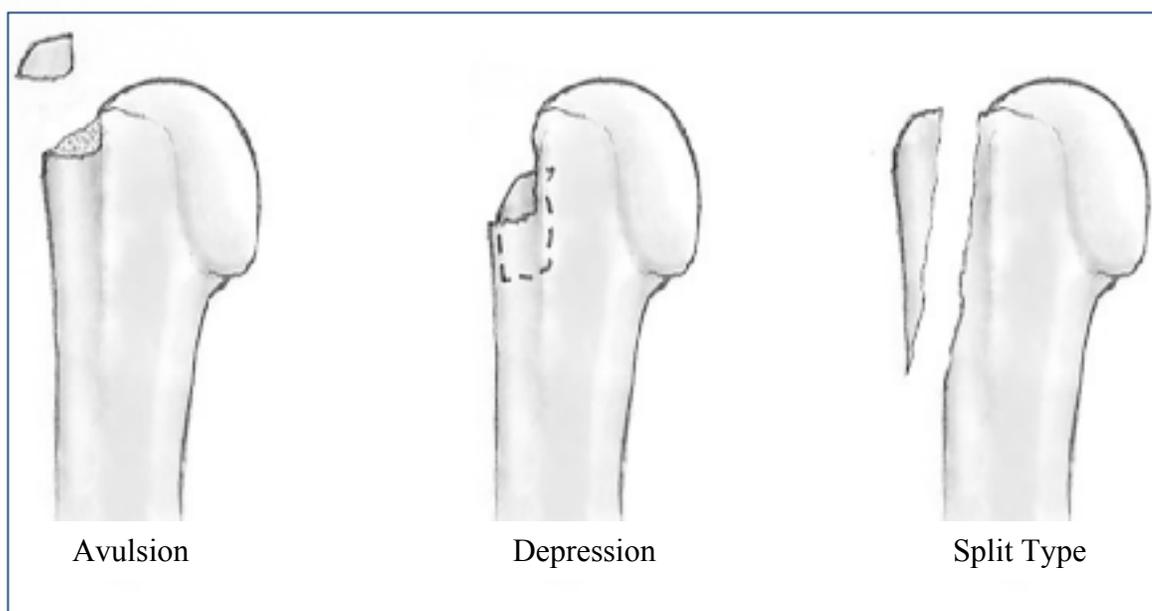


Figure 1 – Types of greater tuberosity fractures according to Mutch's classification

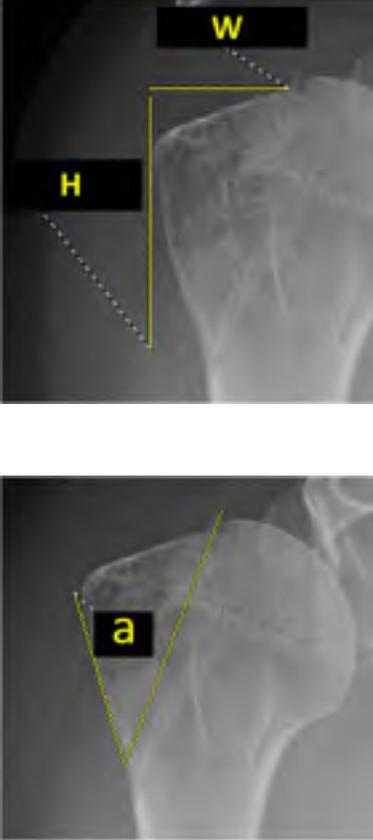
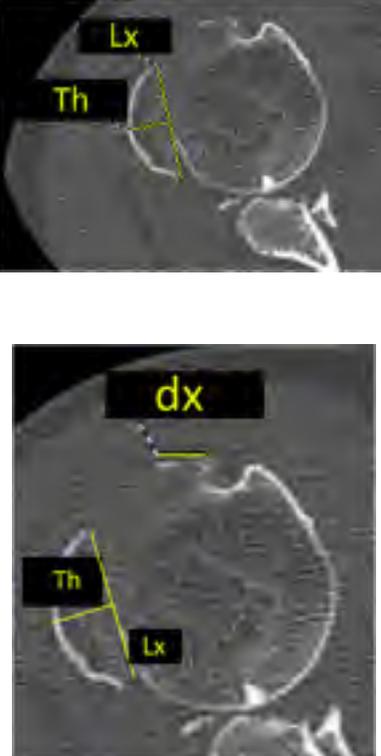
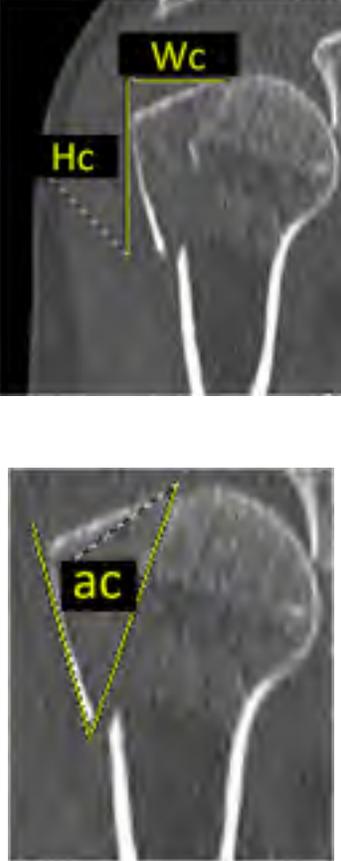
		
<p>Coronal plane, measures on X-rays : W, H et a</p>	<p>Axial plane, measures on CT-scans : Lx, Tx et dx</p>	<p>Coronal plane, measures on CT-scan : Wc, Hc et ac</p>

Figure 2 - Typical measurements taken on the X-ray and CT images

DEFINITIONS: W and Wc = superior thickness/H and Hc = height of the fragment/a and ac = fracture angle/Th = central thickness/ Lx = width of the fragment/dx = distance from the fracture line to the bicipital groove

RESULTS: W = 25 mm and Wc = 21 mm /H = 44 mm and Hc = 40 mm/a = 37° and ac = 34°
Lx = 30 mm/Th = 11 mm/dx = 8.8 mm

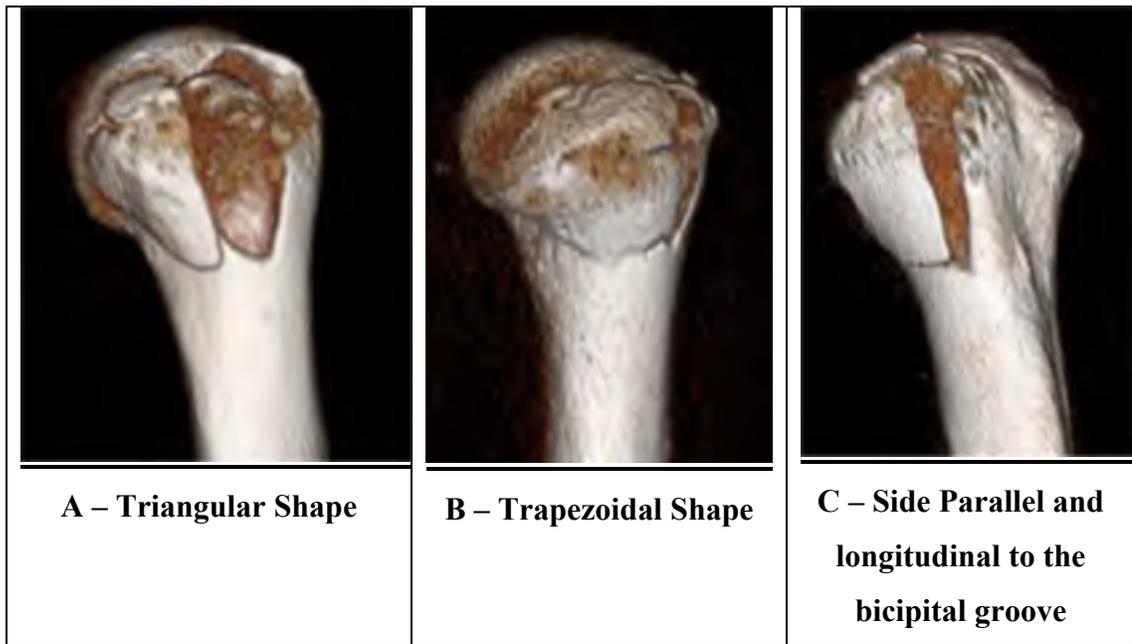


Figure 3 - Typical 3D reconstruction of greater tuberosity fracture of the humerus with:
 A) Triangular Shape
 B) Trapezoidal Shape
 C) Side Parallel and Longitudinal to the Bicipital Groove

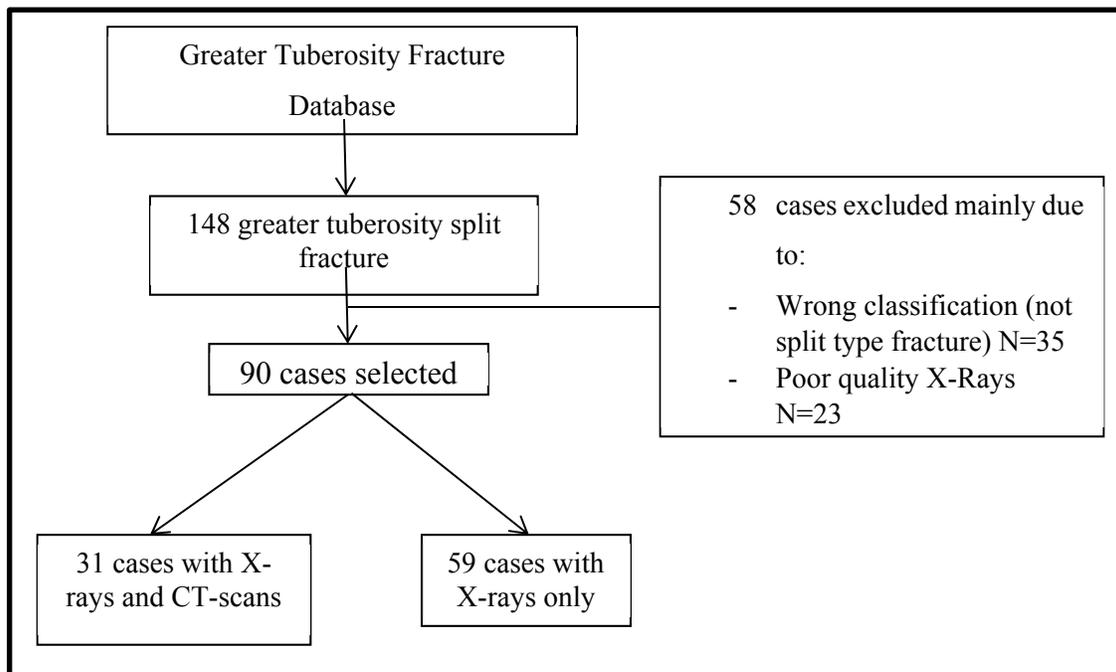


Figure 4 - Flow chart of the selection of the cases

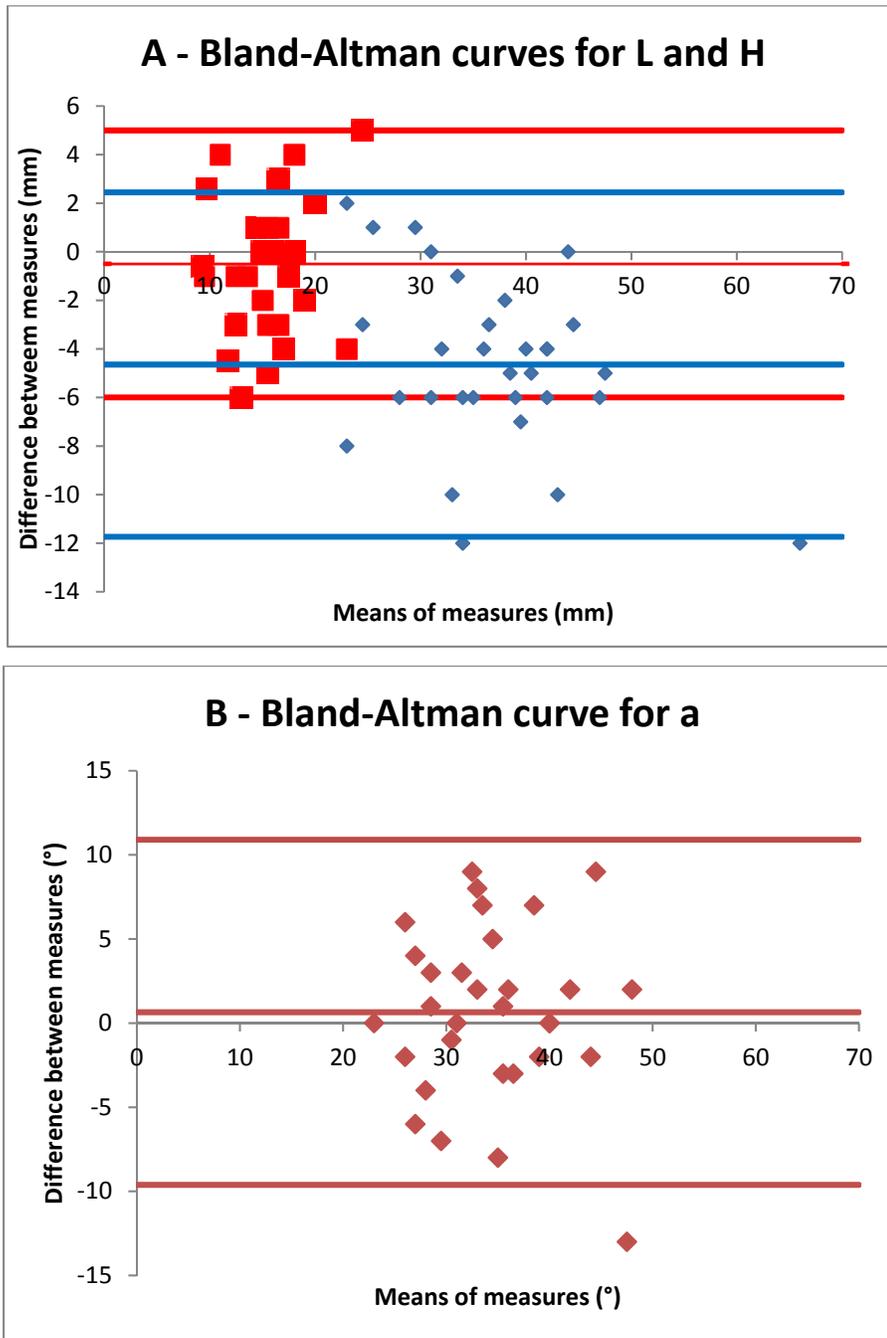


Figure 5 - Bland-Altman analysis for:
 A - Length (L) and height (H)
 B - Angle (a) of fragments.

Table 1 - Demographic details of the cohort

	Men	Women
Number	32	58
Age	53±13.8	59±14.5
Laterality	16 left / 16 right	25 left / 33 right

Table 2 – Results for the Student t-test for measurements between gender

	Wc	Hc	ac	Lx	Th	dx	W	H	a
Difference between average	-1.964	1.500	-2.286	3.143	1.896	-2.093	0.745	-0.310	-1.345
T of Student calculated	-1.381	0.502	-0.685	1.770	1.531	-1.075	0.862	-0.125	-0.741
Critical Reference Value	2.056	2.056	2.056	2.056	2.056	2.056	2.003	2.003	2.003
Probability of Student	0.179	0.620	0.499	0.088	0.138	0.292	0.392	0.901	0.462
Alpha	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
Null Hypothesis nulle verified or not	Verified								

W and Wc: superior thickness/H and Hc: height of the fragment/ a and ac: fracture angle
 Th : central thickness/ Lx : width of the fragment/dx: distance from the fracture line to the bicipital groove

Table 3 – Results of ICC calculations between CT and X-ray measurements

Parameter	ICC calculated	Fiability
Superior Thickness W	0.650	Moderate
Height H	0.774	Good
Angle a	0.574	Moderate

Table 4 – Results for the descriptive statistical analysis

Parameters	General			Men			Women		
	Mean	Standard Error	Confidencel interval	Mean	Standard Error	Confidence Interval	Mean	Standard Error	Confidencel interval
Wc (mm)	15.2	0.70 (4.6%)	[13.8 ; 16.7]	14	0.9 (6.3%)	[12.1 ; 15.9]	16.,7	1 (6.22%)	[14.5 ; 19]
Hc (mm)	34.6	1.5 (4,2%)	[31.6 ; 37.6]	34.5	1,9 (5.5%)	[30.5 ; 38.6]	34.6	2.3 (6.8%)	[29.6 ; 39.7]
ac (°)	34.9	1.5 (4.3%)	[31.8 ; 38]	34.3	2.2 (6.4%)	[29.6 ; 39]	35.6	2 (5.78%)	[31.2 ; 40.1]
W (mm)	14.6	0,3 (2.4%)	[13.9 ; 15.3]	14.7	0,5 (3.7%)	[13.6 ; 15.8]	14,6	0,5 (3,1%)	[13,7 ; 15,5]
H (mm)	36.4	1 (2.7%)	[34.4 ; 38.3]	37.9	1.6 (4.3%)	[34.6 ; 41.2]	35.5	1.2 (3,5%)	[33.1 ; 38]
a (°)	33.9	0.7 (2%)	[32.5 ; 35.3]	33.2	1.1 (3.4%)	[30.9 ; 35.4]	34.3	0.9 (2,6%)	[32.4 ; 36.1]
Lx (mm)	32.9	1 (3%)	[30.92 ; 35]	33.7	1.4 (4.3%)	[30.6 ; 36.8]	32	1.3 (4,1%)	[29.1 ; 34.9]
Tx (mm)	11.1	0.6 (5.,9%)	[9.9 ; 12.4]	11.7	0.9 (7.8%)	[9.8 ; 13.7]	10.4	0.8 (7.5%)	[8.7 ; 12.1]
dx (mm)	6.9	0.9 (12.8%)	[5.1 ; 8.7]	6.1	1.1 (18.7%)	[3.7 ; 8.5]	7.8	1.4 (17.6%)	[4.9 ; 10.8]

W and Wc: superior thickness/H and Hc: height of the fragment/ a and ac: fracture angle
 Th: central thickness/ Lx: width of the fragment/dx: distance from the fracture line to the bicipital groove

ANNEXE VI

DESCRIPTION DE PRODUIT

INFORMATIONS GÉNÉRALES

Produit : Plaque personnalisée pour la grosse tubérosité de l'humérus proximal.

CRITÈRES DE SORTIE

But / objectifs

Concevoir et réaliser une plaque métallique adaptée à la forme de la grande tubérosité de l'humérus proximal destinée à la réduction des fractures de type split, afin de simplifier les interventions chirurgicales et éviter toute complication post-opératoire étant due à l'utilisation d'une plaque non adaptée.

Exigences relatives au produit

Identifier les exigences, s'il y a lieu :

- | | | | |
|----------------|--|-------------------|---|
| 1. des clients | 2. relatives à la livraison | 3. réglementaires | 4. nécessaires pour l'usage spécifié ou prévu |
| 5. du LIO | 6. relatives aux activités après livraison | 7. légales | |

Exigences

- E1.** Encombrement de la plaque limité (exigence relative au produit)
- E2.** Plaque présentant une bonne capacité d'adaptabilité (exigences relatives aux clients)
- E3.** La plaque est utilisable pour le plus grand nombre d'humérus différents
- E4.** Plaque résistant aux efforts mis en jeu, avec une masse optimisée (exigence relative au produit)
- E5.** Respecter les normes en vigueur dans le domaine biomédical (exigence réglementaire)
- E6.** Limiter le coût (exigence du LIO, du client)

Livrables

Fichier Catia du ou des différents concepts retenus.
Prototypes de plaque destinés à divers essais.

MODIFICATIONS

Toute modification est documentée dans une DDC. Inscrire ici le contenu de modification et mettre la DDC en référence.

- *Ré-approbation du DES requise.*

*****GESTION DE RISQUE**

 Voir : < PJXXX – RISXX >

ou

 Ce produit n'a aucun risque sur la santé et la sécurité du patient, de l'opérateur, d'autres personnes, d'autres équipements ou de l'environnement.

L'analyse de risque a été effectuée en consultation avec : _____

ÉLÉMENTS D'ENTRÉE*Contexte du produit*

Aucune plaque n'est aujourd'hui adaptée à la forme de la grande tubérosité de l'humérus proximal. La chirurgienne utilise aujourd'hui des plaques pour d'autres parties du corps qu'elle adapte elle-même. Des projets ont déjà été réalisés pour amener à la conception d'une plaque personnalisée, notamment un mémoire de Jennifer Mutch définissant plus en détails les fractures de la GT et proposant une méthode de mesure de déplacement des fragments fracturés, et un stage dont le but a été la modélisation 3D d'un humérus proximal servant de support à la conception d'une plaque.

Projets, produits ou processus similaires

Plaque de fixation Y3 du grand trochanter

Ressources et contraintes

Documentation et travaux déjà effectués au LIO-HSCM.
Modèle 3D de l'humérus proximal réalisé par A.Sergent
Revue de littérature d'articles disponible via la bibliothèque de l'ETS.

MODIFICATIONS

Toute modification est documentée dans une DDC. Inscrire ici le contenu de modification et mettre la DDC en référence.

- Ré-approbation du DES requise.

• • • Fin du document

ANNEXE VII

ANALYSE DE RISQUES

L'analyse de risque réalisée suit les directives le procédure PQ12 de Gestion de Risques.

- **Mode d'emploi d'appréciation des risques**

1. Degré de sévérité

- **Sévère (S)** : le risque est de nature à blesser ou causer la mort à un opérateur ou à un patient.
- **Modéré (M)** : le risque n'est généralement pas de nature à blesser ou causer la mort à un opérateur ou à un patient mais plutôt à causer une blessure réversible ou légère.
- **Négligeable (N)** : le risque ne peut pas causer de blessure ou la mort d'un opérateur ou d'un patient.

2. Fréquence

- **Fréquent (F)** : le risque survient régulièrement dans la durée de vie du produit.
- **Occasionnel (O)** : le risque survient généralement quelques fois durant la durée de vie du produit.
- **Rare (R)** : le risque ne survient généralement pas pour tout produit de ce type.

3. Niveaux de risque

- **Intolérable (It)** : Le risque n'est pas acceptable et n'est pas toléré.
- **Aussi bas que raisonnablement possible (ABRP)** : Le risque est diminué ou maintenu à un minimum. Le risque est considéré acceptable sous condition d'avoir été revu et approuvé.
- **Largement acceptable (LA)** : Le risque est considéré négligeable comparativement aux autres sources de danger, est donc considéré comme acceptable.

Le Tableau identifie les niveaux de risque en fonction de la sévérité et de la fréquence d'occurrence du risque.

Tableau-A VII-1 Gradation des niveaux de risque en fonction de la sévérité et de la fréquence

<i>Sévérité</i>	Sévère	Modéré	Négligeable
<i>Fréquence</i>			
Fréquent	It	It	ABRP
Occasionnel	It	ABRP	LA
Rare	ABRP	LA	LA

- **Tableau d'analyse de risque**

Tableau-A VII-2 Analyse de risques (partie 1)

ID du risque	Cause du risque	Effet	Sévérité (S, M, N)	Fréquence (F, O, R)	Niveau de risque avant mitigation (It, ABRP, LA)
Risques dus à la contamination					
R1a	Utilisation d'un mauvais matériau	Réaction allergique	Modéré	Rare	Largement Acceptable
Risques dus aux collisions					
R2a	Épaisseur trop importante	Collision de la plaque sur l'acromion	Sévère	Occasionnel	Intolérable
R3a	Mauvaise stratégie de fixation	Collision avec une vis mal insérée ou ressortie	Sévère	Rare	Aussi Bas Que Raisonnablement Possible
Risques dus à la corrosion					
R1b	Utilisation d'un mauvais matériau	Infection à cause de la rouille	Modéré	Rare	Largement Acceptable
Risques mécaniques					
R2b	Plaque mal dimensionnée	Rupture de la plaque face aux efforts mis en jeu	Sévère	Occasionnel	Intolérable
R3b	Mauvaise stratégie de fixation	Rupture des vis de fixation	Sévère	Rare	Aussi Bas Que Raisonnablement Possible

Tableau-A VII-3 Analyse de risques (partie 2)

ID du risque	Cause du risque	Effet	Sévérité (S, M, N)	Fréquence (F, O, R)	Niveau de risque avant mitigation (It, ABRP, LA)
Risques psychologiques					
R2c	Plaque mal dimensionnée	Sensation d'encombrement	Négligeable	Rare	Largement Acceptable
Autres risques					
R2d	Plaque mal dimensionnée	Possibilité d'aller abimer le nerf axillaire	Sévère	Rare	Aussi Bas Que Raisonnablement Possible
R2e	Plaque mal dimensionnée	Encombrement et masse trop importants	Modéré	Occasionnel	Aussi Bas Que Raisonnablement Possible
R2f	Plaque pas adaptable	Impossibilité d'implantation par le chirurgien	Sévère	Rare	Intolérable

- **Maitrise des risques**

Tableau-A VII-3 Maîtrise du risque R2a

Identification	Solution M2a-1		Ciblant le risque R2a
Description	Limiter l'épaisseur de la plaque pour ne pas qu'elle interfère avec l'acromion lors de mouvements d'abduction. Se référencer à la distance acromiohumérale		Type de solution proposée Modification à la Conception du Produit
Appréciation du risque résiduel	Sévérité Modéré	Fréquence Rare	Niveau de risque Largement Acceptable

Tableau-A VII-4 Maîtrise du risque R2b

Identification	Solution M2b-1		Ciblant le risque R2b
Description	Étudier les efforts mis en jeu et dimensionner la plaque en fonction de ces derniers auxquels elle doit résister		Type de solution proposée Modification à la Conception du Produit
Appréciation du risque résiduel	Sévérité Modéré	Fréquence Rare	Niveau de risque Largement Acceptable

Tableau-A VII-5 Maîtrise du risque R2f

Identification	Solution M2f-1		Ciblant le risque R2f
Description	Dimensionner et former la plaque de façon à ce qu'elle soit suffisamment malléable		Type de solution proposée Modification à la Conception du Produit
Appréciation du risque résiduel	Sévérité Modéré	Fréquence Rare	Niveau de risque Largement Acceptable

ANNEXE VIII

ÉTUDE DE LA CONVERGENCE DU MAILLAGE

L'étude de la convergence du maillage permet de savoir si le maillage utilisé est adéquat. Pour cela, la contrainte de Von Mises maximale sur la plaque est relevée et ce pour différentes tailles de maillage. Les itérations vont de 3mm à 0,4mm, centrées sur la taille du maillage proposé par le logiciel à savoir 1,74mm. La limite inférieure de 0,4mm est due à la capacité de calcul de l'ordinateur. Le tableau VIII-1 regroupe les différentes contraintes relevées en fonction des itérations. Les différences relatives entre chaque itération ont ensuite été calculées. La figure III-A représente graphiquement les différentes mesures effectuées.

Tableau-A VIII-1 Contraintes de Von Mises maximales relevées et différences relatives correspondantes

Taille du maillage (mm)	Contrainte maximale de Von Mises (N/mm ²)	Différence relative avec la contrainte précédente
3	1,72E+10	X
2,74	1,62E+10	6.1%
2,24	1,58E+10	2.5%
2	1,63E+10	5%
1,74	1,73E+10	6.1%
1,44	1,62E+10	6.7%
1,24	1,61E+10	0.6%
1	1,63E+10	1.2%
0,8	1,57E+10	3.8%
0,6	1,75E+10	11%
0,4	1,73E+10	1.1%

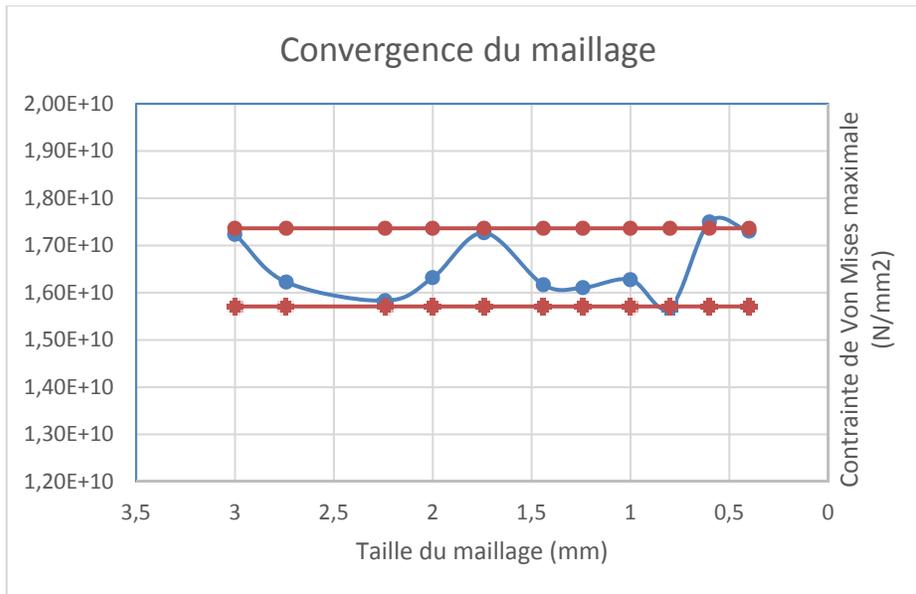


Figure A VIII-1 Convergence du maillage

Sur cette figure, les asymptotes horizontales représentent l'écart relatif de $\pm 5\%$ avec la contrainte maximale moyenne relevée. On peut alors voir que même si la contrainte maximale relevée varie d'un point à un autre, seule une contrainte n'est pas comprise entre ces valeurs. Aussi la différence relative entre les itérations visible dans le tableau n'excède jamais 6.7% sauf pour une valeur qui correspond à celle hors limite sur le graphique. La convergence du maillage n'est donc pas parfaite mais elle reste néanmoins convenable pour l'évaluation d'un concept préliminaire.

ANNEXE IX

RELEVÉ DES DÉPLACEMENTS NÉCESSAIRES POUR CHAQUE BRANCHE DE LA PLAQUE

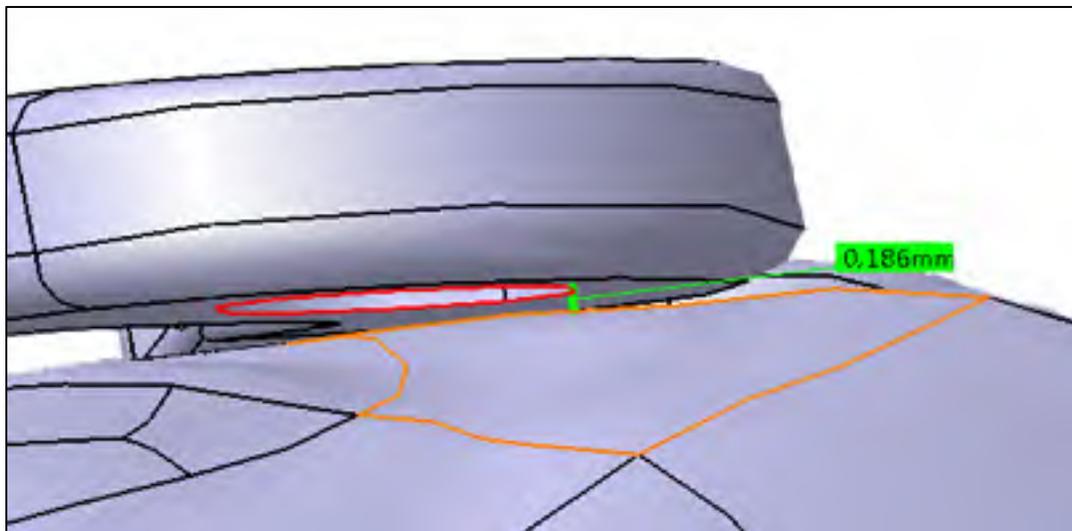


Figure-A VIII-1 Mesure du déplacement nécessaire pour la branche antéro-proximale

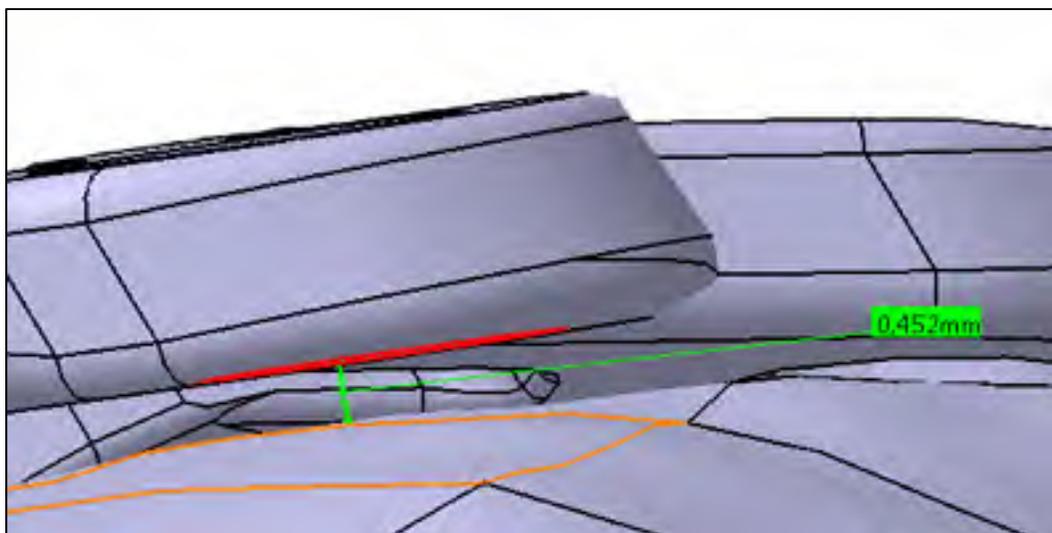


Figure-A VIII-2 Mesure du déplacement nécessaire pour la branche antéro-médiale

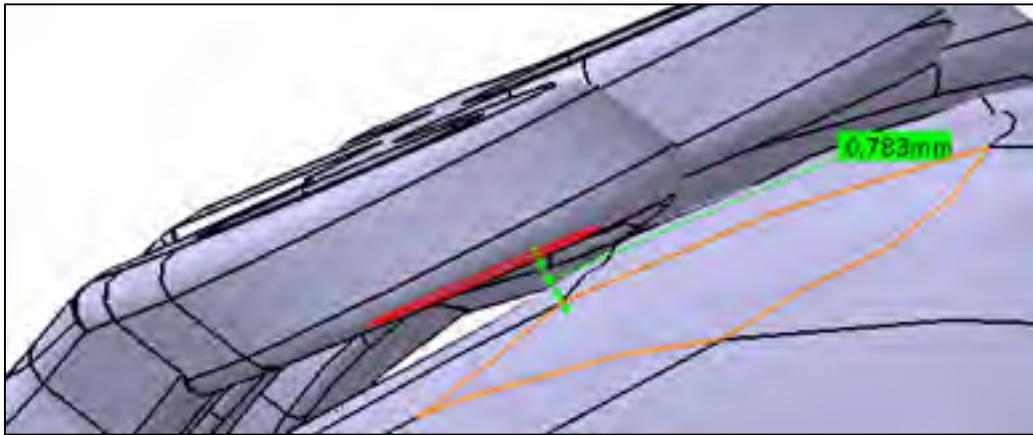


Figure-A VIII-3 Mesure du déplacement nécessaire pour la branche antéro-distale

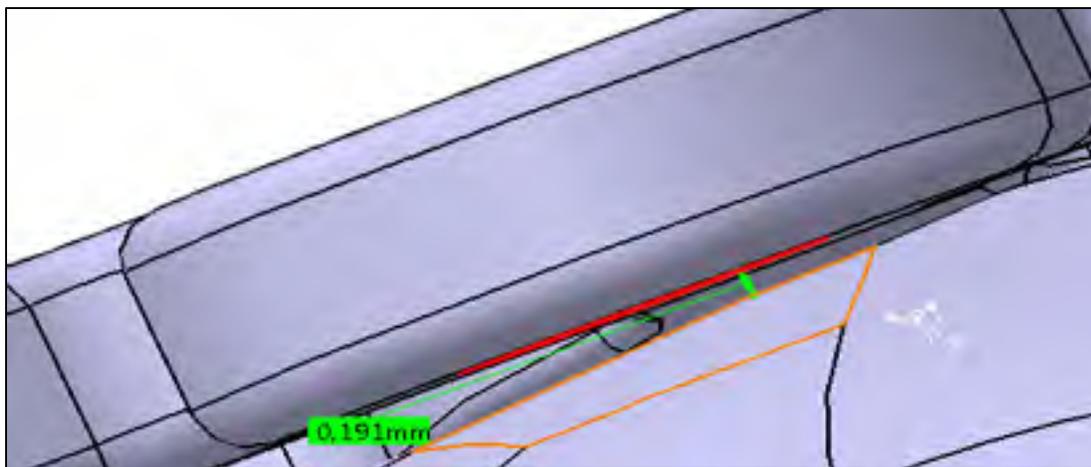


Figure-A VIII-4 Mesure du déplacement nécessaire pour la branche centrale-proximale



Figure-A VIII-5 Mesure du déplacement nécessaire pour la branche centrale-médiale

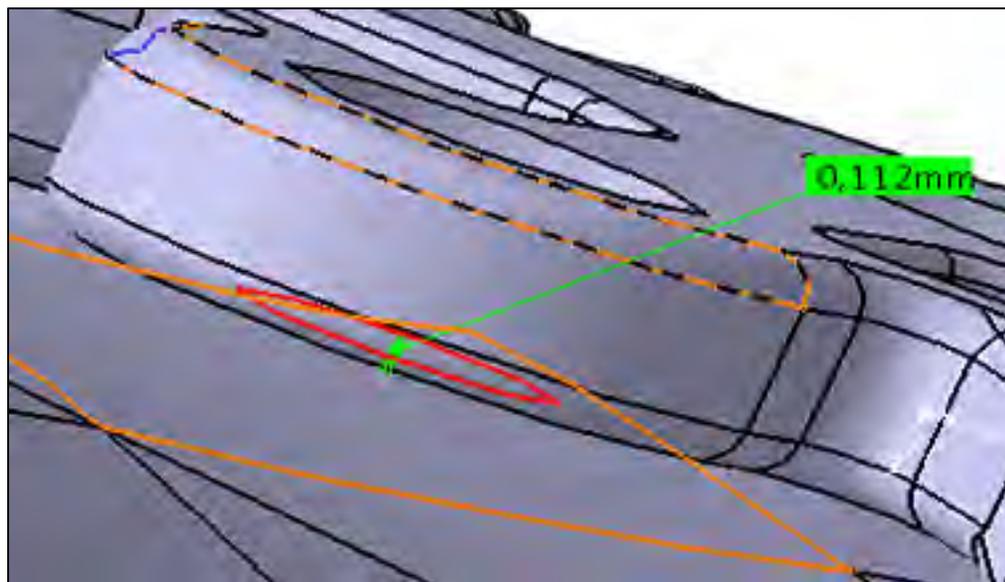


Figure-A VIII-6 Mesure du déplacement nécessaire pour la branche centrale-distale

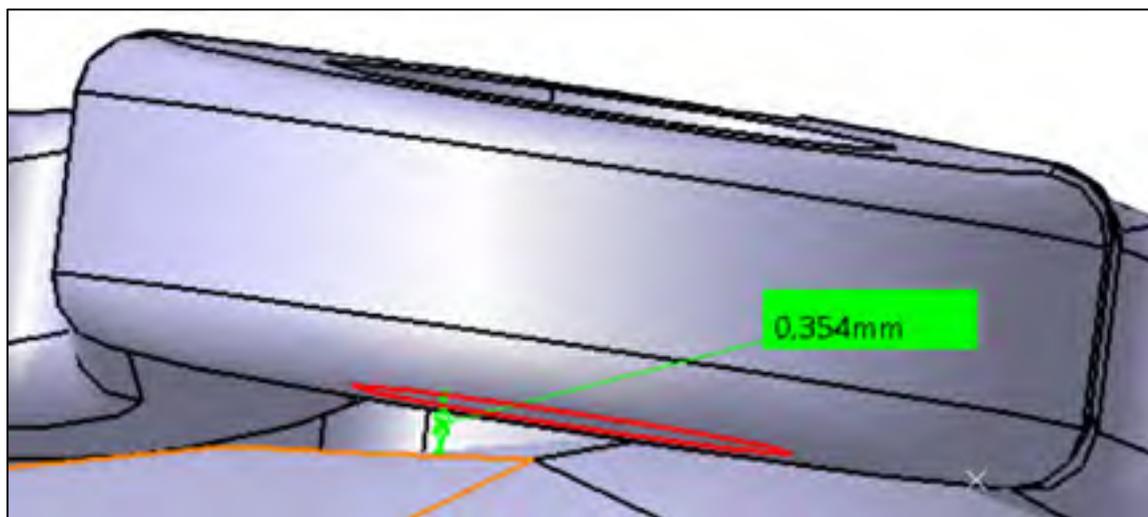


Figure-A VIII-7 Mesure du déplacement nécessaire pour la branche postéro-proximale

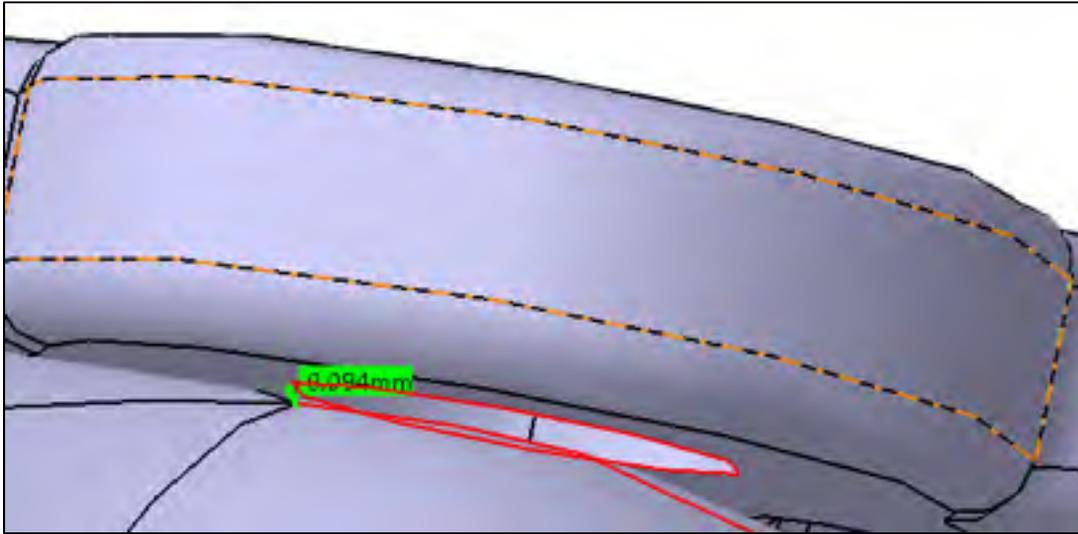


Figure-A VIII-8 Mesure du déplacement nécessaire pour la branche postéro-médiale

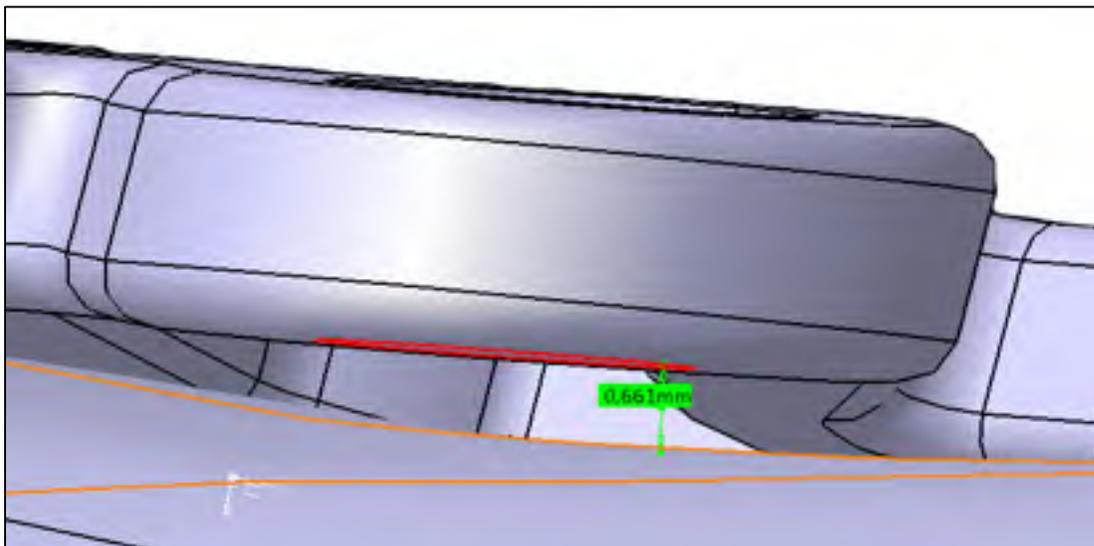


Figure-A VIII-9 Mesure du déplacement nécessaire pour la branche antéro-proximale

ANNEXE X

ESTIMATION DES DÉPLACEMENTS DES LIGNES DE GROUPE

Cas de la plaque en acier inoxydable pour des chargements de 1500N

Tableau-A IX-1 Estimation du déplacement pour la branche antéro-proximale

Branche étudiée	Antéro-Proximale			
Déplacement nécessaire (mm)	0,186			
	Vecteur Déplacement Nœud			Norme du vecteur déplacement
	C1(mm)	C2(mm)	C3(mm)	(mm)
	0,799554	2,22654	0,792363	2,49491605
	0,858167	2,70329	0,884651	2,970998959
	0,798701	2,48105	0,820287	2,732471986
	0,946087	2,9139	0,970818	3,213779926
	0,757343	2,30638	0,776135	2,548596214
	0,71456	2,06733	0,725514	2,304521618
	0,713464	1,97354	0,708375	2,21487836
	0,738486	1,99227	0,71812	2,242810215
	0,762821	2,07537	0,744732	2,333170004
	0,914153	2,88197	0,943893	3,167390217
	0,89922	2,65016	0,912854	2,943679171
	0,88817	2,80397	0,916843	3,080859425
	0,851013	2,43946	0,855575	2,721616578
	0,931659	2,80944	0,950779	3,108845817
	0,780426	2,14619	0,767241	2,409119136
	0,828309	2,59524	0,852365	2,854451357
	0,73127	2,17679	0,747387	2,414903279
	0,710651	2,00899	0,714454	2,247556491
	0,723593	1,96543	0,708451	2,210973707
	0,749942	2,02828	0,72964	2,282259252
	0,939257	2,93607	0,967787	3,230994032
	0,777204	2,39286	0,797365	2,639245343
Moyenne des normes des vecteurs déplacements (mm)	2,653			

Tableau-A IX-2 Estimation du déplacement pour la branche antéro-médiale

Branche étudiée	Antéro-Médiale			
Déplacement nécessaire (mm)	0,452			
	Vecteur Déplacement Nœud			Norme du vecteur déplacement
	C1(mm)	C2(mm)	C3(mm)	(mm)
	0,314259	1,34503	0,711174	1,5535871
	0,389182	1,60754	0,937493	1,901194521
	0,414899	1,69016	0,94102	1,97845916
	0,442609	1,78558	1,01718	2,102106994
	0,416577	1,70206	0,980667	2,008046913
	0,258843	1,13294	0,680415	1,34666897
	0,253243	1,12942	0,647457	1,326243613
	0,284664	1,24686	0,66068	1,43951086
	0,44242	1,78209	1,00688	2,094131696
	0,294117	1,24255	0,766051	1,489049847
	0,403404	1,65769	0,960537	1,957882083
	0,368259	1,52773	0,82877	1,776635403
	0,445691	1,79408	1,01804	2,11039545
	0,432285	1,75386	1,00402	2,066628022
	0,273784	1,1735	0,72006	1,403761494
	0,254806	1,12527	0,661671	1,330025256
	0,262936	1,16845	0,638747	1,357353481
	0,298879	1,29383	0,683494	1,493482097
	0,431533	1,74587	0,980235	2,048204932
	0,340921	1,42332	0,855562	1,695303302
Moyenne des normes des vecteurs déplacements (mm)	1,724			

Tableau-A IX-3 Estimation du déplacement pour la branche antéro-distale

Branche étudiée	Antéro-Distale			
Déplacement nécessaire (mm)	0,783			
	Vecteur Déplacement Nœud			Norme du vecteur déplacement
	C1(mm)	C2(mm)	C3(mm)	(mm)
	0,560383	1,19977	0,864827	1,581582404
	0,788218	1,68244	1,24351	2,235667482
	0,565485	1,26142	0,927428	1,664655038
	0,598375	1,38088	1,04404	1,831639085
	0,644761	1,49918	1,14971	1,996269146
	0,697983	1,6107	1,23781	2,147954458
	0,7522	1,69713	1,29308	2,262324239
	0,764735	1,5717	1,13341	2,083189559
	0,645509	1,23376	0,866394	1,639964686
	0,590413	1,1538	0,813224	1,53008994
	0,707528	1,39976	0,988351	1,853850487
	0,561048	1,22801	0,893837	1,619175099
	0,578791	1,31796	0,983669	1,743451257
	0,620125	1,43955	1,09783	1,91365878
	0,67115	1,55729	1,197	2,075669402
	0,72706	1,66163	1,27288	2,215819035
	0,781086	1,71579	1,2896	2,284096938
	0,569871	1,16377	0,828027	1,537771856
	0,780812	1,63474	1,19338	2,169377346
	0,676391	1,31284	0,922817	1,741449071
	0,61674	1,17698	0,826749	1,564980529
	0,739283	1,48949	1,06169	1,972892666
Moyenne des normes des vecteurs déplacements (mm)	1,894			

Tableau-A IX-4 Estimation du déplacement pour la branche centrale-proximale

Branche étudiée	Centrale-proximale			
Déplacement nécessaire (mm)	0,191			
	Vecteur Déplacement Nœud			Norme du vecteur déplacement
	C1(mm)	C2(mm)	C3(mm)	(mm)
	0,863302	1,13659	0,275088	1,453547584
	0,609548	0,901511	0,192459	1,105129546
	0,899988	1,21566	0,309298	1,543850021
	0,853695	1,17362	0,293312	1,480611693
	0,770556	1,08957	0,262347	1,360053412
	0,658237	0,968099	0,217705	1,190750641
	0,65381	0,818963	0,16078	1,060197208
	0,798465	1,02714	0,233888	1,321842098
	0,899132	1,19922	0,301189	1,528817116
	0,578233	0,832977	0,163324	1,027072935
	0,578008	0,808411	0,153186	1,00552849
	0,721922	0,904066	0,191065	1,172609287
	0,631982	0,934049	0,205094	1,14626015
	0,906542	1,21669	0,308907	1,548410956
	0,881944	1,2008	0,30348	1,520475573
	0,815684	1,13562	0,279035	1,425774773
	0,714428	1,03004	0,240575	1,276427083
	0,833118	1,08542	0,255304	1,391905999
	0,602098	0,790858	0,147413	1,004842759
	0,686703	0,856747	0,174726	1,111802864
	0,884482	1,17278	0,289718	1,497216703
	0,589428	0,864325	0,177046	1,061050592
	0,57678	0,81944	0,158011	1,014457766
	0,760709	0,965208	0,212016	1,247098813
Moyenne des normes des vecteurs déplacements (mm)	1,271			

Tableau-A IX-5 Estimation du déplacement pour la branche centrale-distale

Branche étudiée	Centrale-distale			
Déplacement nécessaire (mm)	0,112			
	Vecteur Déplacement Nœud			Norme du vecteur déplacement
	C1(mm)	C2(mm)	C3(mm)	(mm)
	0,536587	0,63532	0,551157	0,997662844
	0,699416	0,710505	0,610389	1,169005914
	0,647815	0,741247	0,61593	1,161241213
	0,746638	0,825411	0,665031	1,296548438
	0,726508	0,756855	0,63518	1,226416323
	0,501904	0,491835	0,477202	0,849429833
	0,473831	0,524721	0,491672	0,861155793
	0,763015	0,827975	0,669183	1,309786387
	0,622768	0,591885	0,538978	1,014231295
	0,59182	0,68997	0,584569	1,080754565
	0,70627	0,792144	0,646613	1,242746073
	0,751204	0,801242	0,657544	1,280101677
	0,713735	0,734632	0,623503	1,199107091
	0,557418	0,523785	0,497882	0,912662062
	0,476842	0,495265	0,477186	0,836882424
	0,493265	0,574432	0,517612	0,917172102
	0,760744	0,833729	0,67084	1,312959171
	0,663148	0,651403	0,575762	1,093431762
Moyenne des normes des vecteurs déplacements (mm)	1,098			

Tableau-A IX-6 Estimation du déplacement pour la branche postéro-proximale

Branche étudiée	Postéro-proximale			
Déplacement nécessaire (mm)	0,354			
	Vecteur Déplacement Nœud			Norme du vecteur déplacement
	C1(mm)	C2(mm)	C3(mm)	(mm)
	1,31316	0,86345	0,558931	1,668034457
	0,886589	0,544626	0,371401	1,104805973
	1,2879	0,849889	0,542283	1,635563687
	1,22635	0,811925	0,505327	1,555156553
	1,13178	0,752433	0,449841	1,431585943
	1,01361	0,674409	0,384666	1,276793117
	0,903467	0,580096	0,345651	1,127935549
	1,08126	0,670887	0,490861	1,363875755
	1,29092	0,837217	0,557035	1,636366323
	0,961944	0,586	0,439682	1,209153638
	1,21068	0,770131	0,531513	1,530148322
	1,30371	0,858969	0,552252	1,656040392
	1,26087	0,83335	0,525721	1,600202471
	1,18149	0,783929	0,478858	1,496585541
	1,07257	0,713626	0,416616	1,353970961
	0,948118	0,623344	0,356186	1,18926614
	0,886436	0,554587	0,353732	1,103839595
	1,31309	0,858491	0,562761	1,666706959
	1,01826	0,625724	0,466599	1,283003733
	1,25655	0,807594	0,546384	1,590490945
	0,911517	0,554062	0,40231	1,140044419
Moyenne des normes des vecteurs déplacements (mm)	1,410			

Tableau-A IX-7 Estimation du déplacement pour la branche postéro-médiale

Branche étudiée	Postéro-médiale			
Déplacement nécessaire (mm)	0,094			
	Vecteur Déplacement Nœud			Norme du vecteur déplacement
	C1(mm)	C2(mm)	C3(mm)	(mm)
	1,31316	0,86345	0,558931	1,668034457
	0,886589	0,544626	0,371401	1,104805973
	1,2879	0,849889	0,542283	1,635563687
	1,22635	0,811925	0,505327	1,555156553
	1,13178	0,752433	0,449841	1,431585943
	1,01361	0,674409	0,384666	1,276793117
	0,903467	0,580096	0,345651	1,127935549
	1,08126	0,670887	0,490861	1,363875755
	1,29092	0,837217	0,557035	1,636366323
	0,961944	0,586	0,439682	1,209153638
	1,21068	0,770131	0,531513	1,530148322
	1,30371	0,858969	0,552252	1,656040392
	1,26087	0,83335	0,525721	1,600202471
	1,18149	0,783929	0,478858	1,496585541
	1,07257	0,713626	0,416616	1,353970961
	0,948118	0,623344	0,356186	1,18926614
	0,886436	0,554587	0,353732	1,103839595
	1,31309	0,858491	0,562761	1,666706959
	1,01826	0,625724	0,466599	1,283003733
	1,25655	0,807594	0,546384	1,590490945
	0,911517	0,554062	0,40231	1,140044419
	1,14921	0,721818	0,512489	1,45063773
Moyenne des normes des vecteurs déplacements (mm)	1,412			

Tableau-A IX-8 Estimation du déplacement pour la branche postéro-distale

Branche étudiée	Postéro-distale			
Déplacement nécessaire (mm)	0,661			
	Vecteur Déplacement Nœud			Norme du vecteur déplacement
	C1(mm)	C2(mm)	C3(mm)	(mm)
	1,44201	1,01017	0,884556	1,970349103
	1,07485	0,831217	0,671251	1,515520415
	1,39215	0,966379	0,851388	1,896531445
	1,31402	0,906794	0,799246	1,785418183
	1,23937	0,857169	0,748774	1,682688086
	1,10753	0,785575	0,663384	1,511234301
	1,03184	0,772901	0,631965	1,435774879
	1,29805	0,9848	0,798815	1,814626751
	1,40718	1,04735	0,865022	1,955852918
	1,47321	1,07128	0,906075	2,034443523
	1,48076	1,05571	0,910316	2,033678687
	1,24145	0,948461	0,765746	1,739868762
	1,41906	0,989179	0,869291	1,935942463
	1,35473	0,936852	0,826425	1,842813969
	1,27689	0,881407	0,774187	1,733981512
	1,1693	0,815849	0,702046	1,589257898
	1,05791	0,769861	0,638299	1,455776474
	1,03657	0,794294	0,643819	1,455981878
	1,46697	1,03623	0,901014	2,009377969
	1,27003	0,967056	0,782359	1,777711763
	1,35636	1,01984	0,834041	1,890875582
	1,447	1,06485	0,889756	2,004839211
	1,4828	1,06753	0,911919	2,042036337
	1,15068	0,887344	0,714432	1,619214908
Moyenne des normes des vecteurs déplacements (mm)	1,781			

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Apreleva, Maria, IMT Parsons, Jon JP Warner, Freddie H Fu et Savio L-Y Woo. 2000. « Experimental investigation of reaction forces at the glenohumeral joint during active abduction ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 9, n° 5, p. 409-417.
- Bahrs, Christian, Erich Lingenfelter, Franziska Fischer, Eduard M Walters et Michael Schnabel. 2006. « Mechanism of injury and morphology of the greater tuberosity fracture ». *Journal of shoulder and elbow surgery*, vol. 15, n° 2, p. 140-147.
- Barvencik, Florian, Matthias Gebauer, Frank Timo Beil, Eik Vettorazzi, Marcus Mumme, Martin Rupprecht, Pia Pogoda, Karl Wegscheider, Johannes M Rueger et Klaus Pueschel. 2010. « Age- and sex- related changes of humeral head microarchitecture: Histomorphometric analysis of 60 human specimens ». *Journal of orthopaedic research*, vol. 28, n° 1, p. 18-26.
- Bergmann, G, F Graichen, A Bender, M Kääh, A Rohlmann et P Westerhoff. 2007. « In vivo glenohumeral contact forces—measurements in the first patient 7 months postoperatively ». *Journal of biomechanics*, vol. 40, n° 10, p. 2139-2149.
- Bergot, Catherine, et Jean-Pierre Bocquet. 1976. « Etude systématique, en fonction de l'âge, de l'os spongieux et de l'os cortical de l'humérus et du fémur ». *Bulletins et Mémoires de la Société d'anthropologie de Paris*, vol. 3, n° 3, p. 215-242.
- Bhatia, Deepak N, Karin S van Rooyen, DF Du Toit et Joe F de Beer. 2006. « Surgical treatment of comminuted, displaced fractures of the greater tuberosity of the proximal humerus: a new technique of double-row suture-anchor fixation and long-term results ». *Injury*, vol. 37, n° 10, p. 946-952.
- Bland, J Martin, et DouglasG Altman. 1986. « Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement ». *The lancet*, vol. 327, n° 8476, p. 307-310.
- Bocquet, J-P, et Catherine Bergot. 1977. « Evolution de l'os cortical de l'humérus en fonction de l'âge ». *Bulletins et Mémoires de la Société d'anthropologie de Paris*, vol. 4, n° 4, p. 359-369.
- Borgeaud, M, J Cordey, P-F Leyvraz et SM Perren. 2000. « Mechanical analysis of the bone to plate interface of the LC-DCP and of the PC-FIX on human femora ». *Injury*, vol. 31, p. 2979848892-36.
- Braunstein, V, E Wiedemann, W Plitz, OJ Muensterer, W Mutschler et S Hinterwimmer. 2007. « Operative treatment of greater tuberosity fractures of the humerus—A biomechanical analysis ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n° 6, p. 652-657.

- Brianza, Stefano, Götz Röderer, Damiano Schiuma, Ronald Schwyn, Alexander Scola, Florian Gebhard et Andrea E Tami. 2012. « Where do locking screws purchase in the humeral head? ». *Injury*, vol. 43, n° 6, p. 850-855.
- Brien, H, F Nofthall, S MacMaster, T Cummings, C Landells et P Rockwood. 1995. « Neer's classification system: a critical appraisal ». *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, vol. 38, n° 2, p. 257-260.
- Brown, Stanley A, et Jack E Lemons. 1996. « Medical applications of titanium and its alloys: the material and biological issues ». In. ASTM Pennsylvania.
- Carofino, B. C., et S. S. Leopold. 2013. « Classifications in brief: the Neer classification for proximal humerus fractures ». *Clin Orthop Relat Res*, vol. 471, n° 1, p. 39-43.
- Carrera, Eduardo F, Marcelo H Matsumoto, Nicola Archetti Netto et Flavio Faloppa. 2004. « Fixation of greater tuberosity fractures ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 20, n° 8, p. e109-e111.
- Codman, Ernest A. 1934. *The Shoulder; Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions in Or about the Subacromial Bursa*.
- Cornell, CN, D Levine et MJ Pagnani. 1994. « Internal fixation of proximal humerus fractures using the screw-tension band technique ». *Journal of orthopaedic trauma*, vol. 8, n° 1, p. 23-27.
- Coughlin, Michael J, Jerry S Grimes, Paul D Traughber et Carroll P Jones. 2006. « Comparison of radiographs and CT scans in the prospective evaluation of the fusion of hindfoot arthrodesis ». *Foot & ankle international*, vol. 27, n° 10, p. 780-787.
- Court-Brown, Charles M, et Ben Caesar. 2006. « Epidemiology of adult fractures: a review ». *Injury*, vol. 37, n° 8, p. 691-697.
- Court-Brown, Charles M, Ashima Garg et Margaret M McQueen. 2001. « The epidemiology of proximal humeral fractures ». *Acta orthopaedica Scandinavica*, vol. 72, n° 4, p. 365-371.

- Cruz, Eduardo Pedrini, Felipe Victora Wagner, Carlo Henning, José Antônio Veiga Sanhudo, Fernando Pagnussato et Carlos Roberto Galia. 2017. « Comparison between Simple Radiographic and Computed Tomographic Three-Dimensional Reconstruction for Evaluation of the Distal Metatarsal Articular Angle ». *The Journal of Foot and Ankle Surgery*.
- David, Guy, ME Magarey, MA Jones, Z Dvir, KS Türker et M Sharpe. 2000. « EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint ». *Clinical Biomechanics*, vol. 15, n° 2, p. 95-102.
- de Castro, Marcelo Peduzzi, Daniel Cury Ribeiro, Felipe de Camargo Forte, Joelly Mahnic de Toledo, Roberto Costa Krug et Jefferson Fagundes Loss. 2012. « Estimated force and moment of shoulder external rotation muscles: differences between transverse and sagittal planes ». *Journal of applied biomechanics*, vol. 28, n° 6, p. 701-707.
- de la Bretesche, Bertrand. 2000. *La méthode APTE: Analyse de la valeur, analyse fonctionnelle*. Ed. Pétrelle.
- De Luca, Carlo J. 1997. « The use of surface electromyography in biomechanics ». *Journal of applied biomechanics*, vol. 13, p. 135-163.
- de Oliveira França, Flávio, André Couto Godinho, Elísio José Salgado Ribeiro, Lorenzo Falster, Lucas Emanuel Gava Búrigo et Rafael Berenstein Nunes. 2016. « Evaluation of the acromiohumeral distance by means of magnetic resonance imaging umerus ». *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, vol. 51, n° 2, p. 169-174.
- Dimakopoulos, Panayiotis, Georgios Kasimatis et Andreas Panagopoulos. 2007. « Transosseous suture fixation of proximal humeral fractures ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 89, n° 8, p. 1700-1709.
- Drake, Richard L, Fabrice Duparc, Jacques Duparc, AHG Mitchell et A Wayne Vogl. 2015. *Gray's Anatomie pour les étudiants*. Elsevier Masson.
- Dufour, Michel. *Anatomie de l'appareil locomoteur : ostéologie, arthrologie, myologie, neurologie, angiologie, morpho-topographie*. v. p.
- Egol, Kenneth A, Erik N Kubiak, Eric Fulkerson, Frederick J Kummer et Kenneth J Koval. 2004. « Biomechanics of locked plates and screws ». *Journal of orthopaedic trauma*, vol. 18, n° 8, p. 488-493.
- Escamilla, Rafael F, Kyle Yamashiro, Lonnie Paulos et James R Andrews. 2009. « Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises ». *Sports medicine*, vol. 39, n° 8, p. 663-685.

- Esser, René D. 1994. « Treatment of three-and four-part fractures of the proximal humerus with a modified cloverleaf plate ». *Journal of orthopaedic trauma*, vol. 8, n° 1, p. 15-22.
- Flatow, Evan L, Frances Cuomo, MG Maday, SR Miller, SJ McIlveen et LU Bigliani. 1991. « Open reduction and internal fixation of two-part displaced fractures of the greater tuberosity of the proximal part of the humerus ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 73, n° 8, p. 1213-1218.
- Gaudelli, Cinzia, Jérémie Ménard, Jennifer Mutch, G-Yves Laflamme, Yvan Petit et Dominique M Rouleau. 2014. « Locking plate fixation provides superior fixation of humerus split type greater tuberosity fractures than tension bands and double row suture bridges ». *Clinical Biomechanics*, vol. 29, n° 9, p. 1003-1008.
- Genant, Harry K, Klaus Engelke, Thomas Fuerst, Claus- C Glüer, Stephan Grampp, Steven T Harris, Michael Jergas, Thomas Lang, Ying Lu et Sharmila Majumdar. 1996. « Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art ». *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 11, n° 6, p. 707-730.
- Green, Andrew, et Joseph Izzi. 2003. « Isolated fractures of the greater tuberosity of the proximal humerus ». *Journal of shoulder and elbow surgery*, vol. 12, n° 6, p. 641-649.
- Greens. 2016. *LC-LCP Locking Proximal Humerus Plates (LPHP) Ø3.5mm*. En ligne. <<https://www.greensurgical.com/product-size/LC-LCP-Locking-Proximal-Humerus-PlatesLPHP-35mm-191.html>>. Consulté le 16 février 2016.
- Gruson, Konrad I, David E Ruchelsman et Nirmal C Tejwani. 2008. « Isolated tuberosity fractures of the proximal humerus: current concepts ». *Injury*, vol. 39, n° 3, p. 284-298.
- Handschin, Alexander E, Markus Cardell, Claudio Contaldo, Otmar Trentz et Guido A Wanner. 2008. « Functional results of angular-stable plate fixation in displaced proximal humeral fractures ». *Injury*, vol. 39, n° 3, p. 306-313.
- Hepp, Pierre, Helmut Lill, Hermann Bail, Jan Korner, Manuel Niederhagen, Norbert P Haas, Christoph Josten et Georg N Duda. 2003. « Where should implants be anchored in the humeral head? ». *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 415, p. 139-147.
- Inman, Verne T, et Leroy C Abbott. 1996. « Observations of the Function of the Shoulder Joint ». *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 330, p. 3-12.

- Ioannou, Christopher, Matthew Knight, Luca Daniele, Lee Flueckiger et Ezekiel SL Tan. 2016. « Effectiveness of the surgical torque limiter: a model comparing drill-and hand-based screw insertion into locking plates ». *Journal of orthopaedic surgery and research*, vol. 11, n° 1, p. 118.
- ISO/TR. 2004. *Implants Chirurgicaux - Principes fondamentaux*. 2^{ème} édition. Norme Internationale, 14282. Genève, Suisse : Organisation Norme Internationale.
- ISO. 2010. *Implants chirurgicaux non-actifs - Implants pour ostéosynthèse - Exigences particulières*. 2^{ème} édition. Norme Internationale, 14602. Genève, Suisse : Organisation Norme Internationale.
- ISO. 2015. *Implants chirurgicaux non actifs - Exigences générales*. 4^{ème} édition. Norme Internationale, 14630. Genève, Suisse. Organisation Norme Internationale.
- Jellad, A, M Amine Bouaziz, S Boudokhane, I Aloui, Z Ben Salah et A Abid. 2012. « Isolated greater tuberosity fracture: Short-term functional outcome following a specific rehabilitation program ». *Annals of physical and rehabilitation medicine*, vol. 55, n° 1, p. 16-24.
- Katchky, Ryan N, Graham JW King, James A Johnson et George S Athwal. 2013. « The bicipital tuberosity and distal radius are unreliable landmarks for radial head implant alignment ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 22, n° 9, p. 1242-1247.
- Keating, JF, P Waterworth, J Shaw-Dunn et J Crossan. 1993. « The relative strengths of the rotator cuff muscles. A cadaver study ». *Bone & Joint Journal*, vol. 75, n° 1, p. 137-140.
- Kellermann, R, et H-Ch Klein. 1955. « Untersuchungen über den Einfluß der Reibung auf Vorspannung und Anzugsmoment von Schraubenverbindungen ». *Konstruktion*, vol. 7, n° 2, p. 54-68.
- Kim, Eugene, Hum Kyu Shin et Chung Hwan Kim. 2005. « Characteristics of an isolated greater tuberosity fracture of the humerus ». *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 10, n° 5, p. 441-444.
- Kim, Kyung-Cheon, Kwang-Jin Rhee, Hyun-Dae Shin et Young-Mo Kim. 2008. « Arthroscopic fixation for displaced greater tuberosity fracture using the suture-bridge technique ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 24, n° 1, p. 120. e1-120. e3.
- Konigsee Implantate. 2016. *VaWiko Proximal Humerus plates 4.0/3.5*. En ligne. <http://www.koenigsee-implantate.de/specials/humerus_en.php>. Consulté le 15 février 2016.

- Kontakis, George M, John Damilakis, Joseph Christoforakis, Anthony Papadakis, Pavlos Katonis et Panos Prassopoulos. 2001. « The bicipital groove as a landmark for orientation of the humeral prosthesis in cases of fracture ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 10, n° 2, p. 136-139.
- Koo, Terry K, et Mae Y Li. 2016. « A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research ». *Journal of Chiropractic Medicine*.
- Kristiansen, Bjarne, et Steen W Christensen. 1986. « Plate fixation of proximal humeral fractures ». *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 57, n° 4, p. 320-323.
- Landers, Richard N. 2011. « Computing intraclass correlations (ICC) as estimates of interrater reliability in SPSS ». *NeoAcademic: Technology, education and training research from an industrial/organizational (I/O) psychologist in the ivory tower*. Retrieved from <http://neoacademic.com/2011/11/16/computing-intraclass-correlations-icc-asestimates-of-interrater-reliability-in-spss>.
- Leedy, Paul D, et Jeanne Ellis Ormrod. 2010. « Practical Research ».
- Lind, T, K Krøner et Jan Jensen. 1989. « The epidemiology of fractures of the proximal humerus ». *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, vol. 108, n° 5, p. 285-287.
- Liu, J, RE Hughes, WP Smutz, G Niebur et K Nan-An. 1997. « Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation ». *Clinical Biomechanics*, vol. 12, n° 1, p. 32-38.
- Majed, Addie, Iain Macleod, Anthony MJ Bull, Karol Zyto, Herbert Resch, Ralph Hertel, Peter Reilly et Roger JH Emery. 2011. « Proximal humeral fracture classification systems revisited ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 20, n° 7, p. 1125-1132.
- Marieb, Elaine. *Anatomie et physiologie humaines*.
- Mattyasovszky, Stefan G, Klaus J Burkhart, Christopher Ahlers, Dirk Proschek, Sven-Oliver Dietz, Inma Becker, Stephan Müller-Haberstock, Lars P Müller et Pol M Rommens. 2011. « Isolated fractures of the greater tuberosity of the proximal humerus: a long-term retrospective study of 30 patients ». *Acta orthopaedica*, vol. 82, n° 6, p. 714-720.

- McMahon, Patrick J, Richard E Debski, William O Thompson, Jon JP Warner, Freddie H Fu et Savio LY Woo. 1995. « Shoulder muscle forces and tendon excursions during glenohumeral abduction in the scapular plane ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 4, n° 3, p. 199-208.
- Muhm, M, S Arend, H Winkler et T Ruffing. 2016. « Associated injuries with greater tuberosity fractures: Mechanism of injury, diagnostics, treatment ». *Der Unfallchirurg*.
- Müller, Maurice Edmond, Serge Nazarian et Peter Koch. 1987. *Classification AO des fractures: les os longs*. Springer-Verlag.
- Murray, IR, AK Amin, TO White et CM Robinson. 2011. « Proximal humeral fractures ». *Bone & Joint Journal*, vol. 93, n° 1, p. 1-11.
- Mutch, Jennifer. 2014. « Isolated greater tuberosity fractures of the proximal humerus: validation and clinical implications for a new radiologic measurement method and classification ».
- Neer 2nd, CS. 1987. « Displaced proximal humeral fractures. Part I. Classification and evaluation. By Charles S. Neer, I, 1970 ». *Clinical orthopaedics and related research*, n° 223, p. 3.
- Nordin, Margareta. 2012. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*.
- Nyffeler, Richard W, Bernhard Jost, Christian WA Pfirrmann et Christian Gerber. 2003. « Measurement of glenoid version: conventional radiographs versus computed tomography scans ». *Journal of shoulder and elbow surgery*, vol. 12, n° 5, p. 493-496.
- Oh, Joo Han, Byung Wook Song et Yeon Soo Lee. 2014. « Measurement of volumetric bone mineral density in proximal humerus using quantitative computed tomography in patients with unilateral rotator cuff tear ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 23, n° 7, p. 993-1002.
- Onder, Ursula, Michael Blauth, Franz Kralinger et Werner Schmoelz. 2012. « Shoulder joint abduction motion test bench: A new shoulder test bench for in vitro experiments with active muscle force simulation ». *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, vol. 57, n° 3, p. 163-168.

- Park, Tae-Soo, Il-Yong Choi, Young-Ho Kim, Myung-Ryool Park, Joeng-Hwa Shon et Sun-II Kim. 1996. « A new suggestion for the treatment of minimally displaced fractures of the greater tuberosity of the proximal humerus ». *Bulletin (Hospital for Joint Diseases (New York, NY))*, vol. 56, n° 3, p. 171-176.
- Platzer, Patrick, Florian Kutscha-Lissberg, Stephan Lehr, Vilmos Vecsei et Christian Gaebler. 2005. « The influence of displacement on shoulder function in patients with minimally displaced fractures of the greater tuberosity ». *Injury*, vol. 36, n° 10, p. 1185-1189.
- Pullin, Rhys, Bryan J Wright, Richard Kapur, John P McCrory, Matthew Pearson, Sam L Evans et Davide Crivelli. 2017. « Feasibility of detecting orthopaedic screw overtightening using acoustic emission ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, p. 0954411916689112.
- Rancourt, D, A Shirazi- Adl, G Drouin et G Paiement. 1990. « Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone ». *Journal of biomedical materials research*, vol. 24, n° 11, p. 1503-1519.
- Reinold, Michael M, Kevin E Wilk, Glenn S Fleisig, Nigel Zheng, Steven W Barrentine, Terri Chmielewski, Rayden C Cody, Gene G Jameson et James R Andrews. 2004. « Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises ». *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, vol. 34, n° 7, p. 385-394.
- Ricci, William M, Paul Tornetta III, Timothy Petteys, Darin Gerlach, Jacob Cartner, Zakiyyah Walker et Thomas A Russell. 2010. « A comparison of screw insertion torque and pullout strength ». *Journal of orthopaedic trauma*, vol. 24, n° 6, p. 374-378.
- Schöffl, Volker, Dominik Popp et Wolf Strecker. 2011. « A simple and effective implant for displaced fractures of the greater tuberosity: the “Bamberg” plate ». *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, vol. 131, n° 4, p. 509-512.
- Sergent, A, J Ménard, Y Petit, GY Laflamme et DM Rouleau. 2016. « Localisation quantitative du point d'entrée de l'artère circonflexe humérale antérieure: une étude radiologique de haute définition, par CT-scan ».
- Siebenrock, Klaus A, et Christian Gerber. 1993. « The reproducibility of classification of fractures of the proximal end of the humerus ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 75, n° 12, p. 1751-1755.
- Sproul, Robert C, Jaicharan J Iyengar, Zlatko Devcic et Brian T Feeley. 2011. « A systematic review of locking plate fixation of proximal humerus fractures ». *Injury*, vol. 42, n° 4, p. 408-413.

- Synthes. 2016. *Philos and philos long*. En ligne. <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/DSEM-TRM-0815-0449-1_LR.pdf>. Consulté le 17 février 2016.
- SZYSZKOWRTZ, RUDOLF, WOLFGANG SEGGL, PETER SCHLEIFER et PETER J CUNDY. 1993. « Proximal Humeral Fractures: Management Techniques and Expected Results ». *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 292, p. 13-25.
- Terheyden, Hendrik, Christian Mühlendyck, Martin Sprengel, Klaus Ludwig et Franz Härle. 1999. « Self-adapting washer system for lag screw fixation of mandibular fractures. Part II: In vitro mechanical characterization of 2.3 and 2.7 mm lag screw prototypes and in vivo removal torque after healing ». *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, vol. 27, n° 4, p. 243-251.
- Thanasas, Christos, George Kontakis, Antonios Angoules, David Limb et Peter Giannoudis. 2009. « Treatment of proximal humerus fractures with locking plates: a systematic review ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 18, n° 6, p. 837-844.
- Tingart, Markus J, Maria Apreleva, Janne Lehtinen, David Zurakowski et Jon JP Warner. 2004. « Anchor Design and Bone Mineral Density Affect the Pull-out Strength of Suture Anchors in Rotator Cuff Repair Which Anchors Are Best to Use in Patients With Low Bone Quality? ». *The American journal of sports medicine*, vol. 32, n° 6, p. 1466-1473.
- Tingart, Markus J, Maria Apreleva, Dietrich von Stechow, David Zurakowski et JJP Warner. 2003a. « The cortical thickness of the proximal humeral diaphysis predicts bone mineral density of the proximal humerus ». *Bone & Joint Journal*, vol. 85, n° 4, p. 611-617.
- Tingart, Markus J, Janne Lehtinen, David Zurakowski, Jon JP Warner et Maria Apreleva. 2006. « Proximal humeral fractures: regional differences in bone mineral density of the humeral head affect the fixation strength of cancellous screws ». *Journal of shoulder and elbow surgery*, vol. 15, n° 5, p. 620-624.
- Tingart, MJ, ML Bouxsein, D Zurakowski, JP Warner et M Apreleva. 2003b. « Three-dimensional distribution of bone density in the proximal humerus ». *Calcified tissue international*, vol. 73, n° 6, p. 531-536.
- Trost, Oliver, Pierre Trouilloud et Brice Viard. 2010. *Introduction à l'anatomie*. Ellipses.
- Trost, Olivier. *Introduction à l'anatomie*.
- Vallier, Heather A. 2007. « Treatment of proximal humerus fractures ». *Journal of orthopaedic trauma*, vol. 21, n° 7, p. 469-476.

- Van der Helm, Frans CT. 1994. « A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism ». *Journal of biomechanics*, vol. 27, n° 5, p. 551555-553569.
- Wagner, Michael. 2003. « General principles for the clinical use of the LCP ». *Injury*, vol. 34, p. 31-42.
- Waldorff, Erik I, James Lindner, Theresa G Kijek, Brian K Downie, Richard E Hughes, James E Carpenter et Bruce S Miller. 2011. « Bone density of the greater tuberosity is decreased in rotator cuff disease with and without full-thickness tears ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 20, n° 6, p. 904-908.
- Ward, Samuel R, Eric R Hentzen, Laura H Smallwood, Robert K Eastlack, Katherine A Burns, Donald C Fithian, Jan Friden et Richard L Lieber. 2006. « Rotator cuff muscle architecture: implications for glenohumeral stability ». *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 448, p. 157-163.
- Weaver, James K. 1987. « Skiing-related Injuries to the Shoulder ». *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 216, p. 24-28.
- Webster, Kate E, Julian A Feller, Johanna Elliott, Anthony Hutchison et Rebecca Payne. 2004. « A comparison of bone tunnel measurements made using computed tomography and digital plain radiography after anterior cruciate ligament reconstruction ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 20, n° 9, p. 946-950.
- Westerhoff, P, F Graichen, A Bender, A Halder, A Beier, A Rohlmann et G Bergmann. 2009a. « In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living ». *Journal of biomechanics*, vol. 42, n° 12, p. 1840-1849.
- Westerhoff, P, F Graichen, A Bender, A Rohlmann et G Bergmann. 2009b. « An instrumented implant for in vivo measurement of contact forces and contact moments in the shoulder joint ». *Medical engineering & physics*, vol. 31, n° 2, p. 207-213.
- Westrick, Richard B, Michele L Duffey, Kenneth L Cameron, J Parry Gerber et Brett D Owens. 2013. « Isometric shoulder strength reference values for physically active collegiate males and females ». *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, vol. 5, n° 1, p. 17-21.
- Wikipédia. 2017. *Système de référence en anatomie*. En ligne. < https://fr.wikipedia.org/wiki/Syst%C3%A8me_de_r%C3%A9f%C3%A9rence_en_anatomie>. Consulté le 20 février 2017.
- Winters, Gary L, et Michael J Nutt. 2003. *Stainless steels for medical and surgical applications*, 1438. Astm International Pittsburgh.
- Yanagawa, Takashi, Cheryl J Goodwin, Kevin B Shelburne, J Erik Giphart, Michael R Torry et Marcus G Pandy. 2008. « Contributions of the individual muscles of the shoulder to

glenohumeral joint stability during abduction ». *Journal of biomechanical engineering*, vol. 130, n° 2, p. 021024.