



HAL
open science

Développement d'un implant d'ostéosynthèse pour le traitement des fractures de l'humérus proximal et diaphysaire moyen.

Thibault Goyallon

► **To cite this version:**

Thibault Goyallon. Développement d'un implant d'ostéosynthèse pour le traitement des fractures de l'humérus proximal et diaphysaire moyen.. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Grenoble Alpes, 2019. Français. NNT: . tel-03282145

HAL Id: tel-03282145

<https://hal.science/tel-03282145v1>

Submitted on 8 Jul 2021

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

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

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE LA COMMUNAUTÉ UNIVERSITÉ GRENOBLE ALPES

Spécialité : **Sciences pour l'Ingénieur**

Arrêté ministériel : 25 mai 2016

Présentée par

GOYALLON, Thibault

Thèse dirigée par **VACHER, Pierre**
et codirigée par **VITTECOQ, Éric**

préparée au sein du **Laboratoire SYMME : SYstèmes et Matériaux pour la MÉca-
tronique**
dans l'**École Doctorale SISEO : Sciences et Ingénierie des Systèmes, de l'Envi-
ronnement et des Organisations**

Développement d'un implant d'ostéosynthèse pour le traitement des fractures de l'humérus proximal et diaphysaire moyen.

Projet Clothilde

Thèse soutenue publiquement le **05 Juin 2019**,
devant le jury composé de :

M. ARLETTAZ, Yvan

Docteur en médecine - Université de Lausanne, Examineur

Mme. BAHLOULI, Nadia

Professeur des Universités - Université de Strasbourg, Rapporteur

M. CHABRAND, Patrick

Professeur des Universités - Aix-Marseille Université, Examineur

M. DEPRES, Christophe

Maître de conférences - Université Savoie Mont Blanc, Co-Encadrant de thèse

M. GERMANEAU, Arnaud

Maître de conférences, HDR - Université de Poitiers, Examineur

M. MOLIMARD, Jérôme

Professeur des Universités - École des mines de Saint-Étienne, Rapporteur

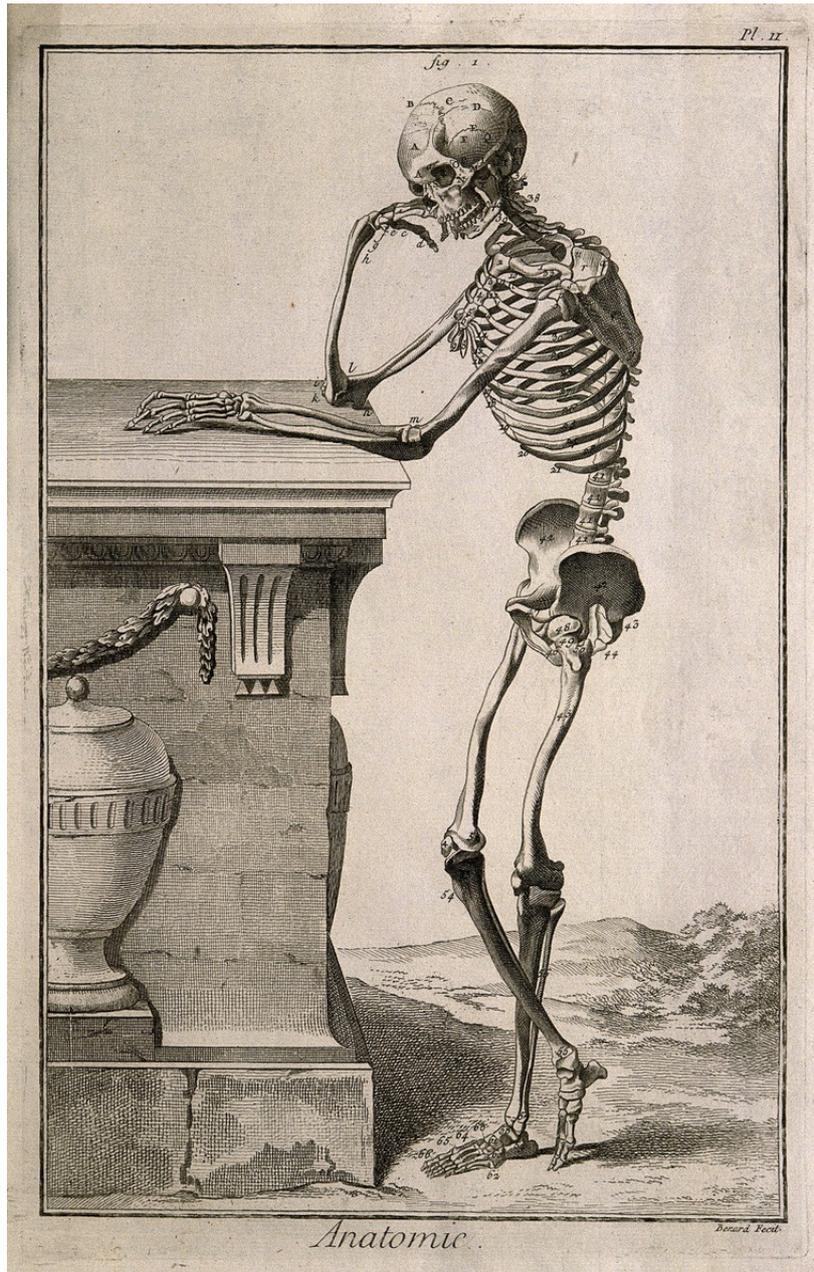
M. VACHER, Pierre

Professeur des Universités - Université Savoie Mont Blanc, Directeur de thèse

M. VITTECOQ, Éric

Professeur HES - Hepia HES-SO/Genève, Co-Directeur de thèse





Couverture du traité d'anatomie par Andreas Vesalius, d'après une gravure sur bois - 1543

"Si le seul outil que vous avez est un marteau, vous tendez à voir tout problème comme un clou."
- Abraham Maslow (The Psychology of Science, 1966)

Remerciements

Ce document regroupe la synthèse de ces trois années effectuées au laboratoire SYMME de l'Université Savoie Mont Blanc. C'est au sein de cette entité de recherche localisée à Annecy-Le-Vieux que j'ai effectué mon doctorat. Je profite donc de cet encart qui m'est alloué pour exprimer aux personnes que j'ai rencontrées et appréciées, mes remerciements les plus sincères.

Tout d'abord, je souhaiterais remercier **Pierre Vacher** et **Éric Vittecoq** de m'avoir accordé leur confiance durant ces trois années de thèse, mais aussi pour leur accompagnement et leur engagement indéfectible. Vous m'avez apporté beaucoup, j'espère pouvoir inspirer à mon tour et insuffler ce que vous m'avez transmis. Et pour ça, je vous suis sincèrement reconnaissant. Merci. Je remercie également **Christophe Depres** et **Laurent Goujon** qui ont su m'accompagner et me faire profiter de leurs compétences et de leurs bienveillances tout au long de cette période. Je tenais à remercier l'ensemble des chirurgiens, **Yvan Arlettaz**, **Benoît Schenck**, **Arnaud Dodelin** et **Maxime Antoni** pour leurs expertises et pour m'avoir accompagné en bloc opératoire ou lors des essais en laboratoire d'anatomie. Ce fut un réel plaisir de vous côtoyer et d'échanger avec vous tout au long du projet. Un très grand merci aux deux entreprises partenaires de ce projet. Merci à **Christophe Alepee** et à **Christian Bonjour** pour leurs contributions et leurs points de vue en tant qu'industriels.

Mes remerciements ne seraient pas complets sans citer l'ensemble du personnel du laboratoire **SYMME** pour son accueil, son support et pour les nombreux moments d'échanges utiles et parfois plaisamment futiles. En particulier, un grand merci à **Françoise Berna**, **Nassika Laouici** et **Blaise Girard** pour leurs apports et leurs contributions essentielles au bon déroulement du projet sur le plan administratif et technique. Merci à toi **Christian Elmo**, collègue et aujourd'hui ami, ingénieur en petits instruments et demain peut être docteur. Toi qui m'as supporté au quotidien dans notre bureau entre rires, urgences, questions existentielles et citations disruptives (*Bisous*).

Je veux également remercier mes collègues de couloir, d'escalade et amis, avec qui, j'ai passé de nombreuses heures à démystifier des problèmes complexes et/ou rocailleux : **Ludovic "LudoCh" Charleux** et **Aurélien "SquareMan" Carré**. Sans oublier l'ensemble de mes collègues doctorants ou assimilés au sein du **SYMME**, du **LISTIC**, du **LAPP**, du **LAPTh**, de l'**IREGE** et d'ailleurs, prédécesseurs ainsi que ceux qui suivront après moi. **Merci à vous tous** : Les *n* **Thomas**, **Mathias**, **Matthias**, **Pierre**, **Laurent**, **Léonida**, **Yohan**, **Moustapha**, **Orlando**, **Amandine**, **Philippe**, **Sylvain**, **Simon**, **Jeremy**, **Alexandre**, **Mathilde**, **Annaïg** et tant d'autres, je vous souhaite le meilleur. En tant que Doctorant Contractuel Enseignant, j'ai eu l'opportunité d'encadrer de nombreux étudiants lors de ma thèse et d'enseigner au sein de Polytech Annecy Chambéry. Ces encadrements, cours magistraux, travaux dirigés et pratiques ont été un réel exutoire ponctuant mon travail de recherche. J'espère avoir pu vous apporter autant que vous m'avez apporté et pour ça, je voulais vous remercier.

Cette aventure incroyable aurait été impossible sans vous, **ma famille**, **Maman**, **Papa**, **Pierre**, **Julien**, que vous soyez loin ou près de moi, merci de m'avoir porté et fait devenir qui je suis aujourd'hui. Merci à toi et à jamais **Clara**, pour m'avoir poussé à faire cette thèse.

Enfin, pour conclure ces remerciements, un grand merci à vous, **lecteur**, qui faites vivre ce mémoire à travers le temps.



Table des matières

Remerciements	i
Table des matières	iii
Introduction générale	1
1 Contexte général	5
1.1 Rappels anatomiques	7
1.1.1 Plans et directions anatomiques	7
1.1.2 Amplitude de mouvement	8
1.1.3 Articulations	9
1.1.4 Tissus constituant l'épaule	10
1.2 Les fractures de l'humérus	20
1.2.1 Épidémiologie des fractures humérales	20
1.2.2 Classification des fractures	21
1.2.3 Complications associées aux fractures	23
1.3 Dispositifs chirurgicaux existants	24
1.3.1 Matériaux implantables	24
1.3.2 Dispositifs d'ostéosynthèse	25
1.3.3 Traitement par arthroplastie	28
1.3.4 Cas de défaillance des dispositifs actuels	31
1.3.5 Réponse à la problématique	33
1.4 Conclusion	34
2 Les outils biomécaniques	37
2.1 Introduction	38
2.2 Simulation musculo-squelettique	39
2.2.1 Modélisation numérique	39
2.2.2 Fonctionnement du logiciel OpenSim en dynamique inverse	41
2.2.3 Simplification et adaptation du modèle complet	48
2.2.4 Analyse de différents mouvements	50
2.2.5 Bilan	56
2.3 Banc de test cadavérique	57
2.3.1 Fonctionnement	57
2.3.2 Partie opérative	59
2.3.3 Partie commande	62
2.3.4 Bilan et perspectives d'utilisation	64
2.4 Capteur de mesure angulaire	65
2.4.1 Fonctionnement	65
2.4.2 Traitement des données brutes	68
2.4.3 Bilan et perspectives d'utilisation	74
2.5 Conclusion	75

3	Développements de l'implant	77
3.1	Introduction	78
3.2	Solutions de fixation proximale	79
3.2.1	Système de fixation des fragments sans vis	79
3.2.2	Système de fixation des fragments par ostéosutures	80
3.2.3	Système de fixation des fragments par vis	81
3.2.4	Système de fixation des fragments par treillis	82
3.3	Solutions de fixation modulaire	90
3.3.1	Système de fixation modulaire par cônes morses	90
3.3.2	Système modulaire par cônes morses et vis double filetage	91
3.4	Solutions de fixation distale interne	92
3.4.1	Dispositifs de verrouillages internes existants	92
3.4.2	Verrouillages distaux proposés	93
3.4.3	Verrouillage interne par trocars	96
3.5	Conclusion	100
4	Validation du dispositif implantable	101
4.1	Verrouillage distal	103
4.1.1	Procédure d'implantation du dispositif par trocars	103
4.1.2	Essais en torsion	105
4.1.3	Bilan des essais de fixation distale	105
4.2	Verrouillage proximal	107
4.2.1	Matériel ancillaire pour fixation proximale	107
4.2.2	Procédure d'implantation du dispositif de verrouillage proximal	108
4.2.3	Validation du verrouillage proximal sur écorché d'épaule	110
4.3	Conclusion	117
	Conclusion générale	119
	Bibliographie	I
A	Annexes	XI
A.1	Chapitre 1	XII
A.1.1	Paramètres géométriques de l'humérus	XII
A.1.2	Traitements des fractures proximales déplacées de l'humérus	XII
A.2	Chapitre 2	XIV
A.2.1	Minimisation du coût métabolique	XIV
A.2.2	Calcul des quaternions	XVI
A.2.3	Schémas électroniques des capteurs de position angulaires	XX
A.3	Chapitre 3	XXII
A.3.1	Système de fixation des fragments proximaux	XXII

Introduction générale

Ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre d'un projet Franco-Suisse INTERREG V (Projet Clothilde) dont l'objectif est de développer un implant traitant certaines fractures de l'épaule, plus particulièrement des fractures proximales et diaphysaires moyennes de l'humérus. Selon [110], les projections démographiques prévoient d'ici 2050, le doublement de la population mondiale âgée de plus de 60 ans en atteignant 2 milliards d'individus. Associé à un accroissement de l'espérance de vie, le besoin global de dispositifs médicaux va croître. Les fractures proximales de l'humérus représentent 10% de l'ensemble des fractures du corps humain [88] et atteignent le rang de troisième type de fracture la plus fréquente après la hanche et le poignet pour les personnes âgées de plus de 65 ans. [100]. Les fractures de l'épaule peuvent être soignées via différents traitements, l'arsenal du chirurgien s'étend de la simple immobilisation de l'épaule, à l'ostéosynthèse (clous et plaques), en passant par l'hémi-arthroplastie (prothèses anatomiques) jusqu'à l'arthroplastie totale inversée. Les principaux enjeux de ce projet sont de pouvoir proposer un implant innovant permettant de conserver le plus souvent possible le capital osseux, d'anticiper les complications liées à la nécrose osseuse, de minimiser la taille des incisions (technique mini invasive) pour un coût et un temps d'intervention comparable ou inférieurs aux implants actuels. Nous nous intéressons plus particulièrement aux fractures touchant la tête humérale jusqu'au second tiers de la diaphyse.

Dans ce travail, deux grands types de solutions sont envisagés pour traiter les fractures de l'humérus :

- Un implant sur mesure (adapté à la morphologie des patients et au type de fracture), qui sera dés-implanté au bout de 18 mois à 2 ans,
- Une gamme de prothèses adaptable à toutes morphologies avec un nombre de référence le plus limité possible.

L'une des idées envisagées au départ du projet consistait à ce que ces deux solutions soient supportées par une même partie standard de fixation dans la zone diaphysaire de l'humérus. La ré-opération, en cas d'échec d'un premier traitement par ostéosynthèse, serait facilitée par l'embase commune déjà verrouillée dans l'os, le dispositif serait moins complexe et coûteux qu'un dispositif classique et avec un temps d'implantation plus court.

Ce projet regroupe quatre chirurgiens orthopédiques, deux entreprises spécialisées dans les dispositifs médicaux en orthopédie et deux universités. Il fait suite à un premier travail de développement d'implant pour le soin des fractures du col du fémur [12] et s'inscrit comme le premier travail du laboratoire SYMME sur l'humérus.



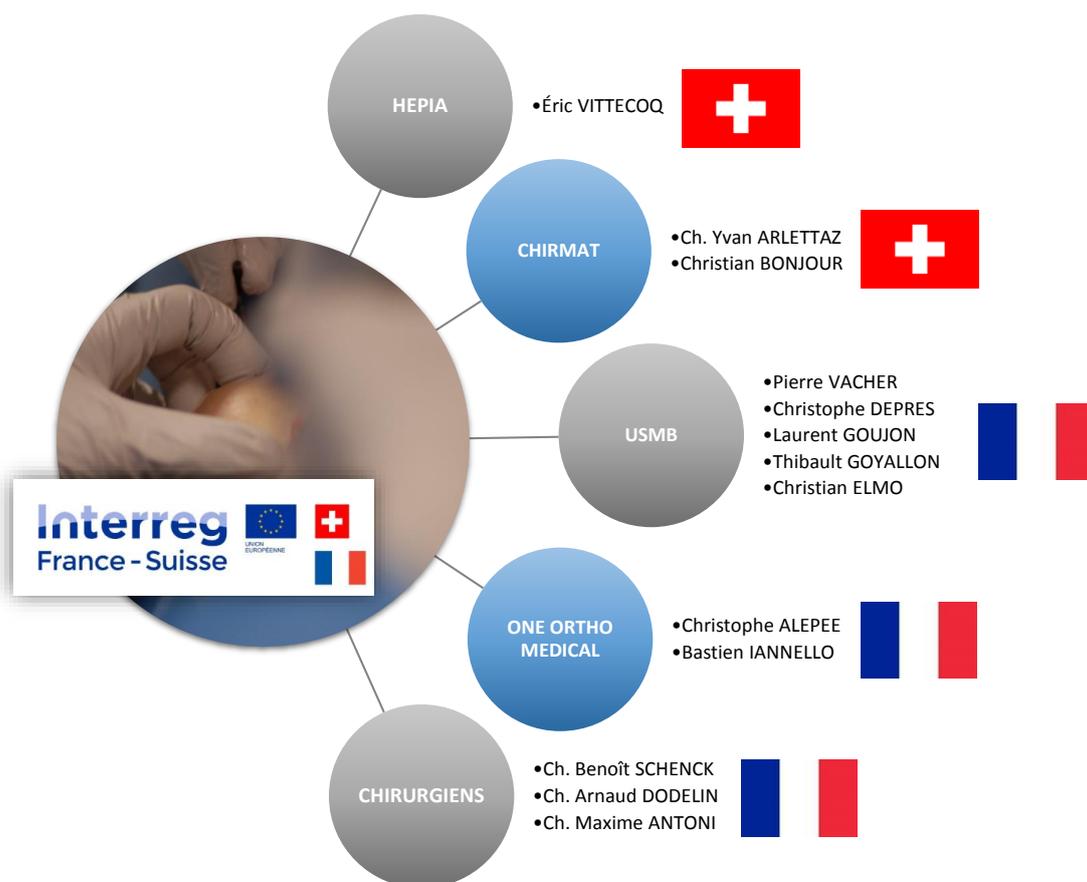
SYMME

h e p i a

Haute école du paysage, d'ingénierie
et d'architecture de Genève



*Partenaires du projet INTERREG Clothilde
Laboratoire SYMME, Hepia, OneOrtho Medical et ChirMat*



Acteurs universitaires

Laboratoire SYMME (Annecy-Le-Vieux - France)

Créé en septembre 2006, le laboratoire SYMME a pour objectif de mener des recherches à caractère pluridisciplinaire pour répondre efficacement à la demande croissante en conception de produits intégrés, innovants et respectueux de l'environnement. Les recherches développées couvrent toutes les phases de la durée de vie du produit, de l'idée originale jusqu'au recyclage en passant par la mise en production.

Hepia (Genève - Suisse)

Hepia est née de la fusion de deux écoles d'ingénieur de la HES-SO (Hautes Écoles Supérieures de Suisse Occidentale), l'école d'ingénieurs de Genève et l'école d'ingénieurs de Lullier. Les activités de recherche s'appuient sur quatre instituts, dont l'InsTI, l'institut des techniques industrielles.

Acteurs entreprises

ChirMat (Monthey - Suisse)

Créé en 2007 par le Prof Ch. Bonjour, Dr es sciences, physicien et ingénieur en matériaux et le Dr Y. Arlettaz, chirurgien orthopédiste, la société ChirMat S.à.r.l a pour but de développer et soutenir de nouveaux concepts dans le domaine des matériaux et de l'instrumentation chirurgi-

cale et médicale. ChirMat S.à.r.l met également à la disposition des entreprises et des industriels du monde médical son expertise, ses liens avec les utilisateurs et ses relais avec la communauté scientifique.

OneOrtho Médical (Saint-Genis-Laval - France)

La société OneOrtho Médical s'inscrit dans une ambition de médecine individualisée : elle a précisément été créée pour étudier, développer et commercialiser des prothèses orthopédiques sur mesure, posées avec une instrumentation sur mesure à usage unique. Le tout est conçu directement par le chirurgien grâce aux outils logiciel (configurateur d'implant et planificateur de chirurgie) et à la plateforme de gestion numérique développée en interne. Cette société est rattachée au groupe MENIX.

Chirurgiens

Pour mener à bien ce projet, un panel regroupant 4 chirurgiens orthopédiques expérimentés a été intégré au projet Clothilde afin de prendre en compte leurs attentes et besoins sur les dispositifs en développement. Leurs expertises permettent d'orienter le choix des techniques et principes de fonctionnement des dispositifs développés. Les premiers prototypes fonctionnels ont été implantés sur des éléments cadavériques et les recommandations des praticiens ont guidés le développement vers un produit mature répondant au cahier des charges.

- Dr Maxime Antoni, chirurgien orthopédiste au CHU de Strasbourg ;
- Dr Yvan Arlettaz, chirurgien orthopédiste à la Clinique CIC Valais (Suisse) ;
- Dr Arnaud Dodelin, chirurgien orthopédiste à la Clinique de l'Europe à Rouen ;
- Dr Benoît Schenck, chirurgien orthopédiste à l'hôpital de Hautepierre Strasbourg.



Équipe de recherche Clothilde

Composition du manuscrit

Ce mémoire est organisé selon quatre chapitres distincts. Le premier chapitre (1) aura pour objectif de décrire les concepts liés à l'anatomie de l'épaule et de rappeler les notions de biomécanique essentielles à la compréhension de ce manuscrit. Une revue de l'ensemble des principaux éléments anatomiques composant l'épaule sera détaillée, elle mettra en évidence les caractéristiques fonctionnelles et les particularités impactant la conception d'un dispositif implantable. Un bilan des différentes pathologies fracturaires et leurs classifications introduiront les moyens et méthodes utilisés pour traiter ces lésions. Par la suite, les défaillances des systèmes actuels seront présentées. Pour conclure ce chapitre, le contexte général et la problématique de ces travaux de recherches seront détaillés.

Le second chapitre (2) dressera l'ensemble des outils biomécaniques employés afin de valider les solutions techniques développées. Les simulations musculo-squelettiques utilisées pour connaître et quantifier les actions musculaires seront présentées. Afin de tester en laboratoire d'anatomie la solidité de ce nouveau dispositif de soin, un banc d'essai a été réalisé. Il permettra d'exercer des sollicitations reproductibles et réalistes sur des éléments cadavériques ou synthétiques. Un capteur de mesure angulaire basé sur l'utilisation de centrales inertielle a également été développé. Ce capteur sera utilisé pour connaître l'orientation en temps réel d'un bras par rapport à un référentiel, ce dernier pouvant être le dos du patient ou le bâti du banc de test.

Le troisième chapitre (3) présentera l'ensemble des solutions envisagées au niveau des verrouillages distaux et proximaux ainsi qu'une solution d'accouplement médiane reliant ces deux éléments de verrouillage. Le matériel ancillaire développé ainsi que la procédure d'implantation du système d'enclouage seront décrits.

Le quatrième et dernier chapitre (4) présentera les résultats des essais réalisés dans le but de valider les différentes solutions technologiques retenues. Les évolutions des dispositifs en cours de développement ainsi que les expérimentations sur os artificiels ou réalisés en laboratoire d'anatomie seront décrits.

Pour conclure, ce manuscrit se terminera par un bilan, une synthèse de ces travaux de recherches et les perspectives qui y sont associées (4.3).

1

Contexte général

"Ne charge pas tes **épaules** d'un fardeau qui excède tes forces."
-*Quintus Horatius Flaccus*

Sommaire

1.1	Rappels anatomiques	7
1.1.1	Plans et directions anatomiques	7
1.1.2	Amplitude de mouvement	8
1.1.3	Articulations	9
1.1.4	Tissus constituant l'épaule	10
1.2	Les fractures de l'humérus	20
1.2.1	Épidémiologie des fractures humérales	20
1.2.2	Classification des fractures	21
1.2.3	Complications associées aux fractures	23
1.3	Dispositifs chirurgicaux existants	24
1.3.1	Matériaux implantables	24
1.3.2	Dispositifs d'ostéosynthèse	25
1.3.3	Traitement par arthroplastie	28
1.3.4	Cas de défaillance des dispositifs actuels	31
1.3.5	Réponse à la problématique	33
1.4	Conclusion	34

Introduction

Les fractures de l'humérus sont des pathologies fréquentes pouvant toucher plusieurs zones de l'os. Lorsque la synthèse des fragments osseux est possible, ces traumatismes peuvent être traités de manière chirurgicale par différentes techniques parmi lesquelles les ostéosynthèses sont favorisées. Dans le cas où une avascularisation de la tête risque de survenir ou dans le cas d'une fracture trop complexe pour reconstruire l'anatomie initiale du patient, les arthroplasties peuvent être privilégiées. Elles engendrent généralement des modifications irréversibles de la géométrie et du fonctionnement de l'articulation. La technique et l'expérience sont également des facteurs clés aiguillant le choix de traitement d'une pathologie au niveau de l'épaule. Cette articulation est la plus élaborée et mobile du corps humain conférant de nombreux degrés de liberté au bras essentiels à l'autonomie du patient.

L'objectif du projet **CLOTHILDE** est de minimiser l'ensemble des risques opératoires liés à la chirurgie de l'épaule en proposant des dispositifs simples, originaux et fiables. Un nouveau système d'ostéosynthèse par clou centromédullaire est donc proposé pour répondre à cette problématique de fiabilisation des dispositifs existants. Nous présentons dans ce manuscrit un clou huméral couvrant une large plage de fractures proximales et diaphysaire, placé de manière temporaire au centre de l'os jusqu'à consolidation osseuse de la fracture. La partie prothétique développée en parallèle n'est quant à elle pas abordée dans ce document.

Dans ce chapitre, nous redéfinissons dans un premier temps les rappels anatomiques de base nécessaires à la compréhension du fonctionnement de l'épaule saine. Nous présentons par la suite l'ensemble des tissus constituant ce complexe articulaire, de leurs fonctionnements macroscopiques à leurs géométries en détaillant certaines propriétés tissulaires intéressantes. Après avoir présenté les pathologies associées aux fractures et leurs hiérarchisations, une revue des dispositifs existants est détaillée ainsi que les défaillances associées à ces traitements chirurgicaux. Pour conclure, une définition de la problématique et la réponse apportée parachève ce chapitre liminaire.

1.1 Rappels anatomiques

1.1.1 Plans et directions anatomiques

Pour interpréter et comprendre un mouvement ou une position particulière d'un membre, il est essentiel de se fixer des repères dans l'espace. Une convention internationale pour représenter les positions et les orientations du corps humain dans les trois dimensions [90] définit la **position anatomique** de référence pour celle d'un individu debout, paumes ouvertes dirigées vers l'avant. Cette convention décrit différents plans anatomiques dont les trois principaux sont présentés sur la Figure 1.1 :

- Le plan transverse A qui divise le corps entre la partie supérieure et inférieure ;
- Le plan coronal ou frontal B, qui scinde la partie antérieure de la partie et la postérieure ;
- Le plan sagittal C qui sépare le corps entre la droite et la gauche.

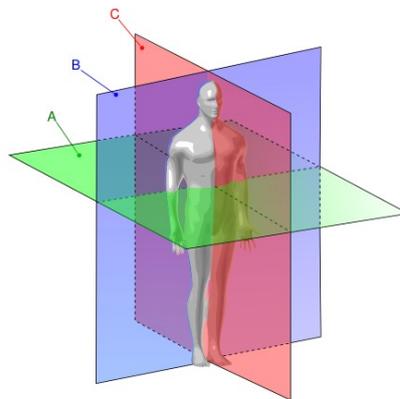


Figure 1.1 – Plans anatomiques chez l'être humain : A) Plan transverse (en vert), B) plan frontal (en bleu) et C) plan sagittal (en rouge). Source : data.abuledu.org

Ces plans se croisent habituellement au centre de gravité du corps humain, mais peuvent être translattés sur une partie différente du sujet. L'utilisation d'axes et de directions de référence ajoute une orientation et une position par rapport à la description primaire par plans (Figure 1.2).

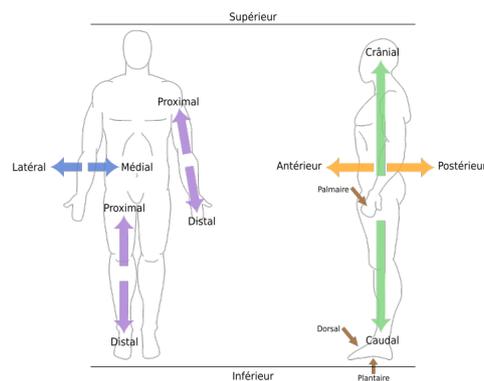


Figure 1.2 – Directions anatomiques de références. Source : wikipédia.org

Ces directions anatomiques décrivent plus précisément l'orientation corporelle. La partie la plus éloignée du point d'observation est désignée par le terme distal. À l'inverse, le terme proximal désigne la partie la plus proche. Les termes médial et latéral se réfèrent à l'éloignement par rapport au plan sagittal.

1.1.2 Amplitude de mouvement

Les déplacements de l'épaule se décomposent au moyen des plans anatomiques (Figure 1.3). L'**abduction** est un mouvement qui éloigne l'humérus du reste du corps dans un plan frontal. Nous verrons dans la suite de ce chapitre que ce mouvement est initié par la contraction des muscles infra-épineux et supra-épineux, puis poursuivie grâce à la contraction de la portion centrale du deltoïde. De 0° à 90° par rapport à la position anatomique, le mouvement du bras en abduction s'effectue par le biais de l'articulation glénohumérale (également appelé scapulohumérale). Au-delà de 90° , les muscles du dos interviennent pour faire basculer la scapula via la liaison scapulothoracique jusqu'à 180° . Le mouvement opposé de l'abduction, l'**adduction** rapproche le bras du buste. Il est majoritairement commandé par le grand pectoral, le triceps et le grand rond. Dans le plan sagittal, la **flexion**, appelée également antépulsion, élève le bras vers l'avant du corps. Elle est majoritairement commandée par le deltoïde antérieur, le grand pectoral et le coraco-brachial. Son mouvement opposé, l'**extension** ou rétropulsion est actionnée par le deltoïde postérieur, le grand dorsal, le grand rond et petit rond. L'amplitude de ses deux mouvements s'étale d'environ -50° à 180° dans un plan parallèle au plan sagittal.

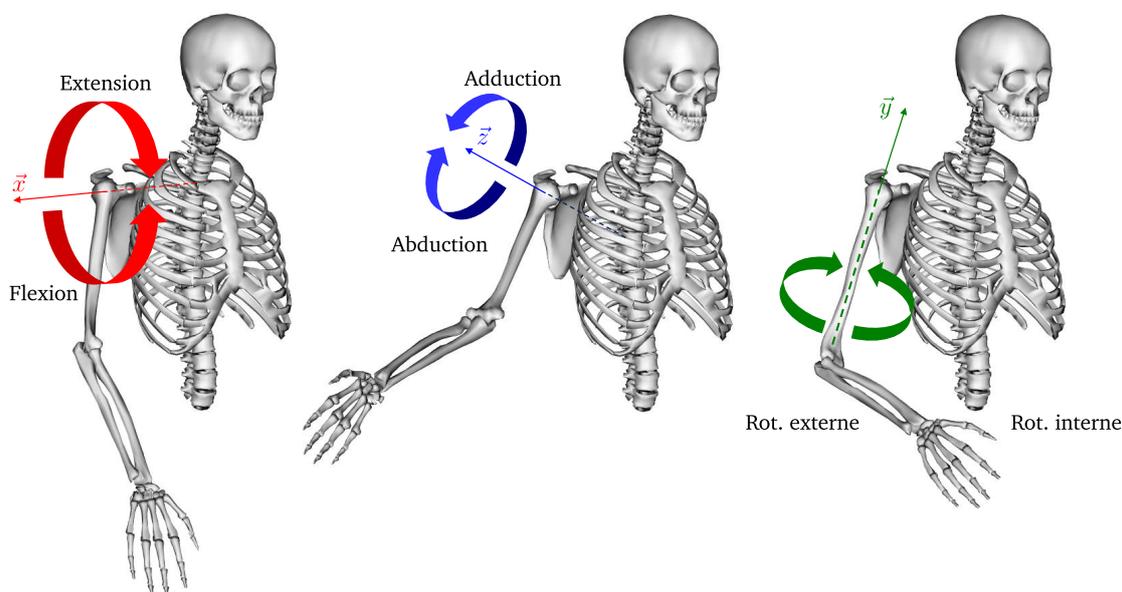


Figure 1.3 – Décomposition des mouvements du bras selon les trois axes anatomiques (transversal, antéro-postérieur et longitudinal).

En complément des précédents mouvements, les rotations internes et externes confèrent à ce complexe articulaire une mobilité sans pareil au niveau des membres. En partant de la position anatomique, ces amplitudes sont de 0° à 100° pour la rotation interne et de 0 à -60° pour la rotation externe, elles sont assurées par le sous-scapulaire, le grand-rond, grand-dorsal et le grand-pectoral pour les rotations internes. Pour le mouvement opposé, l'activation des muscles supra et infra-épineux ainsi que le petit rond autorisent la rotation externe. L'articulation s'apparente à une rotule dont les amplitudes articulaires sont définies par une enveloppe maximale des mouvements en trois dimensions : la **circumduction**.

1.1.3 Articulations

Les membres supérieurs se rattachent au tronc par les épaules (Figure 1.4). Au niveau articulaire, l'épaule désigne un ensemble complexe qui englobe cinq articulations dont deux espaces de glissements. L'articulation scapulo-humérale autrement nommée articulation glénohumérale unit la tête humérale à la cavité glénoïdienne de la scapula. L'articulation sterno-claviculaire relie la clavicule au sternum et l'articulation acromio-claviculaire unit la clavicule à l'acromion.

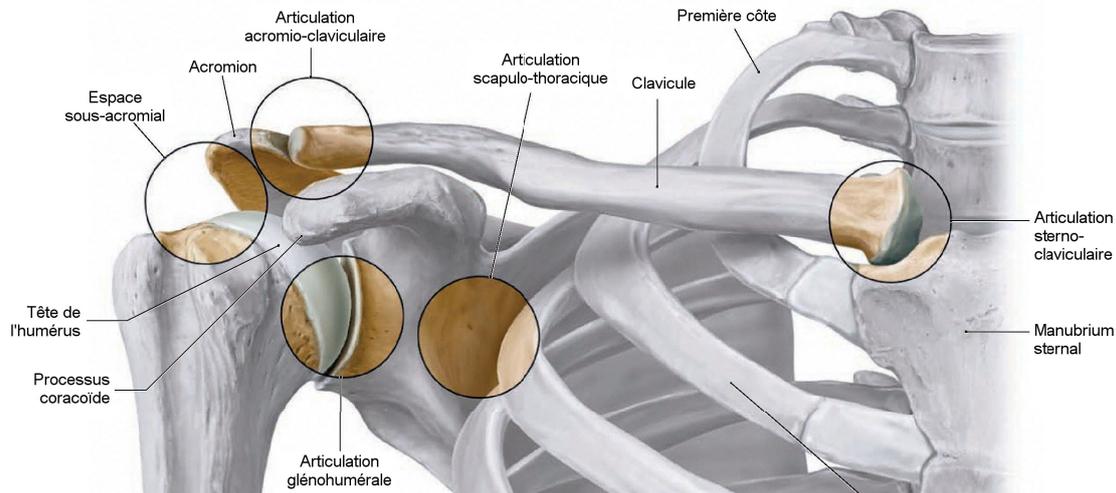


Figure 1.4 – Articulations du complexe de l'épaule.

Source : [105]

Chaque articulation possède une membrane synoviale, encapsulant la synovie entre les cartilages des extrémités osseuses. La synovie ou liquide synovial est un liquide visqueux, non newtonien, qui tapisse les cavités des articulations et permet de réduire la friction entre les cartilages en mouvement.

Pour les espaces de glissement, la liaison sous-acromial permet au muscle supra-épineux et à la grande tubérosité de l'humérus de glisser sous l'ensemble musculaire du deltoïde et sous la voûte acromio-coracoïdienne lors des mouvements d'élévation du bras en abduction. Le glissement scapulo-thoracique est assuré par une syssarcose (union osseuse obtenue par des chairs ou des muscles) liant la scapula au thorax, et autorisant son déplacement curviligne sur la cage thoracique associant rotation et glissement.

1.1.4 Tissus constituant l'épaule

La structure osseuse de l'épaule est composée de trois os (Figure 1.5) : l'humérus relié au tronc par la glène, la scapula (ou omoplate) de forme plate glissante sur le thorax et la clavicule reliant l'omoplate au sternum. Cet ensemble ostéo-articulaire est lié et soutenu au tronc par de nombreux tissus conjonctifs tels que les muscles et ligaments.

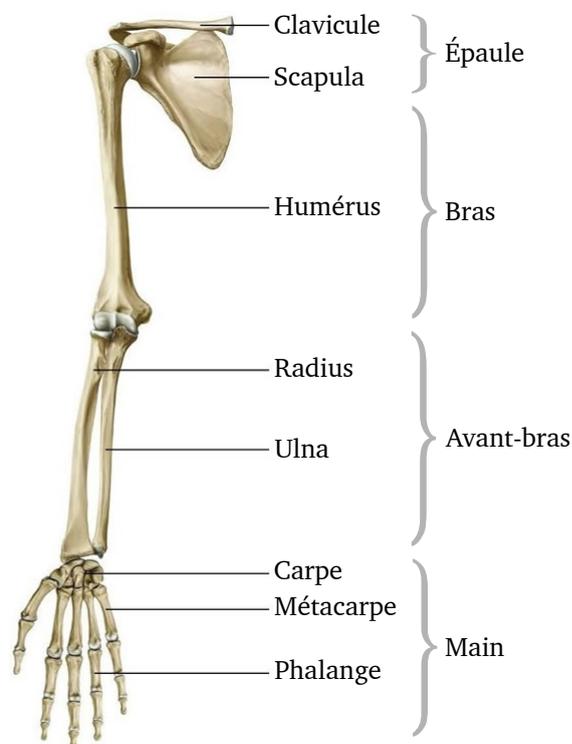


Figure 1.5 – Vue antérieure du membre supérieur droit.

Structure et constitution des tissus osseux

L'humérus fait partie des os longs du corps humain. Cet os pair se décompose en trois parties, deux extrémités appelées épiphyses et une partie centrale, la diaphyse. Dans la partie supérieure, l'épiphyse proximale (tête de l'os) est connectée à la scapula. L'extrémité supérieure de forme hémisphérique s'articule sur la glène, et composent l'articulation gléno-humérale (Figure 1.6). Dans la partie inférieure, l'épiphyse distale, est rattachée à l'avant-bras à l'ulna et au radius. L'articulation du coude est formée par deux épicondyles (capitulum et trochlée) et trois fosses (coronoïde, olécrânienne et radiale).

Au sein de la diaphyse de l'humérus, le canal centromédullaire se propage entre les deux épiphyses (Figure 1.7). Ce canal médullaire est rempli d'os trabéculaire. Ce type d'os est présent dans les épiphyses et est relativement rigide.

Afin de concevoir un dispositif *anatomique*, il est important de s'intéresser aux paramètres morphologiques de l'humérus. La littérature propose de nombreuses études issues de radiographies, de tomo-densitométries ou de reconstructions par mesures 3D portant sur l'analyse des géométries et des possibles corrélations entre ces paramètres. Ces études font ressortir les grandeurs géométriques moyennes de l'humérus [5, 7, 10, 15, 16, 28, 44, 48, 56, 71, 72, 74, 75, 78, 84, 89, 98, 99].

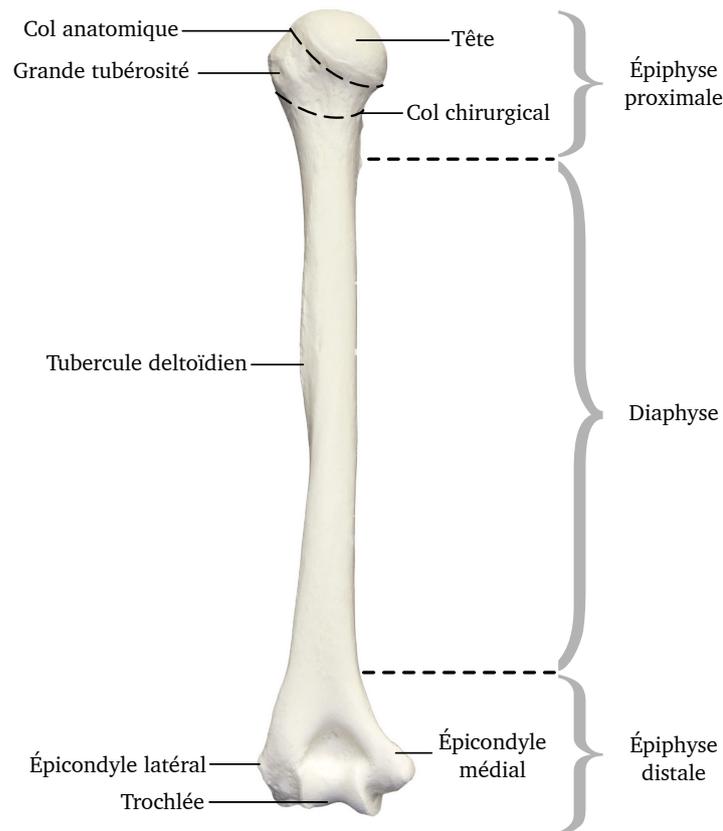


Figure 1.6 – Vue postérieure de l’humérus gauche.

Le tableau en annexe A.1 résume une sélection de plusieurs articles ayant extrait les dimensions anatomiques de l’humérus via différentes modalités d’imagerie médicales sur des adultes, tout sexe confondus. La variabilité de certaines dimensions doit être considérée dans la phase de développement et tout au long du processus de conception d’un dispositif médical implantable. Ces variations impactent également l’ensemble des procédures et des technologies utilisées pour le traitement des pathologies au niveau de l’épaule [105]. Si on prend comme exemple le diamètre de l’hémisphère humérale, l’étendue de mesure varie entre $\varnothing_{\text{hémisphère}} \in [34.0 - 58.0] \text{ mm}$ (Tableau synthétisé 1.1). Des corrélations existent entre cette géométrie et le diamètre interne inscrit maximal du canal centromédullaire, variant respectivement entre $\varnothing_{\text{canal}} \in [4.0 - 21.0] \text{ mm}$ [10]. Ce diamètre correspond à un cylindre moyen passant au mieux dans une enveloppe définie par plusieurs diamètres inscrit mesurés à différentes hauteurs (65, 70, 100 et 105 mm sous le centre de la tête humérale) dans des plans transverses.

La connaissance du diamètre de ce cylindre définit l’encombrement de la partie longitudinale droite du dispositif de soin. Les solutions de verrouillages internes sont généralement dépendantes du diamètre distal de la diaphyse. L’interdépendance géométrique et la variabilité importante de ces intervalles de mesure impliquent des contraintes dimensionnelles relatives aux dispositifs médicaux (générant souvent des gammes composées de plusieurs tailles d’implants).

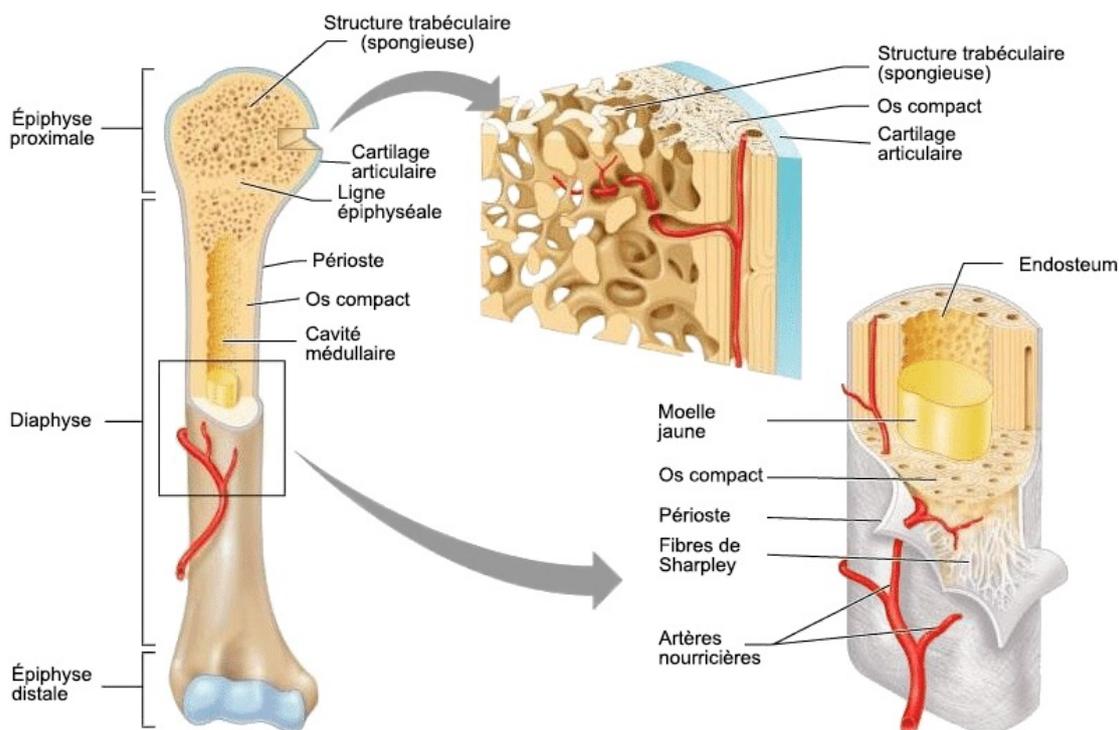


Figure 1.7 – Structure de l’os trabéculaire et cortical de l’humérus au niveau de la zone articulaire et diaphysaire.

L’épiphyse humérale

L’épiphyse proximale s’apparente à un hémisphère. Selon les études [10], son diamètre mesuré est proche de $\approx 45.9\text{ mm}$ mais cette surface articulaire possède une excentricité l’assimilant plutôt à un ellipsoïde (excentricité de 0.92 [54]). Cette surface quasi sphéroïde est inclinée par rapport à l’axe diaphysaire (*Angle CCD*, Figure 1.8 - A). L’angle de rétrotorsion (*Angle RT*, Figure 1.8 - C) correspond à l’angle défini par l’intersection d’un axe passant par le centre de la tête et par un axe qui tangente les trochlées (Figure 1.6). Entre la palette humérale regroupant les épicondyles distaux et le col chirurgical, la partie diaphysaire de l’humérus est désaxée par rapport au centre de la tête. Ces déports sont présents selon deux directions, un décalage médial (*Distance MO*, Figure 1.8 - A) et un décalage postérieur (*Distance PO*, Figure 1.8 - C). La géométrie tubulaire de l’humérus présente dans la région métaphysaire couvre la moitié proximale de l’os [16], puis sa

Auteurs/année	Humérus	Imagerie	Diamètre de la tête		Diamètre interne diaphyse	
			Moyenne $\pm \sigma_x$	(min - max)	Moyenne $\pm \sigma_x$	(min - max)
[10]	100	CT-scan	44.9 \pm 4.4	(36.2 - 56.0)	14.5 \pm 2.5	(9.4 - 20.5)
[72]	160	CT-scan	42.9 \pm 3.6	(36.0 - 50.7)	-	-
[44]	24	Modélisation 3D	48.8 \pm 3.2	(42.7 - 55.1)	-	-
[48]	200	Rayons X	44.5 \pm 4.0	(36.0 - 57.0)	11.5 \pm 2.1	(6.0 - 21.0)
[74]	93	Rayons X	47.6 \pm 4.8	-	15.3 \pm 2.6	-
[89]	21	Rayons X	50.6 \pm 4.6	(46.0 - 58.0)	12 \pm 1.7	(10.0 - 14.0)

Tableau 1.1 – Extrait des paramètres géométriques de l’humérus tirées de la littérature (tableau complet en annexe A.1). Source : [10]

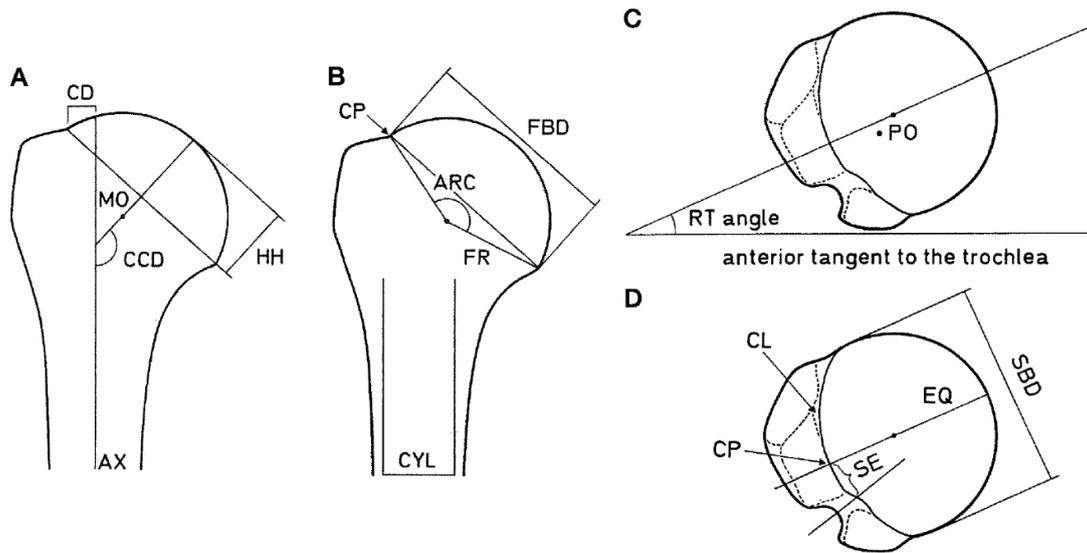


Figure 1.8 – Paramètres géométriques de l'humérus. ARC, arc de la surface de la tête; AX, axe anatomique de l'humérus; CCD, angle d'inclinaison de la tête; CD, décalage de la grande tubérosité; CL, ligne critique; CP, point critique; CYL, cylindre inscrit; EQ, équateur de la tête; FBD, diamètre frontal de la tête; FR, rayon de courbure de la tête dans le plan frontal; HH, hauteur de la tête; MO, décalage médial de la tête; PO, décalage postérieur de la tête; RT, angle de retorsion de la tête humérale; SBD, diamètre sagittal de la tête; SE, distance entre le sillon tubérositaire et l'équateur. Source : [48]

forme et son orientation intramédullaire suit la courbure externe de l'os.

Volume disponible pour dispositif interne

Pour implanter un dispositif au sein du canal centromédullaire de manière mini-invasive, un alésage est réalisé au préalable pour libérer l'emplacement nécessaire à l'implant. Reliée à une tige souple, la tête d'alésage employée est généralement d'un diamètre de $\varnothing_{\text{alésage}} \in [8 - 12] \text{ mm}$ (Figure 1.9.a). L'alésage est guidé par la forme interne du canal centromédullaire et la profondeur d'alésage dépend de la position du trait de fracture. Pour traiter les fractures jusqu'au $\frac{2}{3}$ de l'humérus, nous avons proposé une longueur d'alésage comprise entre $L_{\text{alésage}} \in [150 - 250] \text{ mm}$.

Au niveau de la partie proximale du clou d'ostéosynthèse, nous avons défini l'encombrement maximal par un cylindre de diamètre $\varnothing_{\text{proximal}} = 13 \text{ mm}$ et de longueur $L_{\text{proximal}} = 50 \text{ mm}$ (Figure 1.9.b). Ce volume permet de contenir un dispositif de verrouillage capable de traiter des fractures au-dessus et en dessous du col chirurgical tout en conservant l'épaisseur de l'os cortical. Pour traiter toutes les fractures le long du fût huméral, la longueur de la partie diaphysaire de l'implant couvre une plage variable entre $L_{\text{diaphysaire}} \in [100 - 200 \text{ mm}]$. Le diamètre interne est lui dépendant du canal centromédullaire de l'humérus et est fixé entre $\varnothing_{\text{diaphysaire}} \in [8 - 10 \text{ mm}]$. Cet espace cylindrique permet de s'assurer un verrouillage distal jusqu'au $\frac{2}{3}$ de la diaphyse (partie tubulaire rectiligne de la diaphyse). Le diamètre distal $\varnothing_{\text{distal}} \in [8 - 11 \text{ mm}]$ du système de verrouillage peut éventuellement excéder le diamètre diaphysaire pour autoriser un positionnement du clou dans un alésage courbe.

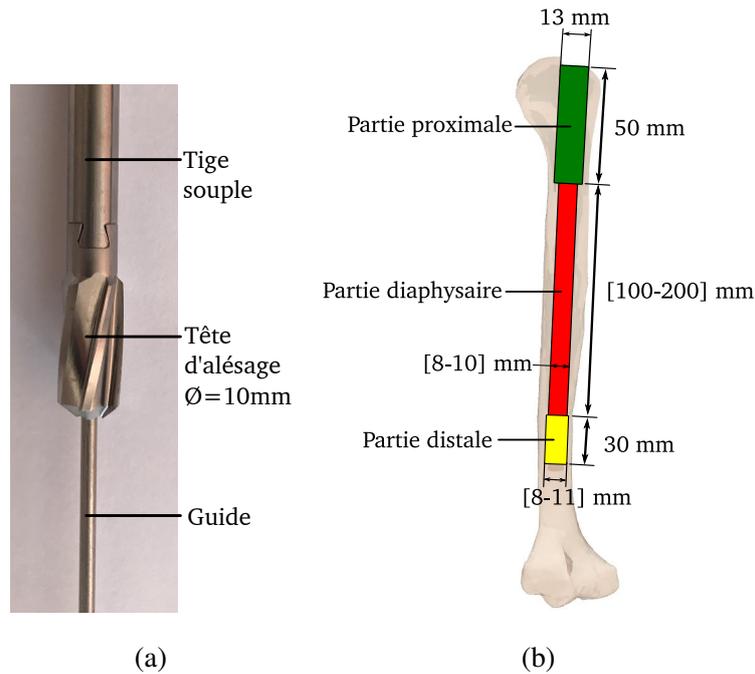


Figure 1.9 – (a) Tête d'alésage de diamètre $\varnothing_{alésage} = 10$ mm montée sur une tige souple et traversé par un guide d'alésage. (b) Visualisation des encombrements maximaux des parties proximales, diaphysaires et distales.

Fibres ligamentaires

Les ligaments sont nombreux autour de la tête humérale et à sa périphérie (Figure 1.10), unissant l'ensemble des os entre eux. Ils sont constitués de tissus conjonctifs sous forme de bandes. Ils possèdent un rôle de stabilité passive et limitent les amplitudes lors de mouvements. L'épaule est l'articulation la plus mobile du squelette humain mais également l'une des plus instables [85], de par sa nature incongruente (la glène s'apparentant à un tee de golf). La stabilité osseuse associée à l'articulation gléno-humérale est faible et dépend beaucoup des tissus entourant cette liaison. Ces instabilités peuvent entraîner des luxations de l'articulation et sont souvent favorisées par l'élasticité anormale des ligaments (hyperlaxité). Les déboitements engendrés (luxations) aboutissent à des déchirures ou des déformations des tissus environnants pouvant parfois être permanentes.

Cette articulation se compose également de bourses séreuses, membranes contenant également du liquide synovial permettant de limiter les frottements entre les os et les organes muscles et tendons environnant. La plus encombrante est la bourse sous-acromiale située entre l'acromion et l'ensemble des muscles se rattachant à la tête humérale.

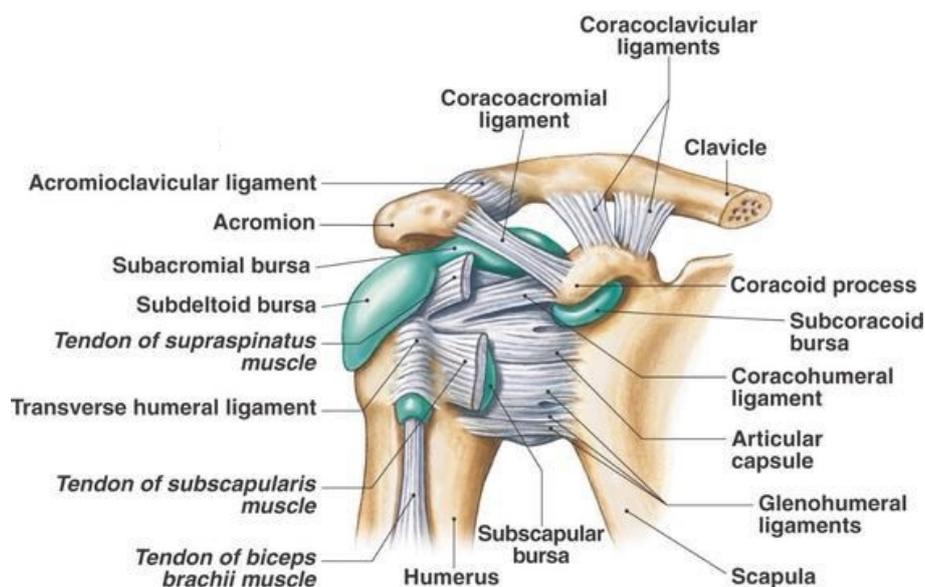


Figure 1.10 – Vue antérieure de l'ensemble des tissus ligamentaires du complexe de l'épaule droite. Source : townrunners.org

Tissus musculaires

Le muscle est un assemblage organique composé de fibres musculaires et de tissus conjonctifs nerveux et vasculaires. Ensemble, ces tissus sont responsables de la production d'efforts et de mouvements dans l'ensemble du corps humain. Les tissus musculaires dits "squelettiques" sont ancrés par des tendons sur les différents éléments osseux. Au niveau de l'épaule, de nombreux muscles entourent les os qui organisent ce complexe articulaire.

Il est difficile de quantifier précisément les efforts in-vivo générés par un muscle lors d'un mouvement et pour un chargement donné [47] en raison du caractère hyperstatique de cette articulation (redondance de muscles). Néanmoins en utilisant des modèles musculo-squelettiques, il est désormais possible de simuler numériquement ces comportements biomécaniques et approcher les sollicitations internes régissant l'articulation de l'épaule. De nombreux modèles existent dans la littérature et nous renseignent sur des efforts musculaires [11, 31, 58, 85, 113]. Les efforts musculaires s'appliquant à l'humérus sont des grandeurs clés à quantifier. Leurs effets sur la structure osseuse sont à prendre en compte afin d'identifier les sollicitations reprises par les verrouillages du dispositif implantable réduisant le foyer de fracture. Les membres supérieurs sont soumis à des sollicitations extrêmement complexes et diversifiées qui incluent leur poids propre mais également des chargements externes. Ces sollicitations sont très dépendantes de la position du bras par rapport au tronc.

Les principaux muscles sont le **deltoïde** et les muscles de la **coiffe des rotateurs**. Le deltoïde est divisé en trois faisceaux :

- Le **faisceaux antérieur** ou claviculaire, attaché à la clavicule par le tubercule deltoïdien sur sa face supérieure ;
- Le **faisceaux latéral** ou acromial, fixé sur le prolongement de l'épine scapulaire, l'acromion ;
- Le **faisceaux postérieur** ou spinal, rattaché sur le bord inférieur de l'épine scapulaire sur sa face postérieure.

Les muscles reliés à la tête de l'humérus forment la coiffe des rotateurs. Ces muscles sont :

- Le **sous-scapulaire** (ou subscapulaire), muscle triangulaire remplissant la fosse scapulaire et s'insérant au niveau de la petite tubérosité de l'humérus ;
- Le **petit rond** ou teres minor qui se développe sur la face dorsale de la scapula le long du bord latéral et s'accroche sur la grande tubérosité ;
- L'**infra-épineux** ou (sous-épineux), relie la partie postérieure sous l'épine de la scapula à la grande tubérosité de l'humérus ;
- Le **supra-épineux** se fixe sur la partie supéro-postérieure, au-dessus de l'épine scapulaire et se loge sur la partie supérieure de la grande tubérosité.

Cet assortiment musculaire et tendineux maintient et plaque la partie articulaire de l'humérus en contact avec la glène. D'autres muscles sont rattachés à la partie diaphysaire de l'humérus (Figure 1.11) comme le grand rond qui relie la face dorsale inférieure de la scapula à l'humérus sous sa partie articulaire médiane. Des muscles situés dans le dos comme le grand dorsal s'insèrent sur les vertèbres thoraciques et lombaires et se fixent sur la face antérieure de l'humérus proche du sillon inter-tuberculaire. Au niveau du buste, le grand pectoral converge vers la face latérale proche du sillon inter-tuberculaire. Le coracobrachial prend son origine sur le processus coracoïde de la scapula et sa terminaison s'attache sur la face antéro-médiale de l'humérus ;

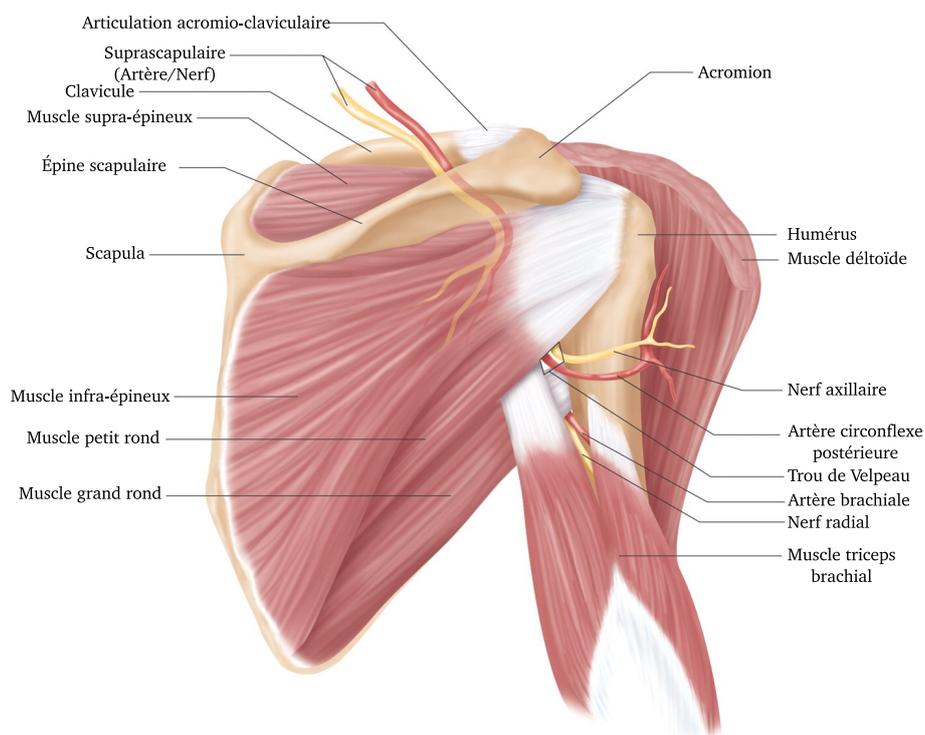


Figure 1.11 – Vue anatomique postérieure des muscles de l'épaule droite.

Source : humanbodyanatomy.co

Certains muscles entourent l'humérus sans s'y attacher directement, c'est le cas du biceps brachial. Le long chef du biceps parcourt l'os et traverse le sillon inter-tuberculaire depuis le processus coracoïde jusqu'à la face postérieure du radius mais son tendon circule le long de l'humérus dans une gaine synoviale au sein du sillon inter-tuberculaire en partie proximale. Le court chef est adjacent au coracobrachial et l'accompagne jusqu'à leurs terminaisons radius.

Deux portions du triceps brachial (latéral et médial) s'insèrent sous la surface articulaire en partie proximale de l'humérus, quant à l'origine du long chef du triceps, elle se trouve sous la glène scapulaire. Ces trois portions se rejoignent sur l'ulna.

Tendons

Sur l'humérus, les muscles de la coiffe des rotateurs sont reliés à l'os par le biais de la petite et de la grosse tubérosité. Ces excroissances osseuses sont le socle où se fixe les tendons. Ils sont les extrémités passives d'un muscle, reliant la partie active du muscle à l'os. Ils sont comparables aux ligaments en terme de constitution et de comportement passif, hormis qu'ils lient un muscle à un os et non deux os distincts. Rattachés aux zones d'insertions musculaires, sur le périoste (enveloppe de l'os), ils transmettent les forces issues de la contraction musculaire par le biais d'une structure viscoélastique [94, 109] (Figure 1.12).

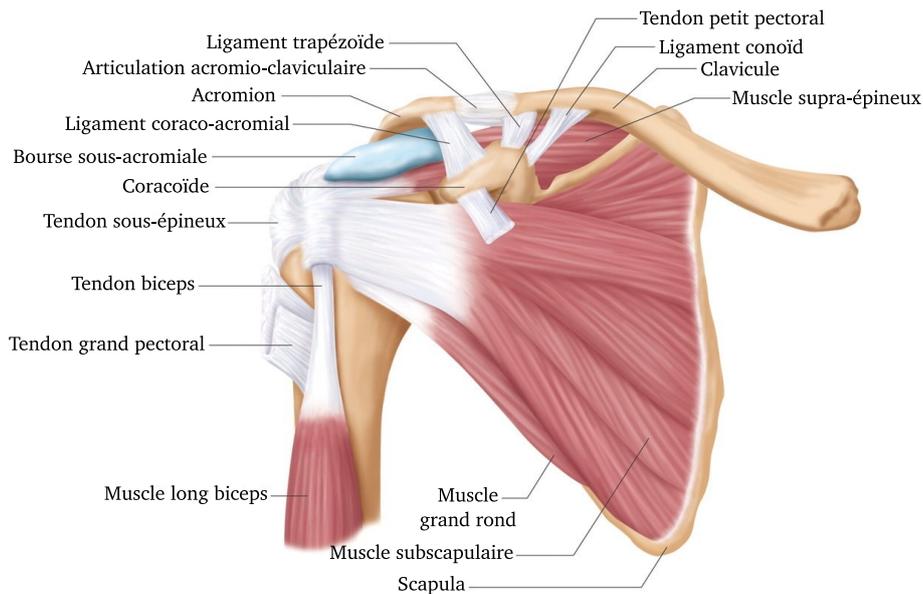


Figure 1.12 – Vue antérieure de l'ensemble des tissus tendineux du complexe de l'épaule droite.
Source : dxline.info

Tissus vasculaire et nerveux

De nombreux tissus vasculo-nerveux parcourent l'épaule. En partie proximale, le nerf axillaire (ou circonflexe) se propage sur les faces postérieures et latérales au niveau du col chirurgical (Figure 1.6) de l'os à une distance d'environ 60 mm de l'acromion. Cette zone métaphysaire relie l'épiphyse proximale à la diaphyse. En cas de fracture de cette zone, le nerf peut être lésé et son atteinte peut entraîner une parésie ou paralysie motrice des muscles du bras [93]. En cas de verrouillage d'un dispositif en partie proximale, il existe donc un potentiel risque de lésion iatrogène (occasionné par l'acte médical) dans le cas où un élément entre en conflit avec ce nerf ou ses ramifications [82].

La vascularisation (Figure 1.13) de la partie proximale est assurée par l'artère axillaire à hauteur de 64% [50]. Cette artère est souvent atteinte dans le cas de fractures multi-fragmentaires de l'épiphyse [107] et peut amener à une avascularisation, voire une nécrose des tissus osseux. D'autres artères irriguent le reste du bras et parcourent la diaphyse humérale en la longeant. L'artère brachiale alimente l'avant-bras et peut être touchée lors de verrouillage diaphysaire par vis [83]. Ces dernières, traversant les éléments osseux, sont susceptibles de léser les tissus environnants. En fonction de la hauteur de verrouillage et de l'angle, les nerfs radial, médian ou ulnaire sont également à même d'être altérés générant ainsi des dysfonctionnements neurologiques.

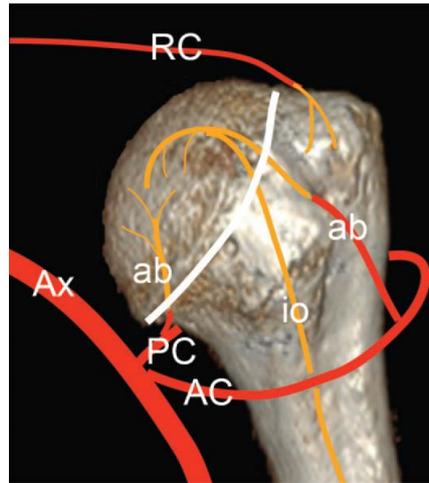


Figure 1.13 – Vue schématique de la vascularisation proximale de l'humérus. En rouge les artères extra-osseuses et en orange les artères intra-osseuses. Les artères circulaires antérieures (AC) et postérieures (PC) proviennent de l'artère axillaire (Ax). Une branche ascendante (ab) naît de chaque artère circonflexe, pénètre dans l'os et s'écoule dans la partie articulaire (ligne blanche). Des contributions mineures proviennent des artères de la coiffe des rotateurs (RC) via la plus grande tubérosité et de l'artère intra-osseuse (io). Source : [101]

Propriétés tissulaires particulières

Ossification ou ostéogenèse est le terme désignant le processus de reconstruction ou de formation osseuse. Il regroupe l'ensemble des mécanismes qui génère l'os lamellaire et spongieux. L'os cortical également qualifié d'os lamellaire ou haversien, est le tissu osseux le plus représenté dans l'organisme sous forme de matrice issues d'assemblage de molécules de collagène et de nanocristaux d'hydroxyapatite (Figure 1.14) [127]. Constitué d'ostéons de diamètre variant entre 100 et 400 μm [34], eux-mêmes composés de lamelle de 5 à 20 μm d'épaisseur, il compose l'enveloppe externe des os. Ces ostéons cylindriques forment des systèmes de Havers. Connectés les uns aux autres, ils forment une structure compacte. On trouve à leurs centres des canaux qui alimentent l'ensemble du cortex osseux (Figure 1.14). Au sein de l'humérus, ce type de tissu osseux délimite le canal centromédullaire.

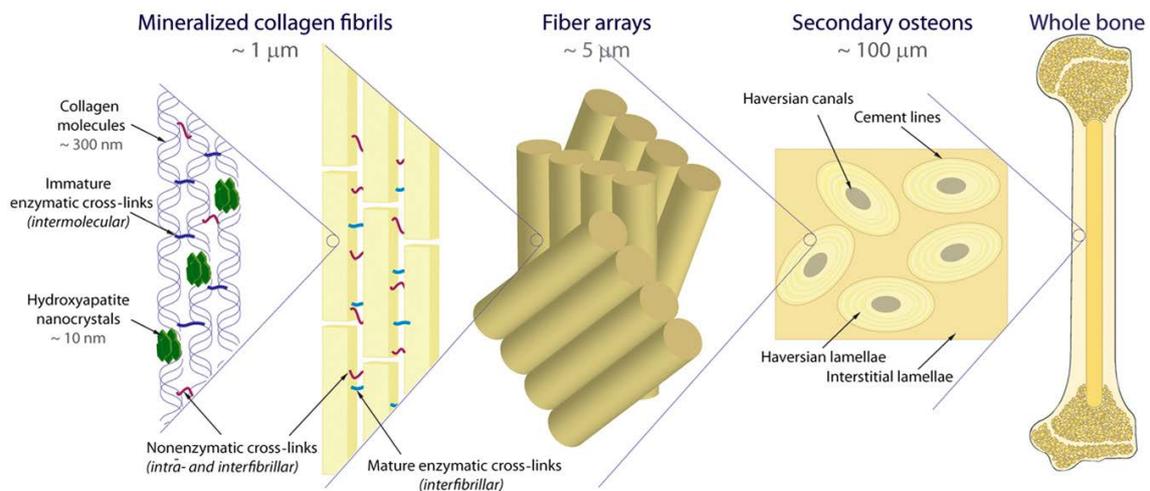


Figure 1.14 – Composition structurelle de l'os cortical à différentes échelles. Source : [127]

L'os trabéculaire ou spongieux (nommé ainsi de par sa structure similaire à l'éponge) est quant à lui présent dans la partie centrale des os, des épiphyses jusqu'aux diaphyses. Son rôle est métabolique et permet un équilibre phospho-calcique [18]. La figure 1.15 montre des sections issues d'une reconstruction tomographique de l'humérus en CAO. L'os trabéculaire est soustrait à l'humérus, laissant apparaître des épaisseurs de l'os cortical variant entre 1 et 6 mm.

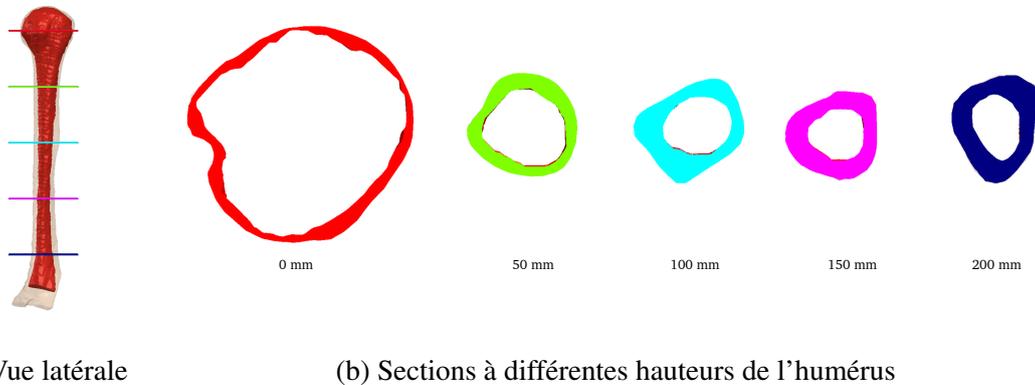


Figure 1.15 – Visualisation de l'os cortical à partir d'une tomodensitométrie d'un humérus gauche (sections réalisées à partir du centre articulaire : 0 mm, 50 mm, 100 mm, 150 mm et 200 mm).

De compositions hétérogènes, ces différents tissus osseux ont des comportements viscoélastiques et anisotropiques [34, 35] et leurs caractéristiques varient entre les différents os composant le squelette humain [77]. Par le biais d'essais mécaniques (traction, compression, indentation...), on retrouve dans la littérature les caractéristiques mécaniques de ces tissus. Pour l'os cortical huméral, son module élastique moyen est de $E_{Cortical} = 17.5 \text{ GPa}$, avec une déformation maximale de $\epsilon_{max} = 1.44\%$ et une contrainte maximale en traction de $\sigma_{max} = 120.7 \text{ MPa}$ [18]. Pour l'os trabéculaire, son module élastique moyen est de $E = 300 \text{ MPa}$ en partie distale mais décroît en remontant vers la tête humérale. Ces valeurs varient en fonction de la zone testée [30].

La déminéralisation osseuse est un mécanisme inévitable chez l'être humain et peut évoluer vers une maladie chronique, l'**ostéoporose**. Ce terme désigne le déséquilibre du processus de ré-ossification de l'os et combine une diminution de la masse osseuse avec une modification architecturale à l'échelle microscopique. Ce changement modifie les propriétés mécaniques intrinsèques de ce tissu osseux, dont sa porosité [97] (Figure 1.16). L'os ostéoporotique est donc plus enclin à se détériorer en raison d'une densité minérale osseuse plus faible et d'un plus faible nombre de travées de liaison entre les éléments qui le compose [35]. L'os trabéculaire est le plus touché par cette altération structurelle.

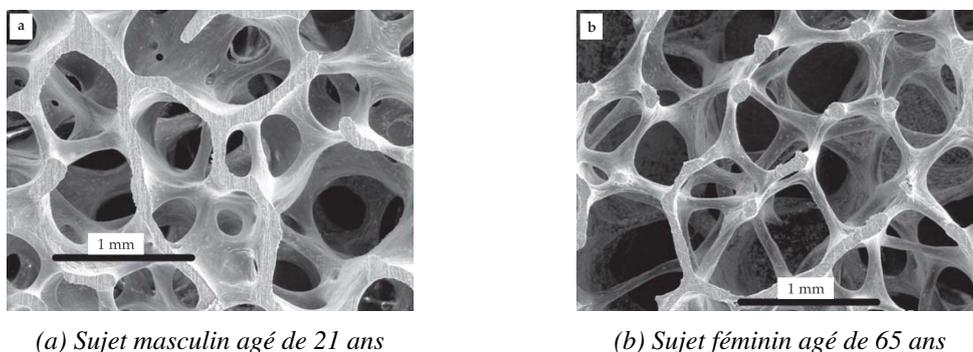


Figure 1.16 – Comparaison entre un os trabéculaire sain et un os ostéoporotique issu d'une vertèbre. Source : [97]

L'ostéoporose accroît également le risque de comminution (création de fragments de taille

réduite) du foyer de fracture et peut être responsable d'un mauvais verrouillage entre implant et fragment osseux [41]. Cette mauvaise cohésion entre matériel implanté et tissu osseux peut engendrer des complications opératoires. Cela rend le choix de la fixation et l'évaluation de la qualité osseuse décisifs. Touchant fréquemment une population âgée, l'ostéoporose peut être accompagnée par une coiffe des rotateurs endommagée limitant la fonctionnalité de l'épaule (§ 1.1.4). Il est à noter qu'une fixation stable de la fracture au sein d'un tissu ostéoporotique est complexe à réaliser [6], peut occasionner des dommages au sein de l'articulation humérale et nécessite des traitements en conséquence (resurfacage, arthroplastie... § 1.3.3) [43].

L'ostéoporose associée à la diminution de la densité minérale osseuse sont des facteurs qui font très fortement croître le risque de fractures sur les personnes âgées [20].

1.2 Les fractures de l'humérus

Qu'elles soient liées à des chutes ou à des accidents plus violents de la voie publique, les fractures de l'épaule concernent souvent la partie proximale de l'humérus. Les traitements de ces lésions peuvent être chirurgical ou conservatif (non chirurgical). Dans les deux cas, il est important d'évaluer correctement la pathologie et d'associer le bon traitement ou la bonne technique chirurgicale.

1.2.1 Épidémiologie des fractures humérales

Les fractures de l'humérus proximal sont le 7^{ème} type de fracture le plus rencontré chez l'adulte [100] et représente jusqu'à 10% de l'ensemble des fractures diagnostiquées en fonction des pays et des populations touchées [88]. Elles atteignent le rang de troisième fracture la plus courante après 65 ans derrière la hanche et le poignet. En France, on estime à 65 000 le nombre de fracture de l'humérus proximal par an traitées en traumatologie [100].

En Europe, pour les hommes, l'incidence est comparable au travers des différents pays et est comprise entre 0.4 et 1.1/1000/an. Pour les femmes, cette incidence se situe entre 1.4 et 2.6/1000/an [55] et touche plus les populations de l'Europe du nord (5.2/1000/an). De manière générale, une prévalence plus élevée existe pour les femmes et leur fréquence augmente avec l'âge. Ces fractures sont liées à des facteurs géographiques mais aussi saisonnal, le risque de fracture étant plus fréquent les mois d'hiver. D'autres facteurs comme les activités, le faible niveau de soin prodigués aux personnes âgées sont des éléments pouvant favoriser ces fractures [62].

La **fracture** se caractérise par une rupture partielle ou complète de la continuité structurelle de l'os. Dans le cas d'une fracture de l'humérus, cet os long peut être fragmenté en plusieurs partie à différentes hauteurs. Trois localisations sont généralement dissociées : au niveau de la tête en partie proximale ; sur la partie médiane le long de la diaphyse et en partie distale au niveau de l'articulation olécraniennne du coude. Les lignes de fracture peuvent apparaître sur toute la surface de l'humérus. En partie proximal, ces lésions suivent généralement des schémas caractéristiques et prédictifs [45]. Dans ce travail de recherche, nous nous sommes focalisés sur les fractures traitées chirurgicalement de manière antérograde (implantation par l'épiphyse supérieure) et touchant les deux premiers tiers supérieurs de l'os. Cette zone regroupe une majorité des pathologies fracturaires touchant l'humérus. Selon [69], en 2012, une étude portant sur 112910 patients admis pour des fractures de l'humérus a recensé le type de fractures comme suivant : 50% de fractures de type proximale, 32% de fractures distales et 18% de type diaphysaires. 41% des fractures ne sont pas ou peu déplacées. Celles nécessitant un traitement chirurgical représentent entre 21 et 27% des cas. Les traitements les plus utilisés pour ces types de fractures sont les plaques d'ostéosynthèses

et les prothèses [62] (§ 1.3).

1.2.2 Classification des fractures

Afin de répertorier et classer les fractures déplacées et/ou disloquées, diverses classifications permettent d'identifier les types de lésion selon leurs localisations et le nombre de fragments qui les composent. Ces classifications doivent être reproductibles et fiables afin de classer une fracture sur la base de similitudes et de différences convenues [70]. Les classifications de Neer [81] ou de la fondation AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) [1] sont les plus répandues. Ces outils assistent le choix du chirurgien et permettent d'orienter son diagnostic vers l'indication la plus adéquate pour le patient.

La classification de Neer classe les fractures proximales en fonction du nombre de fragments osseux pour des fractures déplacées de plus de 1 cm et pour une angulation supérieure à 45° entre fragments. La figure 1.17 montre les possibles compositions de fragments osseux issus de la diaphyse, de l'épiphyse ainsi que de la petite et grande tubérosité.

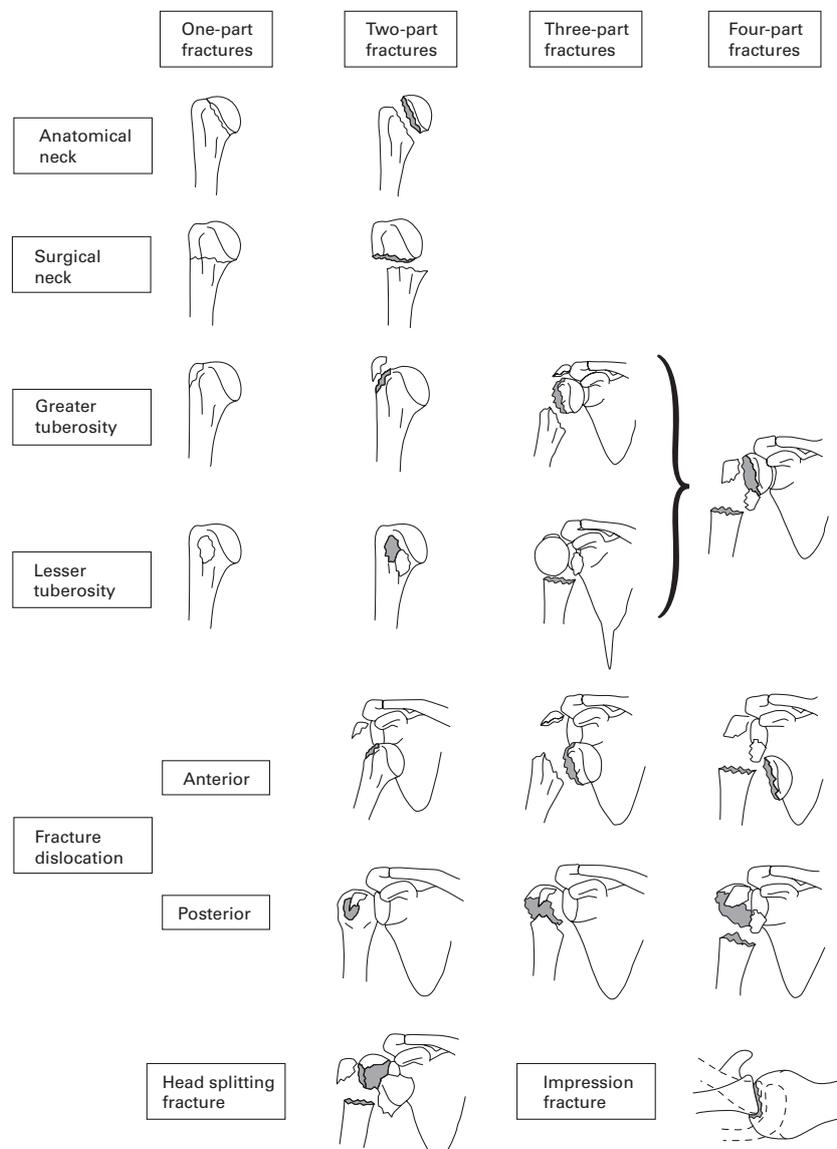


Figure 1.17 – Classification des fractures proximales de l'épiphyse humérale selon Neer.

Source : [79]

Plus étoffée, la classification AO (Figure 1.18) sépare l'os en 3 segments (proximal, médial et diaphysaire), chaque segment est également divisée en 3 groupes (unifocal, bifocal et articulaire). Cette classification répartie les fractures par gravité croissante jusqu'à la nécrose.

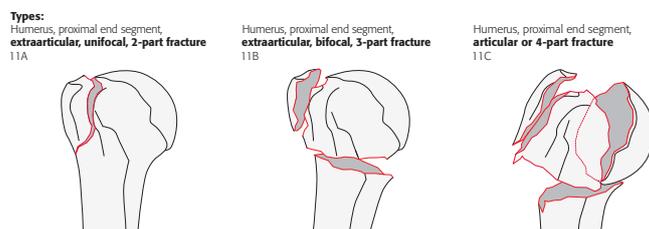


Figure 1.18 – Classification des fractures proximales de l'épiphyse humérale selon AO. Trois groupes principaux : unifocal, bifocal et articulaire. Source : [1]

La figure 1.19 présente un seul des sous-groupes de classification touchant l'humérus proximal. Ce sous-groupe 11A détaille les fractures extra-articulaire formées par une scission de l'humérus en deux parties.

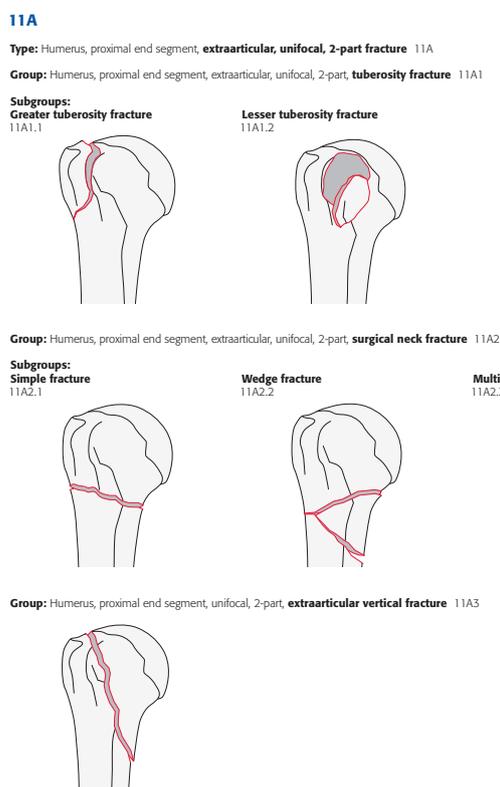


Figure 1.19 – Détail d'un des sous groupes de fracture du groupe unifocal des fractures proximales de l'épiphyse humérale selon AO. Source : [1]

Selon l'étude [45], les fractures proximales touchent principalement l'espace de la coiffe des rotateurs entre le muscle supra-épineux et l'infra-épineux.

1.2.3 Complications associées aux fractures

Synthèse tubérositaire

La **synthèse tubérositaire** est une consolidation des tubérosités morcelées et reste primordiale afin de restaurer la fonctionnalité de l'épaule à long terme. Une mauvaise réduction peut entraîner une perte de mobilité notable et une avascularisation de l'épiphyse humérale pouvant provoquer des nécroses [49]. Néanmoins, il est à noter que les nécroses sont bien tolérées par certains patients contrairement à une mauvaise consolidation des tubérosités qui reste difficile à corriger avec des résultats souvent incertains [43].

A la suite d'une fracture de la tête humérale et par manque de vascularisation, les cellules du tissu osseux peuvent fonctionner anormalement. Si l'apport vasculaire n'est pas rétabli assez rapidement, une destruction anormale des cellules osseuses peut avoir lieu. Durant cette interruption de circulation sanguine, les cellules se désintègrent de manière prématurée et non programmée (phénomène contraire au fonctionnement normal de mort des cellules : l'apoptose).

Ostéonécrose

L'**ostéonécrose** avasculaire est fréquemment rencontrée dans la chirurgie orthopédique de l'épaule et conduit souvent à un traitement chirurgical. Ces lésions touchent communément la partie épiphysaire, l'articulation n'est plus fonctionnelle et la pose d'une prothèse (§ 1.3.3) substituant cette zone articulaire est souvent préconisée.

Cal vicieux

Une mauvaise reconstruction de la grande tubérosité peut provoquer une limitation de la mobilité en rotation externe et en abduction [4]. Ce type de défaut de réduction appelé **cal vicieux** s'apparente à une déformation liée à une consolidation osseuse inadaptée des éléments fracturés. Ce mauvais alignement des tissus peut conduire à des sollicitations de l'os dans des conditions inadéquates, invalidante pour le patient et peut impliquer une nouvelle intervention chirurgicale.

Pseudarthrose

Une absence de consolidation, plus communément appelé **pseudarthrose**, se manifeste par un retard ou un manque de cal unissant la fracture et amenant à la persistance du trait de fracture. Ces complications sont rares, de l'ordre de 1 à 10% [26] et sont liées à plusieurs facteurs comme des mouvements du trait de fracture trop importants ou associé à un manque de vascularisation du foyer de fracture. Les pseudarthroses de la diaphyse humérale traitées par clous ou plaques d'ostéosynthèses atteignent de très bons résultats mais sont toutefois des opérations de reprises après un premier échec d'un dispositif.

Tissulaires

Les fractures s'accompagnent éventuellement de complications liées aux tissus nerveux ou vasculaires environnant l'os. Une complication neurologique avec compression du nerf axillaire dans les fractures particulièrement déplacée peut survenir et provoquer des raideurs articulaires.

Contrairement au traitement conservatif, le recours à un traitement chirurgical modifie le processus du remodelage osseux et l'ouverture du foyer de fracture ou la voie d'abord augmentent le risque infectieux. Afin de limiter ces risques, la préconisation des techniques mini-invasives et des interventions rapides sont à privilégier.

1.3 Dispositifs chirurgicaux existants

Dans le cadre des fractures proximales, le dilemme du choix de traitement est le suivant : peut-on conserver l'épiphyse supérieure ou non ? En fonction de nombre de fragment et de leur complexité, le chirurgien dispose d'un vaste éventail de dispositifs orthopédiques. Pour les fractures diaphysaires siégeant le long de l'os, les clous centromédullaires ou plaques d'ostéosynthèse sont à favoriser. En ce qui concerne les fractures fragmentaires de la tête, la reconstruction peut être effectuée par ostéosynthèse mais le choix se porte généralement sur la pose de prothèses en cas de complication (risque d'ostéonécrose). Le tableau A.2 en annexe, liste les techniques opératoires ainsi que leurs avantages et inconvénients. Il est à noter qu'outre le type, la position et la complexité de la fracture, la prise de décision du type de soin est également influencée par d'autres facteurs relatifs au patient (âge, diabète, ostéoporose, polyarthrite rhumatoïde,...) mais aussi aux expériences et spécialisations des chirurgien [79].

1.3.1 Matériaux implantables

On dénombre trois familles de matériaux biocompatibles et implantables utilisés en orthopédie : les polymères, les céramiques et les alliages métalliques. Les matériaux métalliques biocompatibles les plus utilisés aujourd'hui dans les dispositifs orthopédiques sont des alliages d'acier inoxydable (316L) ou de titane (Ti-6Al-4V). Ces matériaux possèdent des propriétés mécaniques intéressantes pour leurs utilisations en orthopédie (formabilité, résistance à l'usure,...), de plus leurs biocompatibilités et leurs résistances à la corrosion en font des candidats de choix en tant que matériel implantable [2]. Leurs modules de Young sont compris entre $E_{316L} \approx 200 \text{ GPa}$ pour l'acier inoxydable et de $E_{Ti6Al4V} \approx 110 \text{ GPa}$ pour le titane. Rappelons que l'os, moins rigide, possède un module élastique de $E_{Cortical} \approx 10 \sim 30 \text{ GPa}$ [2], l'os cortical subit majoritairement l'ensemble des chocs et risque de se résorber autour du dispositif implantable. Ce phénomène appelé *stress-shielding* provoque des descellements de matériel [103] (§1.3.4).

Outre la biocompatibilité, le matériau employé doit être résistant afin de supporter de fortes sollicitations sans être trop raide et autoriser des micro-mouvements au niveau du foyer de fracture favorisant le remodelage osseux. L'utilisation du titane est largement favorisée dans les dispositifs orthopédiques, répondant à cette problématique ($E_{316L} > E_{Ti6Al4V} > E_{Cortical}$), de par sa faible densité et de sa durée de vie appliquée aux implants comprise entre 10 et 15 ans à l'intérieur du corps humain. Malgré cela, l'utilisation de certains éléments d'alliages relarguent des ions métalliques (Aluminium), toxiques (Vanadium) et sont assez controversées [33]. De nouveaux alliages sont en développements possédant des résistances mécaniques mieux adaptés au corps humain et composé uniquement d'éléments inertes non toxiques. Toutefois l'utilisation de ces éléments rares bioinertes (Niobium, Tantale, Zirconium, Molybdène...) se traduit par des coûts de production élevés (terre rares coûteuses, points de fusions élevés) et limitent leurs champs d'applications actuels [2].

1.3.2 Dispositifs d'ostéosynthèse

Plaques d'ostéosynthèses

Pour implanter une plaque d'ostéosynthèse en partie proximale (Figure 1.20), la voie d'abord delto-pectorale est favorisée, en prenant soin d'éviter l'endommagement de la veine céphalique ou de l'artère axillaire. Les plaques sont positionnées à l'extérieur de l'os, sur le périoste, et des vis sont insérées dans chaque fragment pour stabiliser la fracture et verrouiller la position des fragments disloqués. Le nombre de vis varie de 3 à 9 dans la tête et leur position est prédéfinie. Ce type de dispositif, en fonction de sa forme et de ses dimensions, permet de traiter des fractures sur l'ensemble de l'os. De nombreuses références de plaque sont disponibles afin de coïncider avec l'anatomie de l'os et avec la fracture rencontrée (Tableau 1.2).

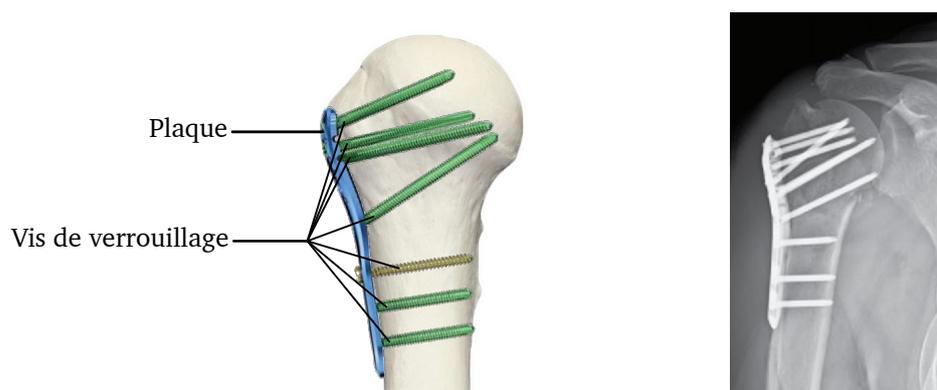


Figure 1.20 – Plaque d'ostéosynthèse Philos™- DePuy Synthes

La littérature décrit de nombreux avantages à l'utilisation d'ostéosynthèse par plaque et en particulier son utilisation chez des patients atteint d'ostéoporose [65, 119]. Ce type d'implant rigide produit de bons résultats cliniques et permet de traiter des fractures multi-fragmentaires par le biais de nombreuses vis de verrouillage qui couvrent de nombreuses positions angulaires. Néanmoins ses dimensions et son implantation en font un système très invasif. Le taux de complications post-opératoires demeure conséquent, en particulier chez les personnes âgées avec des perforations de vis dans la tête humérale, des déformations de la géométrie osseuse (effondrement, déviation de la tête...) et des ostéonécroses [117]. Les plaques peuvent également générer des conflits mécaniques sous-acromiaux ou nerveux.

Fournisseurs	Acumed	Biomet	Depuy	Newclip	Stryker	Synthes	Tornier	Zimmer	Fx Solutions
Désignation	POLARUS PHP	OPTILOCK PROXIMAL HUMERAL PLATES	S3 PROXIMAL HUMERAL PLATING SYSTEM	ALIANS HUMERUS PROXIMAL	AXSOS	PHILOS	AEQUALIS PLAQUE HUMÉRALE	NCB PROXIMAL HUMERUS	PRCT
Matériau	Titane T40	Acier inoxydable	Acier inoxydable	Titane	Acier inoxydable	Titane T40	Acier inoxydable	Alliage titane TA6V	Acier inoxydable
Longueur plaque (mm) et Nb de vis	4 trous	75 - 2 trous 99 - 4 trous 123 - 6 trous 171 - 10 trous	71 - 3 trous 84 - 5 trous 109 - 8 trous	97 - 3 trous 123 - 5 trous 138 - 6 trous	86 - 3 trous 112 - 5 trous 150 - 8 trous	90 - 3 trous 114 - 5 trous	90 - 3 trous 120 - 5 trous	52 - 4 trous 79.5 - 5 trous 93 - 7 trous	80 - 3 trous 98 - 4 trous 116 - 5 trous 134 - 6 trous
Nombre de vis (épiphyse proximale)	5	9	6	7	6	9	5	5	3

Tableau 1.2 – Exemples de fournisseurs de plaques d'ostéosynthèse.

Source : [19]

Clous centromédullaires

Les clous centromédullaires sont positionnés à l'intérieur de l'humérus (Figure 1.21) et introduits par un orifice situé dans l'axe de la diaphyse. L'utilisation d'une voie d'abord antero-acromiale permet de limiter la taille de l'incision par rapport à des plaques d'ostéosynthèse et donne de bons résultats cliniques [36]. Cette localisation interne dans l'os préserve l'irrigation sanguine du périoste et des tissus mous. Ces dispositifs sont insérés avec une technique peu invasive de quelques centimètres [38].

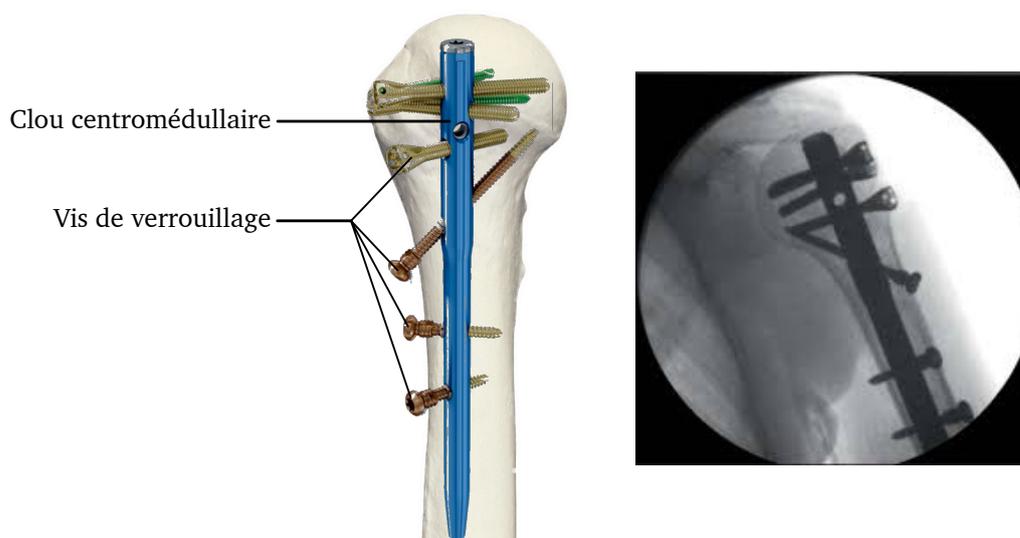


Figure 1.21 – Clou d'ostéosynthèse MultiLoc™- DePuy Synthes

Par rapport aux plaques d'ostéosynthèse, les risques iatrogènes touchant le nerf radial sont moindres passant de [3 – 29%] pour les plaques à [0 – 4%] pour les clous [32]. Cependant, dans les fractures métaphysaires latérales instables ou comminutives, et en particulier si le point de départ s'étend jusqu'à la tubérosité supérieure, l'échec de la fixation ou le déplacement de la fracture peut survenir.

Comme les plaques, le verrouillage proximal est assuré par des vis qui fixent les différents fragments. Néanmoins, le choix de la position et de l'orientation de ces vis est plus limité qu'avec une plaque. La configuration la plus communément employée consiste à utiliser deux vis de verrouillage dans la tête au travers du clou [25].

Différentes longueurs de clou sont disponibles (Tableau 1.3), permettant de traiter des fractures proximales ou diaphysaires. Ces dispositifs doivent également être fixés en position distale, ce qui est particulièrement important dans le cas des fractures diaphysaires. Cette fixation est habituellement réalisée au moyen d'une ou deux vis ancrées dans l'os cortical et traversant le clou centromédullaire. Dans le cas de clous longs (200 mm et plus), ce verrouillage est délicat car le clou étant relativement flexible, il arrive, malgré l'utilisation d'un viseur externe (Figure 1.22.a), de ne pas introduire la vis en face du perçage du clou (§1.3.4). Le repérage de ces vis lors de la désimplantation est aussi délicat.

Des dispositifs sans verrouillage par vis en partie distale existent. Ces moyens de fixations alternatifs possèdent un avantage opératoire majeur puisque qu'ils ne nécessitent pas d'incision supplémentaire pour le verrouillage distal, ni de viseur complexe. En outre, dans un dispositif de verrouillage classique par vis, des contrôles radioscopiques (Figure 1.22.b) sont nécessaires à chaque étape de l'implantation de vis afin de vérifier la bonne mise en position du matériel (implant ou vis). Ce type de verrouillage interne permet de limiter les risques dus à l'irradiation liée à l'usage de fluoroscopie.

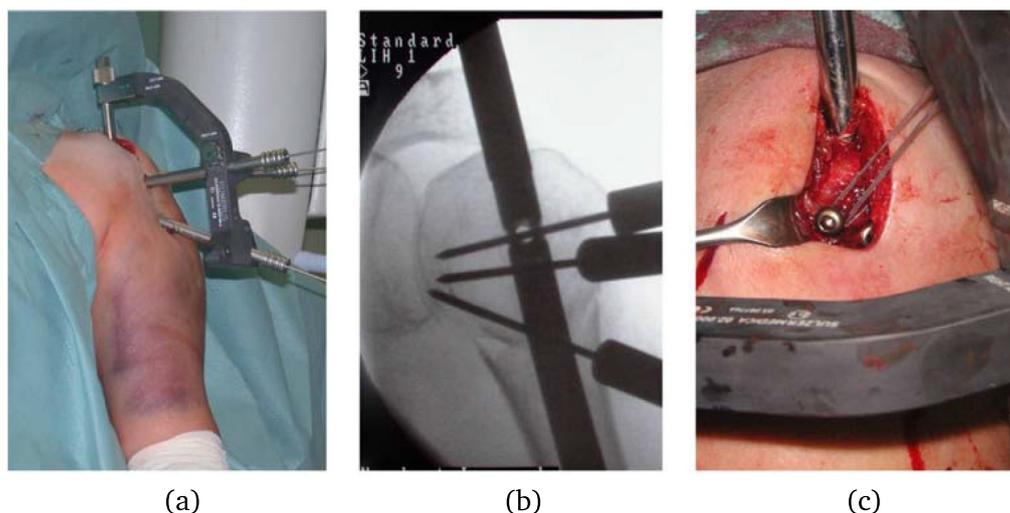


Figure 1.22 – a) Ancillaire utilisé pour verrouiller un clou en partie proximale. b) Radiographie du positionnement des vis au sein de la tête. c) Voie d'abord antero-acromiale. Source : [36]

Fournisseur	Acumed	Depuy	FH Orthopedics	Stryker	Synthes
Désignation	Polarus Humeral Rod	Versa Nail	Clou Telegraph	T2 Humeral Nailing System	Multiloc Humeral Nail
Matière	-	-	Acier inoxydable	Titane	Titane
Longueur (mm)	200 à 280	150	150 à 270	140 à 320	160 à 315
Diamètre (mm)	8	8 - 10	7 - 8 - 9	7 - 8 - 9	7 - 8 - 8.5 - 9.5
Taille des vis distales (mm)	3.5 x 17.5 - 3.5 x 60	3.5 - 4.5 x 20 - 70	4, 6 x 24 - 45	4 x 20 - 60	4.5, 3.5 x 20 - 60
Taille des vis proximales (mm)	5 x 20 - 5 x 55	4.8 x 30 - 76	4 x 24 - 32	-	4 x 18 - 4 x 70

Tableau 1.3 – Exemples de fournisseurs de clous centromédullaires.
Source : [19]

Le clou centromédullaire de type Seidel est un clou cylindrique classique en partie proximale, mais avec une partie distale ne nécessitant pas de verrouillage externe : l'extrémité du clou est fendue en 3 (Figure 3.19) et une ogive est remontée pour permettre une expansion interne au sein du canal médullaire de l'humérus, en utilisant un outillage introduit par l'extrémité proximale du clou.

Ce verrouillage par expansion présente néanmoins deux inconvénients : il est très sollicitant pour la diaphyse et peu stabilisant pour la fracture. Sa tenue à des sollicitations de torsion n'est que de l'ordre de $0.2 N.m$ [123] alors qu'elle est de $10 N.m$ pour un verrouillage par vis et atteint $53 N.m$ pour un humérus sain [104]. Certaines améliorations ont été proposées [40] afin de limiter les sollicitations internes générées par ce système de verrouillage (ajout d'une bague répartissant les efforts, voir Figure 1.24). Ce clou n'est aujourd'hui plus commercialisé.

Les dispositifs de clou présentent deux inconvénients majeurs :

- Les orientations des vis de verrouillage proximal sont prédéfinies par la position figée des trous de verrouillage préexistants.
- Le verrouillage en position distal par vis pour immobiliser le clou nécessite des tâches supplémentaires lors de l'implantation et du retrait du clou (incision, matériel ancillaire associé,...).

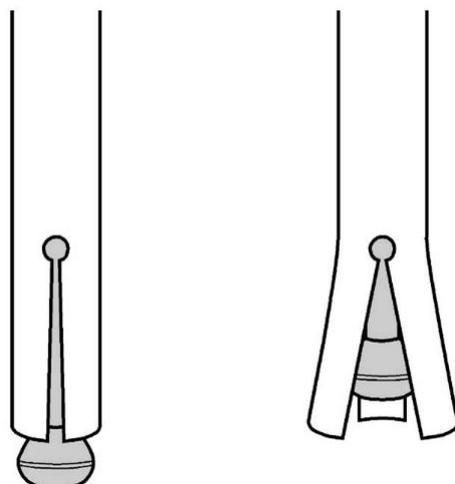


Figure 1.23 – Partie distale du clou de type Seidel, ailettes indéformées et ailettes déformées par l’ogive. Source : [123]

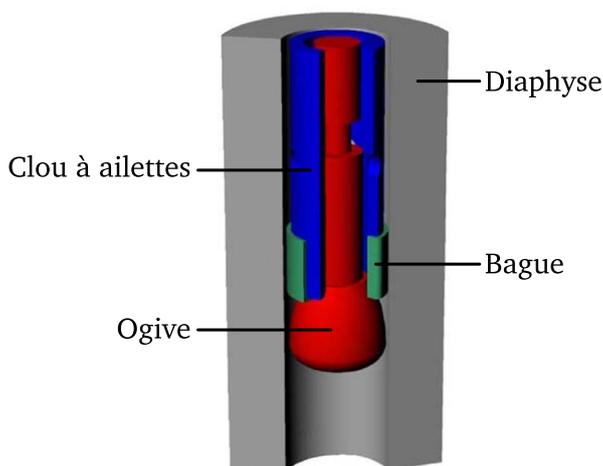


Figure 1.24 – Proposition d’amélioration d’un système de verrouillage distal par expansion de type Seidel. Le clou (en bleu) est positionné au centre de la diaphyse (en gris) et une bague (en vert) se déforme par le biais d’une ogive (en rouge). Source : [40]

1.3.3 Traitement par arthroplastie

Les prothèses sont implantées par voie delto-pectorale classique ou une voie transdeltoïdienne antéro-latérale [17] via une incision $\approx 15\text{ cm}$ en écartant les muscles et après luxation de l’articulation. Ces opérations durent entre 1 h pour des prothèses touchant un versant de l’articulation et 2 h pour des prothèses totales. Les prothèses anatomiques sont des dispositifs modulaires remplaçant à l’identique la ou les surfaces articulaires lésées. Au sein de l’humérus, la prothèse est fixée par une tige prothétique de longueur variable pouvant être cimentée (ajout d’hydroxyapatite) ou possédant une surface texturée. Ces tiges, à l’instar des clous, peuvent comprendre aucune, une ou plusieurs vis de verrouillage.

Prothèses anatomiques

Ces prothèses dites "anatomiques" sont employées pour des fractures complexes de la tête, des usures articulaires et des ostéonécroses. Les cupules ou prothèses de resurfaçage (Figure 1.25) permettent de conserver le capital osseux en évitant une altération complète de la tête. Un seul versant de l'articulation est remplacé et seule la partie articulaire de l'humérus est reséquée [64]. Ce type de prothèse ne possède pas de tige prothétique et se fixe uniquement dans la partie métaphysaire de l'os. Si le versant glénoïdien est touché, un insert glénoïdien concave en métal ou en polyéthylène peut être implanté sur l'omoplate transformant l'hémi-prothèse anatomique en prothèse totale.

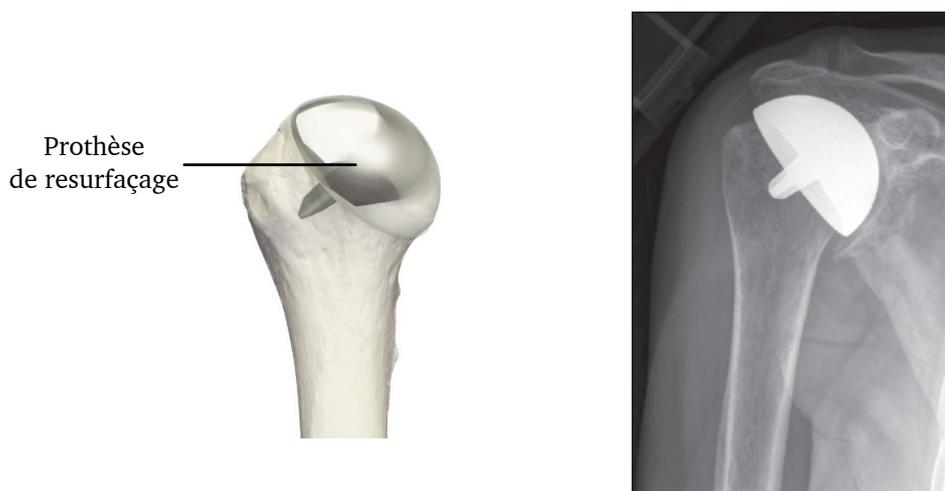


Figure 1.25 – Prothèse céphalique de resurfaçage, Aequalis™ - Tornier.
Source : [108]

Si la partie métaphysaire est endommagée, une prothèse monobloc ou modulaire (Figure 1.26), s'ancrant plus profondément dans l'os peut être implantée. Ces prothèses anatomiques sont disponibles sous de nombreuses références admettant des longueurs, des diamètres et des inclinaisons variables. Des accessoires peuvent également se greffer sur l'embase prothétique comme des surfaces crantées, des supports de greffes osseuses ou des perçages facilitant la fixation des tissus environnants par sutures.

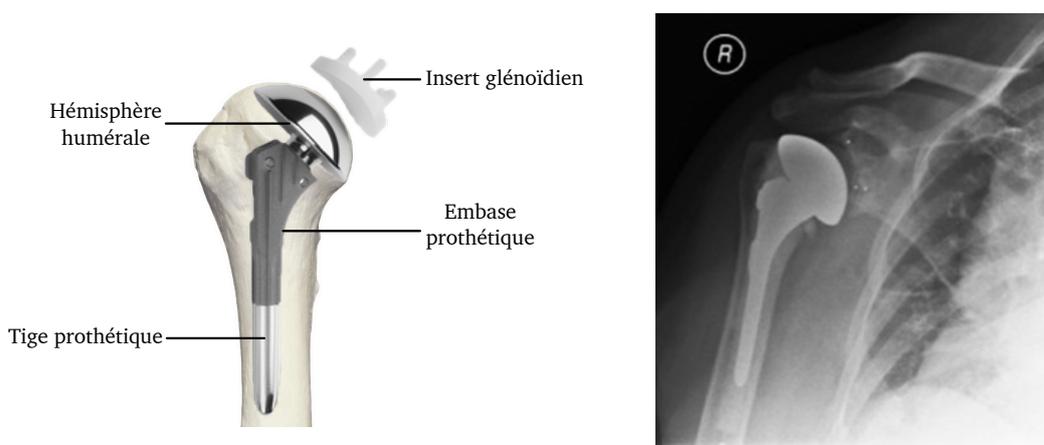


Figure 1.26 – Hémi-prothèse ou prothèse totale anatomique, Anatomical Shoulder™ - Zimmer.
Source : [106]

Prothèse totale inversée

Les prothèses décrites précédemment ne peuvent fonctionner que si le patient possède une coiffe des rotateurs fonctionnelle. Dans le cas contraire, l'utilisation de prothèse totale inversée est préconisée (Figure 1.27). La particularité de ce dispositif prothétique est l'inversion du versant de l'hémisphère. En changeant de position le centre de rotation, un déport médial augmente le bras de levier de l'ensemble musculaire du deltoïde facilitant la mise en abduction du bras. Selon [64], ce type de chirurgie complexe conduit à un taux élevé de complications (de l'ordre de 50 %) et de reprises chirurgicales itératives (40 %).

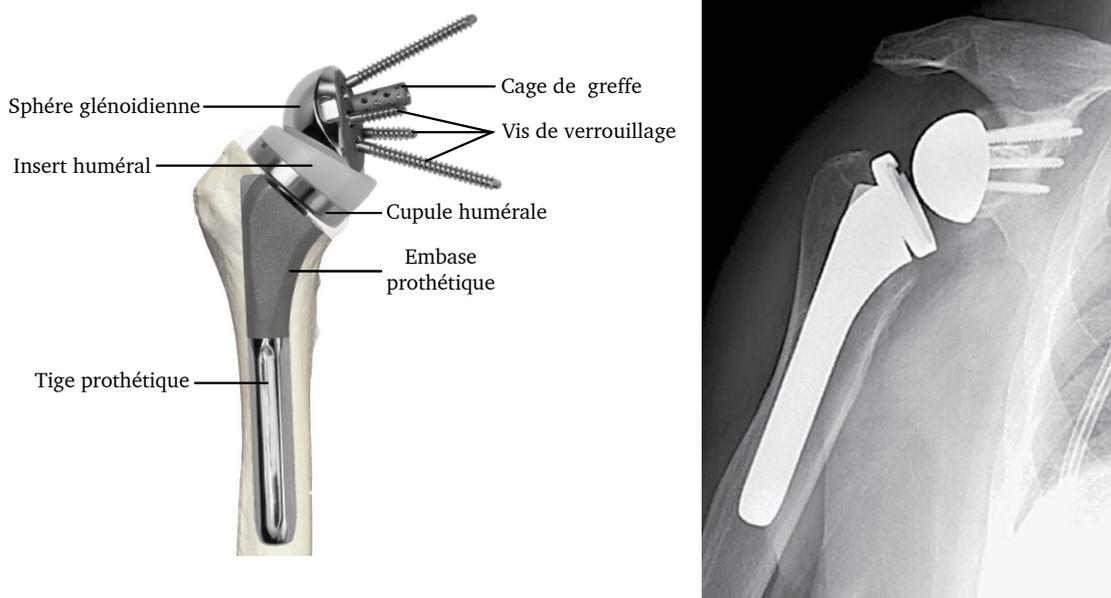


Figure 1.27 – Prothèse totale inversée Equinoxe™ - Exactech

Bilan des dispositifs de soin des fractures humérales

Les fractures de l'humérus proximal sont des lésions difficiles à traiter et le dispositif parfait pour traiter ces fractures n'existe pas. Cette chirurgie est dépendante de nombreux facteurs liant patient, chirurgien et implant. Souvent associées à un endommagement de la coiffe, ces fractures entraînent une diminution de la fonction de l'épaule [118]. Les plaques d'ostéosynthèse sont une réponse invasive aux fractures métaphysaires latérales ou communitives des tubérosités [38]. L'avènement des dispositifs de fixation interne ne résout pas l'ensemble des traumatismes de l'épaule mais les systèmes centromédullaires développés préservent les tissus mous et périostés via des techniques mini-invasives. Quant aux prothèses, elles sont des réponses inévitables et irréversibles dans certaines pathologies relatives à l'humérus mais restent difficiles à implanter chez des patients âgés.

1.3.4 Cas de défaillance des dispositifs actuels

Plusieurs causes sont à l'origine de la défaillance de dispositifs médicaux implantables, ces défaillances peuvent amener à une ou plusieurs opérations supplémentaires dite de *révision*. Les complications amenant à ces ré-opérations peuvent survenir tout au long du cycle de vie du dispositif.

Stress-shielding

Parmi ces défaillances, le descellement de matériel, associé au *stress-shielding* peut avoir lieu. Ce phénomène est une réponse de l'os aux chargements appliqués sur les zones périprothétiques. En effet, un os sollicité trop fortement disparaît de la même manière qu'un os non sollicité. Dans 9% des arthroplasties, la présence de *stress-shielding* est observée autour de la tige prothétique [80]. Des contrôles radiographiques permettent de détecter de possibles descellements prothétiques lors de suivis à court et long termes de l'implant [75]. Le matériel peut à long terme ne pas consolider le trait de fracture et générer des pseudarthroses, créant ainsi de fausses articulations. L'utilisation de matériaux ou de géométries imitant les caractéristiques de l'os cortical sont de possibles solutions limitant ces complications.

Protrusion de matériel

Le matériel peut également migrer au sein du corps si son verrouillage n'est pas suffisant. Ce déplacement interne de dispositif ou d'une partie de celui-ci est appelé *protrusion*. Les vis peuvent déboucher sur des zones sensibles (artères, nerfs, articulations...) et générer des douleurs ou des complications.

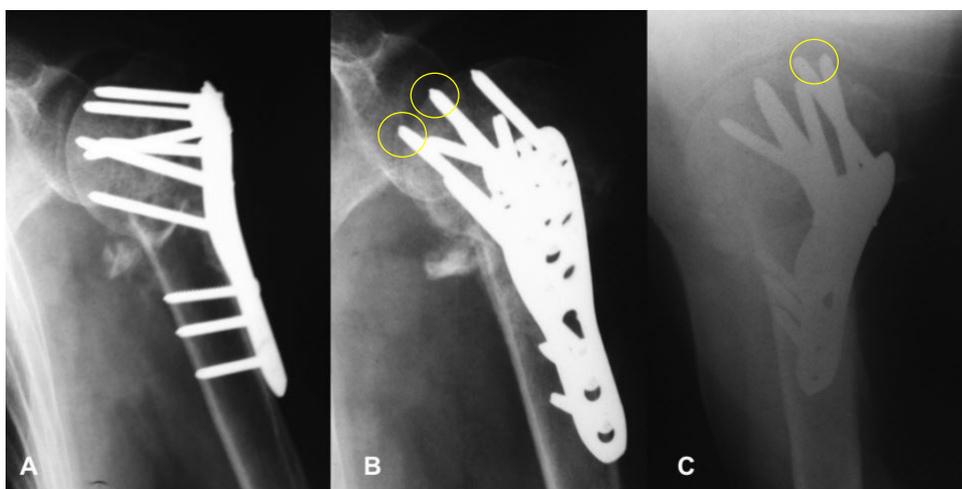


Figure 1.28 – Protrusion de vis dans l'articulation glénohumérale (en jaune), radiographies : A) Antéro-postérieure ; B) Latérale et C) Axillaire. Source : [42]

Cette complication est rare et souvent liée à un effondrement (Figure 1.29) de l'os environnant ou à un mauvais verrouillage du dispositif au sein de l'os.

Migration de vis

La migration de vis (Figure 1.30) due à un mauvais verrouillage au sein du dispositif de soin découle de la difficulté d'obtenir une vue latérale par radiographie satisfaisante pour permettre un contrôle fiable. D'autre part, les dispositifs de ciblage en partie distale pour le verrouillage par vis ne possèdent pas une fiabilité suffisante systématique pour verrouiller de façon certaine le dispositif [37].



Figure 1.29 – Ostéonécrose avasculaire humérale entraînant l’effondrement de la tête quatorze mois après traitement par plaque d’ostéosynthèse. Source : [86]

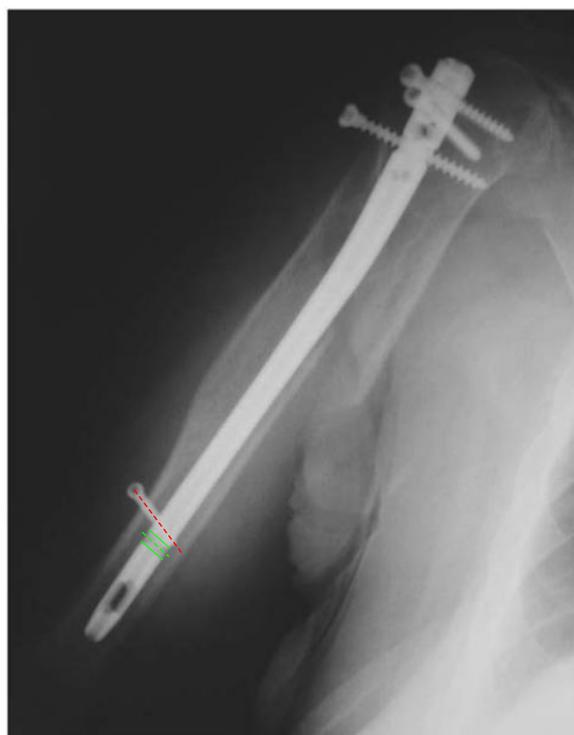


Figure 1.30 – Échec de verrouillage distal par vis. Emplacement distal de la vis (en vert) n’est pas traversé par la vis de verrouillage (en rouge). Source : [37]

Rupture du matériel

Des cas de rupture du matériel peuvent également survenir [61, 124], ces défaillances sont occasionnées par des chargements sollicitant des zones de fragilités (réduction d’épaisseurs, diamètres...) et nécessitent des opérations dites de **reprise** afin de changer le dispositif.



(a) Rupture de vis de et échec de fixation par plaque d'ostéosynthèse.
Source : [124]



(b) Pseudarthrose avec rupture du clou au niveau du verrouillage distal.
Source : [61]

Figure 1.31 – Exemples cliniques montrant des échecs de verrouillage correct par ostéosynthèse

1.3.5 Réponse à la problématique

Les principaux enjeux des travaux présentés dans ce manuscrit sont de pouvoir proposer un implant d'ostéosynthèse permettant de :

- Conserver le plus souvent possible le capital osseux ;
- D'anticiper les complications liées à l'ostéonécrose ;
- Faciliter la transition vers une tête prothétique ;
- De minimiser la taille des incisions pour un coût et un temps d'intervention comparables ou inférieurs aux traitements actuels.

Initialement, une proposition de solution de soin mixte a été considérée pour soigner la plus large plage de traumatismes au niveau de l'humérus (fractures proximales et diaphysaires). Dans cette optique, un implant de type ostéosynthèse sur-mesure fut envisagé. Cette solution aurait pu être explanté au bout de 18 mois à 2 ans. En cas de complication, ostéonécrose ou mauvaise union des fragments, une gamme de prothèses adaptable à toutes morphologies avec un nombre de références le plus limité possible se rajouterait sur la partie déjà implanté. Un accouplement modulaire aurait permis de retirer le verrouillage proximal du clou pour y rattacher un élément prothétique, transformant ainsi le clou déjà implanté en tige prothétique.

Après consultation avec le panel de chirurgiens, il s'est avéré que ce type de solution n'était pas optimal en terme de temps d'implantation. En effet, la pose de cette solution modulaire en première intention demande un temps supérieur au temps gagné lors de l'opération de transition entre un implant et une prothèse. Le temps total des deux opérations (première intention + reprise si complication) est bien supérieur au temps de pose d'un clou classique, de son explantation à la pose d'une nouvelle prothèse (Figure 1.32).

Les résultats attendus sont la mise sur le marché d'un système efficace, simple et économique permettant à tout chirurgien, quelle que soit son expertise et ses habitudes de réaliser une ostéosynthèse d'une fracture complexe de l'humérus proximal et/ou la pose d'une prothèse anatomique.

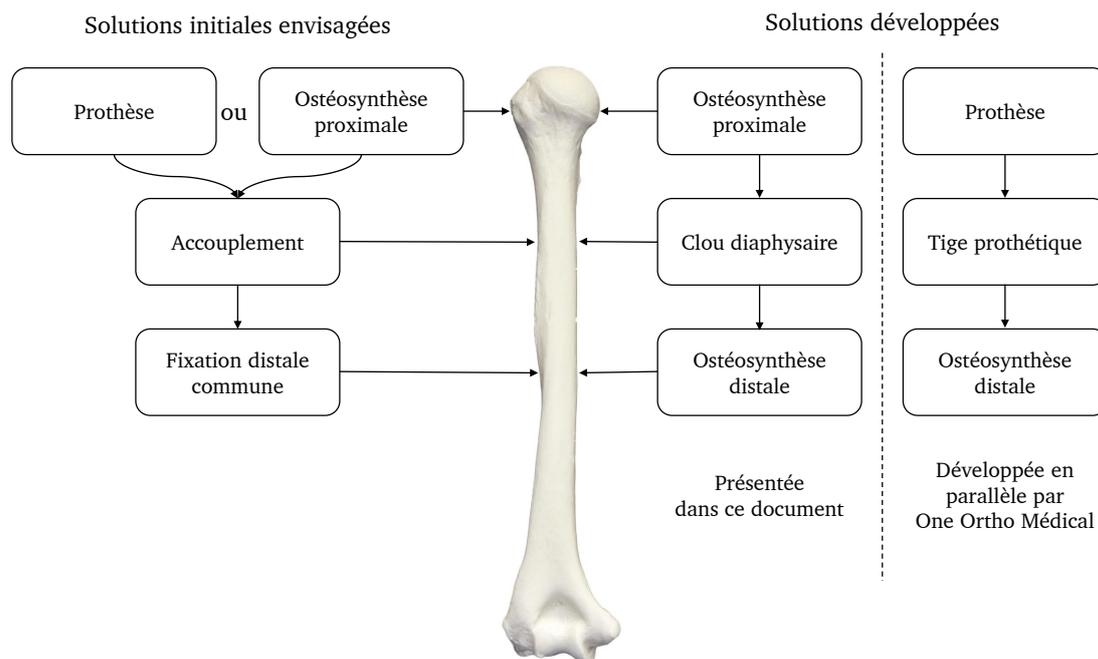


Figure 1.32 – Solution modulaire initiale permettant de transiter vers une prothèse en conservant la partie basse du clou implantée.

1.4 Conclusion

Ce premier chapitre met en évidence le nombre important de dispositif traitant des fractures de l’humérus. Pour les ostéosynthèses, deux familles d’implants se distinguent, par plaque ou par clou. Les plaques sont implantées à l’extérieur de l’os et fixent les fragments osseux via des vis traversant l’implant puis les fragments. Le nombre de vis dépend des plaques utilisées (entre 3 – 9) et sont souvent réparties entre les fragments ou le(s) trait(s) de fracture. Les clous sont insérés au sein de l’os pré-alésé ou non, des vis sont introduites dans les fragments puis sont fixées au clou. La fixation proximale est généralement réalisée par 2 vis mais reste variable en fonction du fabricant, du chirurgien et de la complexité de la fracture. Certains clous proposent des fixations distales sans vis et sans incision distale, le verrouillage des fragments est effectué de manière interne par différentes techniques souvent dépendantes de la dimension interne de l’os.

De nombreux types de prothèse sont présents sur le marché. Pour s’adapter aux patients, de multiples références sont disponibles dans chaque gamme de prothèse et la modularité des composants qui la compose permettent de construire un dispositif adapté au patient. Certaines prothèses peuvent se transformer et passer d’une prothèse anatomique à une prothèse inversée en retirant uniquement la partie métaphysaire.

En conclusion, les dispositifs traitant des fractures de l’humérus sont nombreux, rares sont ceux répondant à plusieurs types de fractures et s’adaptant à plusieurs morphologies à la fois.

Les chapitres suivants présentent un ensemble d’outils numériques et expérimentaux. Ces derniers nous permettent d’appuyer les choix technologiques envisagés afin de développer un nouveau dispositif s’adaptant à toutes morphologies et de répondre aux plus grands nombres de pathologies fracturaires liées à l’humérus.

Différentes contraintes d'ordre structurel ont été dégagées suite aux premiers échanges avec le panel de chirurgien. Cette liste non exhaustive permet d'identifier les multiples contraintes existantes et les attentes des professionnels de santé pour le développement d'un dispositif médical novateur :

- Être biocompatible ;
- Rester mini-invasif (voies d'abord, encombrement...) ;
- Permettre une réduction de la fracture ;
- Maintenir les différents fragments sous contraintes ;
- Permettre une dés-implantation sans détérioration de l'os ;
- Admettre un verrouillage distal et proximal en position quelconque ;
- Être compatible mécaniquement avec les dimensions de l'os ;
- Éviter une avascularisation des différents fragments ;
- Limiter le nombre de références de pièces ;
- Être à l'épreuve de toutes fausses manipulations du personnel médical avant et pendant l'intervention ;
- Traiter des fractures avec ou sans arrachements musculaires ;

2

Les outils biomécaniques

"L'angle droit bout à 90°."
-Anonyme

Sommaire

2.1	Introduction	38
2.2	Simulation musculo-squelettique	39
2.2.1	Modélisation numérique	39
2.2.2	Fonctionnement du logiciel OpenSim en dynamique inverse	41
2.2.3	Simplification et adaptation du modèle complet	48
2.2.4	Analyse de différents mouvements	50
2.2.5	Bilan	56
2.3	Banc de test cadavérique	57
2.3.1	Fonctionnement	57
2.3.2	Partie opérative	59
2.3.3	Partie commande	62
2.3.4	Bilan et perspectives d'utilisation	64
2.4	Capteur de mesure angulaire	65
2.4.1	Fonctionnement	65
2.4.2	Traitement des données brutes	68
2.4.3	Bilan et perspectives d'utilisation	74
2.5	Conclusion	75

2.1 Introduction

Afin de valider le dispositif de soin, des outils ont été développés pour tester les diverses solutions techniques proposées. Dans ce chapitre, trois outils complémentaires sont présentés au travers de trois parties distinctes.

La première partie du chapitre s'intéresse à un outil numérique permettant d'identifier les sollicitations exercées sur l'humérus. L'utilisation de ces modèles permet de simuler de manière réaliste le comportement du bras en mouvement et d'estimer les efforts musculaires appliqués aux os. Ils peuvent également renseigner sur les conséquences biomécaniques de reconstruction chirurgicale comme le remplacement d'une articulation ou la modification d'insertions tendineuses [53].

La seconde partie est consacrée à la présentation d'un banc de test modulaire. Ce dispositif expérimental a pour objectif de tester les résistances mécaniques des prototypes d'implants sur os fracturés synthétiques ou cadavériques. Ce banc, transportable en laboratoire d'anatomie, dispose d'actionneurs simulant la contraction musculaire. Il permet de positionner un bras chargé dans n'importe quelle position de l'espace et ainsi de solliciter un dispositif orthopédique pour une majorité de situations de chargement d'un bras. Les simulations numériques réalisées au préalable ont permis de dimensionner le banc de test afin qu'il puisse supporter les sollicitations rencontrées.

La troisième et dernière partie s'intéresse à un capteur de mesure de mouvement du bras. Basé sur l'utilisation de centrales inertielle, ce dispositif sans fils permet de mesurer la position du bras dans l'espace par rapport au dos. Il sera utilisé à terme pour piloter en déplacement le banc de test. Ce système permet également de suivre en temps réel le mouvement des bras d'un individu durant une journée de travail ou lors de séances de rééducation après une opération.

2.2 Simulation musculo-squelettique

2.2.1 Modélisation numérique

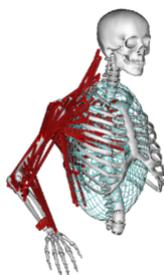
Introduction

L'un des objectifs principaux de ces simulations est d'extraire les efforts musculaires afin de dimensionner les éléments du banc. Ces simulations permettront de piloter les actionneurs d'un banc de test afin d'exercer des contraintes mécaniques réalistes et reproductibles sur des dispositifs médicaux implantés sur des éléments cadavériques ou synthétiques. Ces simulations sont également un outil précieux pour mieux comprendre le fonctionnement du complexe anatomique de l'épaule. Les mesures de forces musculaires *in-vivo* sont expérimentalement complexes voire impossibles à identifier. Dans la littérature, plusieurs expérimentations par électromyographie [113], par spectroscopie par proche infrarouge [92] ou par prothèse instrumentée [120] ont été réalisées afin de quantifier le niveau d'activité musculaire. Malgré cela, ces techniques expérimentales ne donnent pas d'informations précises sur la valeur de ces efforts. Il est de ce fait réellement délicat d'identifier la contribution réelle d'un muscle pour un mouvement donné. Dans le cadre du développement d'un implant d'ostéosynthèse, les valeurs d'efforts générés par les muscles sont directement répercutées sur les fragments osseux qui y sont fixés et par conséquent sur ledit dispositif implanté.

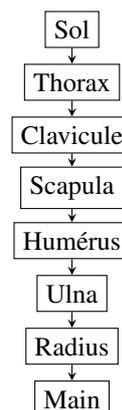
D'une manière générale, le but des modèles musculo-squelettiques est d'identifier le comportement mécanique du corps humain en intégrant l'ensemble des données biomécaniques disponibles. Une modélisation musculo-squelettique est une "boîte à outils" permettant de simuler des mouvements de corps osseux, généralement considérés rigides, reliés par des articulations autorisant de nombreux degrés de liberté. Ces mouvements sont actionnés par des éléments musculo-tendineux qui transmettent des efforts sur les os [63].

A l'échelle microscopique, les mouvements chez l'humain sont le résultat d'une cascade d'événements physiologiques, les forces appliquées aux os par la contraction musculaire résultent d'interactions protéiques. Ces réactions sont issues d'influx nerveux (potentiel d'action) qui excitent ces structures musculaires. Durant cette contraction musculaire, une énergie chimique est transformée en énergie mécanique. Les muscles dits striés réagissent à une impulsion nerveuse en se contractant. Pour conserver un effort constant, une volée d'impulsions est nécessaire, certaines fibres se tendent pendant que d'autres se détendent, impliquant une consommation énergétique non négligeable.

En raison de la complexité et du caractère redondant des arrangements musculaires au niveau de l'épaule, il est difficile d'évaluer le rôle de chaque muscle indépendamment [102]. Un os n'est pas uniquement mis en mouvement par un seul muscle (muscles agonistes). Nous observerons assez fréquemment que certains muscles génèrent des actions simultanées contrant même le mouvement souhaité (muscles antagonistes). La diversité des mouvements et la position des nombreux muscles engendrent ainsi une infinité de combinaisons possibles [105]. L'utilisation d'une méthode d'optimisation basée généralement sur une minimisation des énergies métaboliques mises en jeu à chaque instant permet de résoudre cette indétermination.



(a) Vue isométrique du modèle DAS3.
Source : simtk.org



(b) Chaîne cinématique du modèle DAS3

Figure 2.1 – Modèle musculo-squelettique de l'épaule

Modèles biomécaniques appliqués aux membres supérieurs

Dans la littérature, de nombreux modèles biomécaniques en 2D et 3D [8] ont été développés, mais peu se sont focalisés sur les extrémités supérieures et ceci principalement du fait de sa complexité cinématique. Depuis les années 90, des modèles musculo-squelettiques ont été utilisés pour étudier les interactions neuro-musculo-squelettiques dédiées aux membres supérieurs. Aujourd'hui, ils sont employés pour estimer les efforts articulaires et forces musculaires chez des sujets sains mais également afin d'étudier l'effet de la chirurgie sur l'appareil musculo-squelettique [27].

L'un des premiers modèles musculosquelettiques du membre supérieur décrit en 1994 est le modèle *Delft Shoulder and Elbow Model (DSEM)* [114]. La Figure 2.1a présente le modèle *Dynamic Arm Simulator (DAS3)* conçu initialement sur le logiciel *SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling)* et basé sur le modèle *DSEM*. Il a été converti et adapté sur le logiciel open-source *OpenSim* [29]. Ce logiciel, utilisé dans cette étude, est une plateforme regroupant la modélisation, la simulation, la visualisation des mouvements et l'analyse de données issues de modèles musculo-squelettiques variés tout en disposant d'une interface graphique et programmable.

Pour définir la partie géométrique du modèle, le corps humain est décomposé dans cet outil en un système articulé composé d'éléments rigides indéformables, reliés par des liaisons parfaites sans frottements [73]. Les éléments en mouvement qui composent le modèle *DAS3* sont : la clavicule, la scapula, l'humérus, l'ulna, le radius et la main (figée à l'avant bras). Les autres éléments sont fixés rigidement au sol. L'ensemble des articulations depuis ces os admet 11 degrés de liberté entre le glissement de la scapula contre le thorax jusqu'aux rotations de l'avant-bras. Chaque élément est connecté à au moins un autre élément par le biais d'au moins une articulation ou liaison formant ainsi une chaîne cinématique. Dans ce modèle de l'épaule, la chaîne cinématique est dite ouverte (Figure 2.1b) étant donné que le modèle possède une seule liaison encastrement entre le sol et le thorax.

Un calcul classique en dynamique permet de déterminer le mouvement d'un bras sollicité en fonction des actions musculaires. Pour notre étude, nous utiliserons la **dynamique inverse** afin de déterminer ces actions musculaires pour obtenir un mouvement donné d'un bras sollicité. L'utilisation de cette méthode combinée à ce modèle permet d'extraire de nombreuses données comme les efforts au sein des articulations et des muscles, les longueurs musculaires et les bras de leviers observés.

2.2.2 Fonctionnement du logiciel OpenSim en dynamique inverse

Suite à l'activation des muscles, des forces se répercutent sur les os et génèrent des mouvements au niveau des différentes articulations. Ce processus est fonction d'un ensemble de paramètres dépendant des propriétés des tissus musculaires, osseux et neurologiques.

En dynamique inverse, les mouvements (positions, vitesses et accélérations) des éléments osseux ainsi que des efforts extérieurs appliqués sur ces corps sont imposés. On cherche à résoudre l'équation suivante :

$$\underbrace{M(q) \times \ddot{q} + C(q, \dot{q}) \times \dot{q} + F(q)}_{\text{paramètres connus}} = \underbrace{\sum F_{ext}}_{\text{inconnus}} \quad (2.1)$$

- q, \dot{q}, \ddot{q} : les vecteurs paramètres de position, dérivée première et seconde de chaque élément osseux (imposés),
- $M(q)$: la matrice de masse,
- $C(q, \dot{q})$: vecteur des forces et couples centrifuges et de Coriolis,
- $F(q)$: vecteur des forces et couples connus (gravitationnels, sollicitations imposées ...),
- F_{ext} : les forces et couples (forces généralisées) inconnues.

Le premier niveau de modélisation consiste à identifier les positions et orientations des éléments osseux pour déterminer leurs trajectoires propres au cours du mouvement, ce sont les données d'entrées du modèle [8]. Par conséquent, tous les termes du côté gauche des équations du mouvement sont connus. Par la méthode de dynamique inverse, il est possible de résoudre les équations du mouvement pour obtenir le terme de droite qui correspond aux données de sortie de simulation (efforts musculaires ou articulaires et couples). Ces modèles facilitent l'accès aux conséquences biomécaniques de reconstruction chirurgicale comme le remplacement d'une articulation ou la modification d'insertions tendineuses [53].

Mouvements imposés

Notons tout d'abord qu'en raison du glissement de la peau sur les tissus englobant les os [115], il est complexe d'identifier expérimentalement la cinématique exacte des segments osseux lors d'un déplacement du bras sans avoir recours à des marqueurs fixés directement sur les os. La liaison de l'épaule n'étant pas une rotule parfaite, la cinématique imposée implique ici un centre de rotation fixe de l'humérus, positionné au centre de la pseudo-sphère correspondant à la surface articulaire cartilagineuse de l'humérus.

Les mouvements ont été générés numériquement (script *Matlab*). Ce fichier de mouvement comporte l'ensemble des degrés de liberté des articulations et leurs évolutions au cours du temps. Dans l'ensemble des simulations effectuées, la scapula, la clavicule, et le thorax sont fixés au reste du squelette et les limitations articulaires disponibles seront celles de l'articulation gléno-humérale uniquement. Cette simplification permet d'annuler les mouvements scapulo-thoraciques qui, pour notre étude quasi-statique, influent peu sur le chargement de l'humérus. Les mouvements entre l'ulna et le radius sont figés et l'articulation du coude est pilotable. Pour négliger les effets inertiels dus aux fortes accélérations, les mouvements sont réalisés sur des plages de temps permettant des mouvements lents (accélération angulaire maximale de $4^\circ/s^2$).

Caractéristiques massiques, inertielles et musculaires

Les caractéristiques massiques et inertielles de chaque élément rigide composant le modèle sont renseignées. Pour chaque élément osseux i , la masse m_i , le centre de masse G_i et la matrice d'inertie J_i sont définis. La position des articulations et l'ensemble de ces paramètres sont basés sur des études cadavériques [59]. L'ensemble de ces données sont assemblées pour former un modèle générique représentatif de la population moyenne et peut être modifié spécifiquement pour s'adapter aux dimensions d'un individu particulier en appliquant des facteurs de forme sur les segments osseux, on parlera alors d'un modèle spécifique.

Dans un souci de simplification, les muscles sont simulés par des éléments filaires 1D reliant une origine à une terminaison (Figure 2.2), le modèle *DAS3* regroupe 29 muscles répartis en 138 éléments musculaires (du dos au poignet). Les muscles larges sont modélisés par plusieurs éléments (Tableau 2.1). Si ces fibres s'enroulent sur une surface osseuse, des objets surfaciques cylindriques ou ellipsoïdiques (appelés *Wrap*) sont employés pour représenter cette surface de déviation de telle sorte que le muscle ne puisse pas passer au travers de l'os [13]. Le choix du nombre de segments musculaires relève de la précision voulue par rapport à la complexité du modèle.

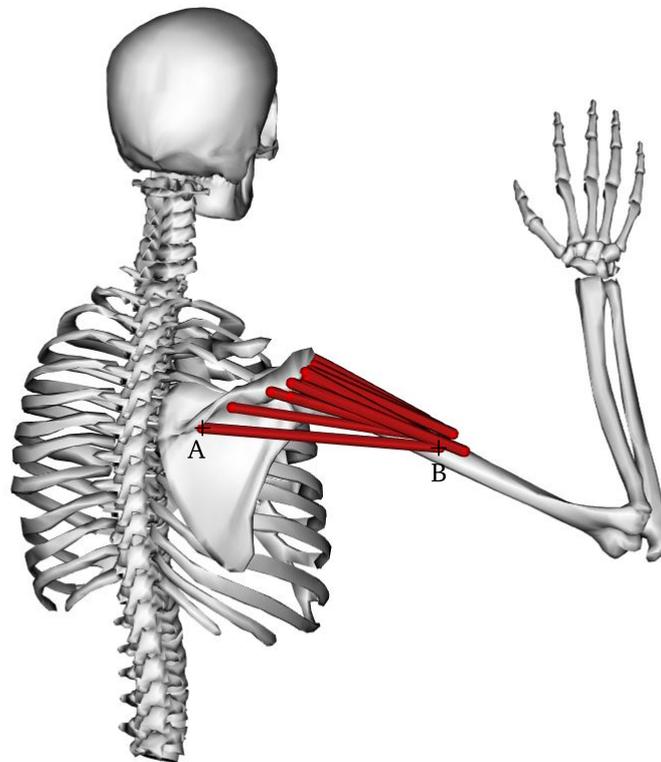


Figure 2.2 – Décomposition du deltoïde postérieur et latéral en 11 éléments filaires. Par exemple, le segment AB relie l'épine de la scapula (A) à l'humérus en partie diaphysaire (B). L'effort isométrique maximum de cet élément est de $F_{AB} = 289 \text{ N}$.

Muscle	Nombre d'éléments	Muscle	Nombre d'éléments
Trapèze, faisceaux moyen et inférieur	11	Biceps, chef long (★)	1
Trapèze, faisceau supérieur	2	Biceps, chef court (★)	2
élevateur de la scapula	2	Triceps, chef long (★)	4
Petit pectoral (★)	4	Triceps, chef médial	5
Rhomboïde	5	Triceps, chef latéral	5
Dentelé antérieur	12	Grand dorsal (★)	6
Deltoïde postérieur (●, ★) et latéral (●, ★)	11 (6+5)	Grand pectoral (●, ★), thorax	6
Deltoïde antérieur (●, ★)	4	Grand pectoral, claviculaire (★)	2
Coracobrachial (★)	3	Brachial	7
Infra-épineux (●, ★)	6	Brachioradial	3
Petit rond (●, ★)	3	Rond pronateur	2
Grand rond (★)	4	Supinateur	5
Supra-épineux (●, ★)	4	Carré pronateur	3
Subscapulaire (●, ★)	11	Anconé	5

Tableau 2.1 – Les muscles et nombres d'éléments filaires 1D inclus dans le modèle DAS3. Seuls les muscles (●) seront utilisés sur le banc d'essai cadavériques et modélisés par un seul élément. Seuls les muscles (★) ont une action directe sur l'équilibre de la liaison scapulo-humérale. Source : [13]

Activation musculaire

Le délai entre la réception d'un influx nerveux par l'unité motrice musculaire et le développement d'une force est variable de 5 à 50 ms en fonction des muscles du corps humain. Le relâchement du muscle est quant à lui plus lent et dépend des durées de réabsorption des ions calcium au sein des fibres musculaires (sarcoplasme). La dynamique d'activation d'un muscle peut être modélisée par une équation différentielle (équation 2.2) reliant le taux de variation de l'activation musculaire a à l'excitation musculaire e [109]).

$$\frac{da}{dt} = \frac{e - a}{\tau(a, e)} \quad (2.2)$$

Physiologiquement, cette équation relie l'évolution de la concentration d'ions calcium dans le muscle à l'activation des unités motrices musculaires. L'activation $a \in [0, 1]$ varie de 0 pour aucune contraction à 1 pour une contraction complète. La constante $\tau(a(t), e(t))$ (équation 2.3) prend en compte le comportement d'absorption et de diffusion des ions calcium en fonction de l'activation ou de la désactivation du muscle. Ceci permet le ralentissement de la désactivation lorsque le niveau d'activation musculaire diminue du fait de la faible disponibilité des ions calcium à être absorbés.

$$\tau(a(t), e(t)) = \begin{cases} \tau_{act}(0.5 + 1.5a) & \text{si : } e(t) > a(t) \\ \tau_{desact}/(0.5 + 1.5a) & \text{si : } e(t) \leq a(t) \end{cases} \quad (2.3)$$

Modèle de Hill

Les forces musculaires à appliquer à ces éléments filaires découlent d'un modèle rhéologique décomposant le muscle en un système mécanique associant des éléments de type ressorts, actionneurs et amortisseurs [51, 126]. Cet assemblage de composants contractiles et élastiques prend en compte les différentes relations entre les longueurs, vitesses de réponse des tissus et réponses à l'activation musculaire (Figure 2.3).

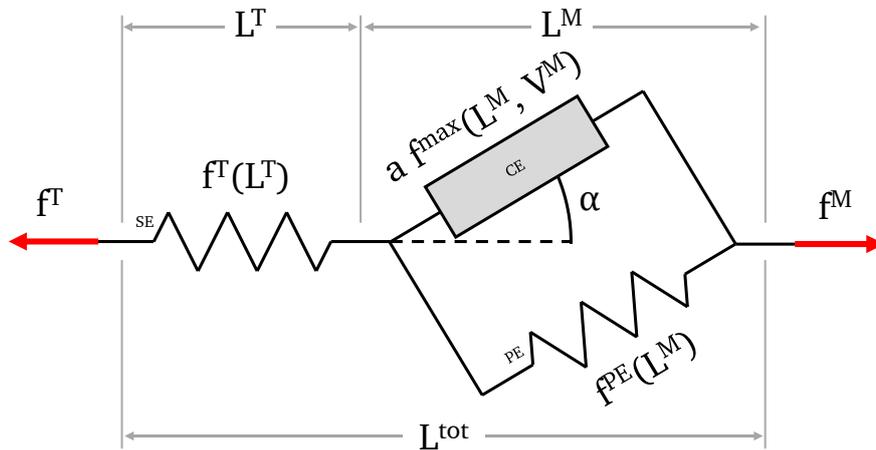


Figure 2.3 – Modèle à trois composantes visco-élastiques de Hill.

Inspiré des travaux de Hill [51], ces modèles musculaires sont généralement composés de trois éléments.

Un premier élément élastique en série représente le tendon et les autres tissus qui transmettent la force f^T des muscles au squelette. Rattaché aux extrémités du muscle, le tendon est un élément passif qui transmet les efforts qui lui sont imposés à partir du moment où ce dernier est en tension. Avant que la *slack length* soit atteinte (tendon tendu), les efforts ne sont pas répercutés sur l'os (Figure 2.4).

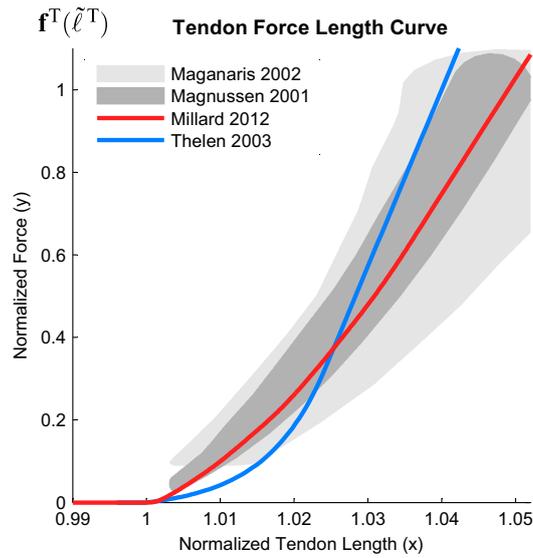


Figure 2.4 – Relation entre force et longueur du tendon.
Source : simtk-confluence.stanford.edu

Un second élément contractile correspond aux fibres musculaires, doté d'un angle de pennation α (orientation des fibres par rapport à la direction de l'effort). L'effort généré issu de cet élément est le produit de la force f^{max} par le coefficient d'activation a . Cette force maximale dépendante de la force isométrique est également fonction de la longueur du muscle L^M et de sa vitesse d'allongement V^M . Le muscle est un actionneur complexe qui produit un effort actif jusqu'à un optimum dépendant de l'activation musculaire et de la longueur des fibres. Au sein de l'élément contractile, la relation force-longueur de fibre est représentée par une fonction gaussienne (Figure 2.5).

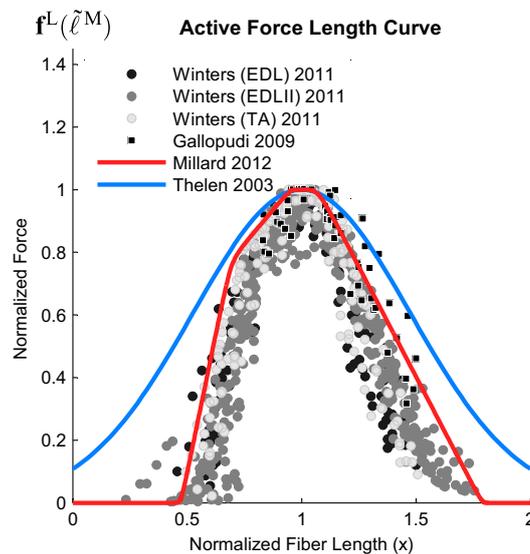


Figure 2.5 – Relation entre force active et longueur de fibre [76, 109].
Source : simtk-confluence.stanford.edu

Un dernier élément élastique en parallèle du précédent représente le tissu élastique passif entourant les fibres musculaires qui génère un effort passif f^{PE} fonction de la longueur du muscle L^M (non linéaire). Cet effort passif est indépendant de l'activation musculaire. Il dépend uniquement de la longueur des fibres musculaires et est défini par une fonction exponentielle dans l'élément élastique en parallèle du muscle (Figure 2.6).

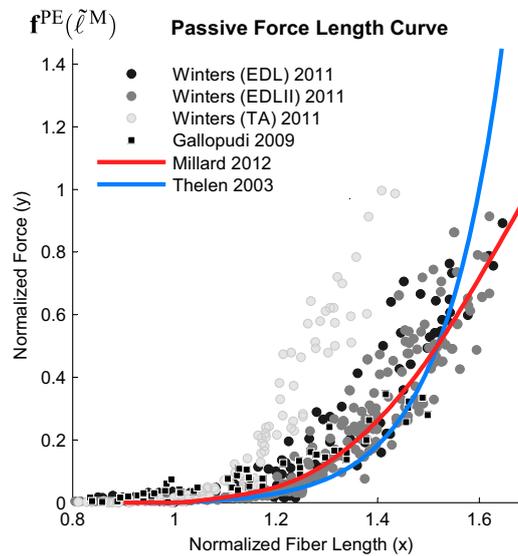


Figure 2.6 – Relation entre force passive et longueur de fibre.
Source : simtk-confluence.stanford.edu

La force générée par un muscle $f_M = f_T$ dépend donc de différents paramètres liés aux tissus musculaires et aux tissus environnants. Elle est définie par l'équation suivante :

$$f_T = (f^{PE} + af^{max}) \cos \alpha \quad (2.4)$$

Le modèle du comportement musculaire utilisé dans la suite de cette étude musculo-squelettique est le modèle *Thelen 2003* [109].

Optimisation

Les mouvements du modèle sont définis par les positions généralisées (positions et angles), leurs vitesses et accélérations. Nous utilisons dans *OpenSim* un algorithme *static optimization* qui permet, à partir des équations de mouvement, de déterminer les forces appliquées par les muscles sur le squelette et les couples au niveau de l'articulation. Les calculs sont effectués à chaque incrément de temps (1 *ms*), sans intégrer les équations de mouvement entre ces pas de temps. Cet algorithme résout l'hyperstatisme grâce à la minimisation des énergies métaboliques impliquées dans ces mouvements (somme au carré de l'activation des muscles). Dans le cas général où les forces dépendent des propriétés tissulaires, l'équilibre (statique) de l'articulation est donné par les trois équations :

$$\sum_{m=1}^n [a_m \times f(f_m^{max}, l_m, v_m)] \times r_{mj} = C_j \quad (2.5)$$

Avec comme paramètres :

- n le nombre de muscle ;
- a_m l'activation du muscle m à un pas de temps donné (inconnue) ;
- f_m^{max} la force isométrique maximale du muscle ;
- r_{mj} le bras de levier entre le point effectif de la force F_m^{max} et le centre de l'articulation relatif à l'axe $j \in \vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z}$;
- C_j les couples autour des axes $j \in \vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z}$ de l'articulation ;
- l_m les longueurs des muscles ;
- v_m les vitesses de réponse des muscles.

Les n activations musculaires impliqués dans un mouvement sont calculées à partir de l'ajout de $n - 3$ équations issues de la minimisation de la fonction objectif :

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m)^p \quad (2.6)$$

Dans notre cas, nous avons choisi un exposant $p = 2$ afin d'obtenir un minimum local. Ce choix revient à minimiser les énergies musculaires mises en œuvre à chaque incrément de temps (Annexe A.2).

2.2.3 Simplification et adaptation du modèle complet

Pour étudier les forces impliquées dans les mouvements simples et complexes, nous avons effectué plusieurs simulations, sur un modèle complet puis sur un modèle musculo-squelettique simplifié. Les analyses sur le modèle complet ont été réalisées à partir du modèle *DAS3* existant composé de 138 éléments musculaires. Dans ce modèle, 13 muscles participent au mouvement de l'humérus (Tableau 2.1). Le modèle simplifié, baptisé **M8** car il n'utilise que 8 muscles, a été défini afin de s'adapter aux contraintes expérimentales du banc de test cadavérique en termes de temps opératoire et de complexité de pilotage.

Muscles conservés dans le modèle M8

Dans ce modèle, après concertation avec le panel chirurgical, seuls huit muscles (●) ont été choisis afin de permettre de réaliser l'intégralité des mouvements du bras (abduction, adduction, flexion, antépulsion, rotation externe et interne). Les muscles de la coiffe des rotateurs (infra-épineux, supra-épineux, petit-rond et sub-scapulaire) ont été soigneusement préservés puisqu'ils sont directement reliés à la tête de l'humérus, et exercent donc des forces sur les fragments proximaux résultant des lésions multi-fragmentées. D'autres muscles insérés sous la tête de l'humérus (pectoral majeur, deltoïde claviculaire, deltoïde postérieur et deltoïde central) sont également conservés pour assurer une bonne mobilité du bras.

Muscles non sélectionnés dans le modèle M8

Dans ce modèle *M8*, cinq muscles (★) participant au mouvement de l'humérus n'ont pas été pris en compte (coracobrachial, triceps, biceps, teres major et latissimus dorsi) puisque leur effet sur l'articulation gléno-humérale a été jugé plus faible pour les mouvements proposés (Tableau 2.1).

Un autre défi consiste à remplacer chacun des multiples ensembles d'éléments musculaires du modèle *DAS3* (trois portions du deltoïde (15 éléments), pectoral (8 éléments), infra-épineux (6 éléments), supra-épineux (4 éléments), petit-rond (3 éléments) et subscapulaire (11 éléments)) [14] par un seul élément musculaire dans le modèle *M8* (Figures 2.7a et 2.7b).

La difficulté consiste à définir la position de l'insertion musculaire de ces 8 éléments du modèle *M8* afin de s'approcher au mieux des sollicitations en termes de couples observés sur le modèle *DAS3*. Pour un muscle donné (exemple du deltoïde central), sa position musculaire est définie par la position moyenne de l'ensemble des éléments musculaires appartenant à ce muscle dans le modèle *DAS3*. Par ailleurs, la force isométrique maximale est calculée à partir de la somme des forces isométriques maximales de chaque élément de ce muscle.

Validation du modèle M8

Reproduire les mouvements de la vie quotidienne est un bon moyen de valider des dispositifs d'ostéosynthèse ou une gamme de prothèses. L'influence de chaque muscle sur la tenue mécanique du dispositif est explorée au travers de diverses études de mouvements. Le panel chirurgical s'accorde sur le fait que, pour retrouver une autonomie suite à un traumatisme de l'épaule, les patients doivent être capables d'atteindre avec la main le sommet de la tête ainsi que le bas du dos de manière à pouvoir se laver en toute indépendance. Ces mouvements sont donc privilégiés dans ce document mais d'autres mouvements ont été simulés (main à l'épaule opposée, cas de rotations externes et internes ...).

Un premier mouvement de base est présenté au préalable. Il consiste en une abduction à 90°, bras tendu, la position initiale étant proche de la verticale (Figure 2.8). L'analyse de ce premier mouvement est utilisée pour rappeler le concept de moment et étudier l'effet des muscles impliqués dans un cas relativement simple à interpréter.

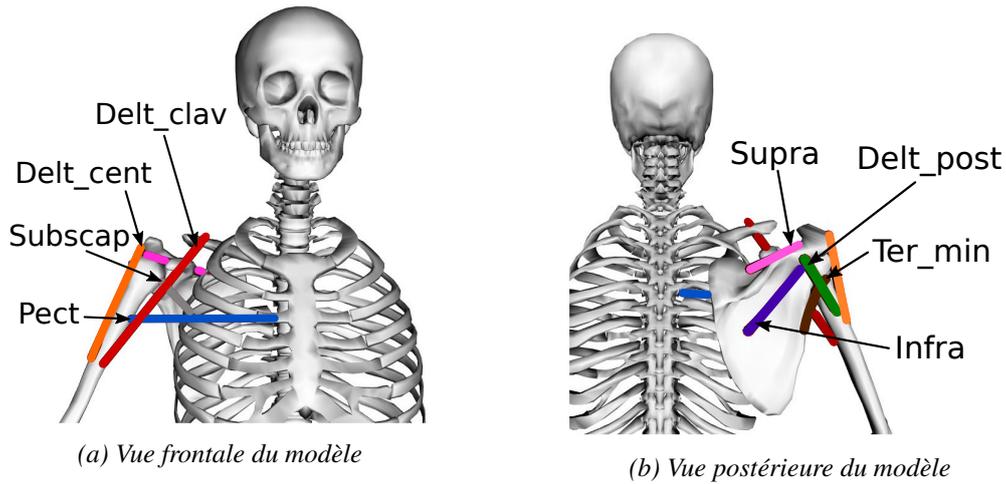


Figure 2.7 – Modèle simplifié M8 composé de 8 muscles, dérivé du modèle DAS3

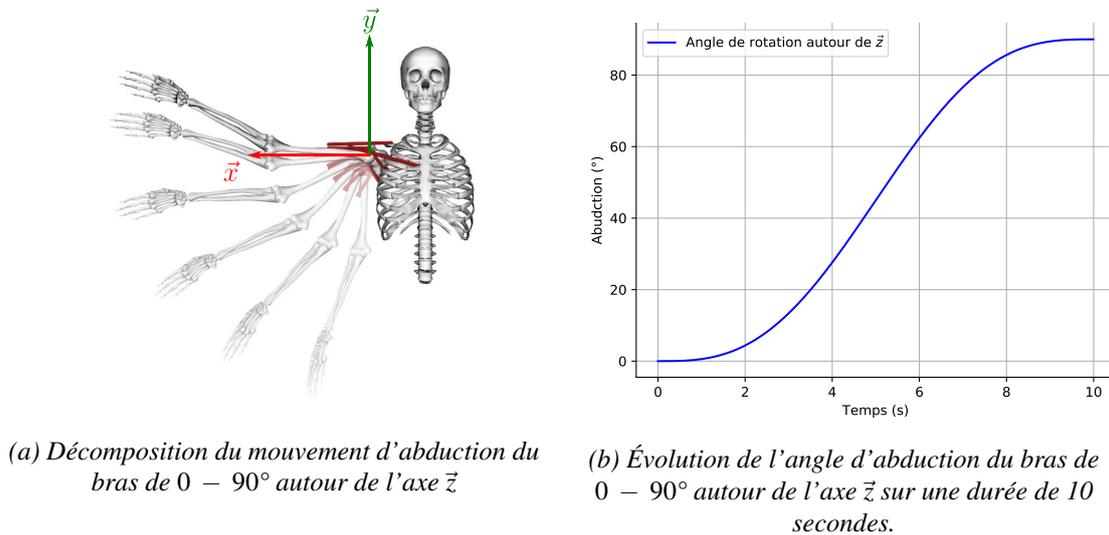


Figure 2.8 – Mouvement d'abduction

Les mouvements présentés sont simulés à l'aide du logiciel *OpenSim*, les poids des différents os (main : 5 N , avant-bras : 10 N , bras : 20 N) sont appliqués sur leurs centres de masse respectifs, tandis qu'une charge verticale supplémentaire de 20 N est systématiquement appliquée sur le centre de masse de la main pour simuler le transport d'un objet commun (ex : bouteille d'eau).

2.2.4 Analyse de différents mouvements

Pour vérifier la capacité du modèle *M8* à calculer correctement un équilibre dynamique, les moments (calculés au centre de l'articulation gléno-humérale autour des axes \vec{x} , \vec{y} et \vec{z}) induits par les muscles sont comparés aux moments induits par les forces extérieures (masses du bras et de la masse ajoutée dans la main). La Figure 2.9 montre que l'égalité est respectée, sans écart significatif (ce qui est normal car le mouvement est lent). Remarquons qu'en position initiale, le bras n'est pas dans une position parfaitement verticale, un moment de 8 Nm autour de l'axe \vec{Z} est nécessaire pour maintenir le bras dans une position légèrement latérale et un moment de 7 Nm compense la légère position antérieure (angulation de l'articulation du coude).

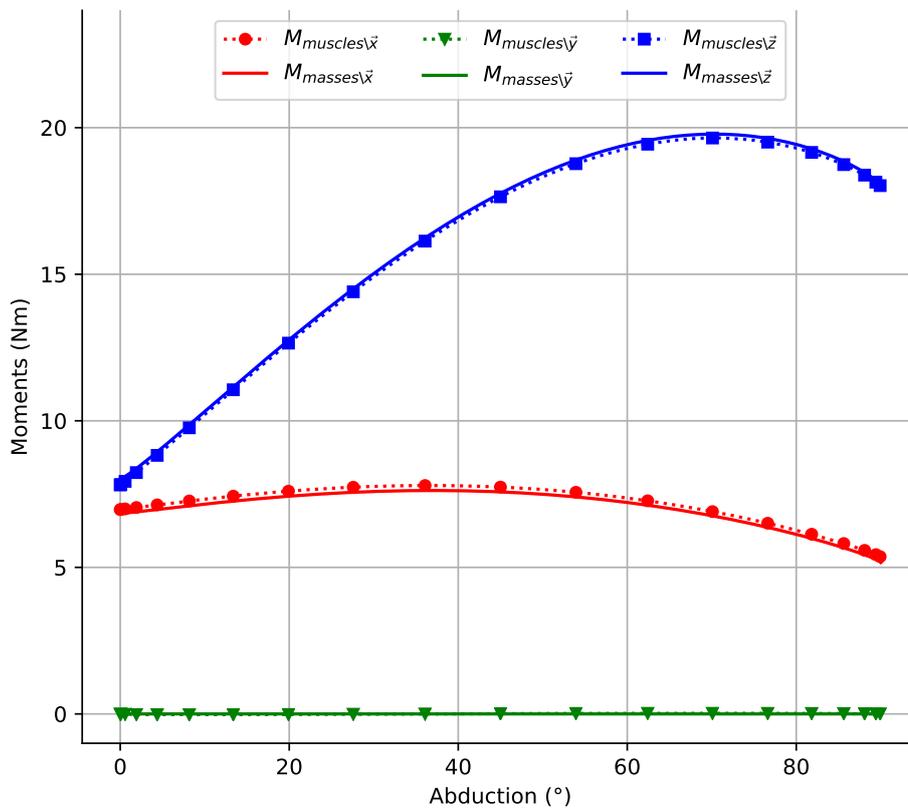


Figure 2.9 – Couple autour des axes \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} pour une abduction de 0 à 90°.

Cette première analyse permet de s'assurer que l'ensemble des muscles sélectionnés atteint et maintient le bras dans une position d'abduction. Ces correspondances ont été également réalisées pour des mouvements plus complexes. Néanmoins, ce travail n'est pas suffisant pour valider la pertinence du modèle *M8*, puisqu'en raison de la redondance musculaire (problème hyper statique), tout état d'équilibre peut être atteint avec une répartition différente des forces musculaires. Une comparaison précise entre les forces fournies par chacun des deux modèles *DAS3* et *M8* doit être effectuée.

Forces musculaires extraites lors d'un mouvement d'abduction

La figure 2.10 montre les efforts musculaires calculés à partir des deux modèles pendant ce mouvement d'abduction. Pour la majorité des muscles, les forces calculées à partir du modèle *M8* sont supérieures à la somme de l'ensemble des faisceaux musculaires du modèle *DAS3*. Ce constat semble logique puisque certains muscles du modèle complet ne sont pas présents dans le modèle *M8*, les muscles sont naturellement plus chargés dans ce modèle simplifié.

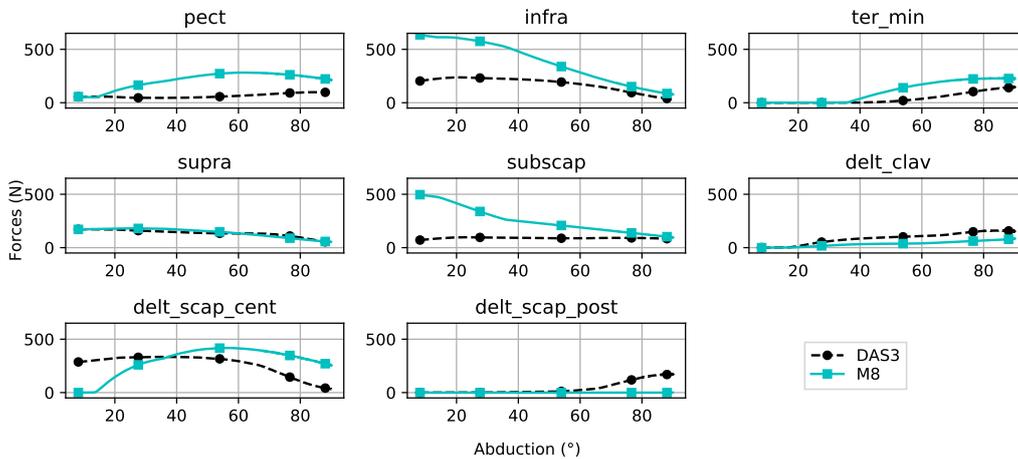


Figure 2.10 – Forces issues d'une abduction de 0 à 90° pour le modèle *M8* comparé au modèle *DAS3*.

Notons toutefois une exception importante dans le fonctionnement du muscle deltoïde central en début de mouvement. Pour l'expliquer, il est nécessaire de calculer également les moments de chaque faisceau musculaire, moments calculés via un script Python autour des axes \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} par rapport au centre de l'articulation (Figures 2.11, 2.12 et 2.13).

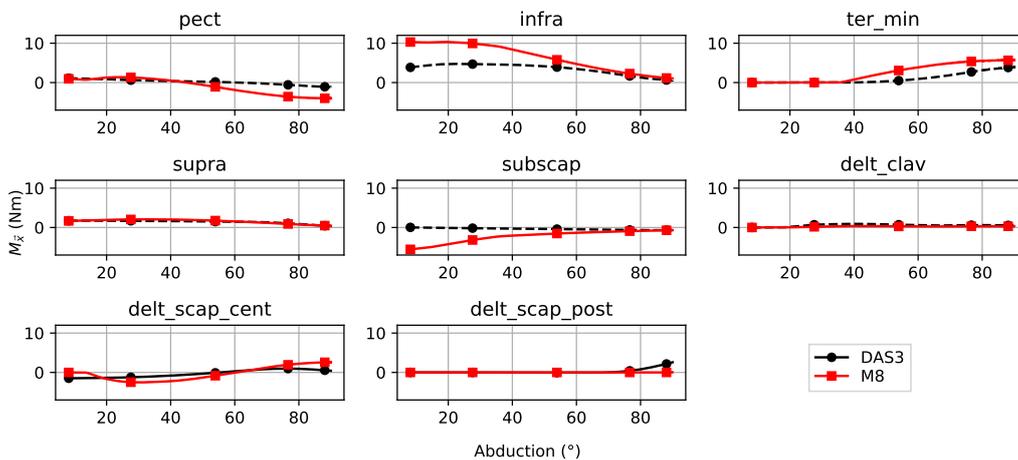


Figure 2.11 – Moments autour de l'axe \vec{x} issus d'une abduction de 0 à 90°, comparaison des modèles *M8* et *DAS3*.

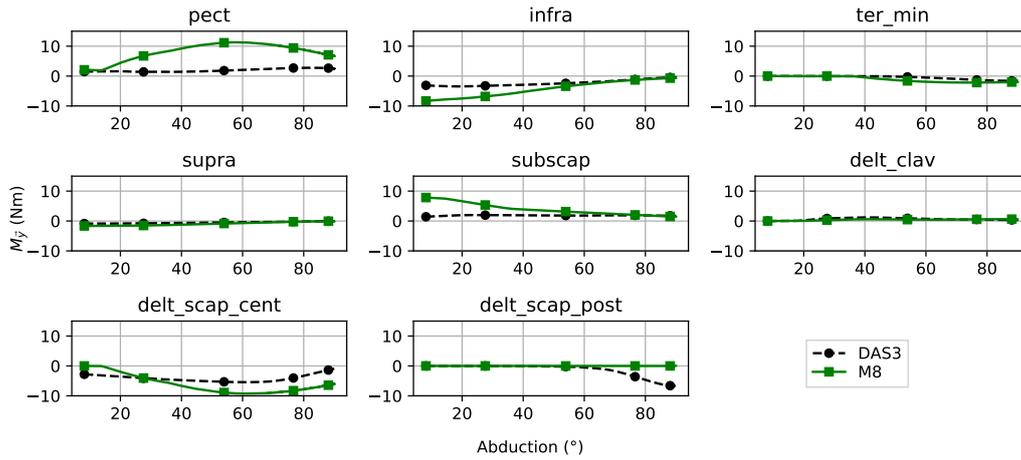


Figure 2.12 – Moments autour de l'axe \bar{y} issu d'une abduction de 0 à 90°, comparaison des modèles M8 et DAS3.

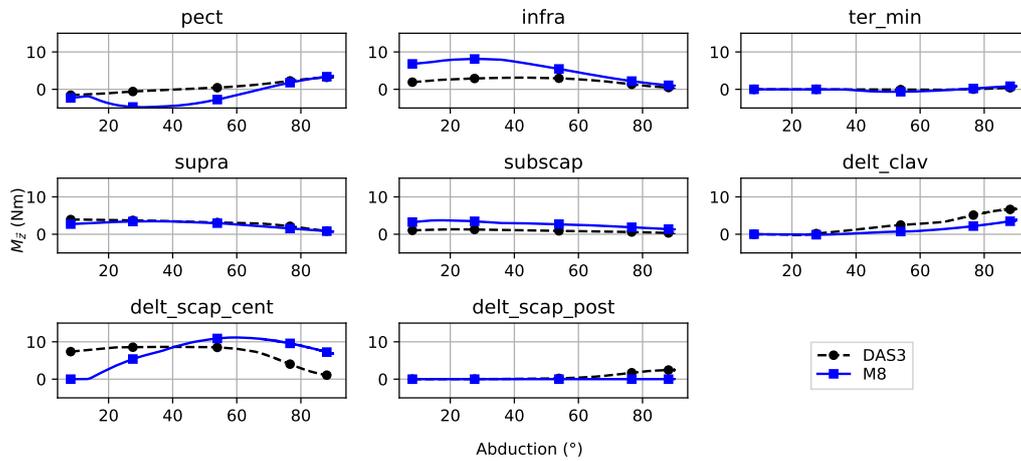


Figure 2.13 – Moments autour de l'axe \bar{z} issu d'une abduction de 0 à 90°, comparaison des modèles M8 et DAS3.

Dans le modèle M8, au début du mouvement, quatre muscles ont des valeurs d'effort non nulles : l'infra-épineux (600 N), le subscapulaire (500 N), le supra-épineux (200 N) et le pectoral (50 N). Parmi eux, le muscle supra-épineux est orienté de manière à fournir un moment unique autour de l'axe \bar{z} , mais son effort dans cette direction est relativement faible (200 N comparé à la force isométrique 600 N disponible pour cette longueur de fibre). Les écarts les plus importants entre les deux modèles concernent principalement la partie centrale du deltoïde, l'infra-épineux et le muscle subscapulaire.

Moments extraits lors d'un mouvement d'abduction

Nous avons vu qu'en position initiale, un moment de $8 Nm$ autour de l'axe \vec{z} est nécessaire pour maintenir le bras dans une position légèrement latérale et un moment de $7 Nm$ compense la légère position antérieure (Figure 2.9). Il est important d'observer avec précision la partie centrale du deltoïde pour expliquer les différences au début de ce mouvement. Ce muscle est composé de cinq éléments dans le modèle *DAS3* et d'un seul dans le modèle *M8* (Figure 2.14.a). On peut remarquer que certains éléments musculaires du modèle *DAS3* sont relativement éloignés de l'axe \vec{z} (Figure 2.14.b) ce qui est une orientation favorable pour soutenir un moment autour de cet axe \vec{z} .

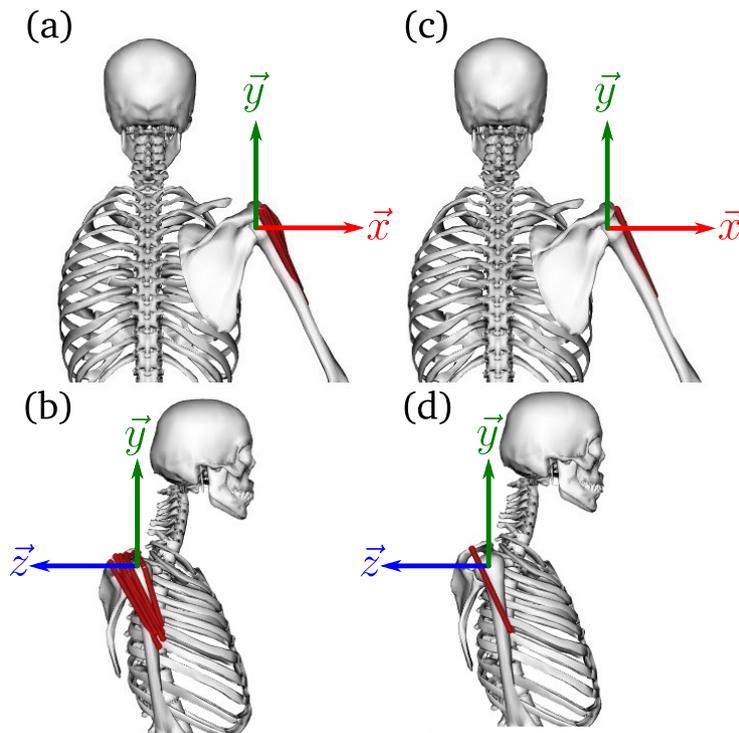


Figure 2.14 – Comparaison du nombre d'éléments composant le faisceau central du deltoïde sur les deux modèles. (a) et (b) : Modèle *DAS3*. (c) et (d) : Modèle *M8*.

De plus, dans ce modèle complet la plupart des éléments musculaires sont positionnés sous l'axe \vec{x} , contribuant lors de leur contraction à un moment négatif autour de l'axe \vec{x} . Le calcul *OpenSim* montre qu'une force de $300 N$ pour le deltoïde central est nécessaire dans le modèle *DAS3* pour maintenir le bras dans sa position initiale de légère flexion et abduction. Par contre, l'élément unique représentant le deltoïde central dans le modèle *M8* n'est pas aussi bien positionné pour soutenir un moment autour de l'axe \vec{z} et autour de l'axe \vec{x} (Figure 2.14.c et 2.14.d).

Le calcul *OpenSim* n'utilise pas cet élément musculaire lorsque le bras est dans sa position initiale : le coût énergétique est trop important en raison de son implantation défavorable. L'avantage est donné aux muscles infraspinieux et sous-scapulaires dans le modèle *M8*, alors que leur utilisation est omise dans le modèle *DAS3*. Pour le modèle *M8*, les valeurs d'effort élevées rencontrées dans ces deux muscles s'expliquent donc par la nécessité de contribuer à l'ouverture latérale ($+7 Nm$ pour l'infra-épineux et $+2 Nm$ pour le subscapulaire). Remarquons également que la contribution de ces deux muscles génère également une rotation respectivement externe et interne qu'ils compensent avec des moments M_y de $-9 Nm$ pour l'infra-épineux et $+9 Nm$ pour le subscapulaire.

Comparaison avec la littérature

Ce modèle simplifié nous renseigne sur le chargement de l'humérus lors de mouvements variés. Ces résultats sont toutefois à prendre avec précaution et ne sont qu'une solution issue d'un choix d'optimisation numérique ne reflétant pas totalement le comportement réel des muscles de l'épaule. En regard de cette constatation, ces informations d'efforts fournissent une estimation des forces en jeu pour un mouvement donné. Par rapport aux modèles existants, une mise en abduction à vide du bras (sans la masse de 2 kg) est comparée avec les modèles issus de la littérature [11].

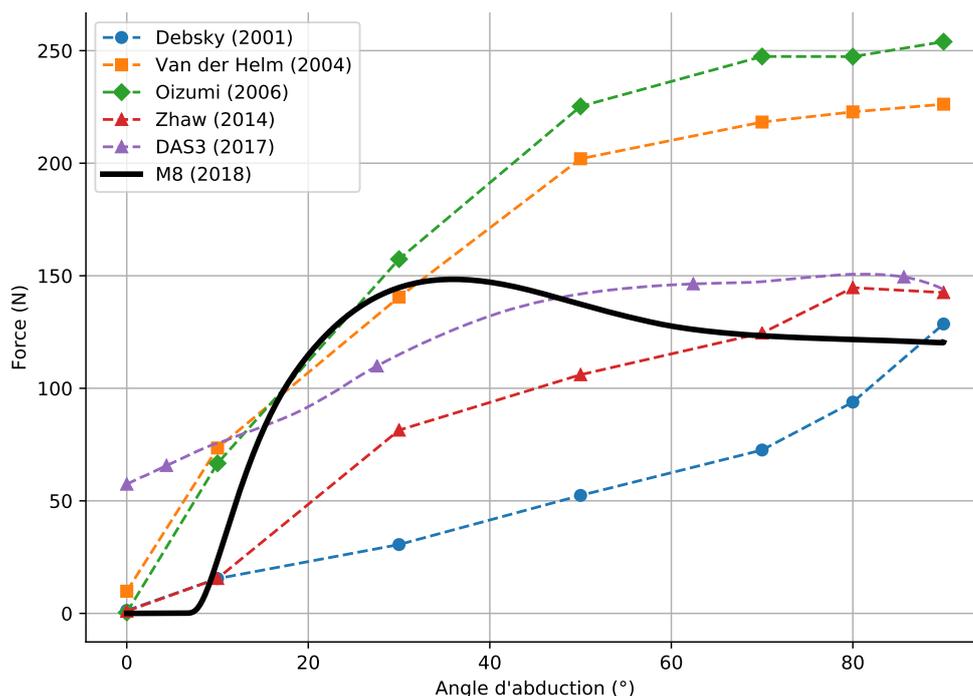
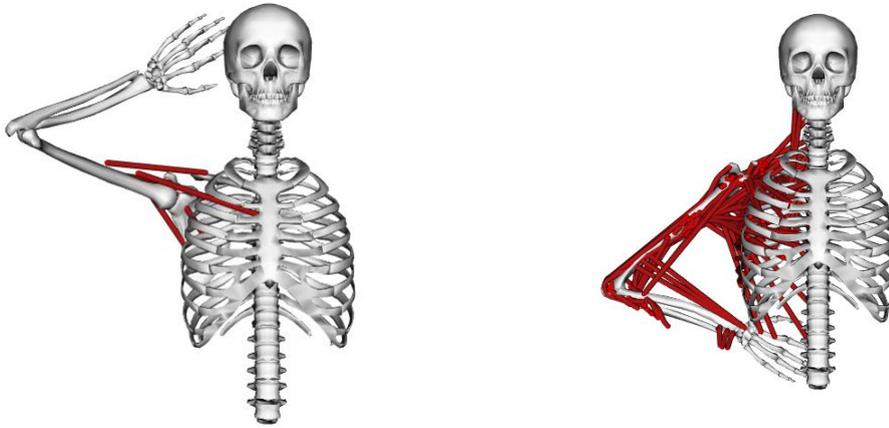


Figure 2.15 – Comparaison des forces du deltoïde lors d'une abduction à vide du bras de 0 à 90° pour le modèle M8 comparé à la littérature [11].

On observe sur la Figure 2.15 que notre modèle générique à huit muscles se situe dans les mêmes échelles d'efforts et conforte nos choix de simplifications de modélisation pour le choix du nombre de muscles et de leurs positions.

Analyse d'un mouvement complexe

Le second mouvement considéré consiste à positionner la main derrière la tête. Partant d'une position proche de la verticale, il combine une flexion jusqu'à 90° à une abduction jusqu'à 30° , puis une flexion simultanée du coude jusqu'à 120° (Figure 2.16a).

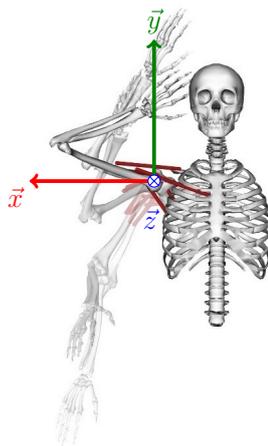


(a) Mouvement de main atteignant la nuque, modèle M8.

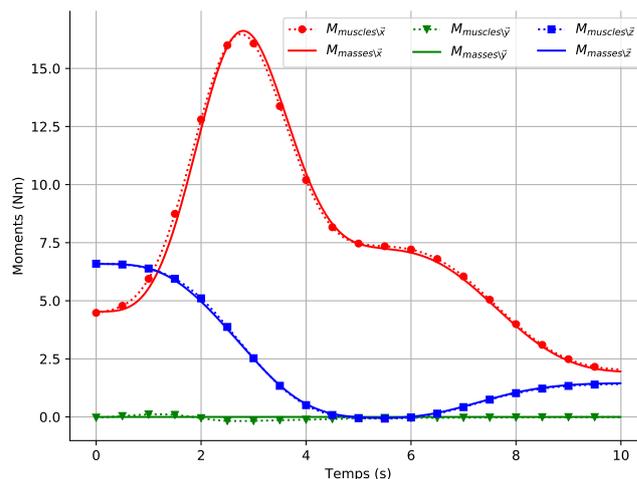
(b) Mouvement de main atteignant le bas du dos, modèle DAS3.

Figure 2.16 – Positions finales des mouvements issues de deux modèles musculo-squelettiques pour deux mouvements complexes

De la même manière, pour un mouvement plus élaboré mêlant plusieurs degré de liberté, les valeurs de forces et les couples sont disponibles. Ce mouvement amenant la main derrière la tête (Figure 2.17a) engendre des moments autour des axes \vec{x} et \vec{z} (Figure 2.17b).



(a) Décomposition du mouvement amenant la main derrière la tête.



(b) Couple autour des axes \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} pour un mouvement complexe de main derrière la tête.

Figure 2.17 – Mouvement complexe

Lors d'un mouvement d'élévation en flexion du bras, le muscle infra-épineux est le plus sollicité atteignant jusqu'à 1000 N (Figure 2.18) sur le modèle M8. On observe une diminution des

couples autour de ces axes dans la deuxième partie du mouvement à partir de 4 s due au pilotage de l'articulation du coude pour amener la main en position finale derrière la nuque. En se rapprochant du centre de l'articulation les bras de levier sont plus faibles.

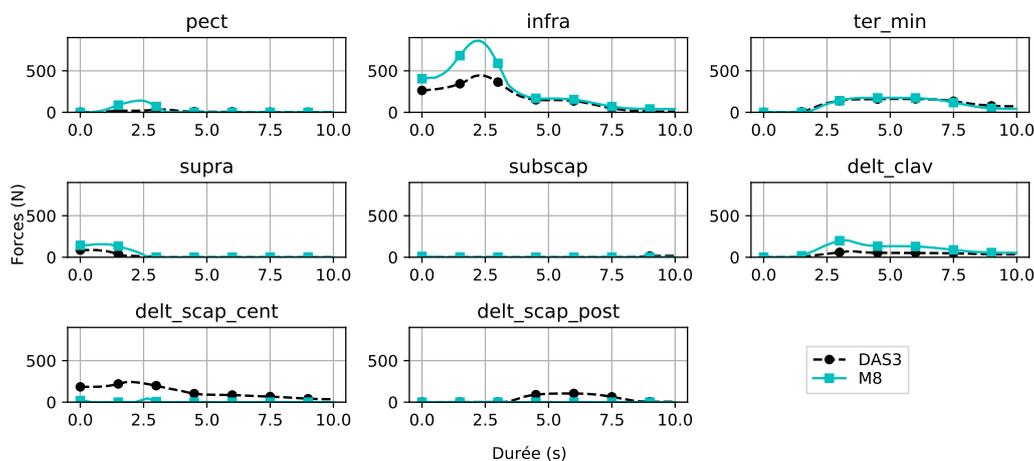


Figure 2.18 – Forces musculaires pour un mouvement complexe de main derrière la tête.

2.2.5 Bilan

Un ensemble de mouvements complexes ont été simulés (main en bas du dos, main épaule opposée, rot. internes et externes ...) en utilisant un modèle complexe (DAS3) et un modèle simplifié (M8). Les forces musculaires appliquées à l'humérus pour un mouvement donné sont ainsi disponibles. La comparaison des modèles montre leurs capacités à équilibrer les couples externes mais également les limites d'une trop grande simplification. Pour notre application, ces grandeurs concourent au dimensionnement de la partie opérative du banc de test et sont utiles pour le pilotage de celui-ci.

Remarquons que les efforts dans ce modèle simplifié sont élevés, (plus de 700 N sur l'infra-épineux par exemple) et peuvent entraîner des ruptures de tendons. Ce banc de test sollicitera donc expérimentalement plus fortement les tendons reliés à la tête humérale.

2.3 Banc de test cadavérique

La validation mécanique d'un dispositif implantable pour le traitement des fractures de l'humérus peut être réalisée *in-vitro* et *ex-situ*. Pour fournir les conditions de test les plus réalistes et reproductibles possibles, un banc d'essai transportable en laboratoire d'anatomie a été développé pour tester directement les dispositifs sur une épaule artificielle ou cadavérique. La complexité de l'arrangement musculaire et la grande amplitude de mouvement rend les expérimentations délicates au niveau de l'épaule. Les forces issues des simulations musculo-squelettiques présentées précédemment sont ici reproduites sur le banc par des actionneurs et transmissent aux os. Cet outil modulaire permet de tester de nombreuses conditions expérimentales sur des éléments cadavériques. Ce dispositif n'a pas été conçu pour tester des cas de chocs directs ou de chute sur le coude avec l'humérus en position verticale.

2.3.1 Fonctionnement

Simulateurs existants

Une analyse approfondie de la littérature montre que les systèmes expérimentaux existants contrôlent généralement le mouvement des membres à l'aide de câbles liés à des insertions musculaires [11, 116, 121]. Les mouvements reproduits expérimentalement sont des mouvements simple d'abduction ou de flexion. De plus, pour surmonter les problèmes d'instabilités pendant le mouvement, le membre est souvent guidé le long de son extrémité inférieure par un rail circulaire [39, 46, 57] (Figures 2.19.a) et 2.19.b). Ces systèmes nous semblent néanmoins peu adaptés pour tester des mouvements nécessitant une combinaison de plusieurs degrés de liberté.

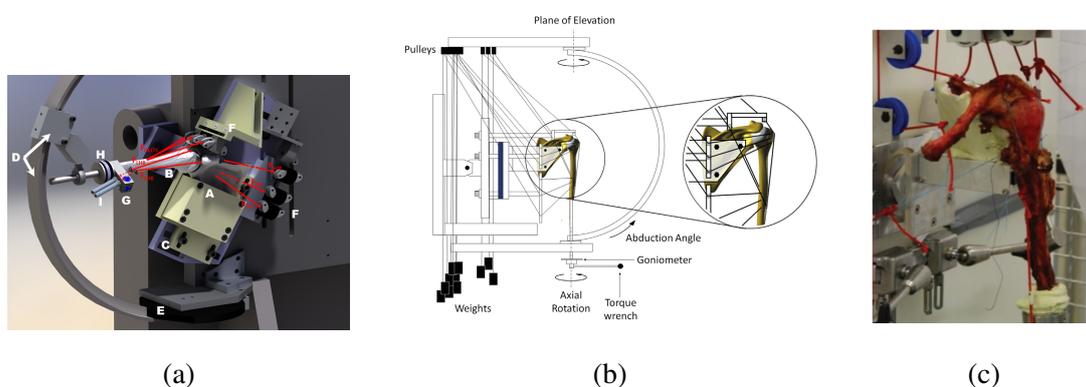


Figure 2.19 – Simulateurs *in-vitro* de l'épaule issus de la littérature. (a) Banc utilisant des actionneurs pneumatiques et guidant le bras sur un rail circulaire [39]. (b) Banc actionnant les muscles par le biais de poids utilisant un rail circulaire [57]. (c) Banc composés de muscles pneumatiques sans guidage du bras [116].

Ces conceptions génèrent des forces externes additionnelles au niveau du coude et ne nous semblent pas appropriées pour tester l'implant dans des conditions aussi proches que possible de la réalité. Des conceptions moins courantes suggèrent de ne pas contraindre le bras au niveau de l'articulation du coude (Figure 2.19.c) [22, 60, 121] : le dispositif que l'on a conçu suit cette même optique.

Le tableau 2.2 répertorie les spécifications principales du banc expérimental transportable développé au laboratoire SYMME.

Désignation	Spécifications
Dimensions	60 cm × 65 cm × 90 cm
Poids	40 kg
Alimentation	230 V AC 24 V DC
Actionneurs	8 x Moteur pas à pas Nema 23HS22-2804S-PG15 avec réducteur planétaire Rapport de réduction = 15 : 1 $F_{max}^R = 2500 N$ $V_{max}^R = 6 mm/s$
Contrôleurs moteurs	Drivers pas à pas M542 $I_{max}/phase = 4.2 A$ 400 – 25000 <i>steps/rev</i>
Capteurs	Capteurs de traction U9C – HBM $F_{max} = 1 kN$ Incertitude de mesure : $\pm 2 N$
Système d'acquisition	Compact Rio NI cRIO-9030 Module moteur NI 9401 x 2 Module capteur NI 9237 x 2 IHM (PC ou tablette)
Câbles	Câble en aramide $\varnothing = 3 mm$ $F_{max} = 2000 N$

Tableau 2.2 – Spécifications générales des éléments constitutifs du banc

2.3.2 Partie opérative

principe de fonctionnement

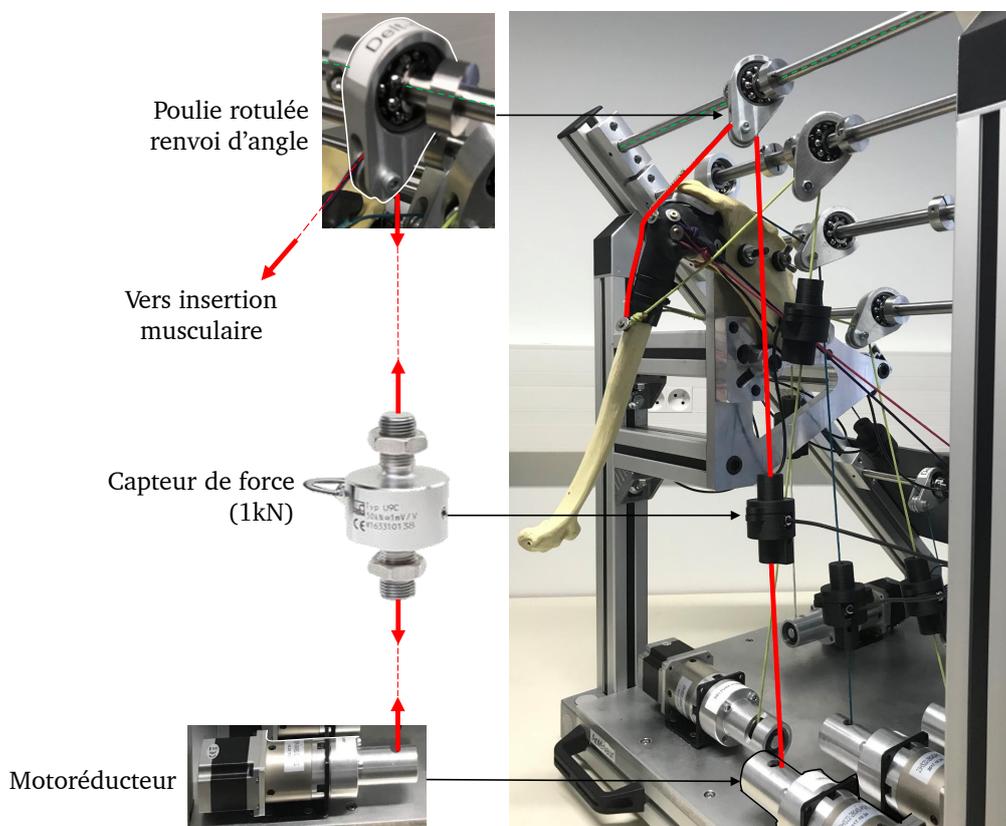


Figure 2.20 – Fonctionnement d'un des 8 muscles pilotables. Le fil en rouge représente le faisceau central du deltoïde. Ce dernier est attaché à l'humérus synthétique, l'articulation est reproduite par un élastomère encapsulant l'épiphysse humérale et rattaché sur la scapula.

Fixation de l'articulation sur le banc

Sur le banc, la scapula est ancrée rigidement sur le cadre du bâti tandis que l'humérus fracturé équipé de son implant peut être mis sous conditions réelles de chargement jusqu'à 1 kN par muscle. Des éléments cadavériques ou synthétiques peuvent être positionnés sur ce banc de test. Pour des essais utilisant un écorché cadavérique, la scapula est totalement immobilisée par un moulage positionné dans la fosse subscapulaire et par trois vis afin de l'encastrer sur le châssis (Figure 2.21).

Des appuis ponctuels sont ajoutés sur les bords médiaux et latéraux pour orienter la scapula dans une position souhaitée et prévenir les rotations résiduelles de l'ensemble sous charge. Le passage du faisceau musculaire subscapulaire est réalisé par un tube positionné lors du moulage entre l'équerre de fixation et la scapula.

Liaisons des actionneurs sur l'humérus

Pour des essais en laboratoire d'anatomie, l'articulation et les insertions musculaires sont conservées (tendon avec environ 3 cm de muscle) sur les pièces cadavériques (Figure 2.22.a). L'orientation des faisceaux musculaires est calquée au mieux sur les orientations du modèle musculo-

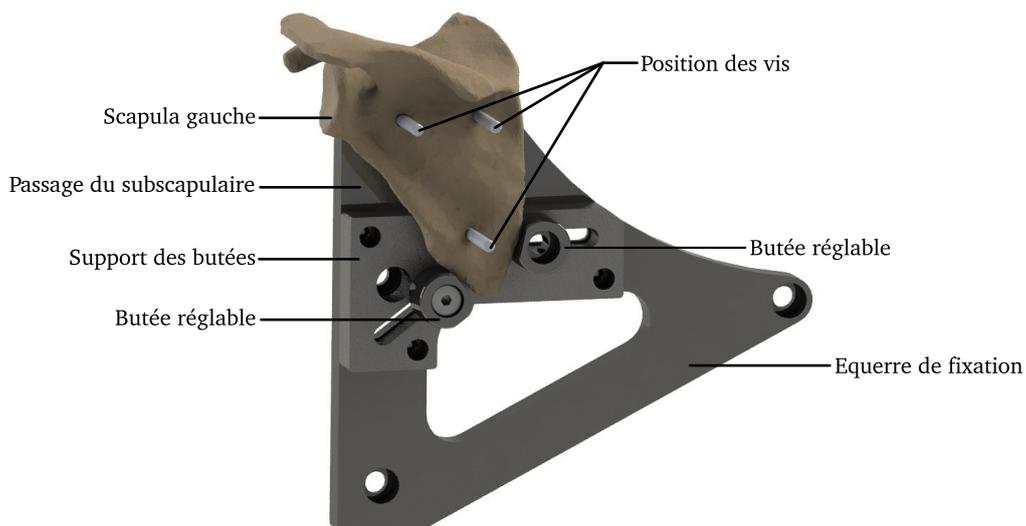


Figure 2.21 – Assemblage de mise et de maintien en position de la scapula sur le banc.

squelettique (Figure 2.22.b) et les renvois d'angles rotulés redirigent les câbles vers les moteurs associés à chaque muscle.

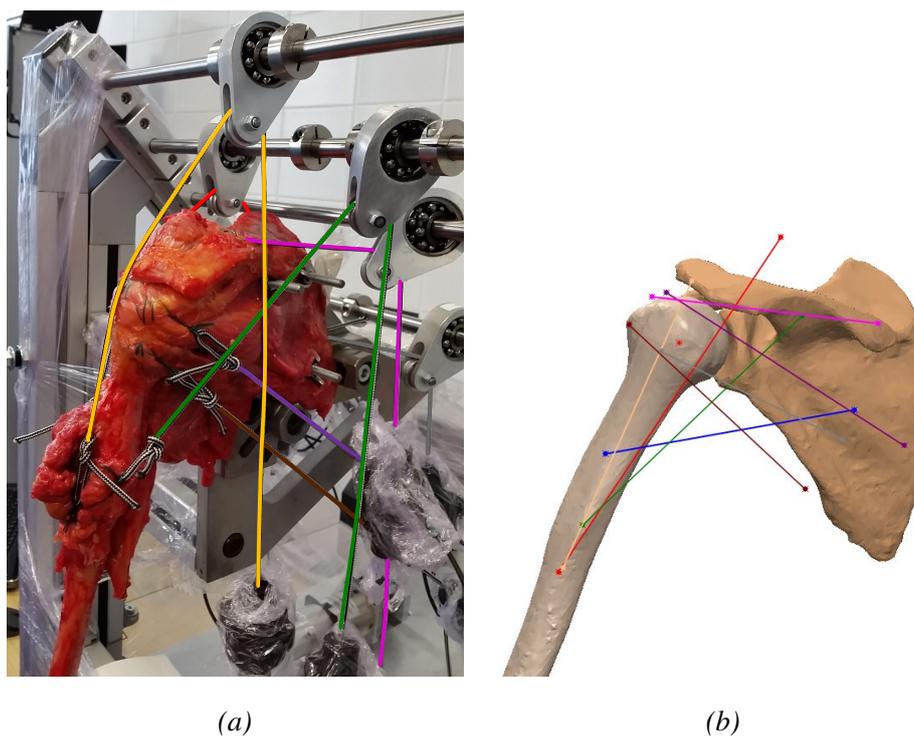


Figure 2.22 – (a) Vue postérieure d'un élément cadavérique de l'articulation glénohumérale gauche. La scapula est encastrée sur le banc et des faisceaux musculaires sont reliés aux actionneurs. (b) Orientations des muscles issues de la modélisation musculo-squelettique pour la conception CAO du banc.

Pour rattacher les muscles aux actionneurs, des boucles sont réalisées par les chirurgiens sur les terminaisons musculaires (Figure 2.23) en utilisant des fils de suture standards (charge maximale 450 N/boucle). Afin d'assurer la tenue en traction des attaches musculaires, quatre à cinq boucles sont réalisées dans la partie tendineuse. Des câbles en aramide (Kevlar) regroupent et nouent ces boucles entre elles et sont capables de supporter des efforts maximums de 2000 N.



Figure 2.23 – Vue antero-médiale d’une insertion de fils de suture sur la terminaison musculaire au niveau de la portion centrale du deltoïde. Plusieurs boucles sont réalisées pour solliciter la zone d’insertion complète du muscle.

2.3.3 Partie commande

Les cellules de forces insérées entre les terminaisons musculaires et les actionneurs mesurent des efforts de traction jusqu'à 1000 N et sont échantillonnées à 1 kHz. Ces valeurs d'efforts sont transmises à un système d'acquisition et de contrôle doté d'un processeur temps réel. Ce système programmable (CompactRio - NI) embarqué sur le banc permet de visualiser et de piloter en temps réel les efforts musculaires appliqués à l'humérus. Le système programmable FPGA (Field Programmable Gate Arrays) gère les entrées et sorties du banc. Une interface homme machine permet de piloter et de visualiser les efforts appliqués aux câbles (Figure 2.24). L'ensemble des systèmes de pilotages est intégré au sein du bâti.

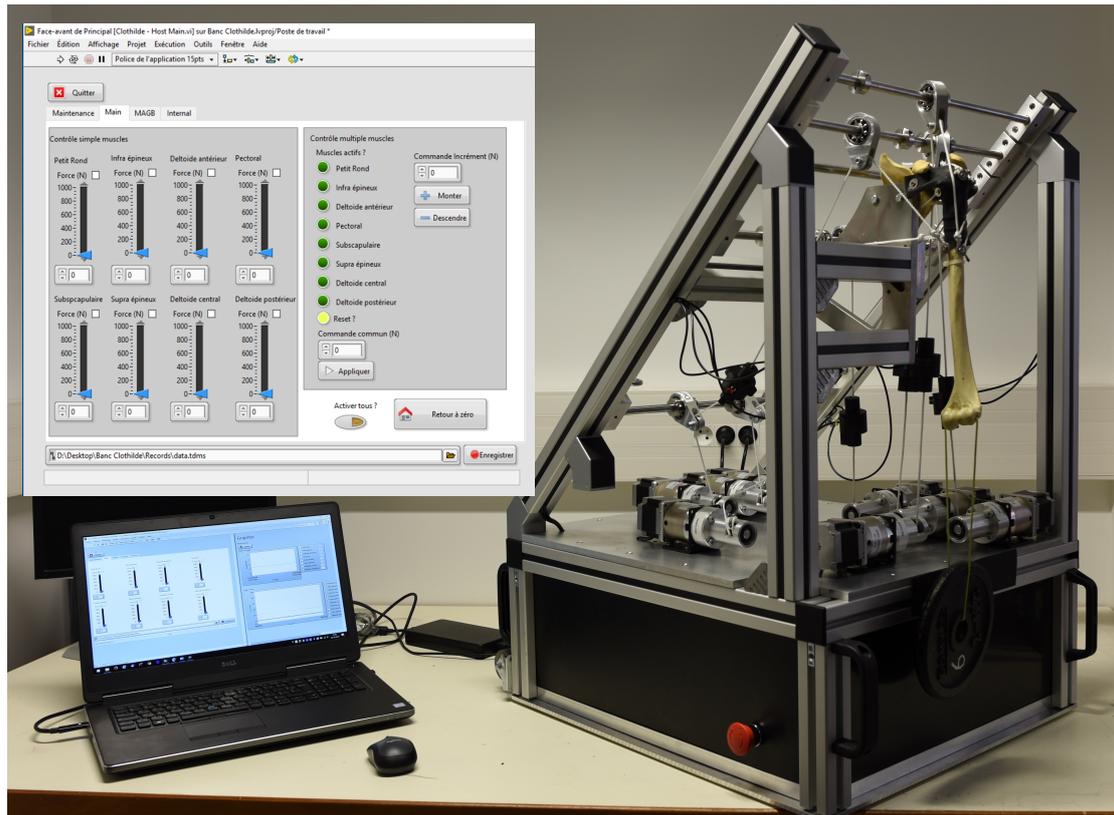


Figure 2.24 – Interface de supervision du banc expérimental visualisable sur ordinateur.

L'interface graphique (GUI) offre de multiples options de pilotage : piloter individuellement un muscle ; imposer un effort constant à un ensemble de muscles ; charger par incrément de force constant un ou plusieurs muscles ; imposer un asservissement différent par muscle. Les données expérimentales F_i , θ_i , temps, sont également visualisables et enregistrables.

Asservissement en force

Plusieurs asservissements ont été développés ou sont en cours de développement afin de piloter ce banc d'essai. Un premier pilotage permet d'asservir en force chaque muscle. Les essais réalisés en laboratoire d'anatomie se sont majoritairement appuyés sur cette méthode de pilotage. Cet asservissement permet une mise en charge initiale des câbles ($\approx 10 N$) afin de tendre chaque faisceau musculaire et de faire une mise à zéro de la course des actionneurs. Une régulation en boucle fermée par correcteur PID a été mise en place (Figure 2.25). Appliquée à chaque muscle, le choix de vitesse de contraction musculaire est ajustable. Il est également possible d'imposer un effort maximal et de paramétrer une détection de rupture brutale automatique.

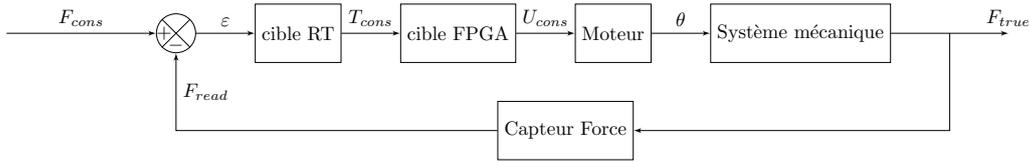


Figure 2.25 – Schéma-blocs représentant le système d'asservissement en force du banc expérimental pour un muscle.

Une consigne de force F_{cons} (issue des modélisations musculo-squelettiques) est imposée au système et se répercute sur l'insertion musculaire. Cet effort F_{true} (fonction des incertitudes de positionnements, frottements, renvois d'angles, élasticité du câble) tend à se rapprocher de la consigne. Une boucle de rétroaction récupère la valeur de cette F_{read} et la retourne au contrôleur qui évaluera la nouvelle commande à appliquer pour réduire l'écart ε entre F_{read} et F_{cons} .

Asservissement en déplacement

Un second asservissement en déplacement est en développement. Il se base sur les informations acquises par les capteurs de positions angulaires. Une position consigne du bras est imposée par l'opérateur notée q_{cons} . La consigne est envoyée à un algorithme de décision qui affectera les forces consignes sur les différents moteurs. La commande de force est identique à l'asservissement en force. La rétroaction est assurée par un capteur inertiel qui transmettra la nouvelle position du bras lu notée q_{read} . L'algorithme de décision repose sur la connaissance d'une fonction d'état \hat{X} décrivant notre système et de l'écart ε entre la position consigne et lue (rétroaction). La fonction prendra en paramètres les différentes forces appliquées aux systèmes et les déplacements moteurs engendrés.

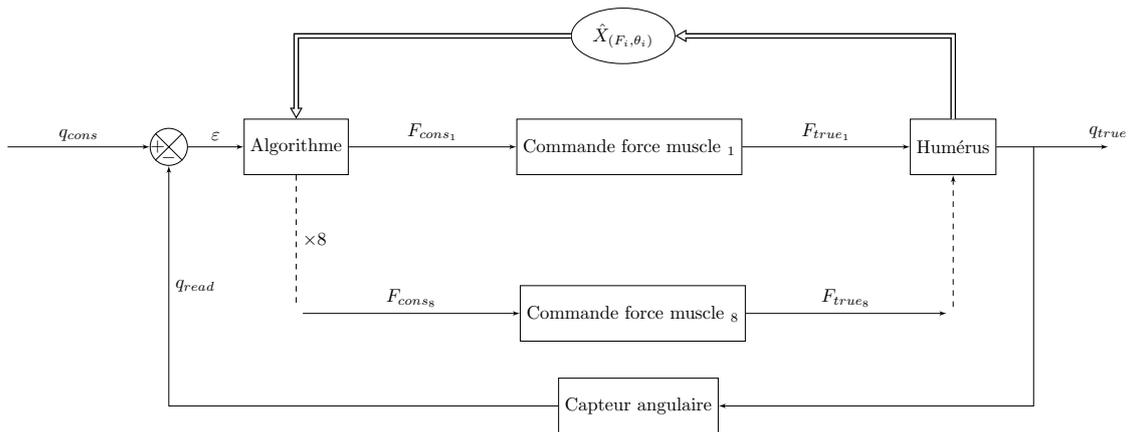


Figure 2.26 – Schéma-blocs représentant le système d'asservissement en déplacement du banc expérimental

2.3.4 Bilan et perspectives d'utilisation

Ce banc d'essai a été utilisé lors de trois laboratoires d'anatomie (juin, octobre et décembre 2018) pour évaluer la tenue de l'implant d'ostéosynthèse sur épaule. Ces essais et les résultats qui en découlent seront présentés dans le chapitre (4).

Dans le cadre de nos travaux, les tests se sont focalisés sur des dispositifs d'ostéosynthèses mais des essais sur d'autres dispositifs médicaux sont possibles. Les perspectives d'utilisation de ce banc sont donc multiples : comparaisons de dispositifs existants ; essais sur des ensembles prothétiques nécessitant des modifications d'insertions musculaires ; fonctionnement de l'épaule avec rupture d'un muscle (rupture de coiffe). Ce dispositif pourrait également être utilisé dans un cadre de formation des chirurgiens afin de montrer le rôle des différents muscles pour différentes positions de l'humérus.

2.4 Capteur de mesure angulaire

Dans le but de piloter un banc de test cadavérique, un dispositif d'identification des positions angulaires du bras a été développé. Plusieurs méthodes d'identification de la position angulaire des bras, méthodes invasives et non invasives, ont été décrites dans la littérature. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une modalité d'imagerie médicale possible mais les amplitudes de mouvement sont limitées et sont dépendantes des technologies d'IRM [52]. L'utilisation de caméra dans le spectre visible ou infrarouge enregistrant la position de tridimensionnelle de capteurs corporels est une technologie également envisageable afin d'analyser le mouvement par analyse d'image [87]. Ces techniques de capture de mouvement nécessitent un équipement externe. Le phénomène de glissement de la peau par rapport aux os peut être compensé en fixant directement des capteurs ou marqueurs sur les os [68]. Ces techniques sont toutefois invasives pour le sujet.

Pour l'usage de ces capteurs sur éléments cadavériques ou sur des sujets testés en pré et post-opération, nous avons opté pour une technologie utilisant des centrales inertielles. Cette solution embarquée permet de réaliser des essais sans matériel supplémentaire à proximité et reste polyvalente en fonction des besoins d'acquisition.

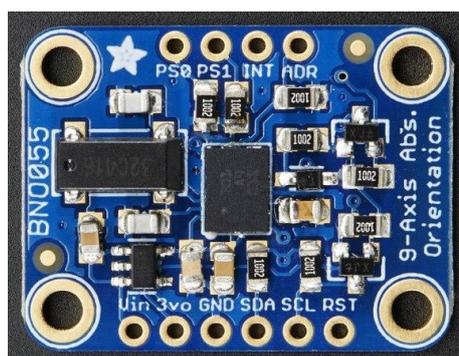
Ce dispositif sans fils permet de définir la position de l'humérus dans l'espace. Ces capteurs seront utilisés pour piloter le banc de test en déplacement et permettre de suivre en temps réel le mouvement des bras d'un individu durant une journée de travail ou lors de séances de rééducation après une opération par exemple. Positionnés dans le dos et sur un bras, il est possible de remonter aux informations d'orientation relatives entre ces capteurs.

2.4.1 Fonctionnement

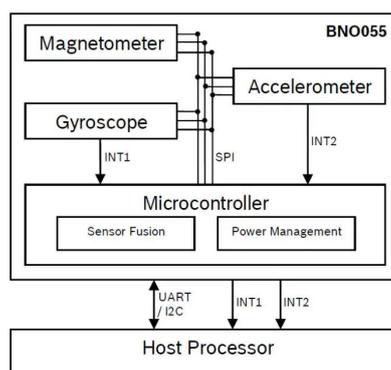
Pour identifier la position relative de l'humérus par rapport au dos (3 rotations), il faut déterminer les positions absolues du dos et de l'humérus, chacune obtenue à l'aide d'un capteur qui donne l'orientation de sa base propre $(\vec{x}_h, \vec{y}_h, \vec{z}_h)$ et $(\vec{x}_{dos}, \vec{y}_{dos}, \vec{z}_{dos})$ par rapport à une base liée à la terre $(\vec{x}_N, \vec{y}_O, \vec{z}_V)$. Nous cherchons à connaître les rotations relatives entre ces deux bases afin d'en déduire le mouvement du bras par rapport au reste du corps.

Détermination de l'orientation du bras

La position du bras est déterminée grâce aux informations accélérométriques et magnétométriques fournies par trois centrales inertielles, positionnée entre les deux scapulas (capteur noté "Dos") et sur les deux bras. Dans chacun des boîtiers, la centrale inertielle sélectionnée regroupe un assemblage de trois accéléromètres, trois magnétomètres et de trois gyroscopes (Figure 2.27.a). Les données en sortie de chaque centrale sont disponibles sous forme des angles d'Euler (ϕ , θ et ψ), de quaternions ou de données brutes (respectivement les accélérations linéaires en m/s^2 , les champs magnétiques en μT et les vitesses de rotations en rad/s , Figure 2.27.b).



(a) Vue de dessus du composant (26 × 20 mm)



(b) Schéma de principe

Figure 2.27 – Centrale inertielle BNO 055 - Bosch™

L'ensemble des caractéristiques générales est récapitulé dans le tableau 2.3. Ces composants permettent d'extraire par centrale inertielle et par axe (2 bras et un dos, soit 9 axes), les informations brutes à une fréquence de 6 Hz (accélérations linéaires, champs magnétiques, vitesses angulaires, quaternions bruts). L'autonomie du dispositif est supérieure à 4 h. Le dialogue sans fils entre les capteurs bras (Figure 2.28) et le capteur dos permet une sauvegarde des données sur une carte *microSD* avec horodatage. Le capteur situé dans le dos peut également dialoguer et sauvegarder ces données avec un ordinateur à proximité ($\approx 10 m$) par *bluetooth*. Les données acquises peuvent être transférées soit en temps réel soit à postériori.

Afin de retrouver les positions des humérus droit et gauche par rapport au dos, les positions de chaque capteur par rapport à une base *Terre* sont tout d'abord calculées grâce aux informations accélérométriques, magnétométriques et éventuellement gyroscopiques fournies par les platines inertielles. Dès lors, deux approches sont possibles, la première consiste à utiliser directement les données de positions fournies par les platines inertielles sous forme de quaternions (fonctionnement "*boite noire*"), la seconde consiste à retrouver ces informations de position à partir des seules données des accéléromètres et des magnétomètres.

Dans notre application, nous utilisons les valeurs des quaternions directement issus du composant pour une visualisation en temps réel des capteurs sur une interface graphique mais pour une analyse plus fine et maîtrisée, les données brutes sont également enregistrées, filtrées puis post-traitées. Cette approche est détaillée dans la suite du document car elle permet de comprendre le fonctionnement de ces platines inertielles et sera utilisée en complément des données fournies directement par les capteurs sous forme de quaternion afin d'améliorer les précisions de positionnement angulaire des capteurs.

Désignation	Spécifications
Autonomie	4 – 8 h
Précision	$\pm 2^\circ$
Fréquence	6 Hz
Batteries Li-Po	Bras - 650 mAh 1S Dos - 1200 mAh 2S
Dimensions	Bras - 70 mm × 60 mm × 25 mm Dos - 110 mm × 60 mm × 45 mm
Portée	10 m
Microprocesseurs	Bras - Arduino Pro mini Dos - Arduino Mega
Bluetooth	2.0
Rechargement	Micro USB JST
Stockage interne	Carte SD 2 Go
Centrales inertielles	IMU - BNO055 3 x accéléromètres 100Hz 3 x magnétomètres 20 Hz 3 x gyroscopes 100Hz
GUI	Windows et macOS

Tableau 2.3 – Caractéristiques générales des capteurs de position angulaire des bras.



Figure 2.28 – Capteurs bras droit en rouge (R) et gauche en vert (L).

Différentes approches permettent d'extraire les angles d'orientation des capteurs par rapport à une base *Terre* à partir des seules données fournies par les accéléromètres et les magnétomètres [3, 9, 67, 96, 112]. Celles basées sur le calcul direct des angles de cardan (roulis (ϕ), tangage (θ) et lacet (ψ)) se heurtent à une difficulté appelée **Gimbal-Lock**, bien identifiée dans la littérature [95, 122] et due à la perte d'un degré de liberté qui survient dès que les axes de deux des trois cardans sont portés par une même direction. L'utilisation des quaternions permet de lever cette indétermination.

2.4.2 Traitement des données brutes

Calibration des données brutes

Avant de calculer les orientations des capteurs, les informations accélérométriques et magnétométriques sont dans un premier temps lissées par l'utilisation d'un filtre de **Kalman** (Figure 2.29).

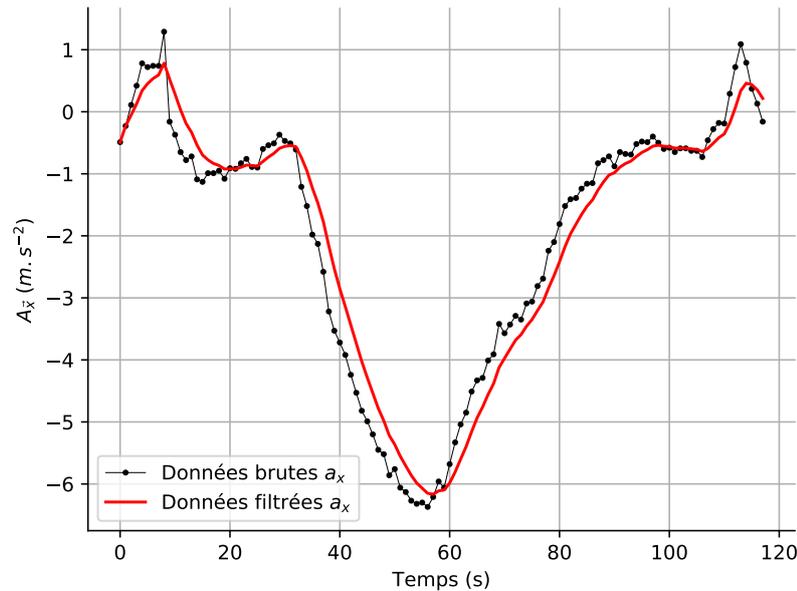


Figure 2.29 – Visualisation des effets d'un filtre de **Kalman** appliqué à une mesure d'accélération.

Dans le cas d'un mouvement lent éloigné de champs magnétiques autres que le champ terrestre, les normes des vecteurs accélérations et des intensités de champs magnétiques sont supposées constantes et décrivent alors théoriquement une sphère parfaite s'ils sont exprimés dans le repère capteur. Dans le but d'améliorer la qualité des informations fournies par ces capteurs, nous procédons à un calibrage consistant à repositionner au mieux l'ensemble des données brutes de chaque capteur sur une sphère. L'optimisation consiste à estimer les paramètres de la fonction suivante en s'appuyant sur une méthode de **Levenberg-Marquardt** :

$$f(x, y, z) = \sqrt{(x - x_0)^2 + (k_y \times (y - y_0))^2 + (k_z \times (z - z_0))^2} \quad (2.7)$$

Avec comme paramètres à identifier :

- x_0, y_0, z_0 Paramètres de translations
- k_y, k_z Facteurs d'échelle suivant les axes y, z .

Nous cherchons donc à trouver les 5 paramètres et facteurs d'échelle permettant de minimiser l'écart type σ de cette fonctionnelle :

$$\min \sigma(f(x, y, z)) \quad (2.8)$$

On observe sur la figure 2.30 l'effet de la calibration sur des données magnétométriques issu d'une centrale inertielle.

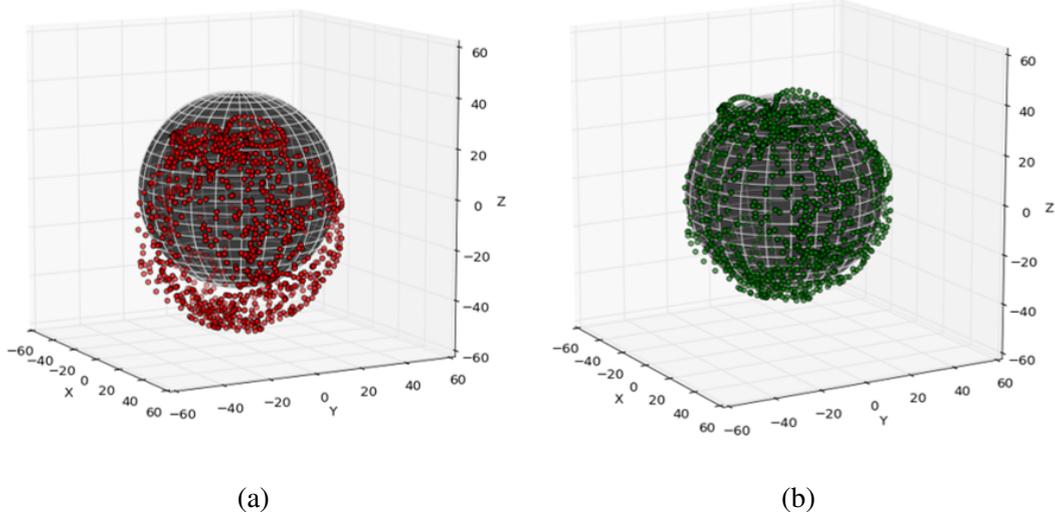


Figure 2.30 – Ensemble des valeurs issues des magnétomètres (μT) en 3D. (a) Données brutes non calibrées. (b) Données calibrées par optimisation.

Calcul des quaternions

Les quaternions pour les trois platines inertielles sont préalablement calculés afin d’obtenir les rotations permettant de repositionner les capteurs par rapport à une base *Terre* fixe avec l’axe \vec{x}_t au Nord, \vec{y}_t à l’ouest et \vec{z}_t suivant la verticale ascendante. La méthode utilisée, **Factored Quaternion Algorithm** (FQA) [125], suppose que la seule accélération prise en compte est celle de la pesanteur, nous plaçant ici dans une hypothèse de mouvements lents. De même, nous supposons que le seul champ magnétique présent est le champ magnétique terrestre. Dans ce cas, certains éléments sont susceptibles de perturber les magnétomètres comme des aimants ou des pièces ferromagnétiques massives. Les informations de flexion, rétropulsion, abduction et adduction sont ensuite extraites. Le calcul des quaternions permettant de retrouver la position des différents capteurs par rapport à une base *Terre* est fourni en Annexe A.2.

Référentiel terre

Ces quaternions calculés pour chacun des capteurs inertiels donnent l’axe et l’amplitude de rotation à appliquer pour passer de la base *Terre* aux bases capteurs *Dos* et *Bras*. Sous forme de quaternion les axes \vec{x}_{Bras} , \vec{y}_{Bras} et \vec{z}_{Bras} exprimés dans la base *Bras* s’écrivent :

$$X_{Bras}(Bras) = [0, 1, 0, 0] \quad (2.9)$$

$$Y_{Bras}(Bras) = [0, 0, 1, 0] \quad (2.10)$$

$$Z_{Bras}(Bras) = [0, 0, 0, 1] \quad (2.11)$$

On cherche dans un premier temps à exprimer les bases *Bras* ($\vec{x}_{Bras}, \vec{y}_{Bras}, \vec{z}_{Bras}$) et *Dos* ($\vec{x}_{Dos}, \vec{y}_{Dos}, \vec{z}_{Dos}$) dans la même base *Terre* ($\vec{x}_{Terre}, \vec{y}_{Terre}, \vec{z}_{Terre}$) :

$$\text{Selon } \vec{x} : \begin{cases} X_{Bras}(Terre) = Q_{Bras} \otimes X_{Bras}(Bras) \otimes Q_{Bras}^{-1} \\ X_{Dos}(Terre) = Q_{Dos} \otimes X_{Dos}(Dos) \otimes Q_{Dos}^{-1} \end{cases}$$

$$\text{Selon } \vec{y} : \begin{cases} Y_{Bras}(Terre) = Q_{Bras} \otimes Y_{Bras}(Bras) \otimes Q_{Bras}^{-1} \\ \vdots \end{cases}$$

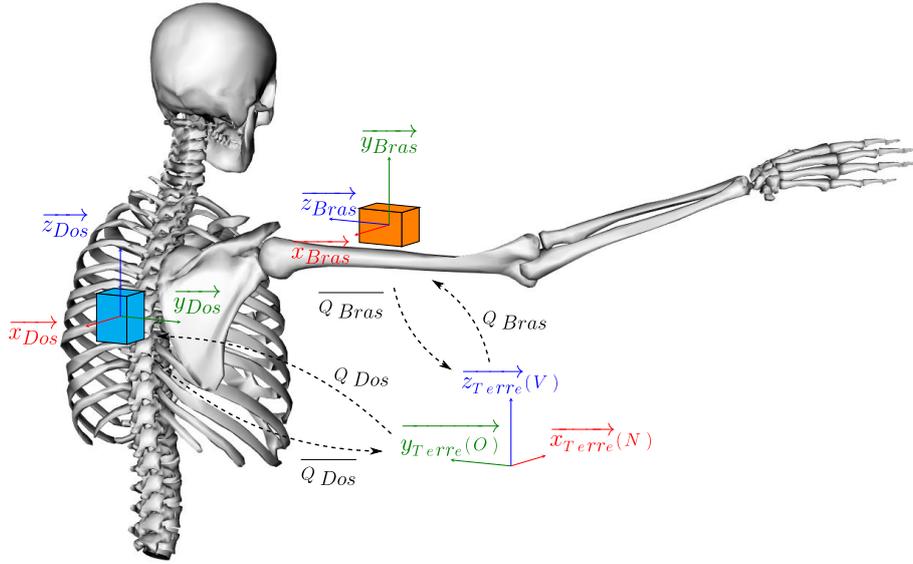


Figure 2.31 – Bases des capteurs dans une position d'abduction et les transformations associées à appliquer pour exprimer les vecteurs dans la même base.

$$\text{Selon } \vec{z} : \begin{cases} Z_{Bras}(Terre) = Q_{Bras} \otimes Z_{Bras}(Bras) \otimes Q_{Bras}^{-1} \\ \vdots \end{cases}$$

Puis ces quaternions sont exprimés dans la base Dos ($\vec{x}_{Dos}, \vec{y}_{Dos}, \vec{z}_{Dos}$) :

$$\text{Selon } \vec{x}, \vec{y}, \vec{z} : \begin{cases} X_{bras}(Dos) = \overline{Q_{Dos}} \otimes X_{Bras}(Terre) \otimes \overline{Q_{Dos}}^{-1} \\ \vdots \end{cases}$$

A cette étape, si l'ensemble des trois capteurs se déplace comme un corps rigide, le déplacement relatif entre les capteurs est théoriquement nul, un bruit de l'ordre de $\pm 1^\circ$ est observé due aux incertitudes des capteurs accélérométriques et magnétométriques. Pour s'affranchir d'un positionnement aléatoire des capteurs bras, il est possible d'aligner numériquement ces derniers avec le capteur dos. Nous imposons qu'à l'état initial, les bases du dos et du bras soient orientées dans la même direction, indépendamment de la position du capteur bras.

Si les capteurs ne sont pas positionnés initialement de manière parallèle, nous retrouvons ces écarts entre les bases $Bras$ et Dos . Afin d'aligner ces capteurs, il suffit de refaire le cheminement inverse en utilisant les informations de l'état initial. Nous appliquons la transformation suivante :

$$X_{Bras}(Init) = \overline{Q_{Bras}(Init)} \left(Q_{Dos}(Init) \left(\vec{X}_{Bras}(Dos) \right) Q_{Dos}(Init)^{-1} \right) \overline{Q_{Bras}(Init)}^{-1} \quad (2.14)$$

Cette fonctionnalité nous permet de réaliser un essai en imposant des angles nuls en début d'essai entre les 3 platines inertielles (hypothèse des bras et du dos alignés). L'intérêt est qu'il n'est pas nécessaire d'avoir une position précise des capteurs sur le dos et les bras.

Visualisation des amplitudes de mouvements

En appliquant les méthodes de calculs vues précédemment, les positions des capteurs sont désormais connues. La visualisation de ces orientations sur une interface graphique est possible. Différentes configurations sont accessibles, comme par exemple, la position relative entre le bras et le dos (Figure 2.32).

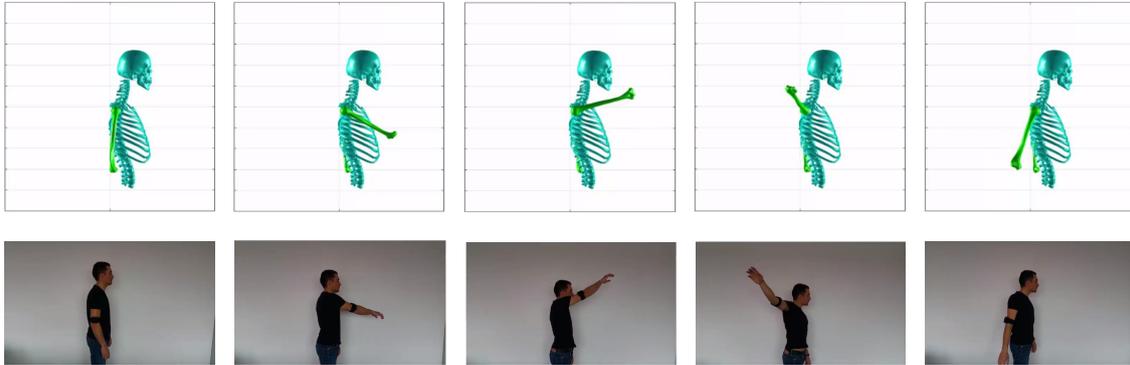


Figure 2.32 – Acquisition temps réel d'un mouvement de circumduction visualisée sur l'interface graphique dédiée au capteur. Mouvement relatif entre le capteur dos et le capteur bras.

Pour représenter la position du bras en 3D, des angles paramétrant les degrés de liberté du bras ont été définis (Figure 2.33). La connaissance des axes du thorax et de l'axe diaphysaire à chaque instant permet d'exprimer deux angles :

- L'angle α représente l'angle d'élévation du bras entre l'axe longitudinal du thorax et l'axe huméral ;
- L'angle β correspond à la position de l'humérus projetée sur le plan transverse (abduction, adduction, flexion et extension) ;
- L'angle γ décrit la rotation propre de l'humérus autour de son axe huméral (rot. internes et externes).

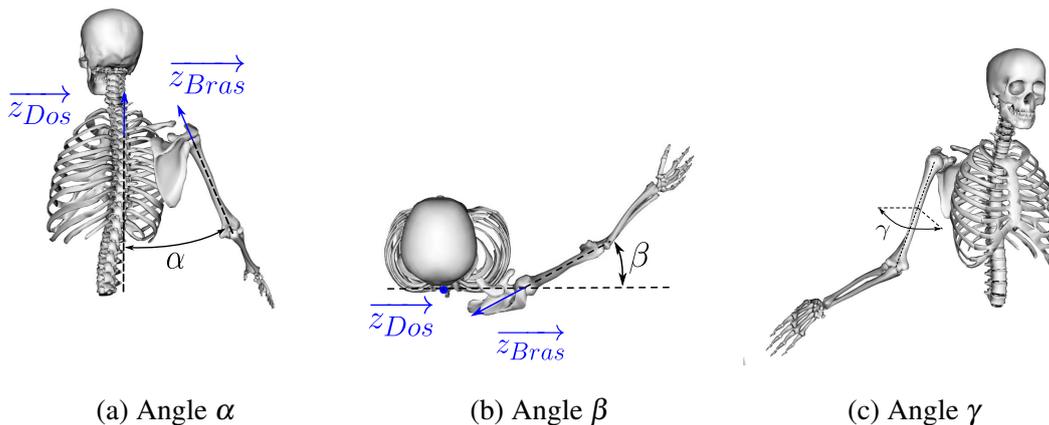


Figure 2.33 – Visualisation des angles α , β et γ

Les angles α et β sont aisés à définir à partir des vecteurs \vec{z}_{dos} et \vec{z}_{bras} . Il est à noter que l'angle γ n'est pas aussi intuitif qu'il n'y paraît : il est par exemple possible de créer une rotation de 180° de la main autour de l'axe huméral sans rotation propre (Paradoxe de Codman [21, 122]). En réalisant l'enchaînement de mouvement défini ci-dessous :

- Main le long du corps, le pouce dirigé vers l'avant.
- Abduction 180°
- Rétropulsion 180°

Le bras est maintenant en position finale main le long du corps, avec le pouce dirigé vers l'arrière bien qu'aucune rotation propre du bras n'ait été réalisée. De même, la répétition du cycle de mouvement reproduit sur la figure 2.34 entraîne une sommation de l'angle de rotation propre de l'humérus de 90° par cycle. En effet, cette succession de rotations (Position (a) jusqu'à la position (d)) ramène le bras en position initiale (a) avec 90° de rotation propre entre l'étape (c) et (d).

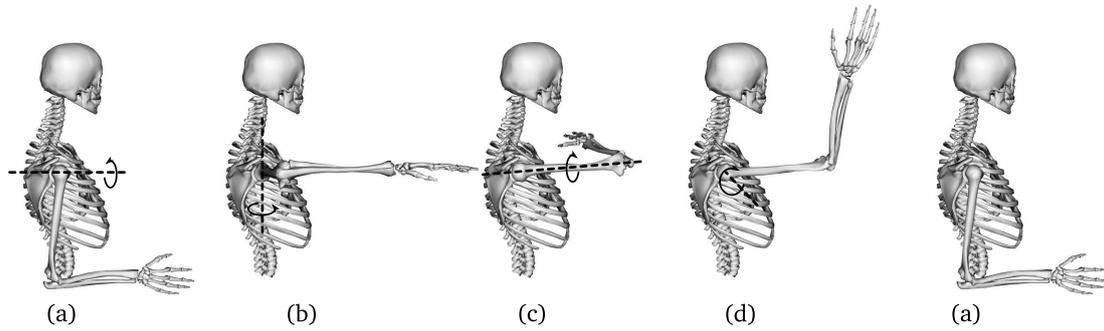


Figure 2.34 – Mouvements successifs de 90° suivants différents axes. (a) Rotation d'un angle α de $+90^\circ$. (b) Rotation d'un angle β de $+90^\circ$. (c) Rotation propre d'un angle γ de $+90^\circ$. (d) Rotation d'un angle α de -90° . (a) Retour en position initiale.

Par conséquent, l'angle γ ne peut pas être défini par la simple analyse des positions initiales et finales. Pour identifier les rotations propres, une méthode de suivi incrémental de la position du bras est proposée. L'axe \vec{z} d'un capteur bras (axe toujours coaxial avec la diaphyse humérale) balaye entre deux instants un plan dont la normale peut être calculée par :

$$\vec{R}_z = \vec{z}_{Bras\ i} \wedge \vec{z}_{Bras\ i-1} \quad (2.15)$$

L'angle de rotation ξ entre ces deux axes ($\vec{z}_{Bras\ i}$, $\vec{z}_{Bras\ i-1}$) autour de la normale \vec{R}_z est identifié par (Figure 2.35.a) :

$$\xi = \arccos(\vec{z}_{Bras\ i} \cdot \vec{z}_{Bras\ i-1}) \quad (2.16)$$

Cette rotation est appliquée sur les axes du capteurs bras à l'instant i . Les deux axes $\vec{z}_{Bras\ i}$ (transformé) et $\vec{z}_{Bras\ i-1}$ sont donc coaxiaux.

$$Q_{Passage} = \begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} \quad \text{avec } q_0 = \cos \frac{\theta}{2} \quad \text{et} \quad \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} = \sin \frac{\theta}{2} \cdot \vec{R}_z \quad (2.17)$$

Si une rotation autour de l'axe \vec{z} capteur existe, les deux axes $\vec{y}_{Bras\ i}$ et $\vec{y}_{Bras\ i-1}$ ne sont pas confondus. Nous pouvons déduire l'angle γ par :

$$\cos(\Delta\gamma\ i = \vec{y}_{Bras\ i\ (\text{transformé})} \cdot \vec{y}_{Bras\ i-1}) \quad (2.18)$$

Le signe du produit mixte renseigne sur le signe de l'angle de rotation.

$$\text{signe}(\Delta\gamma_i) = \text{signe}((\vec{y}_{Bras\ i(\text{transformé})} \wedge \vec{y}_{Bras\ i-1}) \cdot \vec{z}_{Bras\ i-1}) \quad (2.19)$$

On détermine ainsi :

$$\Delta\gamma(i) = \text{signe}((\vec{y}_{Bras\ i(\text{transformé})} \wedge \vec{y}_{Bras\ i-1}) \cdot \vec{z}_{Bras\ i-1}) \times \arccos(\vec{y}_{Bras\ i(\text{transformé})} \cdot \vec{y}_{Bras\ i-1}) \quad (2.20)$$

Il suffit dès lors de sommer les $\Delta\gamma_i$ pour obtenir l'angle γ (Figure 2.35.b) :

$$\gamma = \sum_i^n \Delta\gamma(i) \quad (2.21)$$

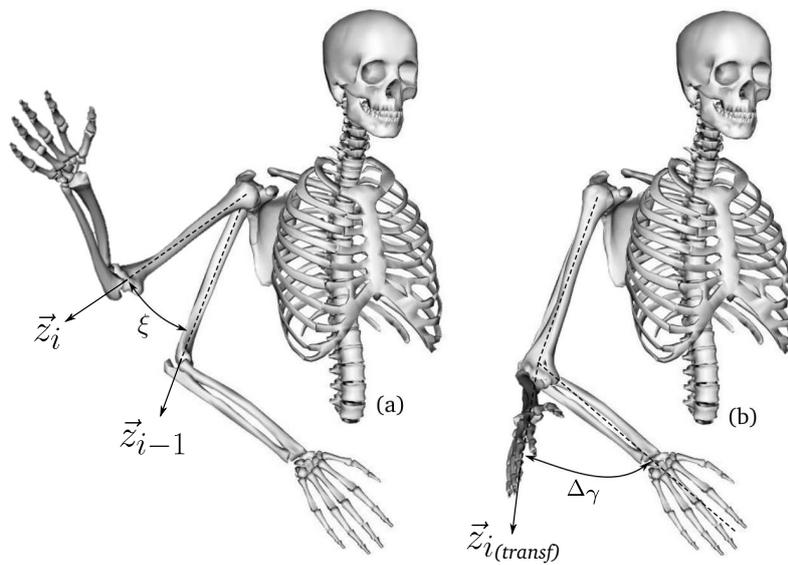


Figure 2.35 – (a) Visualisation de l'angle ξ entre les deux instants $i-1$ et i
 (b) Visualisation de l'angle de rotation propre γ entre les deux instants $i-1$ et i

Relevé de mesure sur trois patients

Afin de tester le dispositif et analyser des cas de traumatismes de l'épaule, nous avons réalisés plusieurs enregistrement de mouvements. La figure 2.36 présente le mouvement de circumduction complet du bras droit et gauche de trois patients distincts. Un premier mouvement issu d'une paire d'épaules saine sans traumatismes détectés est comparé à deux épaules traumatisées (Tableau 2.4).

Patient	Sexe	Age	Diagnostics
Vert	M	33	Épaules droite et gauche saines
Orange	F	45	Tendinites à l'épaule droite et gauche
Rouge	F	78	Rupture de la coiffe des rotateurs au niveau de l'épaule droite

Tableau 2.4 – Différents patients analysés avec le capteur de mesure angulaire.

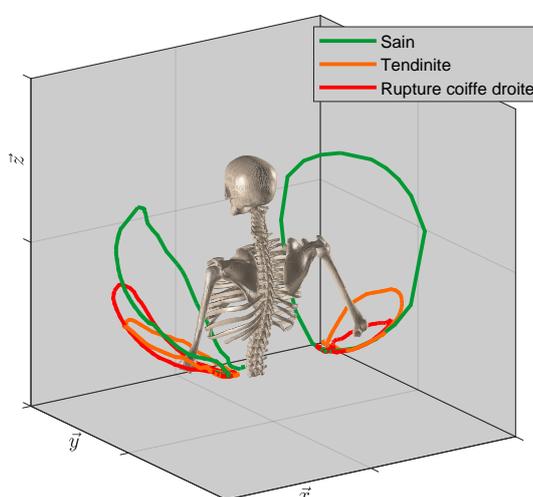


Figure 2.36 – Visualisation d'un mouvement de circumduction de chaque bras pour trois patients. Épaules saines en vert, tendinites épaule droite et gauche en orange, rupture de la coiffe des rotateurs de l'épaule droite en orange.

2.4.3 Bilan et perspectives d'utilisation

Ce capteur, développé pour piloter le banc d'essai, présente de nombreuses autres opportunités d'applications. L'utilisation de ce dispositif et l'affichage temps réel des données permet au chirurgien de visualiser, quantifier et comparer les amplitudes articulaires via une interface graphique (Figure 2.37). Une des perspectives d'utilisation est le suivi de l'évolution de ces amplitudes avant, après opération et lors de séances de rééducation pour des patients atteints de traumatismes de l'épaule. Contrairement au suivi classique par examen visuel ou par prises de photographies, ce suivi est plus reproductible et permet une sauvegarde de ces données. Rattaché au dossier du patient, ces données pourraient être partagées entre professionnels de santé. Par ailleurs, son usage n'est pas spécifique à l'épaule et peut très bien être utilisé afin d'analyser la mobilité d'un autre membre (genou, hanche...).

Les informations géométriques de l'os sont des données largement disponibles (Radiographies, tomodensitométries), en revanche la connaissance de la mobilité individuelle d'une articula-

tion est une information généralement mal identifiée. En fusionnant ces informations géométriques et cinématiques pour la réalisation de dispositif de soin sur-mesure, ce type de capteur pourrait offrir une plus-value pour l'optimisation du positionnement, de l'encombrement et de l'impact de la chirurgie sur l'anatomie du patient.

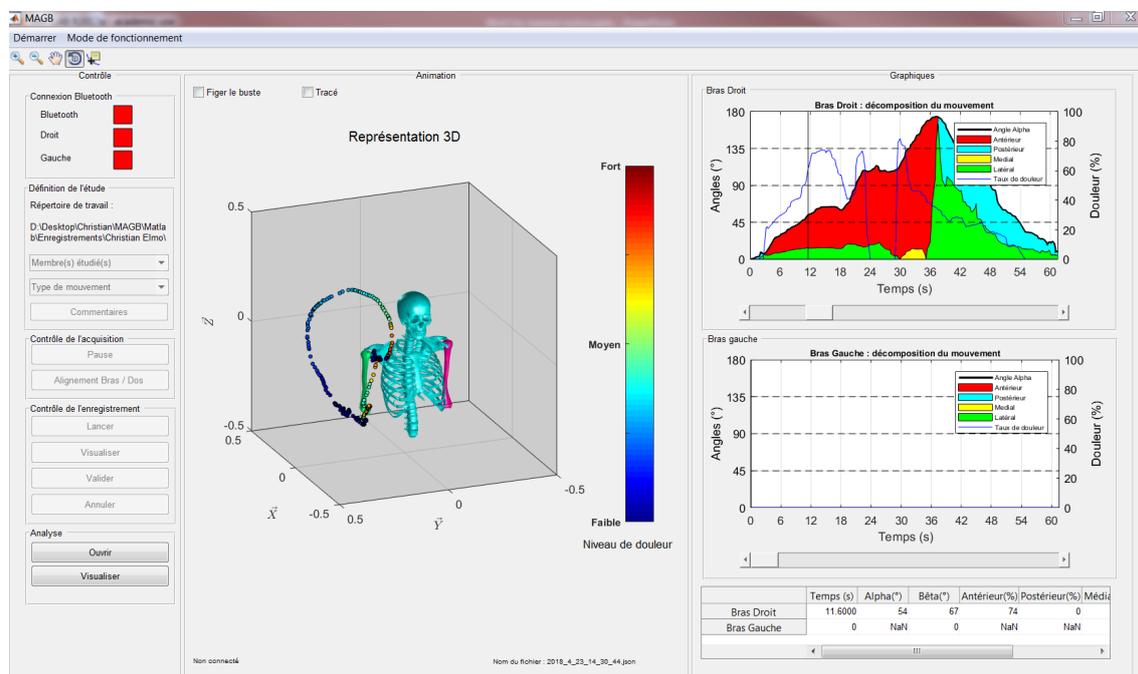


Figure 2.37 – Interface graphique liée au capteur de mesure.

L'interface permet d'observer à chaque instant l'angle d'élévation du bras et le type de mouvement. Un capteur permettant au patient d'identifier les positions douloureuses a été implémenté. Son fonctionnement est basé sur une mesure d'un effort digital (pression sur une gâchette). Cette valeur n'est bien évidemment qu'informatrice pour le personnel médical.

2.5 Conclusion

Plusieurs outils ont été développés lors de ces travaux. Le développement complet d'un capteur de mesure angulaire a servi à identifier les amplitudes articulaires et la position de l'humérus à chaque instant. La simplification d'une modélisation musculo-squelettique a permis de chiffrer les sollicitations musculaires appliquées à l'humérus en mouvement. Basé sur cette modélisation, un banc expérimental a été réalisé. Composé de huit muscles pilotables, son utilisation permet de valider la tenue mécanique des implants sous charges. Ces outils ont été utilisés lors de la validation des prototypes d'implants répondant aux exigences des chirurgiens orthopédiques.

3

Développements de l'implant

"Un **prototype** est un succès, non pas quand il marche sans problème,
mais s'il nous apprend quelque chose de plus."

-Tim Brown

Sommaire

3.1	Introduction	78
3.2	Solutions de fixation proximale	79
3.2.1	Système de fixation des fragments sans vis	79
3.2.2	Système de fixation des fragments par ostéosutures	80
3.2.3	Système de fixation des fragments par vis	81
3.2.4	Système de fixation des fragments par treillis	82
3.3	Solutions de fixation modulaire	90
3.3.1	Système de fixation modulaire par cônes morses	90
3.3.2	Système modulaire par cônes morses et vis double filetage	91
3.4	Solutions de fixation distale interne	92
3.4.1	Dispositifs de verrouillages internes existants	92
3.4.2	Verrouillages distaux proposés	93
3.4.3	Verrouillage interne par trocars	96
3.5	Conclusion	100

3.1 Introduction

Les chirurgiens orthopédistes disposent d'une palette étendue de dispositifs de soin des fractures humérales. Dans ce chapitre nous allons nous intéresser aux différentes solutions imaginées et/ou déjà existantes pour le soin de ces traumatismes par ostéosynthèse. Afin de développer un clou de reconstruction traitant à la fois les fractures simples et multi-fragmentaires complexes, nous privilégions l'usage de verrouillages proximaux et distaux s'adaptant à la morphologie externe et interne de l'os. L'emploi de solutions comportant le moins de positions de verrouillage figées possibles est favorisé dans le but d'offrir une adaptabilité à la morphologie et aux différents types de fracture.

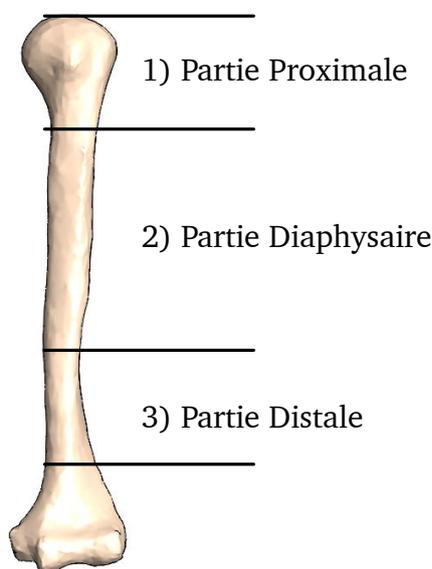
Afin de d'identifier les solutions mécaniques préexistantes et protégées, une recherche assistée auprès de l'Institut fédéral de la Propriété Intellectuelle (IPI - Berne) a été réalisée en début de projet (Janvier 2015). Cette démarche, en complément d'une veille technologique, avait pour objectif de fournir un premier aperçu de l'état de la technique liée aux implants d'ostéosynthèse. La définition du mandat de recherche a permis de délimiter l'étendu de la recherche. Sur les 2082 brevets en lien avec des dispositifs de soin fracturaire, seuls 22 brevets ont été jugés pertinents. Une partie des recherches sont présentées ici afin de visualiser les solutions de verrouillages distaux, proximaux et les dispositifs comportant des éléments modulaires.

La première partie du chapitre présentera les solutions de verrouillage localisés au niveau de l'épiphyse proximale avec ou sans utilisation de vis.

Pour lier les différents verrouillages proximaux, distaux et accueillir un système prothétique en cas de complication, des systèmes d'accouplements seront ensuite présentés.

Dans la troisième partie, nous nous intéresserons aux verrouillages distaux internes. Pour éviter l'utilisation de vis et d'ancillaires complexes, des solutions de verrouillage dits "à foyer fermé" sont privilégiées car elles ne nécessitent pas d'incisions supplémentaires et limitent le nombre de pièces et de références d'implants.

La dernière partie dressera un bilan des solutions de verrouillage retenues.



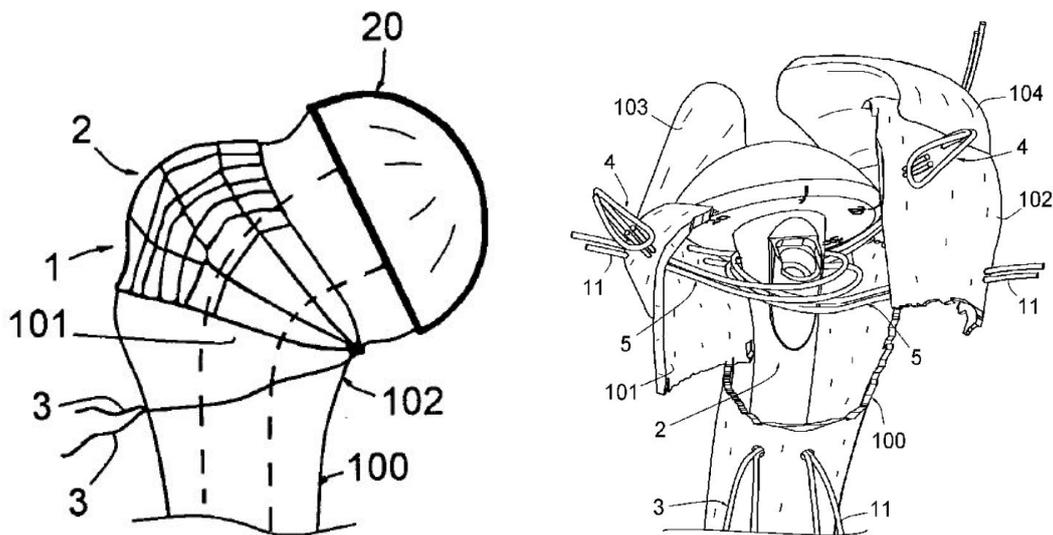
Définition des zones concernées par les solutions développées.

3.2 Solutions de fixation proximale

Pour restaurer la fonctionnalité de l'articulation gléno-humérale en cas de fracture proximale, la consolidation des fragments osseux est bien évidemment primordiale. Pour y parvenir, différentes technologies de verrouillages sont disponibles sur le marché orthopédique et pour la plupart protégées. Des exemples de dispositifs seront exposés puis une solution retenue sera sélectionnée.

3.2.1 Système de fixation des fragments sans vis

Plusieurs brevets présentent des solutions de fixations proximales sans vis, l'immobilisation des fragments osseux sans références fixes étant réalisée par le biais de fils. Sur la figure 3.1.a, la partie lésée est enveloppée par un filet puis rattachée au reste de l'humérus. Ce système peut être utilisé seul ou peut se greffer sur une prothèse. D'autres solutions exploitent cette méthode, elles consistent à rattacher chaque fragment individuellement (Figure 3.1.b).



(a) Enveloppement des tubérosités par un filet.

(b) Haubanage des fragments osseux.

Figure 3.1 – Solutions d'immobilisations des fragments osseux sans références fixes.

(a) Source : Brevet EP1683501A1. (b) Source : Brevet FR2965712A1.

Ces dernières solutions par haubanage sont intéressantes car elles permettent de reconstruire autour d'une base rigide les éléments morcelées de manière simultanée ou individualisée. Toutefois, si la zone articulaire est séparée de l'humérus, la tenue de ces dispositifs employés seuls ne répond probablement pas aux sollicitations imposées et l'emploi de vis sera alors nécessaire. Ces techniques sont complexes à appliquer dans le cadre d'une opération mini-invasive où l'accès à ces fragments est parfois difficile et le risque d'avasculairisation peut subsister (ligaturations trop importantes des fragments).

3.2.2 Système de fixation des fragments par ostéosutures

En s'appuyant sur les procédés précédemment présentés, nous avons développé des solutions consistant à rassembler les fragments autour d'un clou peu invasif. Le principe est d'appliquer des efforts radiaux sur les fragments par le biais de simples nœuds ou d'endo-boutons situés sur le périoste (Figure 3.2). Ces fils sont rassemblés au sein de la partie proximale du clou et ressortent en partie supérieure. Ils sont sollicités verticalement pour réduire la ou les fractures présentes dans l'épiphyse proximale.

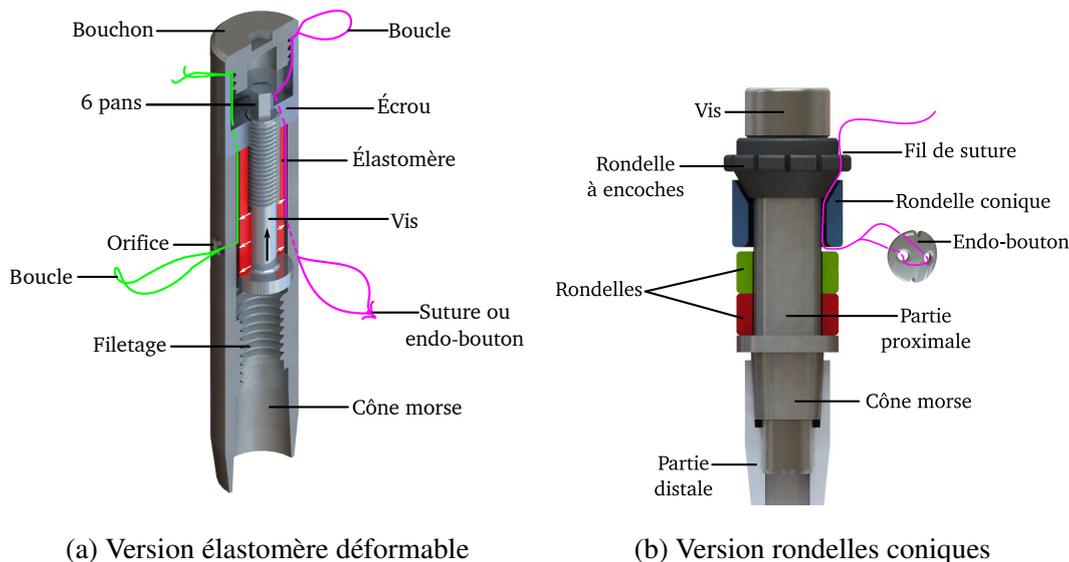


Figure 3.2 – Systèmes de fixation des fragments par fils de suture.

Deux solutions ont été proposées, l'une utilisant une vis de serrage interne comprimant une zone déformable et permettant le blocage par friction des fils au sein du clou (Figure 3.2.a) et une seconde maintenant les fils par le biais de plusieurs rondelles amovibles (Figure 3.2). Dans les deux cas, les fils peuvent être soit insérés préalablement dans les fragments puis arrimés au dispositif soit intégrés au dispositif avant implantation puis fixés aux fragments.

Ce procédé de verrouillage par fils semble séduisant puisque le dispositif peut s'adapter à toute position de fragment osseux (hors fracture de la zone articulaire). Des prototypes ont été réalisés et testés par les chirurgiens mais plusieurs points ont freiné leurs développements :

- Difficulté de maintenir des efforts sur chacun des fils tout en verrouillant le dispositif ;
- Nécessite une technique et une habileté élevée ;
- Maintien non validé des fragments osseux uniquement par fils ;
- Tenue des fils par friction au sein du clou non testé.

Ce dispositif seul ne sera pas retenu mais pourrait éventuellement être utilisé en association avec un système de verrouillage par vis.

3.2.3 Système de fixation des fragments par vis

S'apparentant à un verrouillage classique, ce système admet un degré de liberté en rotation supplémentaire afin de positionner les axes des vis en fonction de l'orientation des éléments fracturés (avant verrouillage de la partie proximale) (Figure 3.3). Les avantages sont sa modularité puisque le dispositif permet de transiter vers une prothèse tout en restant semblable aux clous existant avec peu de pièces.

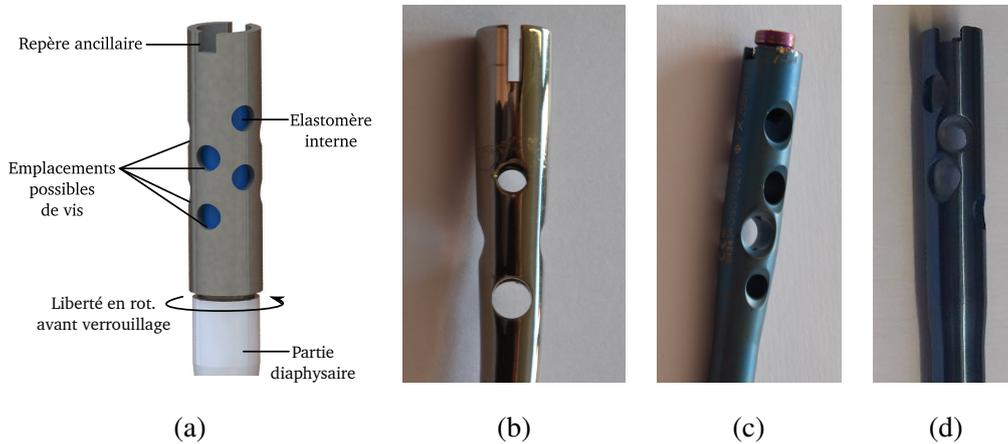


Figure 3.3 – (a) Système de verrouillage proximal orientable en rotation contenant un polymère. Solutions existantes : (b) Emplacements de vis proximale du clou de type Seidel, (c) d'un clou long et (d) d'un clou court droit.

Si la qualité de l'os trabéculaire est insuffisante, l'utilisation d'un matériaux polymère interne biocompatible assurant un meilleur verrouillage proximal est possible. De forme tubulaire pour laisser passer un guide d'alésage lors de l'introduction du clou dans la diaphyse, cet élément est logé dans le clou en partie proximale et assure une tenue supplémentaire de la vis dans le clou.

Différentes problématiques se sont dégagées :

- La matière polymère même pré-alésée peut générer des débris ;
- Le positionnement des vis offre plus de liberté de verrouillage mais reste toujours limité (un seul ddl supplémentaire) ;
- L'indexage en rotation est une opération supplémentaire pendant la chirurgie ;
- Le dispositif nécessite un ancillaire.

Pour offrir plus de liberté dans le positionnement des vis, nous nous sommes orientés vers un dispositif comparable mais offrant davantage d'emplacements de vis.

3.2.4 Système de fixation des fragments par treillis

Métal déployé

En vue de positionner une vis suivant n'importe quelle position, nous avons voulu augmenter le nombre d'emplacements de vis. L'objectif de ces solutions est de disposer du plus grand nombre de positions possibles tout en conservant une tenue mécanique similaire ou supérieure au dispositif existant. Cette solution est née d'une plaque de métal déployé (Figure 3.4.a) puis enroulée pour former un cylindre (Figure 3.4.b et 3.4.c). Il est dès lors possible de positionner les vis sans nécessairement utiliser un viseur externe.

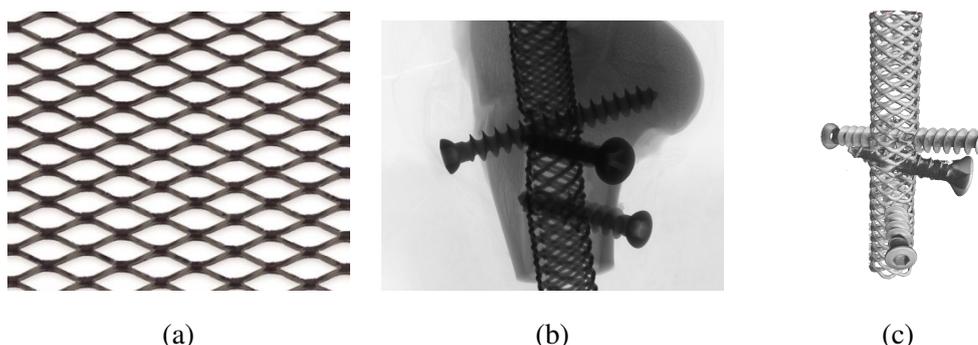
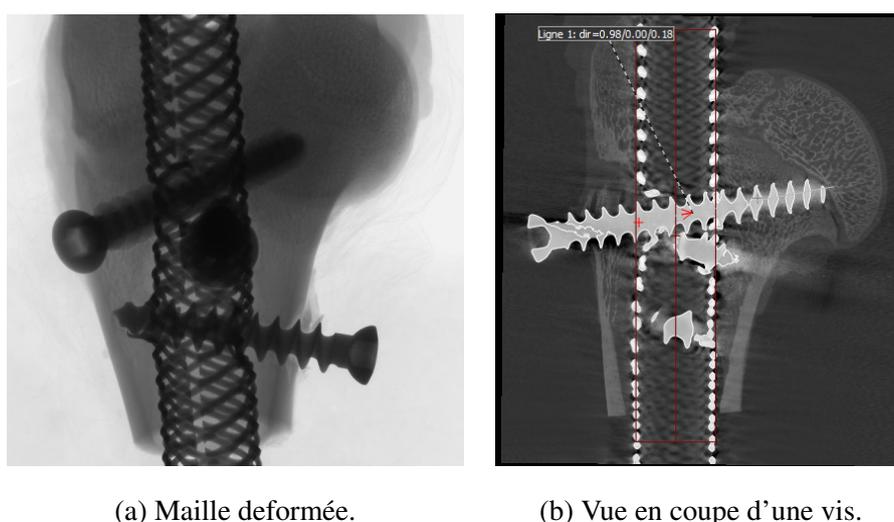


Figure 3.4 – Solution de fixation par vis utilisant du métal déployé. (a) Plaque de métal déployé en acier inoxydable. (b) Radiographie d'un cylindre $\varnothing = 12$ mm non soudé, traversé par 3 vis de verrouillage. (c) Tomodensitométrie du prototype seul.

Des essais de ce dispositif sur os synthétiques et ovins ont été effectués. Après avoir inséré le treillis au sein de la diaphyse alésée au diamètre $\varnothing_{\text{alésage}} = 12.5$ mm, nous avons introduit 3 vis chirurgicales $L_{\text{vis}} = 35$ mm avec un noyau de $\varnothing_{\text{noyau}} = 3$ mm de manière aléatoire dans le treillis sans ancillaire. Nous avons volontairement introduit une vis désaxée par rapport au centre pour observer la réaction du treillis (Figure 3.5.a). L'insertion des vis n'a posé aucune difficulté, ces dernières trouvant aisément leur place à travers le maillage. On observe également une déformation de la maille et du cylindre due à une vis présentant un diamètre de noyau mal adapté (Figure 3.5.b).



(a) Maille déformée.

(b) Vue en coupe d'une vis.

Figure 3.5 – (a) Radiographie. (b) Vue en coupe par tomodensitométrie d'une vis déformant le cylindre.

Ces essais d'implantations préalables montrent que ce prototype est relativement rigide même

sans soudure axiale le long du tube en métal déployé. Le maillage n'est pas morcelé après déformation par l'âme d'une vis. Nous avons testé le maintien de vis seules, sans reprise de l'effort sur des fragments osseux. Le diamètre du noyau des vis utilisées était plus grand que celui du cercle inscrit de la maille (cercle inscrit : 2 mm, diamètre noyau 2,5 à 3 mm en fonction des vis utilisées).

Des essais préliminaires sur machine de traction *INSTRON* permettent de simuler approximativement l'effet de la contraction d'un muscle de la coiffe (Figure 3.6). Ils montrent l'importance du choix de géométrie de la vis traversant le maillage et leurs impacts sur le maillage. Les vis de faibles diamètres (< 4 mm) altèrent moins fortement la maille, améliorant très sensiblement les efforts maximaux admissibles. Sur ces premières courbes, nous nous intéressons uniquement à l'effort maximal admissible avant rupture de la maille au niveau de la vis.

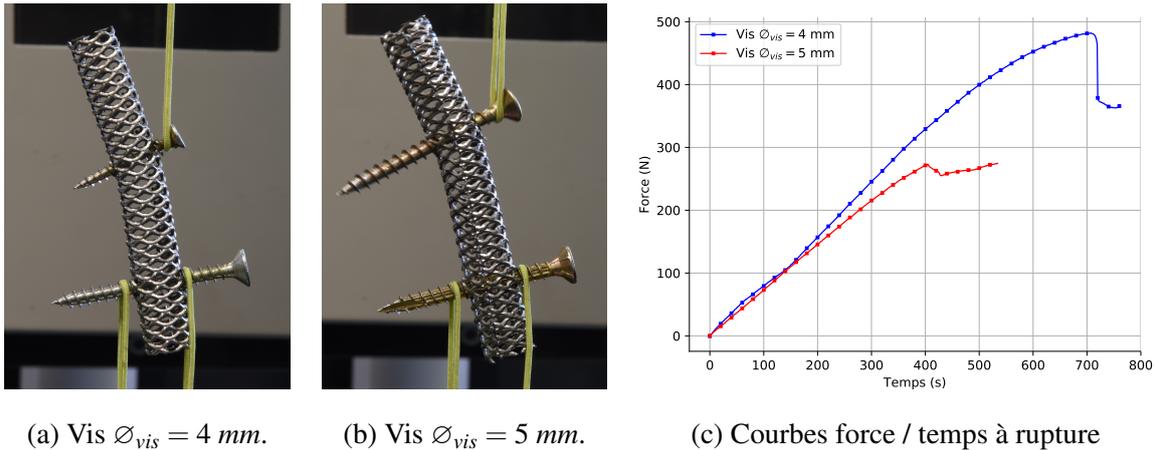


Figure 3.6 – Essais de tenue des vis fixées au travers du cylindre en métal déployé.

La réalisation en série du treillis par enroulage est simple et la liberté offerte par la possibilité d'orienter angulairement les vis sont des avantages certains. La nécessité d'un double soudage, entre le treillis et le clou mais également pour fermer ce cylindre restent des opérations complexes. La difficulté de certification CE ce type de maille obtenu par découpage, étirage et soudage est un inconvénient majeur.

Un retour positif du panel des chirurgiens à la fois sur les couples de vissage mais également sur la tenue du dispositif nous a incité à poursuivre le développement de cette solution de fixation.

A partir de ces essais préliminaires, nous avons identifié d'autres moyens de fabrications de ces prototypes, par tubes multi-perforés (perçage ou découpe laser) ou par impression métal.

Système multi-perforés

La réalisation d'implant par découpe laser sur tube est très reproductible et éprouvé dans le domaine des dispositifs implantables (exemple : stent, endoprothèse vasculaire). Toutes les formes de découpe sont réalisables (Figure 3.7) et la fabrication, contrairement au dispositif précédent ne nécessite pas de soudure.

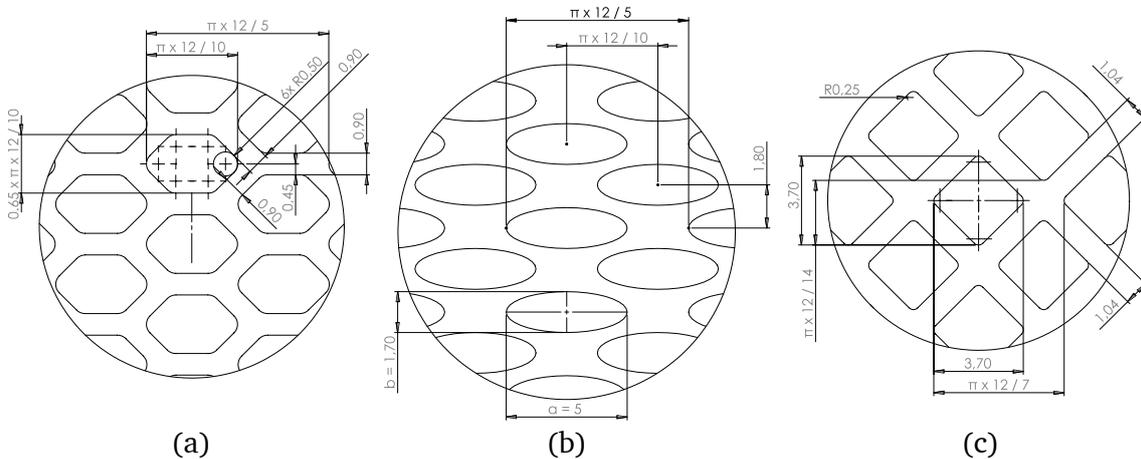


Figure 3.7 – Différentes types de mailles : (a) Maille hexagonale. (b) Maille ellipsoïdale. (c) Maille carré.

Afin de maintenir le serrage de la vis dans ce système, les mailles sont paramétrées de manière à se déformer légèrement durant le vissage (Figure 3.8). Le diamètre du cercle inscrit \varnothing_{maille} contenu dans les différentes mailles (hexagonales, elliptiques, carrés...) est défini afin d'être inférieur au diamètre du noyau de la vis ($\varnothing_{maille} < \varnothing_{noyau}$). Le périmètre de chaque maille est configuré pour être équivalent au diamètre du noyau de la vis \varnothing_{noyau} , permettant ainsi à la maille de se déformer dans une direction pour assurer le maintien de la vis. L'épaisseur de la trame e est inférieure au pas de la vis p pour faciliter son introduction.

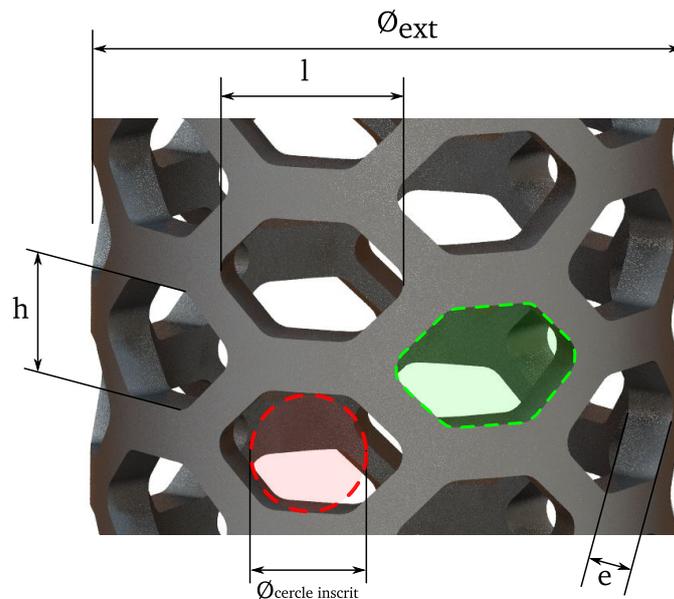


Figure 3.8 – Paramètres de la maille pour un système à multi-perforé hexagonal avec en rouge le cercle inscrit et en vert son périmètre.

Cet ensemble de paramètres est également dépendant du diamètre du clou (diamètre extérieur max $\varnothing_{ext} = 13 \text{ mm}$) et régit la répartition et l'agencement des mailles sur sa surface. Nous avons réalisé plusieurs treillis par prototypage métal titane afin de tester l'implantation de vis.

Dans le but de fixer les fragments osseux lors des essais réalisés avec les prototypes, nous avons utilisé des vis déjà existantes. Les vis proximales généralement utilisées pour des ostéosynthèses par clous (Tableau 1.3) possèdent un pas $p_{vis} \in [0.8 - 2] \text{ mm}$, une longueur comprise entre $L_{vis} \in [18 - 76] \text{ mm}$, un diamètre nominal de $\varnothing_{vis \text{ nom}} \in [4 - 5] \text{ mm}$ avec un noyau de vis $\varnothing_{vis \text{ noyau}} \in [2.5 - 4] \text{ mm}$.

Ce système multi-perforé autorise également le positionnement de vis selon différentes incidences. Suivant le même essai d'implantation que celui réalisé précédemment, nous avons réalisé un essai d'implantation sur os synthétique (Figure 3.9.a) avec un maillage composé d'ellipsoïdes. Après fracturation des deux tubérosités, les fragments ont été pré-percés puis 6 vis ont été introduites par les chirurgiens à l'aveugle au travers de l'humérus. Aucune interférence entre les vis n'a été problématique et leurs mises en place au sein du dispositif sans ancillaire a été aisée. Cet essai a été reproduit sur plusieurs os synthétiques avec succès.

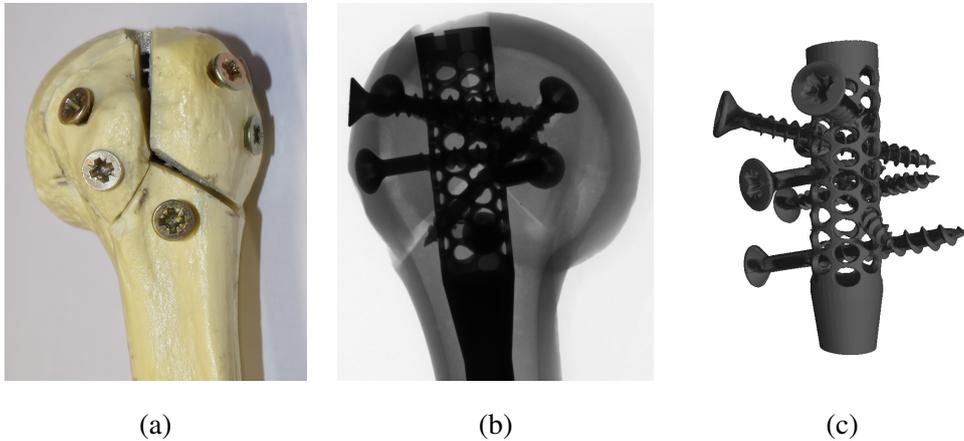


Figure 3.9 – (a) Vue latérale après réduction des tubérosités sur la tête humérale. (b) Vue postérieure par radiographie de l'humérus proximal. (c) Tomographie du dispositif et des 6 vis insérées.

Les figures 3.10.a et 3.10.b présentent à nouveau un essai de tenue d'une vis appliquant une sollicitation de flexion composée sur un clou complet encastré en position basse. Lors de cet essai, le domaine plastique a été atteint à partir d'environ 550 N et on observe une rupture de la vis à 780 N .

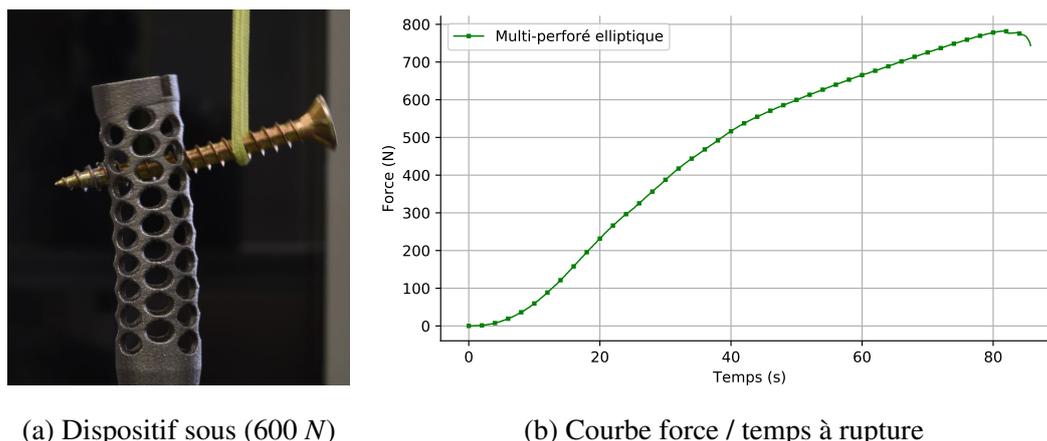
Ces dispositifs de verrouillage par cylindres multi-perforés peuvent être réalisés soit par découpe laser soit par impression métal. L'industriel français partenaire du projet privilégie pour ces prototypes une solution obtenue par impression métal. Une géométrie offrant plus de degré de liberté a été proposée, se basant sur un treillis filaire.

Système filaire

La solution de verrouillage proximale par treillis filaire est composée d'une matrice cylindrique en titane de fils tressés ($H = 40 \text{ mm}$, $\varnothing_{ext} = 12 \text{ mm}$ et $\varnothing_{fils} = 1 \text{ mm}$).

Dans la première version de ce treillis, les fils n'étaient pas soudés entre eux afin d'envisager sa réalisation par simple tressage de fils (Figures 3.11 et 3.12.a). Les essais notamment de flexion ont montré que cette solution n'était pas totalement satisfaisante, les déplacements importants de la vis sont apparus pour des charges au-delà de 200 N .

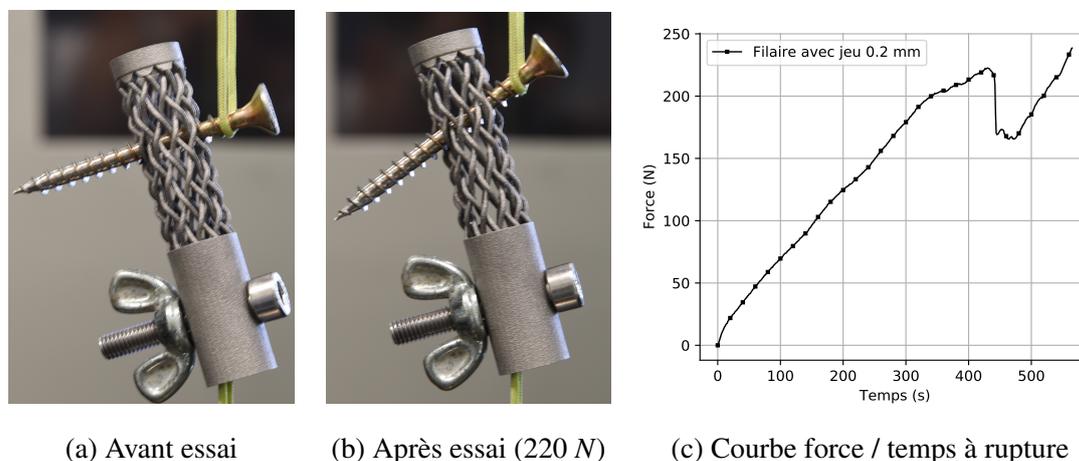
Plusieurs configurations ont alors été proposées. Deux ont été retenues, l'une avec une section de fils elliptiques non soudés (3.12.b), une seconde avec une section circulaire et interférence entre



(a) Dispositif sous (600 N)

(b) Courbe force / temps à rupture

Figure 3.10 – Essai sur machine de traction de tenue d'une vis dans le système multi-perforé elliptique.



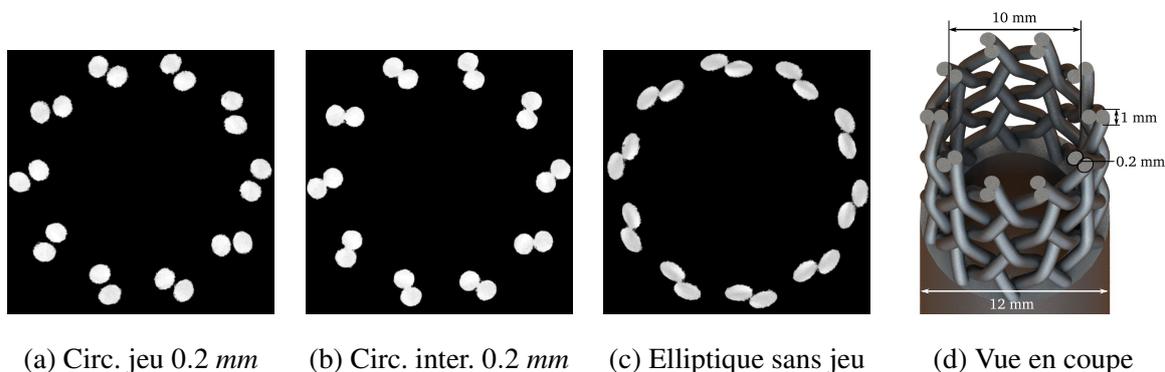
(a) Avant essai

(b) Après essai (220 N)

(c) Courbe force / temps à rupture

Figure 3.11 – Essai sur machine de traction de tenue d'une vis dans le système filaire tressé.

les fils (3.12.c). L'ajout d'une interférence entre fils rend cette dernière configuration délicate à réaliser sans utiliser la fabrication additive métal.



(a) Circ. jeu 0.2 mm

(b) Circ. inter. 0.2 mm

(c) Elliptique sans jeu

(d) Vue en coupe

Figure 3.12 – Comparatif sous tomographie des treillis filaires à plusieurs hauteurs du treillis. Fils de forme circulaire avec (a) un jeu de 0.2 mm et (b) une interférence de 0.2 mm. (c) Fils de forme elliptique sans jeu. (d) CAO d'un treillis avec interférence de 0.2 mm.

Les résultats des essais de flexion montrent que l'apport d'une interférence entre les fils est important, les efforts maximums passant de 200 N pour les solutions sans soudures à plus de 550 N lorsqu'une interférence de 0.2 mm est imposée (Figure 2.2).

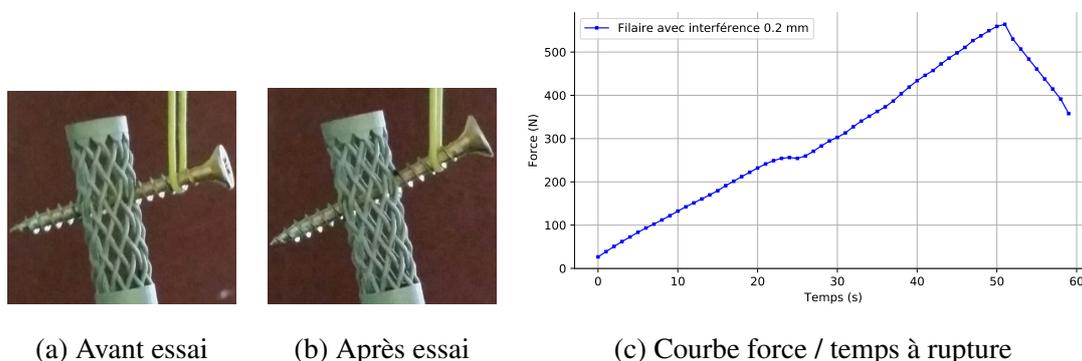


Figure 3.13 – Essai sur machine de traction de tenue d'une vis dans un treillis filaire circulaire avec interférence de 0.2 mm.

Des essais de compression pure ont permis de solliciter cette partie proximale jusqu'à 2000 N avant flambage. Des essais de torsion ont également été menés jusqu'à 8 N.m (Figure 3.14). Cette valeur avant effondrement de la structure peut paraître relativement faible en comparaison aux 20 N.m ciblés. Toutefois, rappelons que ces essais ont été réalisés sans présence des fragments osseux qui contribueront fortement à la rigidité du dispositif.



Figure 3.14 – Echantillons de treillis filaire avec interférences après compression et torsion.

Identification des raideurs par simulations numériques

Plusieurs configurations de cette partie proximale ont été simulées par méthode éléments finis pour comparer les raideurs globales d'un clou d'ostéosynthèse en titane de diamètre $\varnothing_{clou} = 7 \text{ mm}$ avec celles des différentes solutions proposées.

Afin d'identifier les différentes raideurs, nous choisissons de solliciter cette partie proximale de l'implant en traction (100 N), torsion (1.1 N.m) et flexion (1.1 N.m). Au niveau des conditions aux limites, la face inférieure a été encadrée. Les raideurs en torsion et en flexion sont exprimées en fonction des angles de rotation de la partie supérieure du dispositif. Pour les sollicitations de traction et de torsion, les chargements ont été appliqués sur la face supérieure du clou. Dans le cas

de la flexion, les efforts sont appliqués approximativement au deux tiers de la hauteur des mailles (Figures essais 3.10, 3.11, 3.13). Le matériau suit une loi de comportement élastique linéaire isotrope définie par un module de Young de $E = 105 \text{ GPa}$ et un coefficient de poisson de $\nu = 0.31$ correspondant sous le logiciel *SolidWorks* à un titane *TA6V*.

L'exemple des simulations réalisées en flexion sous 1.1 Nm est présenté figure 3.15. Les simulations de traction et de torsion sont disponibles en annexes A.3.1.

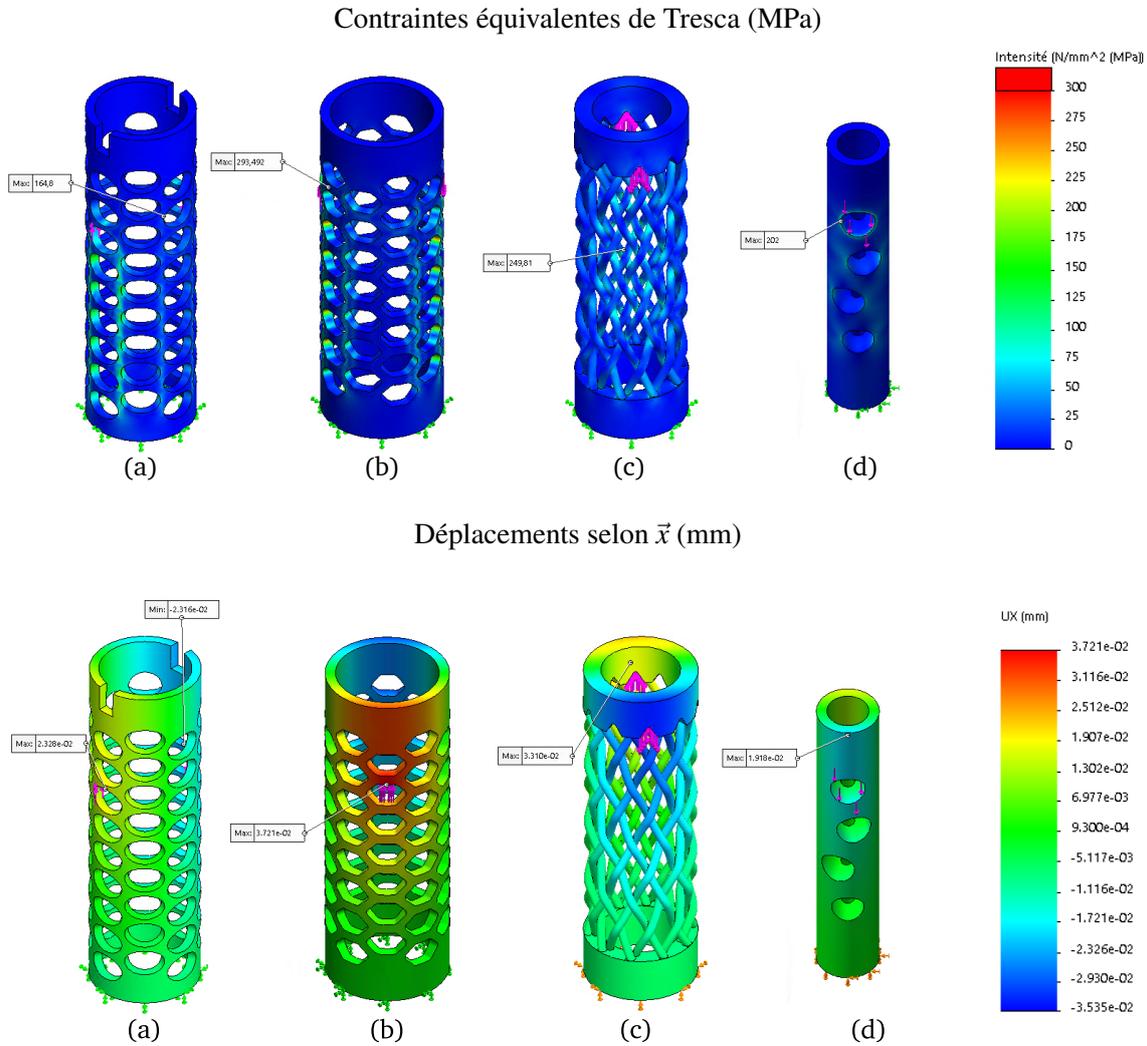


Figure 3.15 – Simulations de flexion sous 1.1 N.m sur un systèmes multi-perforés à maille elliptiques (a), hexagonales (b) et un treillis filaire avec interférence (c) comparés à un clou d'ostéosynthèse (d).

Le tableau 3.1 regroupe l'ensemble des raideurs identifiées numériquement. Les raideurs en traction sont très élevées, leurs différences ne sont pas significatives pour cette application. Les raideurs en flexion et torsion des dispositifs proposés sont du même ordre de grandeur que celles observées sur le clou. Dans un cas réel, il est important de noter que l'amplitude des déplacements sera limitée par le contact inter-fragmentaires à l'issue de la reconstruction, ces simulations ayant été réalisées sans la présence des éléments osseux.

	Torsion			Flexion			Traction	
	Déplacement (mm)	Angle (°)	Raideur (N.m/°)	Déplacement (mm)	Angle (°)	Raideur (N.m/°)	Déplacement (mm)	Raideur (kN/mm)
Clou titane $\varnothing = 7\text{ mm}$	0,020	0,33	3,35	0,038	0,31	3,49	0,0018	56
Multi-perforés elliptique	0,080	0,83	1,32	0,046	0,24	4,55	0,0076	13
Multi-perforés hexagonal	0,032	0,33	3,30	0,073	0,38	2,91	0,0090	11
Treillis filaire avec inter.	0,052	0,54	2,02	0,066	0,34	3,19	0,0076	13

Tableau 3.1 – Comparaison des raideurs obtenues par simulations numériques entre les différentes solutions et un clou d'ostéosynthèse existant.

Les états de contraintes observés dans ces simulations sont du même ordre de grandeur pour les différents dispositifs (Tableau 3.2).

	Contraintes équivalentes de Tresca (MPa)		
	Torsion	Flexion	Traction
Clou titane $\varnothing = 7\text{ mm}$	73	202	16
Multi-perforés elliptique	182	165	45
Multi-perforés hexagonal	131	293	76
Treillis filaire avec interférence	189	250	69

Tableau 3.2 – Comparaison des contraintes équivalentes de Tresca obtenues par simulations numériques entre les différentes solutions et un clou d'ostéosynthèse existant.

Choix de géométrie

La solution par treillis filaire avec interférence a été testé sur os artificiel par l'ensemble des chirurgiens. Les couples nécessaires à l'introduction des vis dans ce treillis et la liberté d'orientation totale de ces dernières ont été décrits comme pleinement satisfaisants par le panel. Cette solution filaire est donc privilégiée pour les essais en laboratoire d'anatomie.

Ce même dispositif peut être utilisé pour des épaules droites ou gauches, réduisant ainsi le stock de clou nécessaire pour traiter l'ensemble des fractures.

Si toutefois, la réalisation ce système proximal par fabrication additive pose un problème de certification, la réalisation des solutions par systèmes multi-perforés reste envisageable par découpe laser de tube.

3.3 Solutions de fixation modulaire

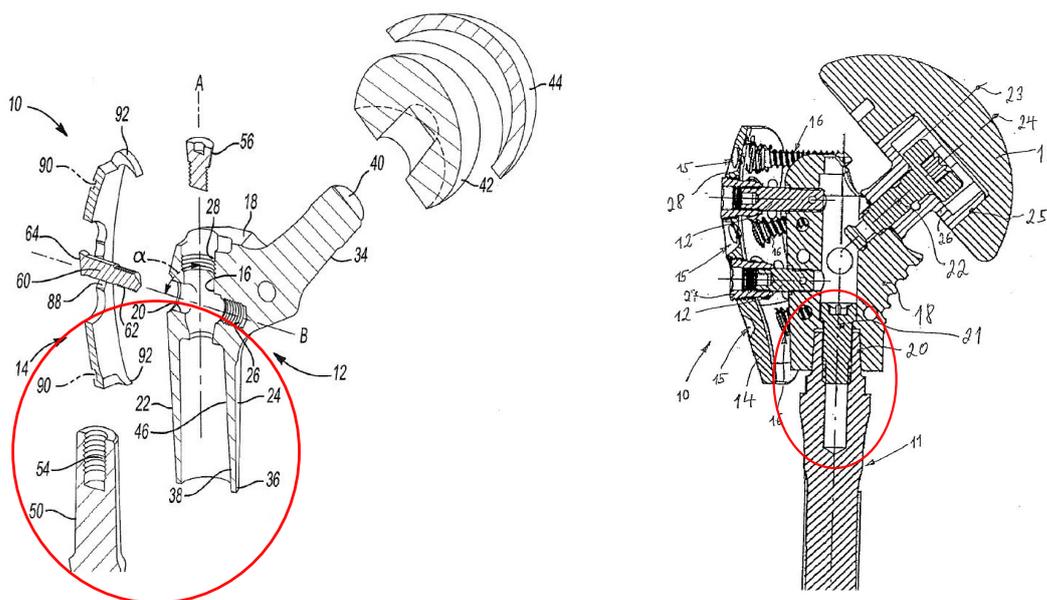
La variabilité des géométries osseuses entre individus et la position des fractures imposent aux dispositifs une adaptabilité dimensionnelle des composants. Pour modifier les dimensions de certaines parties d'implant sans changer l'intégralité du dispositif, les fabricants ont recours à des dispositifs modulaires. Positionnées à différentes hauteurs, ces liaisons encastrement sont généralement composées de vis et de surfaces en contact. Certaines liaisons sont nécessaires pour l'orientation de pièce (par exemple : réglage en rétro-torsion de la tête).

3.3.1 Système de fixation modulaire par cônes morses

Sur de nombreux dispositifs prothétiques, ce type d'assemblage modulaire est réalisé par un emmanchement par cônes morses entre la tige et l'embase prothétique. Cette liaison assure la tenue et le centrage inter-composant. Une vis peut être ajoutée, traversant la partie supérieure, elle s'insère au travers du verrouillage et sécurise cette liaison. Cette liaison est rarement démontée, hors cas de reprise chirurgicale amenant souvent à l'extraction de la totalité de la prothèse.

La figure 3.16.a présente une solution modulaire possédant une tige prothétique proche des dimensions d'un clou d'ostéosynthèse. Elle est utilisée pour traiter les fractures au niveau du fémur. Logées dans la partie métaphysaire de l'os ou la remplaçant intégralement, ces types de prothèses disposent d'un volume important facilitant les assemblages modulaires entres composants.

Des systèmes possédant une tige prothétique d'un diamètre proche de celui d'un un clou centromédullaire existent également pour les prothèses humérales (Figure 3.3.b).



(a) Vue éclatée en coupe d'une prothèse fémorale. (b) Vue en coupe d'une prothèse humérale.

Figure 3.16 – Système d'assemblage prothétique modulaire par vis et cônes morses.

(a) Source : Brevet US2011218636A1. (b) Source : Brevet WO2009021624A1.

Pour désaccoupler ces solutions par cônes morses, un matériel est nécessaire afin d'impacter la partie supérieure du cône morse verrouillé.

3.3.2 Système modulaire par cônes morses et vis double filetage

Nous proposons un système permettant de relier les parties proximales et distales, en s'appuyant sur une technologie de type cône morse associée à une vis avec double filetage (pas à droite et pas à gauche).

L'intérêt de cette vis est de pouvoir assurer le maintien du cône morse lors d'un vissage (sens horaire) durant l'implantation et de pouvoir aider à désaccoupler le cône morse (dévissage sens anti-horaire) sans avoir à impacter l'implant en place dans le cas d'une transition vers une prothèse. Durant le vissage, l'utilisation du même pas sur les deux filetages a pour effet d'induire une translation pure sans rotations relatives entre les deux parties.

Par le biais d'une clé 6 pans, il est donc possible de simplifier la procédure d'explantation de la partie métaphysaire sans recourir à un ancillaire complexe supplémentaire.

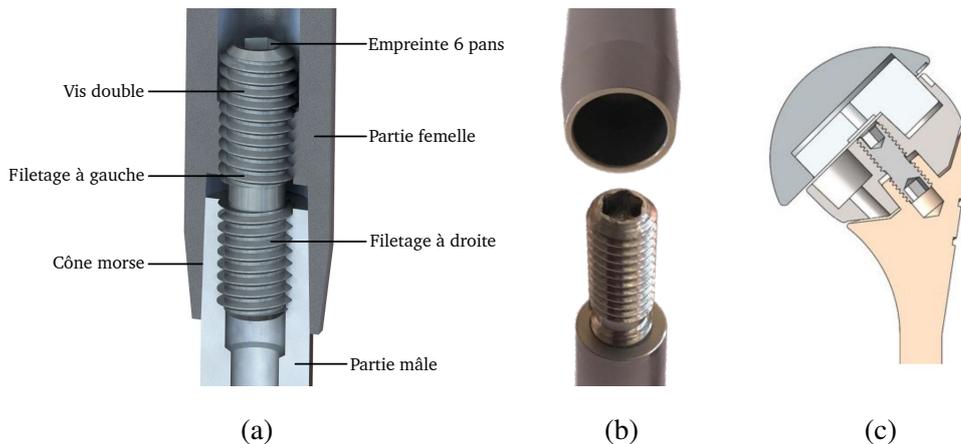


Figure 3.17 – Système de verrouillage modulaire par cônes morses et vis double filetages inversées. (a) Vue CAO en coupe (b) Photographie du système démonté. (c) Utilisation sur une prothèse.

Afin de valider cet accouplement, des essais de torsion ont été réalisés sur deux matériaux, un acier inoxydable 316L et un titane TA6V (Figure 3.18). Les dispositifs usinés ne présentaient pas les tolérances géométriques satisfaisantes pour obtenir une tenue en torsion ciblée à $C_{cible} = 20 \text{ N.m}$ [24]. Les essais sur cônes brutes sans traitements spécifiques ont atteint $C_{exp} = 7 \text{ N.m}$. Néanmoins, ce type de verrouillage est présent sur de nombreux dispositifs prothétiques modulaires éprouvés par ailleurs. Cette solution est donc validée et pourra être utilisée sur une gamme prothétique (Figure 3.17.c) ou sur une solution par ostéosynthèse.

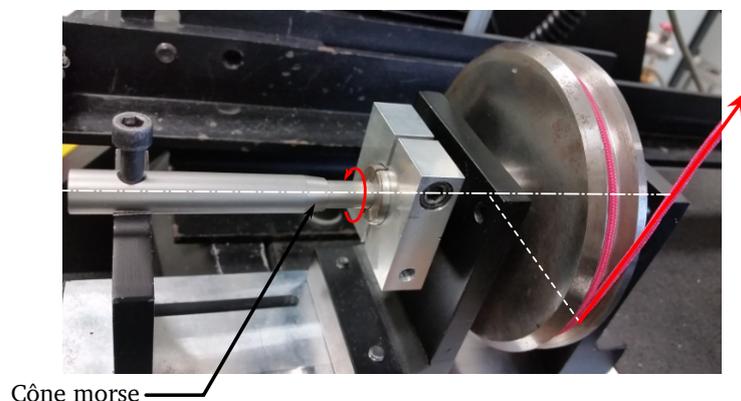


Figure 3.18 – Dispositif expérimental de tenue en torsion. Essai sur la solution par cône morse et vis double.

3.4 Solutions de fixation distale interne

3.4.1 Dispositifs de verrouillages internes existants

Verrouillage de type Seidel

Le verrouillage distal est ici réalisé par expansion des ailettes et par traction sur une âme conique remontant au sein du clou (voir Figure 3.19). Présenté dans le premier chapitre, ce système de verrouillage existant permet de fixer le clou dans l'humérus en interne mais possède une faible tenue à l'arrachement et à la torsion.

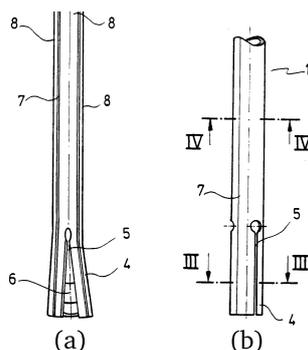


Figure 3.19 – Verrouillage interne par ailettes de type Seidel. (a) Les ailettes sont ouvertes après implantation. (b) Clou avant introduction dans l'humérus. Source : Brevet EP0496954A1.

Rappelons que ce type de verrouillage impose des efforts radiaux importants au sein de la diaphyse et que son démontage peut être délicat si des croissances osseuses empêchent le dévissage du cône.

Verrouillage interne par ergots

Un second système interne propose un verrouillage continu dans la diaphyse par le biais d'ergots déformables (voir Figure 3.20). Les ergots sont liés à un tube logé à l'intérieur du clou et sortent lors de la translation de ce tube interne. Le démontage devrait être plus aisé que pour le clou à ailettes, en impactant la partie interne, les ergots sont obligés de se rétracter à l'intérieur du clou. Ayant moins de volume disponible pour s'y loger, le remodelage osseux semble moins problématique dans cette solution lors de l'explantation.

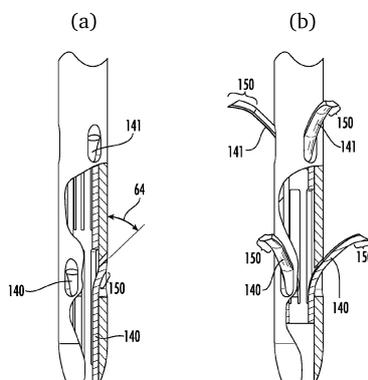


Figure 3.20 – Verrouillage interne par ergots. (a) Clou avant implantation. (b) Sortie des ergots après implantation. Source : Brevet US2013274747A1.

Verrouillage interne par excentrique

Plusieurs versions de verrouillage par excentrique sont présentées dans des brevets. Des verrouillages sont possibles à mi-hauteur (complexes à réaliser, fragilisant le clou). Son fonctionnement est simple et le verrouillage peut être modulé en fonction de la forme de l'excentrique. Cette solution peut être complexe à retirer si le canal centromédulaire est comblé par des croissances osseuses.

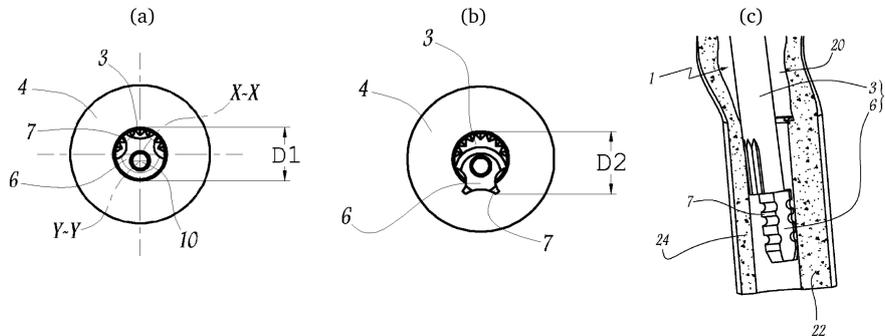


Figure 3.21 – Système de verrouillage par excentrique. (a) Vue de dessous du système par excentrique non verrouillé. (b) Système verrouillé dans l'os. (c) Vue de côté du clou verrouillé.
Source : Brevet WO2009135901A1.

Il est à noter que contrairement à la solution de type Seidel, les solutions par ergots et par excentriques n'ont jamais été mis sur le marché.

3.4.2 Verrouillages distaux proposés

Nous avons développés diverses solutions de verrouillages distaux, parfois avec réalisation d'un prototype associé qui ont alors été proposées au panel chirurgical.

Verrouillage interne double vis

Composé de deux pièces, ce dispositif utilise deux filetages à pas inversés (Figure 3.22). Une première pièce avec un filetage externe pas à gauche est introduit dans la diaphyse alésée et sert de butée à la seconde pièce, clou avec file pas à droite. Une clavette de section carré est insérée pour verrouiller ce dispositif en torsion. Ce système présente deux défauts majeurs, la récupération de la première pièce (filetage à gauche) risque d'être délicate et le problème majeur est qu'un simple verrouillage par filetage au sein d'un diamètre distal mal maîtrisé est périlleux.

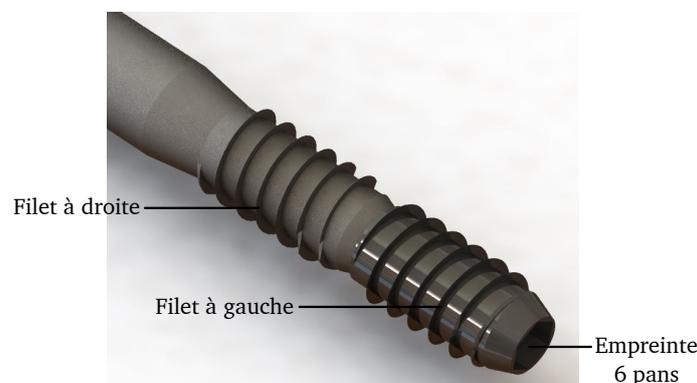


Figure 3.22 – Système de verrouillage par double vis à filetage opposés.

Verrouillage distal par vis inclinée

Dans cette seconde proposition, une vis inclinée sort radialement afin de se loger dans l'os cortical. Un filetage en partie distale sur le clou permet de d'éviter sa translation dans la diaphyse lors de l'introduction de la vis radiale. Ce dispositif nécessite un alésage étagé. Par ailleurs, le dispositif de vissage de cette vis radiale par clé au sein du clou est dépendant de l'inclinaison de la vis et paraît délicat.

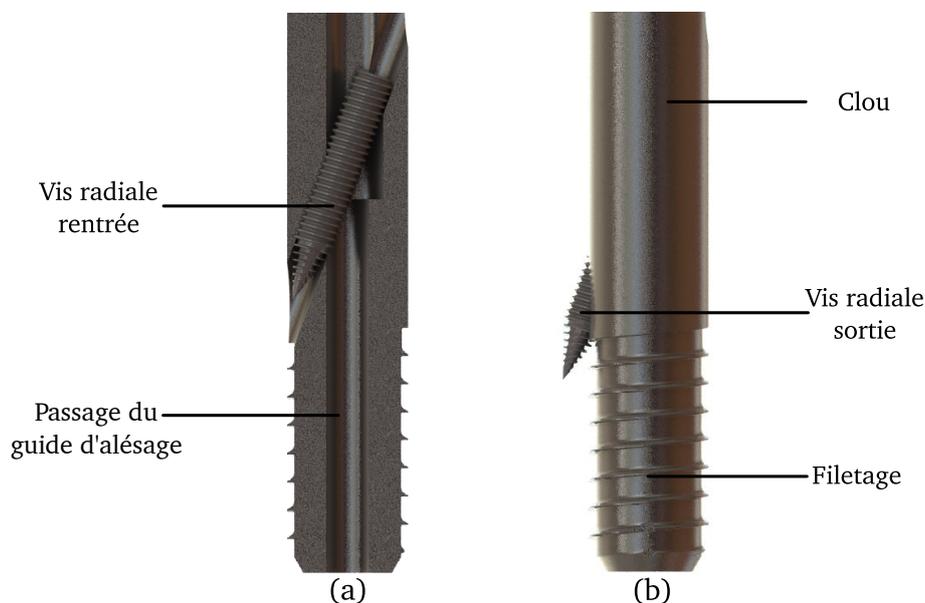


Figure 3.23 – Système de verrouillage par vis inclinée.

Verrouillage interne par excentrique fileté

Cette proposition possède des rainures axiales permettant le maintien en torsion des fragments osseux. La fixation axiale est réalisée par un excentrique à l'extrémité du clou. Un des inconvénients est que l'excentration des filets n'est probablement pas suffisante pour assurer un verrouillage en traction. Par ailleurs, en cas de fracture diaphysaire, le passage des ailettes radiales au travers du trait de fracture risque d'être problématique et d'ouvrir le foyer de fracture.



Figure 3.24 – Solution de fixation par excentrique fileté.

Verrouillage interne par excentrique à crochet

Le clou muni de rainures axiales est à nouveau inséré au sein de la diaphyse afin d'assurer le maintien en torsion des fragments osseux. Un système distal par excentrique interne est utilisé en complément pour bloquer en translation le clou. Par rapport à la précédente proposition, ce dispositif par crochet offre une plus grande amplitude d'excentration. A nouveau plusieurs points peuvent s'avérer problématiques : le blocage de la rotation de l'excentrique n'est pas assuré, le comblement de son logement par le remodelage osseux risque d'empêcher son explantation, par ailleurs le couple de verrouillage en torsion pour verrouiller le clou risque d'être élevé.

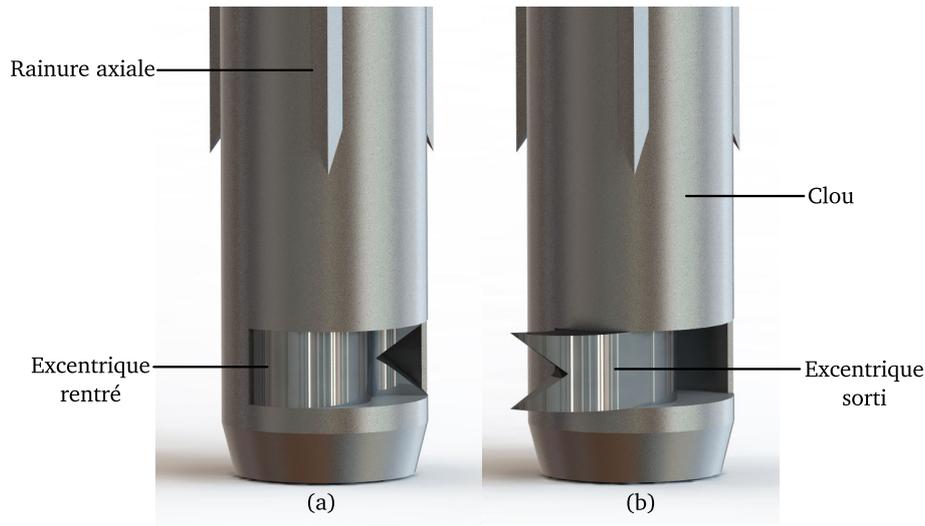


Figure 3.25 – Solution de fixation par crochet excentrique.

Verrouillage interne par clavette

Dans ce cas, une clavette est simplement logée dans le clou, ce dernier étant préalablement vissé dans la diaphyse. Les risques de ce dispositif sont associés à la faible tenue en traction par des filets positionnés majoritairement dans de l'os trabéculaire mais également en torsion en raison des dimensions relativement faibles de la clavette. De plus, dans le cas de fracture diaphysaire utilisant un clou long, le visage d'un clou droit est complexe.

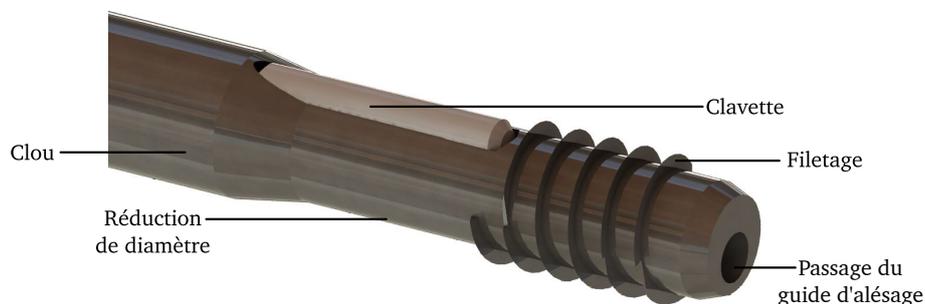


Figure 3.26 – Solution de fixation par clavette.

3.4.3 Verrouillage interne par trocarts

Ce dernier dispositif de verrouillage interne utilise des quadri-trocarts. Il se compose de deux pièces : un clou ajouré de quatre sorties oblongues en partie distale et un axe composé de quatre trocarts à son extrémité inférieure (Figure 3.27).

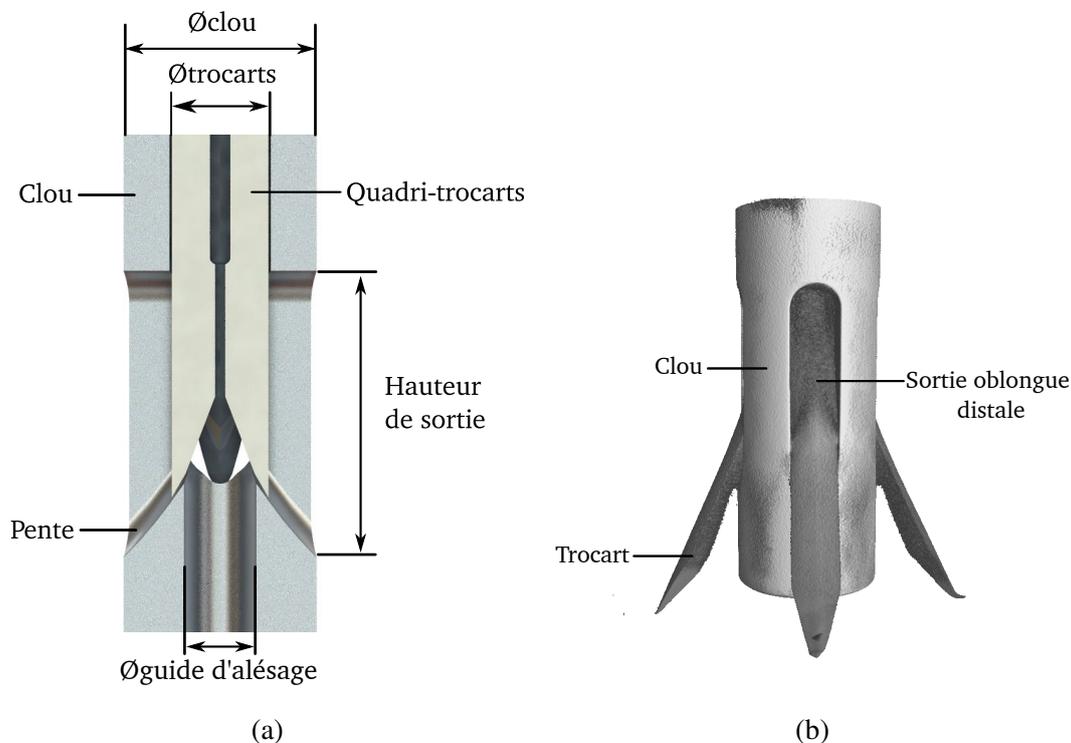


Figure 3.27 – Système de verrouillage par quadri-trocarts : (a) Vue en coupe et (b) système implanté vue par tomographie.

Lors de l'introduction des trocarts dans le clou, les pointes des trocarts s'alignent automatiquement vers leurs orifices de sortie. Le diamètre est plus faible que le diamètre des trocarts au niveau de la pente de sortie, provoquant ainsi leurs déformations. Durant leurs enfoncements dans le clou, les trocarts s'évasent en suivant cette pente jusqu'à atteindre la paroi interne alésé et se loger dans l'os cortical.

L'intérêt de ce dispositif est de se passer d'un verrouillage par vis en partie distale et donc d'un système de visée associé. Par ailleurs il semble capable de s'adapter à différents diamètres de diaphyse.

Essais préliminaires

Des premiers essais d'enfoncement sur os synthétique des trocarts réalisés en acier inoxydable (316L) ont mis en évidence des phénomènes particuliers (Figures 3.28.a).

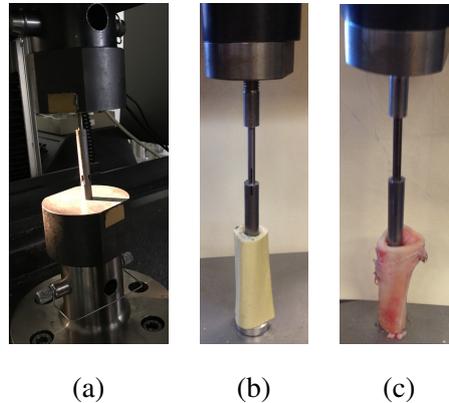
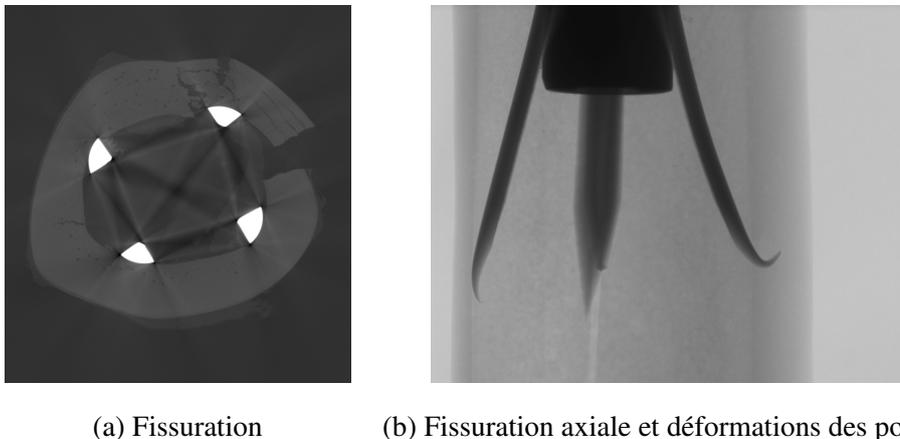


Figure 3.28 – Essais de compression des trocarts au sein du clou : (a) seul, (b) sur os synthétique et (c) sur fémur ovin.

Des fissurations verticales de cet os synthétique ont été observées (Figure 3.29.a) pour des efforts d'enfoncement des trocarts élevés (aux alentours de $0.8 - 1.8 \text{ kN}$). Par ailleurs, si le diamètre interne de la diaphyse n'est pas adapté au diamètre du clou ou si l'angulation de sortie des trocarts est trop faible, les extrémités des trocarts fléchissent et glissent le long de la cortical (Figure 3.29.b).



(a) Fissuration

(b) Fissuration axiale et déformations des pointes

Figure 3.29 – Essais sur os synthétiques avec trocarts et clou en acier inoxydable avec présence de fissure axiale.

Des essais sur os ovin ont été réalisés dans les mêmes conditions, des pointes de trocart ont perforées l'os sans faire apparaitre de fissures verticales. Cet aspect devra être validé sur des humérus cadavériques (Figures 4.5.a et 4.5.b).

Pour pallier à la déformation des pointes des trocarts et améliorer leur pénétration dans l'os cortical, des traitements thermiques ont été réalisés sur les pointes après électro-érosion pour obtenir un $R_e \approx 1500 \text{ MPa}$ avec un allongement de $A = 10\%$. La difficulté de traiter uniquement la pointe en raison de sa faible section et des étapes supplémentaires de fabrication nous ont orientés vers l'emploi de trocarts fabriqués en titane TA6V ($R_e \approx 1000 \text{ MPa}$ et $A = 10\%$). En plus de cette modification de matériau au niveau des trocarts, un travail d'optimisation de leur géométrie et celles des orifices de sortie a été mené.

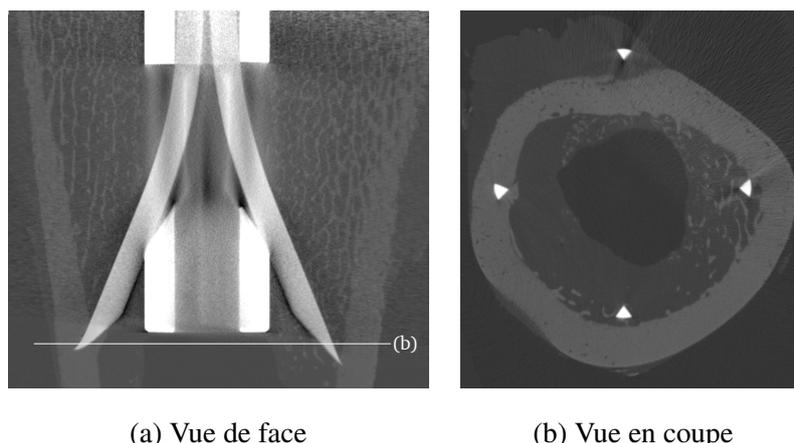


Figure 3.30 – Radiographies des premiers essais sur fémur ovin.

Essais d'enfoncement des trocarts seuls

Afin de diminuer l'effort d'introduction des trocarts au sein du clou et d'optimiser les angles de sortie des trocarts, leurs géométries et la dimension des orifices distaux ont été optimisées.

Pour ces essais de compression, les paramètres sur lesquels nous avons travaillé sont :

- Les angles des orifices de sortie, leurs hauteurs et leurs formes en vé ou circulaire (Figures 3.31.a et 3.31.b);
- Les angles sur les pointes des trocarts (Figure 3.31.c);
- La présence ou non d'une échancrure sur les trocarts (Figure 3.32).

Dans le but d'éviter l'endommagement de la pointe lors de l'enfoncement, les trocarts possèdent deux angles ($A > B$, Figure 3.31.a). Nous avons fait varier l'angle B des extrémités des trocarts de 30° à 45° . Ce même angle se retrouve sur la surface de sortie du clou.

La hauteur de l'ouverture a également été pilotée avec une amplitude de 10 et 12 mm (Figures 3.31.b et 3.31.c). Deux formes d'ouverture en partie distale ont été réalisées, une forme circulaire (C) et une ouverture en Vé (V).

Pour les deux configurations d'ouverture sur le clou, nous avons soit une pente possédant un seul angle, soit une pente plus progressive divisée en deux segments comportant un angle d'entrée du trocart et un angle en sortie.

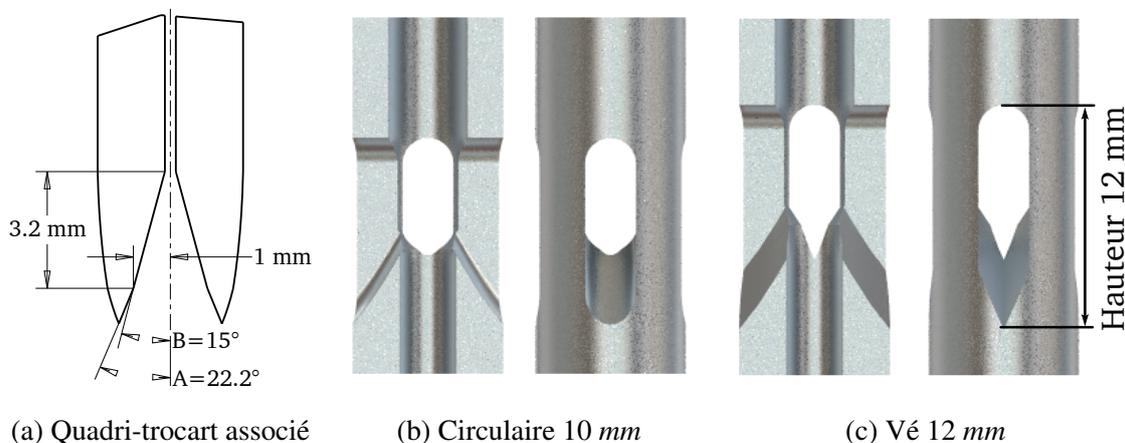


Figure 3.31 – (a) Exemple de trocart 30° et (b) - (c) Exemples de géométries d'ouverture distale des clous : pentes progressives de 30° à 40° circulaire et en vé.

Pour les trocars, deux solutions furent testées, un trocart droit (D) correspondant à ceux déjà utilisés sur les essais précédents et un second avec une échancrure (E) au centre sur 25 mm (Figure 3.32). Cette modification a pour but de faciliter la déformation en sortie de clou.

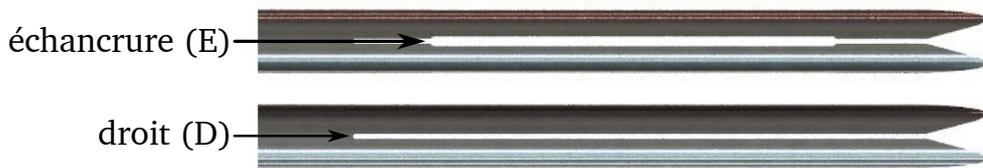


Figure 3.32 – Exemple de trocart avec ou sans échancrure.

En tout, une vingtaine de combinaison a été testé. On observe sur la figure 3.33, les différents efforts d'introduction en fonction des modifications géométriques. Prenons par exemple, la désignation suivante : 35-45-10-VD. Cette configuration correspond à une pente progressive de 35 à 45° en sortie de clou, avec une hauteur de 10 mm, une forme en V et un trocart associé droit.

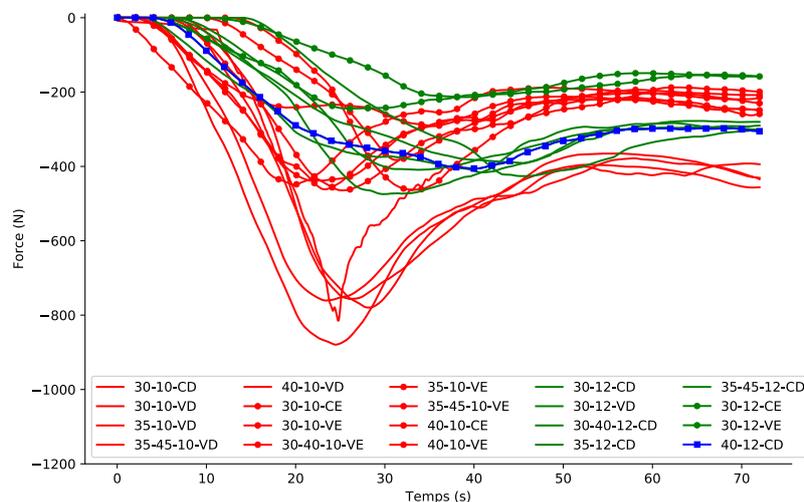


Figure 3.33 – Comparaison des essais de compression pour différentes combinaisons géométriques, avec en rouge une hauteur de sortie de 10 mm (Figure 3.31.a), en noir une hauteur de 12 mm (Figure 3.31.b), les courbes avec marqueurs (•) distinguent la présence d'une échancrure. La courbe bleu correspond à la configuration sélectionnée.

Nous avons remarqué que la géométrie en V ou circulaire a peu d'effets comparée à la présence ou non d'une échancrure et d'une variation de hauteur des orifices de sortie. En pilotant l'un de ces deux derniers paramètres (échancrure ou hauteur de sortie), il est possible de réduire fortement les effort d'introduction des trocars. Pour éviter l'usinage de l'échancrure sur les trocars, l'augmentation de la hauteur de l'orifice de sortie sur le clou est privilégiée.

La figure 3.34 correspond à la combinaison de clou/trocart retenue suite à ces essais, pour un enfoncement de 8 mm sous un effort maximum de 400 N. L'angle de sortie des trocars a été mesuré à 22.5°. Sur la figure 3.34, le diamètre de sortie pointe à pointe est de $\varnothing_{sortie} = 17.5$ mm.

Ce dispositif a séduit le panel des chirurgiens et semble être une solution de fixation interne viable.

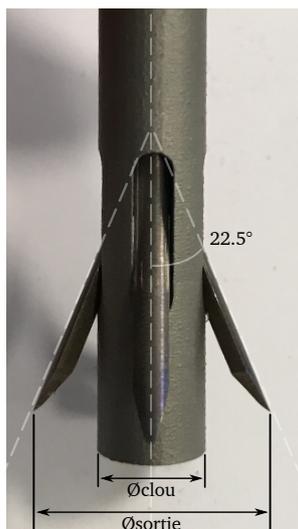


Figure 3.34 – Combinaison trocart/clou retenue 40-12-VD pour un enfoncement de 8 mm.

3.5 Conclusion

Dans cette phase de recherche de solution, de nombreux tests mécaniques ont été réalisés sur machines d'essais (traction, torsion, compression...). Des essais d'implantations sur os synthétiques par l'équipe de chirurgien ont également pu orienter nos choix vers les solutions les plus intéressantes afin de proposer un dispositif complet de soin des fractures par ostéosynthèse. Les solutions retenues sont les suivantes :

- Partie proximale : un treillis filaire avec vis traversantes offrant une très grande liberté de fixation des fragments avec ou sans dispositif ancillaire ;
- Partie diaphysaire : un cône morse avec vis à pas inversé qui permet d'envisager un dispositif modulaire en partie haute afin d'utiliser le clou déjà implanté comme tige prothétique ;
- Partie distale : un système de fixation par trocarts permettant une fixation interne sans vis externe et donc minimalement invasive.

4

Validation du dispositif implantable

"Entre être dans les choux ou dans les **clous**, il n'y a qu'une lettre d'écart."
-Anonyme

Sommaire

4.1 Verrouillage distal	103
4.1.1 Procédure d'implantation du dispositif par trocars	103
4.1.2 Essais en torsion	105
4.1.3 Bilan des essais de fixation distale	105
4.2 Verrouillage proximal	107
4.2.1 Matériel ancillaire pour fixation proximale	107
4.2.2 Procédure d'implantation du dispositif de verrouillage proximal	108
4.2.3 Validation du verrouillage proximal sur écorché d'épaule	110
4.3 Conclusion	117

Introduction

Dans ce chapitre, les prototypes retenus dans le chapitre 3 seront testés par le biais des outils développés. Les essais préalables ont soulevé plusieurs points à valider sur l'ensemble des solutions sélectionnées lors d'essais cadavériques. Pour ces essais, les chirurgiens favorisent l'utilisation de clous courts pour traiter les fractures situées au niveau de l'épiphyse et des clous longs pour des cas de fractures diaphysaires.

La première partie porte sur le verrouillage distal par trocars et les essais d'implantation réalisés pour valider ce dispositif interne. La procédure d'implantation et de fixation distale est décrite et les résultats de tenue mécanique sont discutés.

La seconde partie concerne la fixation proximale par treillis. Les différents ancillaires développés sont présentés et une procédure d'implantation est détaillée.

Dans la troisième partie, des essais sur corps complets du comportement de clou sur des éléments cadavériques d'écorchés de l'épaule sont décrits. Ces tests sont menés sur le banc d'essais cadavériques.

Lors de ces essais cadavériques, différentes versions de clous monoblocs disposant de treillis (sans partie modulaire par cônes morses) ont été testées (Figure 4.1). Pour valider la solution de verrouillage distale seule, des clous longs de 180 – 260 mm de diamètre 8, 9 et 10 mm ont été réalisés. Afin de valider les solutions proximales seules, des clous courts de 130 – 150 mm avec verrouillages distaux classiques par vis ont été privilégiés et seront utilisés sur les écorchés d'épaule pour qualifier ce système seul.

Les solutions d'assemblage par cône morse des parties proximales et distales sont une option complémentaire permettant d'améliorer la modularité du dispositif. Le principe a déjà été validé sur os synthétique mais non testé à ce jour en laboratoire d'anatomie.



Figure 4.1 – Des exemples de clous réalisés pour les essais cadavériques par fabrication additive.

Pour valider la procédure chirurgicale, nous avons réalisés des essais d'implantation sur 8 épaules, droites et gauches issues de 4 corps complets (3 hommes et 1 femme) de plus de 65 ans. Les tests de validation mécanique du clou centromédullaire ont été réalisés sur 3 écorchés gauche (2 hommes et 1 femme).

4.1 Verrouillage distal

La solution retenue pour un verrouillage distal consiste à utiliser un clou ajouré associé à un quadri-trocart. Les exigences de ce dispositif sont triples, une tenue du verrouillage en traction ($> 200 N$), en torsion ($> 10 N.m$) et un verrouillage sans fissuration de l'os cortical lors de l'introduction des trocars.

4.1.1 Procédure d'implantation du dispositif par trocars

Voie d'abord

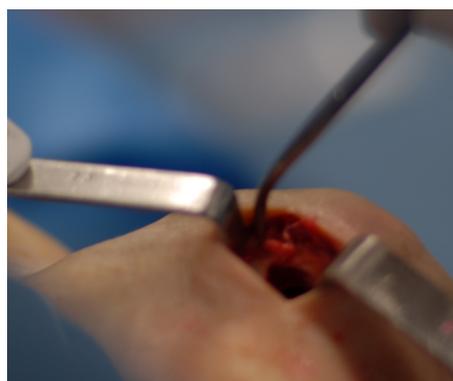
L'utilisation d'une voie d'abord antero-acromiale permet d'accéder à la tête humérale de manière minimalement invasive (Figure 4.2.a) en réalisant une incision de quelques centimètres ($2 - 3 cm$) aligné avec le plan frontal. Des écarteurs élargissent l'incision pour mettre à nu l'épiphyse proximale en écartant la peau et les tissus mous.

Alésage du canal centromédullaire

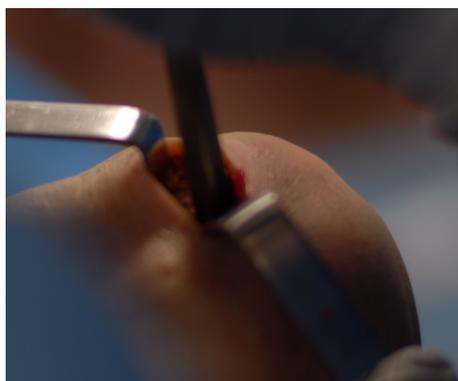
Un alésage étagé de diamètre $9 mm$ sur une profondeur égale à celle du clou dans la diaphyse et un alésage diamètre $13 mm$ sur une profondeur de $50 mm$ dans l'épiphyse permettent de créer le volume interne nécessaire au positionnement du clou (Figure 4.2.b). L'alésoir est retiré en laissant en place le guide d'alésage dans l'humérus.



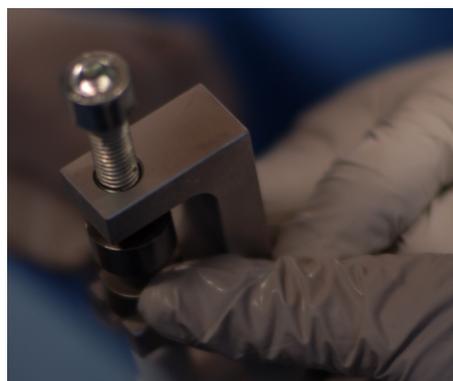
(a) Réalisation de la voie d'abord



(b) Alésage du canal centromédullaire



(c) Implantation du clou avec sa rallonge



(d) Verrouillage par presse des trocars

Figure 4.2 – Procédure d'implantation du clou pour une fixation distale par trocars. (a) Incision de la voie d'abord, (b) alésage étagé de la diaphyse, (c) introduction du clou sur guide et (d) verrouillage des trocars par presse.

Insertion du clou

Le clou est vissé sur une rallonge graduée avant son insertion dans l'humérus (Figure 4.2.c). Ces graduations permettront de contrôler la profondeur d'enfoncement du clou au sein du canal centromédullaire. Le clou est inséré sur le guide d'alésage pour franchir la fracture si celle-ci est localisée dans la zone diaphysaire. Le guide d'alésage est retiré pour laisser place aux trocarts au sein du clou. Introduit de manière aléatoire dans le clou, les pointes s'orientent naturellement vers les sorties du clou. Un repère en haut de la rallonge permet d'identifier la position en rotation du clou, permettant si besoin de choisir l'orientation des sorties de trocarts.

Verrouillage distal du clou

Pour verrouiller ce système dans l'humérus et éviter les chocs liés à un enfoncement par impacts sur l'os fracturé, un système de presse par vissage manuel est proposé. Le chirurgien peut appliquer un verrouillage progressif des trocarts par le biais d'une vis et verrouiller ainsi en partie distale le dispositif.

La sortie des trocarts est pilotée par le nombre de tours effectués par cette vis située au sommet de la presse (Figure 4.2.d). Le principe de fonctionnement de cette presse est présenté figure 4.3.

Ce matériel de pose distal est composé de relativement peu de pièces, 6 au total et permet ainsi de régler à l'extérieur du clou la hauteur de sortie des trocarts et l'enfoncement du clou par rapport à la tête. Cette profondeur est pilotable par le biais de bagues de hauteurs variables placées au-dessus de la rallonge des trocarts. L'effort appliqué par la vis est directement transmis sur les trocarts via la rallonge sans solliciter l'humérus en partie proximale.

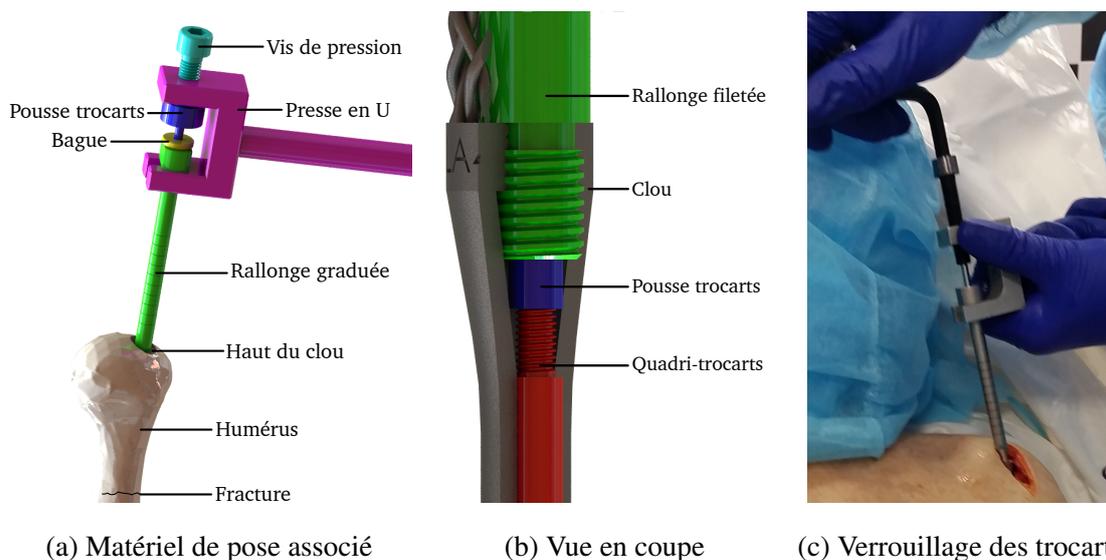


Figure 4.3 – Matériel nécessaire au verrouillage distal par trocarts.

La rallonge est par la suite extraite, laissant le clou verrouillé distalement dans la diaphyse. L'extrémité supérieure du clou est positionnée dans l'humérus à quelques millimètres sous la surface de la tête. La partie supérieure des trocarts est filetée afin de permettre leur extraction (Figure 4.3.b). Une vis bouchon est mise en place au niveau du filetage de la rallonge sur le clou empêchant la remontée des trocarts et protège ce filet nécessaire à l'extraction du clou.

4.1.2 Essais en torsion

Pour identifier la tenue en torsion des dispositifs distaux par trocars, nous avons tout d'abord testé les verrouillages sur deux humérus (droit et gauche) d'un même corps. Après verrouillage des trocars et avant de procéder à la fixation proximale, un couple a été appliqué par le biais de l'ancillaire sur chaque clou. Un dynamomètre numérique a permis de quantifier les couples imposés (Figure 4.4.a).

Dans la littérature, des essais de tenues en torsion furent réalisés sur des clous de type Seidel avec des résultats de l'ordre de $0.3 N.m$ [123]. Rappelons que la tenue en torsion d'un humérus sain est d'environ $17.0 N.m$ et de l'ordre de $10 N.m$ pour un dispositif verrouillé par une seule vis [104].

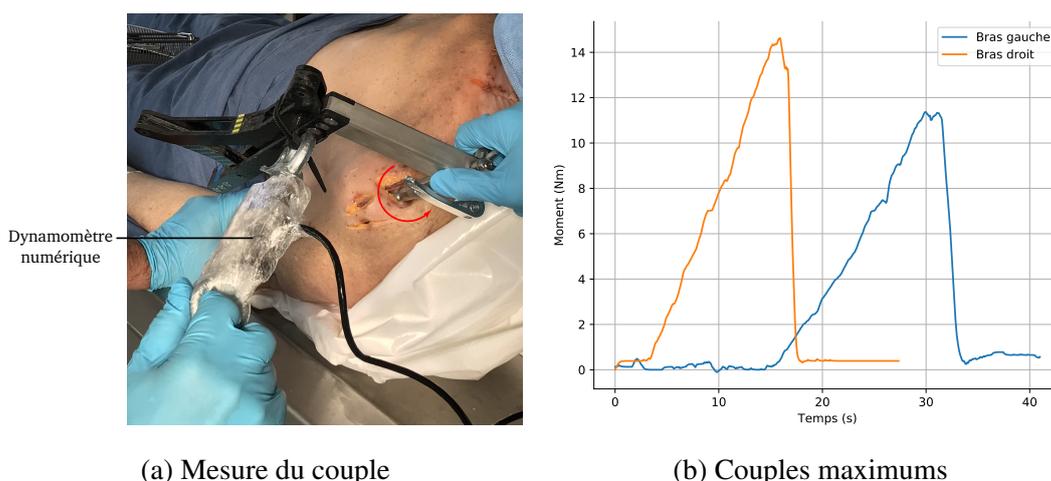


Figure 4.4 – Essais de torsion sur deux humérus cadavériques.

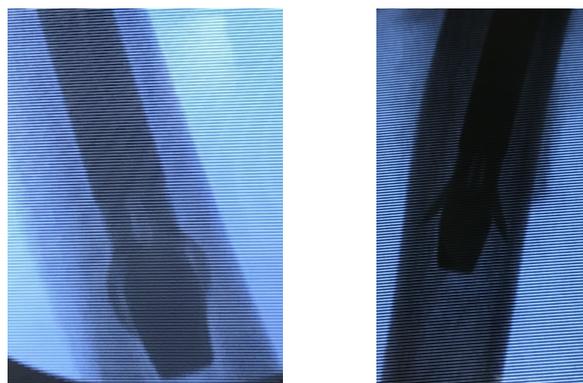
Dans ces premiers essais d'implantation avec un diamètre de diaphyse interne de $11 mm$ (Figure 4.5.a) pour un diamètre de clou de $10 mm$, les trocars ne s'ancrent pas et ripent contre l'os cortical. L'épaisseur des trocars d'environ $1.8 mm$ permet de réaliser un blocage en rotation par serrage. L'essai de torsion (Figure 4.4) fait apparaître une tenue élevée du dispositif de plus de $14 N.m$. Sur les radiographies de contrôle après essai, aucune fissure n'a été constatée.

Lors d'un second test d'implantation sur un écorché seul possédant un diamètre de diaphyse plus important, proche de $14 mm$ (Figure 4.5.b), nous constatons que les trocars s'ancrent dans l'os cortical mais ont tendance à faire reculer le clou. La tenue en torsion mesurée est bien plus basse, de l'ordre de $6 N.m$.

4.1.3 Bilan des essais de fixation distale

Malgré de nombreuses tentatives d'implantations combinant diverses géométries de trocars et de clous, la fiabilité du verrouillage n'est pas suffisante. Les couples de tenue en torsion sont très dépendant du rapport des diamètres entre clou et diaphyse. La meilleure configuration a été obtenue lors du glissement des trocars le long de l'os cortical avec un bon ajustement par rapport à la diaphyse. Dans ce cas, le couple de verrouillage par trocart est similaire à un verrouillage classique par vis. Lorsque les pointes des trocars pénètrent l'os cortical, nous observons une remontée du clou, modifiant ainsi la profondeur d'implantation. La solution retenue est de ne pas favoriser la pénétration des pointes dans l'os mais de favoriser le glissement entre le clou et la diaphyse.

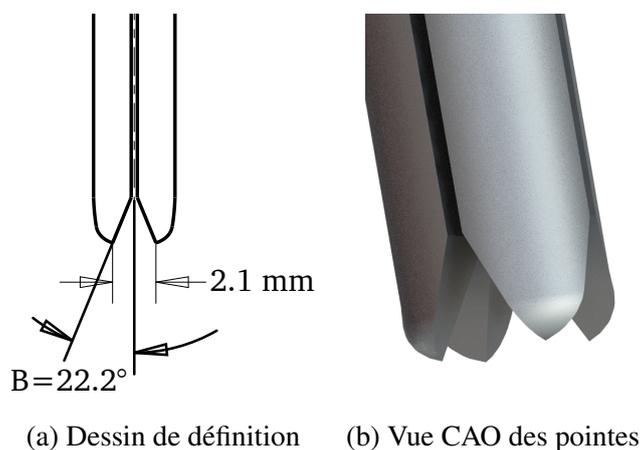
Il a été proposé de modifier la géométrie des trocars afin d'éviter aux pointes de pénétrer l'os, privilégiant une solution par coincement des trocars entre le clou et l'os cortical. Leur forme au niveau des extrémités a été arrondie et la pente de sortie réduite au niveau du clou, dans le but



(a) Déformations des trocars (b) Ancrage insuffisant

Figure 4.5 – Radiographies de la zone distale pour deux verrouillages sur humérus cadavériques.

de se rapprocher des conditions de verrouillage ayant atteint la meilleure tenue en torsion 14 *N.m* (Figure 4.6).



(a) Dessin de définition (b) Vue CAO des pointes

Figure 4.6 – Modification de la géométrie des trocars au niveau des pointes.

Des essais cadavériques supplémentaires sont donc nécessaires pour valider complètement ce verrouillage interne. En conséquence, ce dispositif de fixation par trocart n'est pas encore totalement opérationnel.

4.2 Verrouillage proximal

Tout d'abord, la procédure d'implantation du dispositif de fixation proximal par treillis filaire est détaillée. Les premiers tests de validation de ce dispositif ont été réalisés sur corps complet dans une configuration de bloc opératoire. Ils valideront de la procédure d'implantation et du matériel de pose associé. Des essais sur écorchés d'épaule valideront quant à eux sur le banc d'essai la tenue mécanique des fragments consolidés par ce verrouillage proximal.

4.2.1 Matériel ancillaire pour fixation proximale

Trois ancillaires pour la fixation proximale ont été développés. Le premier a été réalisé par impression plastique (Figure 4.7.a), le second reprenant le même principe de fonctionnement est réalisé en composite carbone, matériau plus rigide et radio-transparent (Figure 4.7.b). Un troisième dispositif simplifié a également été conçu afin de permettre uniquement une insertion horizontale des vis (Figure 4.7.c) répondant ainsi à une demande de l'un des chirurgiens.

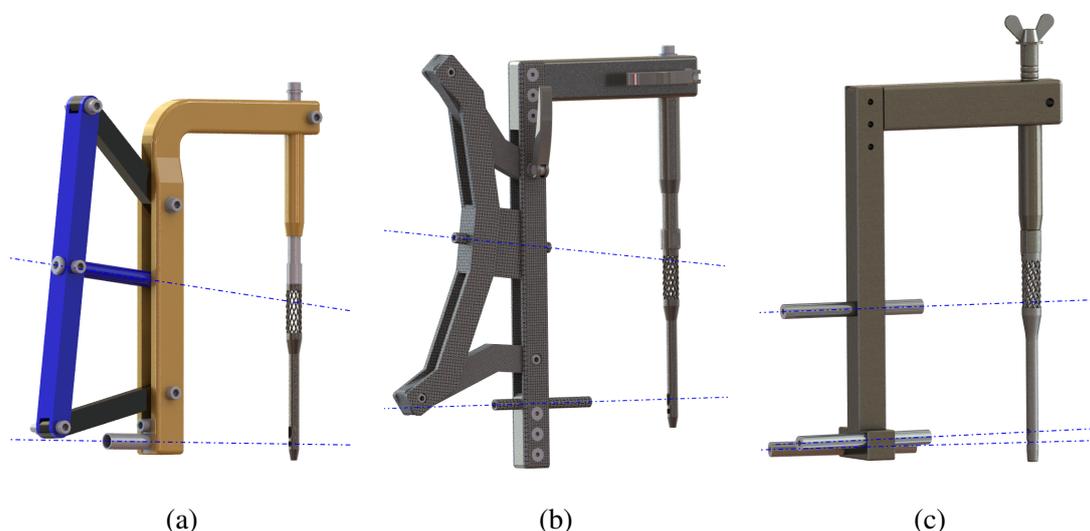


Figure 4.7 – Trois ancillaires développés : (a) Ancillaire plastique avec trapèze, (b) ancillaire en fibres de carbone avec trapèze et (c) ancillaire simplifié.

Ces ancillaires présentent tous un canon de perçage visant l'axe central du treillis. Un degré de liberté en rotation autour de cet axe est disponible. La hauteur de positionnement du canon sur l'ancillaire est pilotable sur une plage égale à la hauteur du treillis (Figures 4.8.a et 4.8.b). Ces deux degrés de liberté peuvent être verrouillés afin de conserver la position choisie entre les phases de perçage du logement des vis et leur vissage.

Dans les deux premiers ancillaires, une incidence de $\pm 15^\circ$ du canon est autorisée. Ce degré de liberté est supprimé dans le troisième dispositif impliquant une orientation de vis perpendiculaire à l'axe central du clou (4.9) et un indexage à bille limite le réglage en hauteur à 7 positions horizontales coïncidant avec la hauteur des différentes mailles présentes sur le treillis.

Ces ancillaires disposent d'un ou deux canon(s) de perçage en partie distale. Nous avons choisi de valider mécaniquement le verrouillage proximal sur des clous verrouillés distalement par vis.

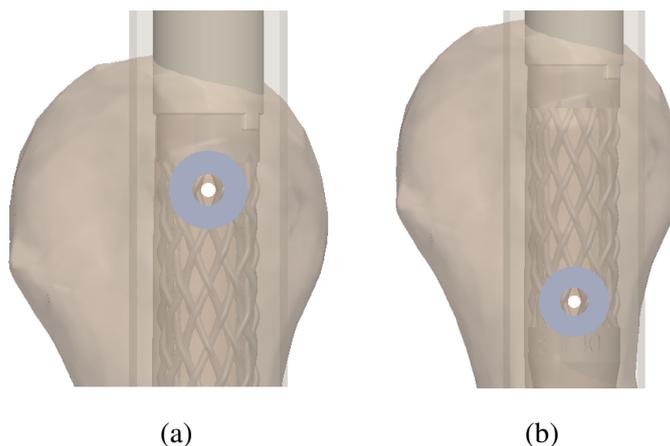


Figure 4.8 – Positions du canon de perçage par rapport au treillis implanté dans l’humérus : (a) position verticale maximale et (b) position verticale minimale.

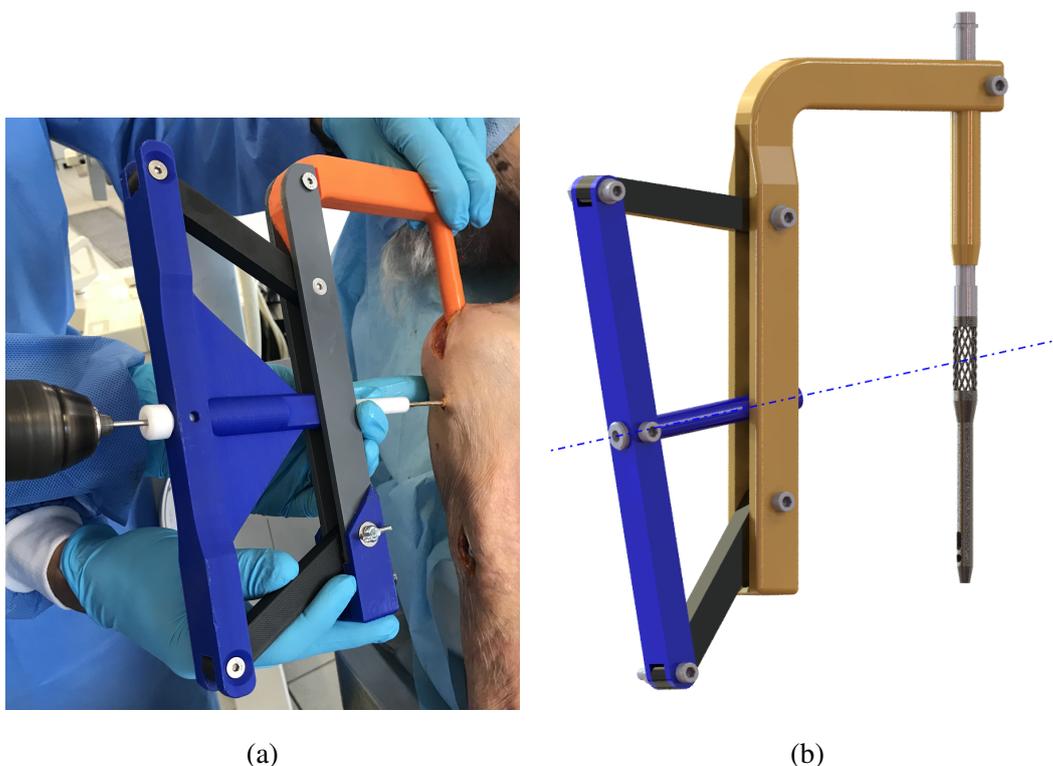


Figure 4.9 – Premier ancillaire développé pour fixer les vis de verrouillage proximal : (a) fixation purement horizontale et (b) fixation avec une incidence de 15°.

4.2.2 Procédure d’implantation du dispositif de verrouillage proximal

Réduction des fractures

Dans le cas d’un verrouillage distal par trocars, l’ancillaire de pose des trocars est extrait puis remplacé par un ancillaire spécifique au verrouillage du treillis. Dans le cas d’un verrouillage classique, le chirurgien n’utilise que cet ancillaire spécifique et commence par verrouiller le clou en partie distal grâce aux canons prévus à cet effet avant de verrouiller la partie proximale. Cet ancillaire proximal est fixé et indexé sur le haut du treillis au moyen d’encoches et d’un filetage

Dans le cas d’une fracture proximale multi-fragmentaire, le chirurgien peut directement pré-

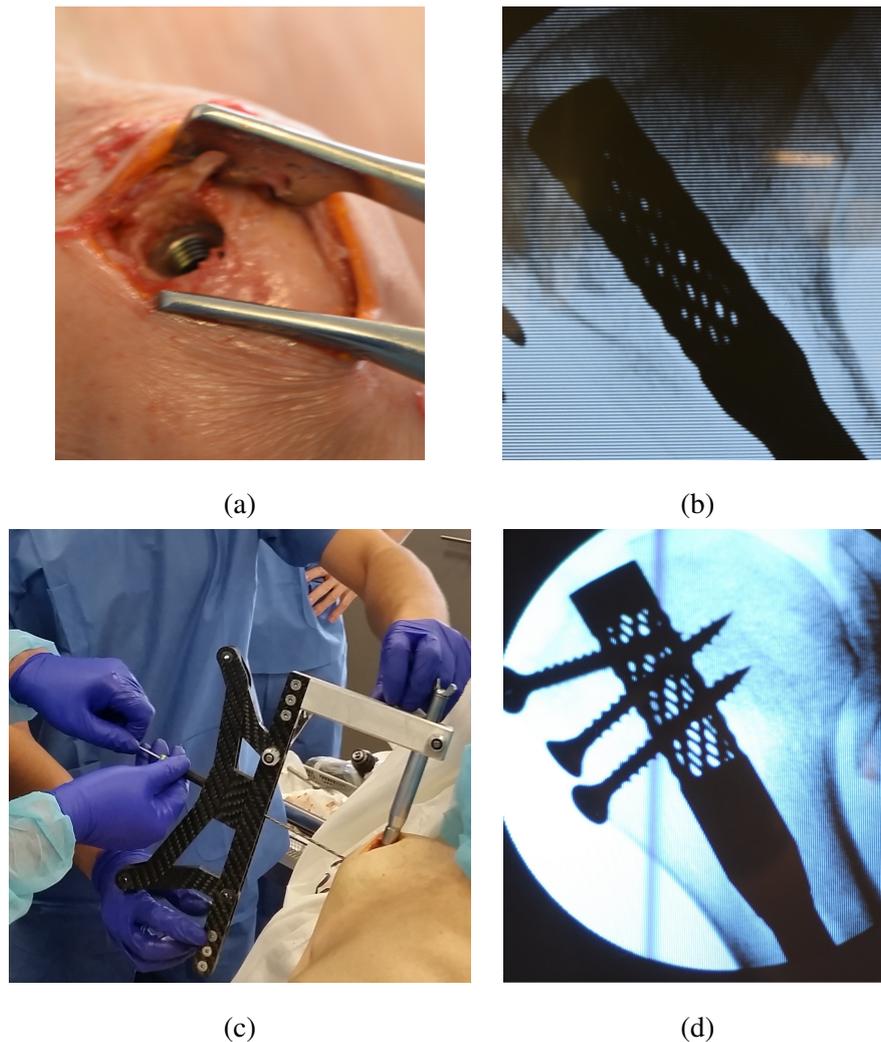


Figure 4.10 – Procédure d’implantation du clou et fixation proximale par treillis filaire. (a) Voie d’abord après verrouillage distal, (b) radiographie proximale avant verrouillage, (c) pré-perçage d’un fragment avant insertion d’une vis et (d) verrouillage proximal réalisé par trois vis.

percer un à un chaque fragment au diamètre externe de la vis $\varnothing_{nom} = 4 - 5 \text{ mm}$ en direction du treillis ou utiliser une méthode de réduction classique par broches et/ou sutures afin de maintenir les fragments avant verrouillage.

Introduction des vis de fixation des fragments

L’ancillaire est verrouillé dans une position de perçage (Figure 4.10.c). Un premier perçage est réalisé sur une profondeur équivalente à l’épaisseur de l’os cortical. Le canon est remplacé par un guide tournevis. La vis est introduite librement au travers de la première corticale, s’arrime dans le treillis. Le couple de serrage de la vis maintient le fragment osseux en place. La mise en place de deux vis par fragment est préconisée. Le matériel ancillaire peut alors être retiré, laissant l’implant verrouillé au sein de l’humérus (Figure 4.10.d).

Essais en configuration de bloc opératoire sur corps complet

Six dispositifs de clou avec treillis ont été implantés par les chirurgiens suivant la procédure décrite précédemment. Aucun souci n’a été relevé, de 3 à 6 vis ayant été introduites dans chaque

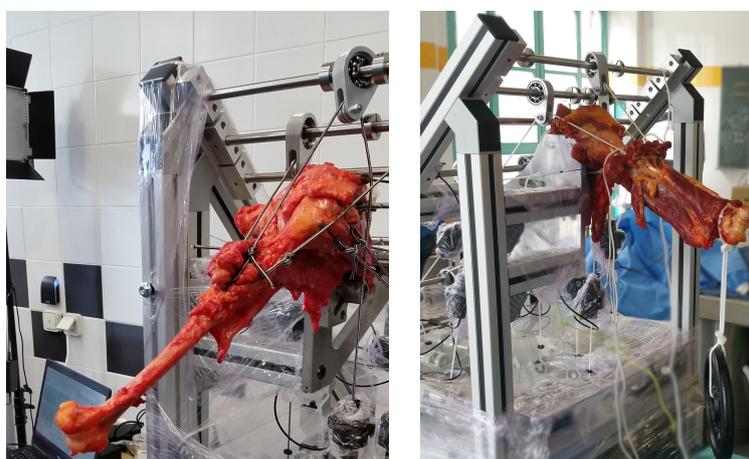
treillis. L'utilisation du matériel de pose n'a pas toujours été nécessaire pour ces chirurgiens expérimentés, les dimensions du treillis étant suffisantes pour permettre une introduction des vis à travers les fragments et le treillis sans matériel de visée.

4.2.3 Validation du verrouillage proximal sur écorché d'épaule

Pour tester les résistances mécaniques du verrouillage proximal, un écorché gauche est positionné sur le banc de test. La scapula, l'humérus et les insertions tendineuses sont conservés. L'articulation scapulo-humérale est également soigneusement préservée. Après fixation de la scapula sur le châssis, les huit faisceaux musculaires pilotables sont rattachés à l'humérus. Le temps de mise en place de l'écorché sur le banc est d'environ 1h30.

Mise en mouvement de l'humérus

Des nombreux essais ont été effectués, abduction, flexion, rotations internes et externes en chargeant un humérus non fracturé avec des masses de 3 kg au niveau de l'articulation du coude (Figure 4.11). Dans ces configurations, la stabilisation de l'humérus a toujours été possible.



(a) Essai à vide

(b) Essai chargé

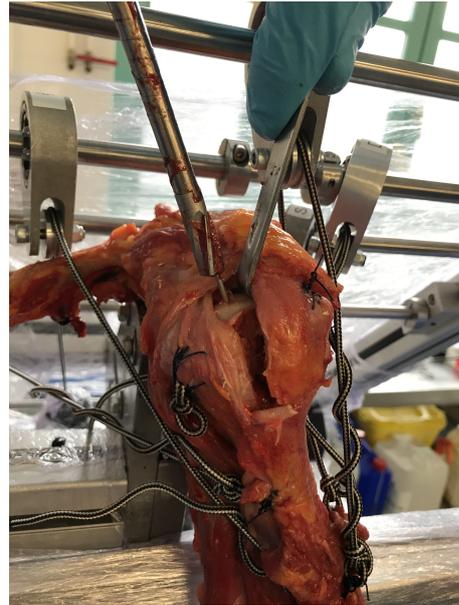
Figure 4.11 – Essai de mise en abduction du bras.

Test sur humérus fracturé

Sur les essais suivants, la tête humérale est fracturée suivant le sillon tubérositaire séparant la grande tubérosité du reste de l'humérus (Figure 4.12.a). L'os est alésé (Figure 4.12.b) et l'implant monté sur le dispositif ancillaire est introduit dans le canal centromédullaire (Figure 4.12.c). Le verrouillage distal est effectué par deux vis désaxées angulairement, l'objectif n'étant pas de tester ici la résistance de ce verrouillage distal. En partie haute, la grande tubérosité est rattachée à l'implant par deux vis (Figure 4.12.d). Dans la littérature, des essais similaires ont été menés [66] pour une abduction à 0° avec une fixation par deux vis dans la grande tubérosité. Réalisés sur des grandes tubérosités porcines, les charges atteintes pour un déplacement de 3 mm sont de $304.1 \pm 55.1 N$ et de $515.0 \pm 75.4 N$ pour des cas à rupture.



(a) Création de la fracture



(b) Alésage de la diaphyse



(c) Introduction du clou



(d) Fixation du fragment

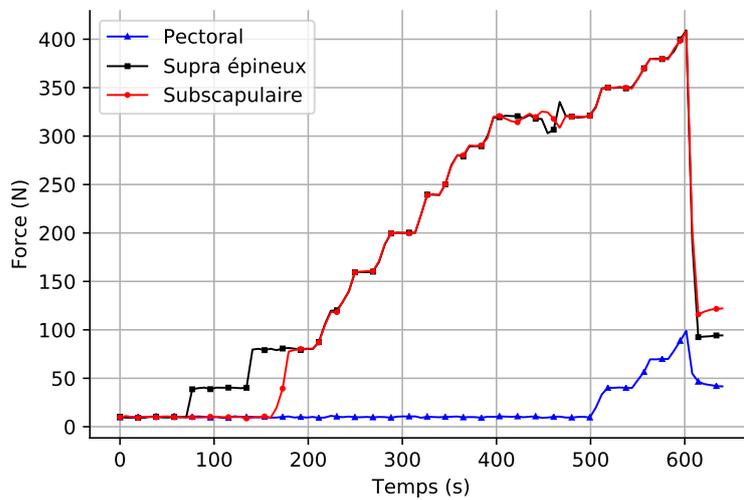
Figure 4.12 – Mise en place et préparation de l'essai sur le banc cadavérique.

Pour permettre une mesure de déplacement par stéréo-corrélation d'images (Figure 4.13), les amplitudes de mouvements de l'humérus ont été limitées. L'humérus est maintenu verticalement sur le banc au niveau du coude par une liaison assimilable à une liaison linéaire annulaire, interdisant les mouvements de rotations latérales et frontales de l'humérus. Seules les rotations propres de l'os sont permises.



Figure 4.13 – Banc de stéréo-corrélation d'images.

Des efforts ont été appliqués de manière à solliciter l'humérus en abduction. Les huit muscles sont mis sous tension à 10 N puis les muscles supra-épineux et subscapulaire rattachés au fragment tubérositaire sont chargés par incréments. Au-delà de 350 N sur ces deux muscles, une forte rotation externe est observée. Pour stabiliser l'humérus, un effort est imposé sur le pectoral (Figure 4.14.a). Une rupture est atteinte pour des charges de 410 N sur le supra-épineux, 410 N sur le subscapulaire et 100 N sur le pectoral (Figure 4.14.b).



(a)

Grande tubérosité fracturée



(b)

Figure 4.14 – (a) Efforts appliqués sur les faisceaux musculaires pendant l'essai d'abduction sur humérus fracturé et consolidé et (b) vue latérale après rupture de la grande tubérosité.

Sous ce chargement, la grande tubérosité est sectionnée par les vis et aucune rupture ou déformation visible de l'implant n'est constatée. Nous avons poursuivi cet essai en sollicitant uniquement l'une des deux vis afin d'observer les limites de chargement admissibles sur le treillis (Figure 4.15.a). Pour des efforts de 600 N, la vis fléchit très fortement et l'essai a dû être arrêté (Figure 4.15.b).

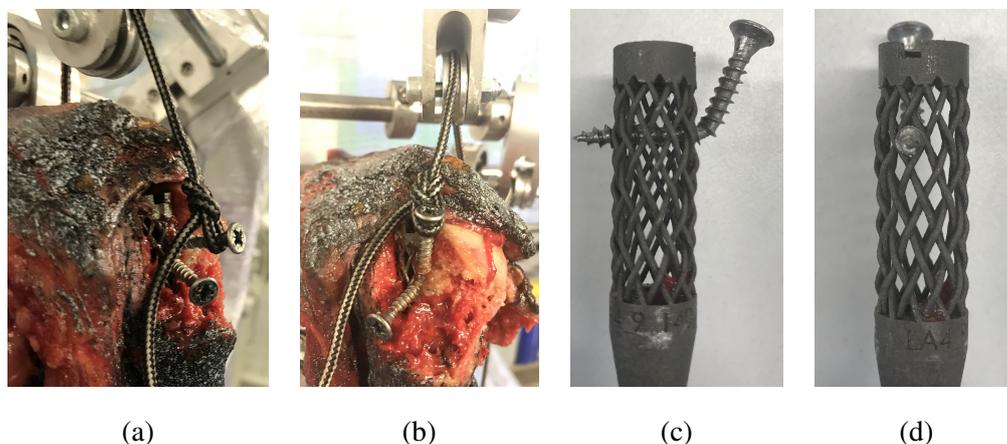


Figure 4.15 – Essai de tenue d'une vis dans le treillis sous 600 N.

Après explantation du clou, nous constatons que le treillis n'a pas subi de déformation permanente visible à l'œil (Figures 4.15.c et 4.15.d).

Observation des déplacements au niveau du foyer de fracture

L'objectif de cette analyse est de quantifier sous charge les déplacements relatifs entre la partie saine de l'humérus et l'élément fracturé. La mesure de déplacement par stéréo-corrélation d'images (Logiciel 7D [23, 91, 111]) est basée sur une recherche de zones présentant des similitudes de niveaux de gris entre l'état initial et l'état déformé. Dans cet exemple, la mesure est délicate à réaliser puisque, entre deux états de chargement, les images présentent des modifications de niveau de gris non négligeables.

La zone concernée par l'analyse d'image est simplement mouchetée aléatoirement (fond noir et mouchetis blanc) afin d'améliorer la reconnaissance de zones similaires entre les images (Figure 4.16). Un éclairage diffus est utilisé. Deux appareils photo haute résolution *Nikon-D810* (36 MPixels) enregistrent de manière synchronisées les images lors des différents paliers de chargement. Les incertitudes de mesures de ce dispositif ont été estimées par analyse de déplacements de corps rigides à environ 0,01 mm. L'hétérogénéité des champs de déplacements liée à la présence de tissus très fortement déformables, voire localement déchirables dégrade forcément ces incertitudes qui sont, de ce fait, très difficiles à quantifier localement.

Le tableau 4.1 donne les valeurs des efforts musculaires appliqués correspondants aux couples d'images stéréoscopiques analysées. Les charges appliquées sont importantes et les mouvements des différents tissus (tendons principalement) sont tels que des déchirures apparaissent (voir Figure 4.17).

Nous calculons ainsi des incréments de déplacement dx , dy et dz entre deux états successifs et choisissons de présenter l'analyse réalisée avant rupture (images 11 et 12), correspondant à l'incrément d'effort de 350 N à 380 N pour le supra-épineux et le subscapulaire et de 40 à 70 N pour le pectoral (Figure 4.18).

La figure 4.19 représente les vecteurs déplacements identifiés par corrélation d'images entre l'état 11 et 12. Nous observons des incréments de déplacements importants sur les zones d'attache des muscles.

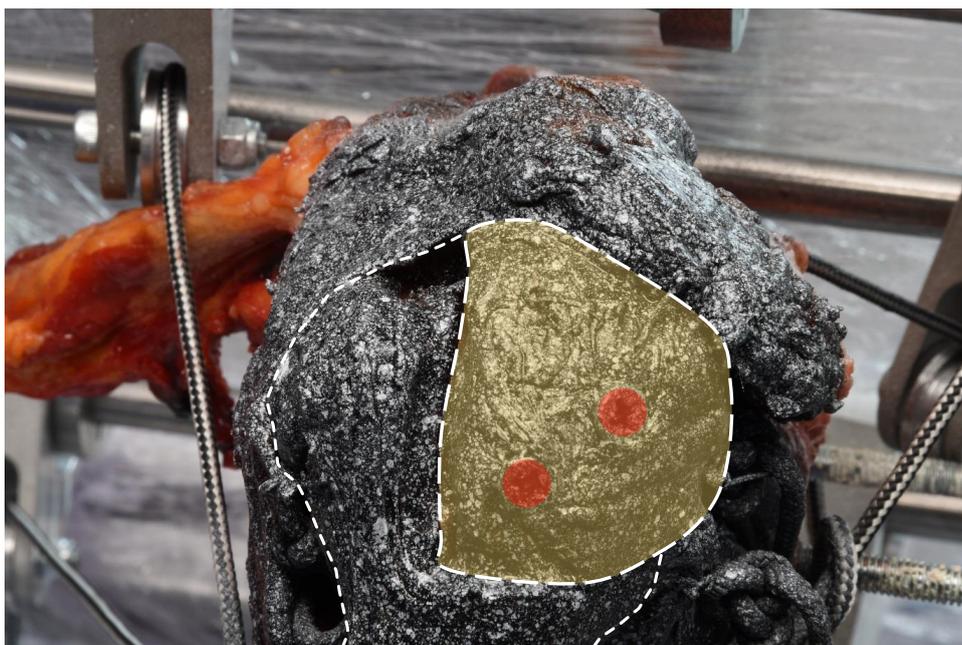


Figure 4.16 – Vue latérale d'un élément cadavérique fracturé et traité par un implant treillis. Deux vis de verrouillage proximal (en rouge) traversent la grande tubérosité (en jaune) et se fixent dans la partie haute de l'implant au niveau du treillis.

Images	Déplacements (mm)			Efforts (N)		
	x	y	z	Supra-épineux	Subscapulaire	Pectoral
1	0	0	0	10	10	10
2	0	0	0	10	10	10
3	0,32	0,012	0,23	40	10	10
4	1,52	0,072	-0,07	80	80	10
5	1,46	0,072	0,13	120	120	10
6	1,38	0,142	0,27	160	160	10
7	1,355	0,282	0,47	200	200	10
8	1,395	0,502	0,55	240	240	10
9	1,515	0,722	0,66	280	280	10
10	1,655	1,042	0,82	320	320	10
11	2,015	1,482	0,88	350	350	40
12	2,395	2,182	1,08	380	380	70
13	2,625	2,852	1,68	410	410	100

Tableau 4.1 – Valeurs des déplacements relatifs entre A et B de la zone fracturée et des efforts appliqués sur les muscles pilotés.

Les déplacements relatifs entre les points A et B sont calculés à partir des champs de déplacements incrémentaux (entre les couples d'images 1-2, 2-3, ...). Les valeurs de déplacement

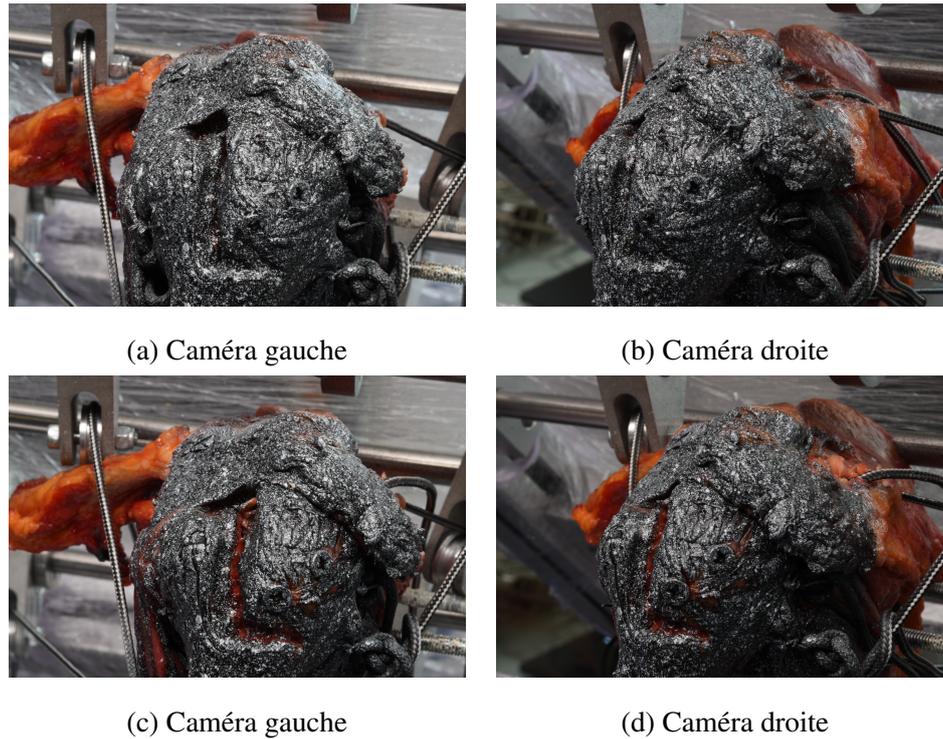


Figure 4.17 – Observation des différences entre les couples d’images stéréoscopiques image 1 (a) et (b) et image 12 (c) et (d).

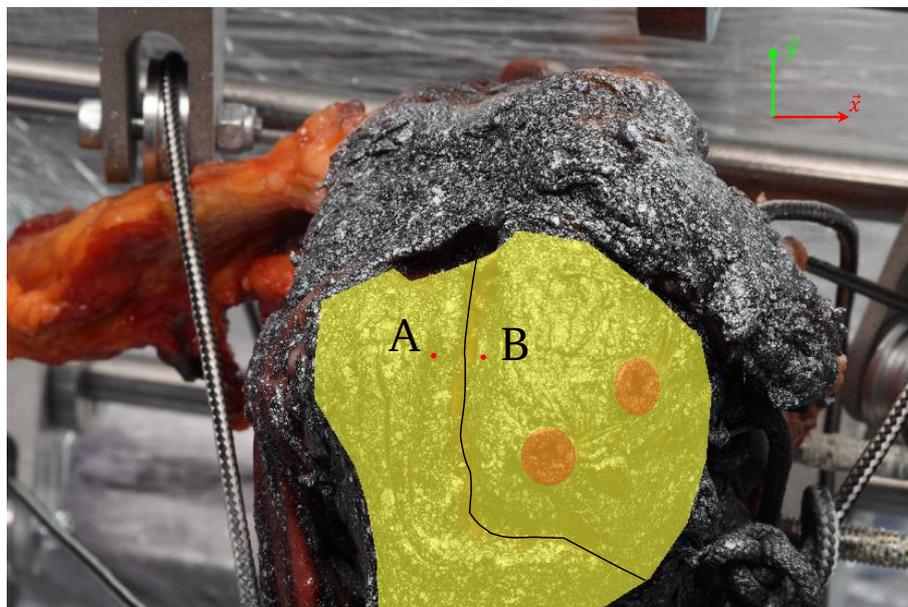


Figure 4.18 – Zone d’analyse de part et d’autre de la zone fracturée et visualisation des points A et B utilisés pour quantifier les déplacements relatifs des lèvres de la fracture.

observées entre A et B suivant l’axe \vec{x} correspondent à l’ouverture en mode I du trait de fracture (positif si ouverture, négatif si fermeture), ceux suivant l’axe \vec{y} au cisaillement dans le plan de la caméra et ceux suivant l’axe \vec{z} au cisaillement hors plan. Ces champs de déplacements sont présentés sur les figures 4.20.

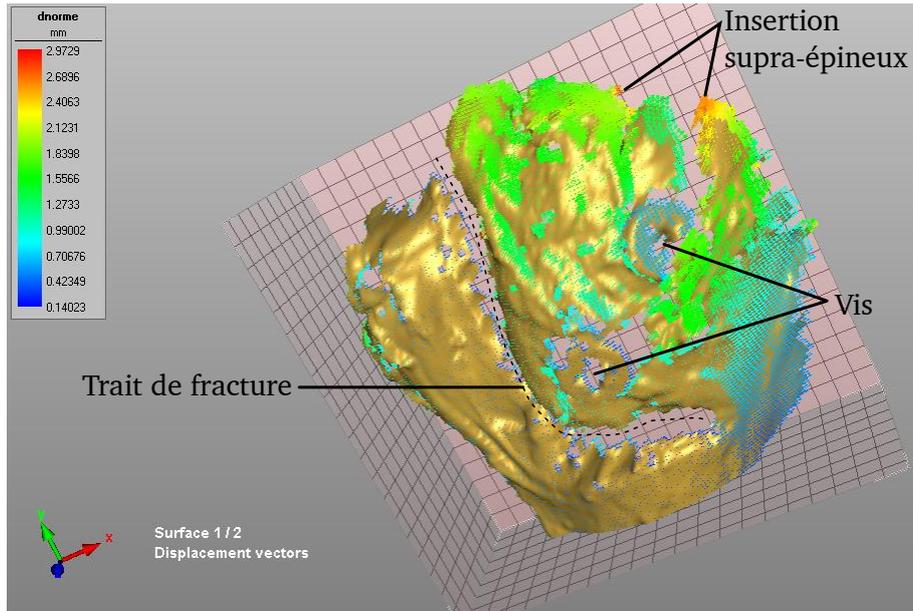


Figure 4.19 – Vecteurs déplacements entre les images 11 et 12.

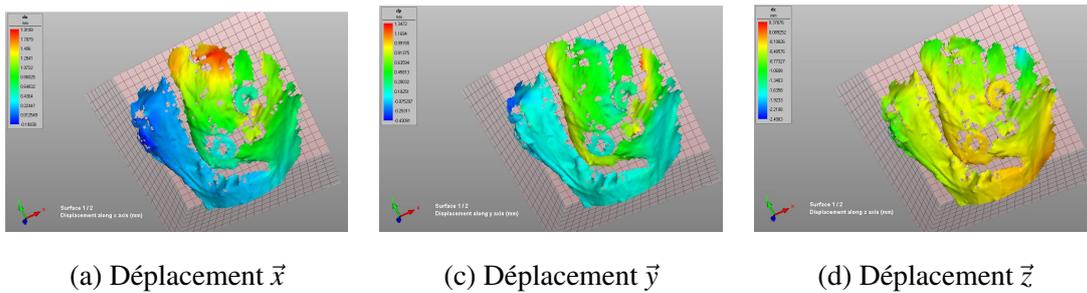


Figure 4.20 – Champs de déplacement incrémentaux entre les couples d’images 11 et 12 suivant les axes \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} .

Un déplacement relatif non négligeable entre les vis et le fragment est observée (Figure 4.19), indiquant clairement une très forte altération de ce fragment dans la zone de contact avec les vis. Ce phénomène va conduire à la rupture de la tubérosité autour des vis. L’évolution des déplacements relatifs de la zone fracturée montre que le dispositif de fixation proximal stabilise correctement le fragment, l’amplitude des déplacements observée sous ces fortes charges restant compatible avec un processus de remodelage osseux (Figure 4.21).

Ces essais valident la tenue mécanique de la partie proximale pour une sollicitation d’abduction avec un bras en position alignée le long du corps. Les efforts appliqués sur le fragment sont ici plus élevés que ceux rencontrés dans une situation habituelle de fonctionnement de l’épaule et donc bien plus critique que ceux observés chez un patient avant consolidation osseuse.

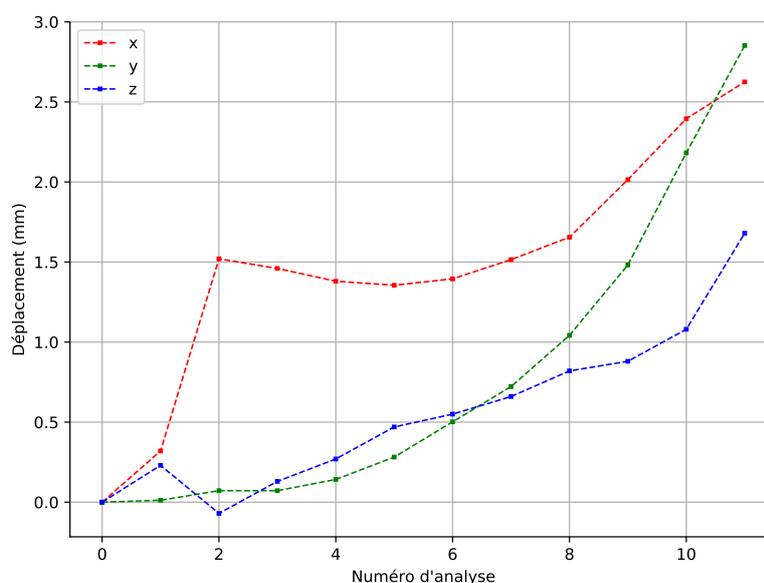


Figure 4.21 – Evolutions des déplacements relatifs de la zone fracturée.

4.3 Conclusion

Dans ce chapitre différentes expérimentations ont été menées sur des éléments cadavériques.

Un ancillaire unique permettant le verrouillage des trocars et la fixation des fragments osseux sur le treillis doit être développé afin de simplifier le mode opératoire.

Le verrouillage distal par trocars est performant lorsque la compatibilité entre le diamètre du clou et de la diaphyse est maîtrisé. Ce verrouillage à foyer fermé n'est pas encore totalement satisfaisant et nécessite des essais complémentaires pour assurer une fiabilité indispensable.

Les tests réalisés au niveau de la partie proximale démontrent qu'une solution de fixation utilisant un treillis semble viable et apporte un intérêt médical réel en offrant une plus grande liberté de fixation des fragments tout en simplifiant le mode opératoire.

Des tests de résistance mécanique ont été réalisés sur pièces cadavériques. Ils valident la tenue mécanique du verrouillage par treillis, et lorsque la configuration d'implantation est favorable celle du système de verrouillage par trocars.

Conclusion générale

Dans ce projet autour des implants huméraux, quatre grands thèmes ont été abordés, un modèle de comportement musculo-squelettique, un banc d'essai cadavérique, un dispositif de mesure de position angulaire des bras et le développement d'implants et du matériel de pose associé.

Le comparatif entre un modèle de comportement composé de 138 faisceaux musculaires et un modèle composé de 8 faisceaux permet de d'observer l'effet de cette simplification quelles que soient les configurations de chargement et de position du bras. Les muscles activés dans ces modèles sont basés sur une minimisation des énergies mises en jeu. Ces informations ont permis de quantifier les sollicitations musculaires dans le but de dimensionner le banc de test cadavérique. Remarquons que les efforts localisés sur la tête humérale pour maintenir le bras dans une position donnée sont plus élevés dans le modèle simplifié que dans le modèle complet. Le banc d'essai chargera donc plus fortement l'implant que dans un cas réel. Ce banc composé de 8 actionneurs est à ce jour piloté en effort et permet de positionner dans n'importe quelle position anatomique un humérus chargé. Ce dispositif expérimental a été utilisé pour valider la tenue de fragments consolidés par le dispositif d'implant proposé. Un capteur de position angulaire du bras dans l'espace a été conçu afin d'envisager un pilotage en déplacement du banc. Ce pilotage est actuellement en phase de test de validation. Le dispositif de mesure est également utilisé par les chirurgiens afin de quantifier les amplitudes de mouvement angulaire des patients.

Cinq journées de travail en laboratoire d'anatomie ont été réalisées dont trois avec utilisation du banc de test.

L'implant en tant que tel est proposé avec une solution de fixation distale non invasive utilisant un dispositif par trocarts, une solution permettant la réalisation d'un dispositif modulable par cônes morses et une solution de verrouillage proximal par treillis offrant une large liberté d'assemblage des fragments osseux.

Le verrouillage par trocart s'avère être très efficace dans bien des cas mais reste encore perfectible. Dans le cas d'humérus présentant un fort canal diaphysaire, la réalisation de clous de diamètres localement supérieurs à ceux envisagés dans cette étude sera à considérer. Des validations en laboratoire d'anatomie seront encore nécessaires.

La fixation intermédiaire par cône morse est une option permettant une meilleure adaptabilité du dispositif en cas d'opérations de reprise chirurgicale. Sa mise en œuvre sur un dispositif de type clou est encore discutée mais semble trouver un meilleur intérêt pour une utilisation prothétique, permettant de gérer efficacement le réglage d'un degré de liberté en rotation. Une prothèse à forte mobilité a également été développée dans le même projet Clothilde mais le laboratoire Symme ayant peu travaillé sur ce sujet, ce thème n'a pas été développé dans ce document de thèse.

Le verrouillage proximal par treillis a été unanimement apprécié par les quatre chirurgiens impliqués dans ce projet tant par sa simplicité de mise en œuvre et que par la très grande liberté offerte dans le choix de l'orientation des vis de verrouillage. Les essais sur éléments cadavériques n'ont pas mis en évidence de défaillances du dispositif implanté. Il représente une vraie amélioration d'un point de vue médicale pour une reconstruction par ostéosynthèse dans le cas de fracture proximale.

L'entreprise OneOrtho Médical envisage de développer le dispositif proposé et prévoit dès à présent un financement interne et le dépôt de brevets en vue d'une mise sur le marché de ce système de verrouillage.

Perspectives

Banc expérimental

Le pilotage du banc en déplacement avec prise en compte d'une optimisation énergétique et utilisation du capteur de position angulaire est en phase de test. D'autres types de sollicitations devraient compléter les tests de validations : flexion, rotations propres, essais cycliques... La réalisation d'un banc d'essai incluant un plus grand nombre de muscle est envisagée pour un futur programme *INTERREG*. Nous avons remarqué, par exemple, que l'absence du coracobrachial dans le modèle à huit muscles entraîne une forte augmentation des efforts sur le muscle infra-épineux dans un mouvement de flexion.

Capteur de mesures angulaires

Le dispositif de mesure angulaire développé n'inclue pas les informations fournies par les gyroscopes. L'utilisation de ces informations de vitesses angulaires pourra être mise en œuvre afin de limiter l'influence d'une modification locale des champs magnétiques, améliorant de fait les incertitudes de mesures. La certification en tant que dispositif médical de ce capteur permettra d'envisager son utilisation dans le cadre de futures études cliniques.

Implants

Les solutions de fixations distales nécessitent des tests de validation complémentaires, la solution par trocart n'est pas pleinement satisfaisante à ce jour. Les solutions envisagées pour fiabiliser ce procédé de verrouillage sont d'augmenter la taille des trocars et/ou du diamètre distal du clou. Pour optimiser l'implantation d'un clou combinant trocars et treillis, un ancillaire unique permettant les deux verrouillages distal et proximal est envisagé. Une solution alternative au verrouillage par trocars serait d'utiliser un second treillis en position distale. Un tel clou est prêt à être réalisé. Cette solution de verrouillage est moins minimalement invasive que la solution par trocart mais permet de simplifier grandement l'ancillaire et doit être validée en laboratoire d'anatomie. L'utilisation de ce type de verrouillage par treillis n'est pas limitée à l'humérus. Outre l'ensemble des os longs similaires, des applications sur des phalanges pourraient voir le jour.



Bibliographie

- [1] Fracture and Dislocation Compendium—2018. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 32(1) :S11–S20, 2018.
- [2] M. Abdel-Hady Gepreel and M. Niinomi. Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation, 2013.
- [3] F. Abyarjoo, A. Barreto, J. Cofino, and F. R. Ortega. Implementing a sensor fusion algorithm for 3D orientation detection with inertial/magnetic sensors. *Lecture Notes in Electrical Engineering*, 313 :305–310, 2015.
- [4] D. C. Acevedo, C. VanBeek, M. D. Lazarus, G. R. Williams, and J. A. Abboud. Reverse shoulder arthroplasty for proximal humeral fractures : update on indications, technique, and results. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(2) :279–289, 2014.
- [5] F. Akpınar, A. Aydinlioğlu, N. Tosun, A. Doğan, I. Tuncay, and O. Unal. A Morphometric Study on the Humerus for Intramedullary Fixation. *Tohoku J Exp Med.*, 199(1) :35–42, 2003.
- [6] C. Allende, A. Paz, G. Altube, H. Boccolini, A. Malvarez, and B. Allende. Revision with plates of humeral nonunions secondary to failed intramedullary nailing. *International Orthopaedics*, 38(4) :899–903, 2014.
- [7] P. Aroonjarattham, P. Jiamwatthanachai, B. Mahaisavariya, T. Kiatiwat, K. Aroonjarattham, and K. Sitthiseripratip. Three-dimensional morphometric study of the Thai proximal humerus : Cadaveric study. *Journal of the Medical Association of Thailand*, 92(9) :1191–1197, 2009.
- [8] A. Asadi Nikooyan, H. E. Veeger, E. K. Chadwick, M. Praagman, and F. C. Van Der Helm. Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 49(12) :1425–1435, 2011.
- [9] J. A. Barraza-Madrigal, R. Muñoz-Guerrero, L. Leija-Salas, and R. Ranta. Instantaneous position and orientation of the body segments as an arbitrary object in 3D space by merging gyroscope and accelerometer information. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*, 35(3) :241–252, 2014.
- [10] J. Barth, J. Garret, A. Boutsiadis, E. Sautier, L. Geais, H. Bothorel, and A. Godenèche. Is global humeral head offset related to intramedullary canal width ? A computer tomography morphometric study. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 5(1) :35, 2018.
- [11] D. Baumgartner, D. Tomas, L. Gossweiler, W. Siegl, G. Osterhoff, and B. Heinlein. Towards the development of a novel experimental shoulder simulator with rotating scapula and individually controlled muscle forces simulating the rotator cuff. *Medical & biological engineering & computing*, 52(3) :293–9, 2014.
- [12] R. Billard. *Développement d'un implant à géométrie variable pour le traitement des fractures du fémur proximal chez les personnes âgées*. PhD thesis, 2014.
- [13] D. Blana, J. Hincapie, E. Chadwick, and R. Kirsch. A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *Journal of Biomechanics*, 41(8) :1714–1721, 2008.

-
- [14] D. Blana, J. G. Hincapie, E. K. Chadwick, and R. F. Kirsch. A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *Journal of Biomechanics*, 41(8) :1714–1721, 2008.
- [15] P. Boileau, R. T. Bicknell, N. Mazzoleni, G. Walch, and J. P. Urien. CT scan method accurately assesses humeral head retroversion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 466(3) :661–669, 2008.
- [16] P. Boileau and G. Walch. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 79(5) :857–865, 1997.
- [17] P. Bouté, R. K. P. Putz, S. Orthopédie-traumatologie, and C. H. U. Brugmann. The reverse shoulder arthroplasty. *service d’orthopédie-traumatologie, CHU Brugmann*, 31 :445–450, 2010.
- [18] R. Bry. *Contribution à l’étude de la variabilité des propriétés mécaniques de l’os cortical diaphysaire d’un os porteur (fémur) et non-porteur (humérus)*. PhD thesis, 2015.
- [19] P. Charlotte. Session technico-clinique pathologie et chirurgie de l’épaule. In *24ème journées Nationales sur les Dispositifs Médicaux*, 2014.
- [20] R. Charpulat. Épidémiologie des fractures de l’extrémité supérieure de l’humérus : l’épaule est une autre cible de l’ostéoporose – Epidemiology of humeral proximal fractures : shoulder, another target of osteoporosis. pages 65–67, 2007.
- [21] P. L. Cheng. Simulation of Codman’s paradox reveals a general law of motion. *Journal of Biomechanics*, 39(7) :1201–1207, 2006.
- [22] A. L. Clouthier, M. A. Hetzler, G. Fedorak, J. T. Bryant, K. J. Deluzio, and R. T. Bicknell. Factors affecting the stability of reverse shoulder arthroplasty : a biomechanical study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(4) :439–444, 2013.
- [23] Coudert T. *Reconstruction tridimensionnelle du volume intérieur d’une chaussure, évaluation du chaussant*. PhD thesis, 2005.
- [24] D. Cuff, J. C. Levy, S. Gutiérrez, and M. a. Frankle. Torsional stability of modular and non-modular reverse shoulder humeral components in a proximal humeral bone loss model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20 :646–651, 2011.
- [25] C. Cuny, M. M. Scarlat, M. Irrazi, P. Beau, V. Wenger, N. Ionescu, and A. Berrichi. The Telegraph nail for proximal humeral fractures : a prospective four-year study. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 17(4) :539–45.
- [26] O. Dahmani, A. Bouziane, M. Shimi, A. Elibrahimi, and A. Elmrini. Pseudarthrose aseptique de la diaphyse humérale traitée par plaque vissée et autogreffe osseuse (à propos de 20 cas). *Chirurgie de la Main*, 32(2) :85–91, 2013.
- [27] T. T. Dao. Rigid musculoskeletal models of the human body systems : A review. *Journal of Musculoskeletal Research*, 19(03) :1630001, 2016.
- [28] J. Y. Deladerrière, C. Szymanski, T. Vervoort, J. F. Budzik, and C. Maynou. Geometrical analysis results of 42 resurfacing shoulder prostheses : A CT scan study. *Orthopaedics and Traumatology : Surgery and Research*, 98(5) :520–527, 2012.
- [29] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen. OpenSim : Open source to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(11) :1940–1950, 2007.
- [30] C. E. Dunham, S. E. Takaki, J. A. Johnson, and C. E. Dunning. Mechanical properties of cancellous bone of the distal humerus. *Clinical Biomechanics*, 20(8) :834–838, 2005.
- [31] P. Favre, R. Sheikh, S. F. Fucentese, and H. A. Jacob. An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clinical Biomechanics*, 20(8) :822–833, 2005.
-

- [32] F. F. Fernandez, S. Matschke, A. Hulsbeck, M. Egenolf, and A. Wentzensen. Five years' clinical experience with the unreamed humeral nail in the treatment of humeral shaft fractures. *Injury*, 35(3) :264–271, 2004.
- [33] M. Fischer. *Élaboration in situ d'alliages de titane et de structures architecturées par fabrication additive : application aux dispositifs médicaux implantables*. PhD thesis, 2018.
- [34] H. Follet. *Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire*. PhD thesis, 2003.
- [35] L. Frich and N. Jensen. Bone properties of the humeral head and resistance to screw cutout. *International Journal of Shoulder Surgery*, 8(1) :21, 2014.
- [36] B. Füchtmeier, S. Bröckner, R. Hente, M. Maghsudi, M. Nerlich, and L. Prantl. The treatment of dislocated humeral head fractures with a new proximal intramedullary nail system. *International Orthopaedics*, 32(6) :759–765, 2008.
- [37] C. Garnavos. Humeral nails : When to choose what and how to use. *Current Orthopaedics*, 19(4) :294–304, 2005.
- [38] P. V. Giannoudis and E. Schneider. Principles of fixation of osteoporotic fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, 88-B :1272–1278, 2006.
- [39] J. W. Giles, H. W. Boons, I. Elkinson, K. J. Faber, L. M. Ferreira, J. a. Johnson, and G. S. Athwal. Does the dynamic sling effect of the Latarjet procedure improve shoulder stability? A biomechanical evaluation. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 22(6) :821–7, 2013.
- [40] F. Giudice, G. L. Rosa, T. Russo, and R. Varsalona. Evaluation and improvement of the efficiency of the Seidel humeral nail by numerical-experimental analysis of the bone-implant contact. *Medical Engineering and Physics*, 28(7) :682–693, 2006.
- [41] J. Goldhahn, N. Suhm, S. Goldhahn, M. Blauth, and B. Hanson. Influence of osteoporosis on fracture fixation - A systematic literature review. *Osteoporosis International*, 19(6) :761–772, 2008.
- [42] M. E. C. Gracitelli, F. L. Lobo, G. M. A. Ferreira, M. V. da Palma, E. A. Malavolta, E. Benegas, K. E. Kojima, A. A. F. Neto, and J. dos Santos Silva. Outcomes evaluation of locking plate osteosynthesis in displaced fractures of the proximal humerus. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, 48(6) :491–499, 2013.
- [43] T. Gregory, E. Vandebussche, and B. Augereau. Surgical treatment of three and four-part proximal humeral fractures. *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research*, 99(1) :S197–S207, 2013.
- [44] F. Harrold and C. Wigderowitz. Humeral head arthroplasty and its ability to restore original humeral head geometry. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(1) :115–121, 2013.
- [45] A. P. Hasan, J. Phadnis, R. L. Jaarsma, and G. I. Bain. Fracture line morphology of complex proximal humeral fractures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(10) :S1, 2017.
- [46] C. H. Heinrichs, D. Knierzinger, H. Stofferin, and W. Schmoelz. Validation of a novel biomechanical test bench for the knee joint with six degrees of freedom. *Biomedizinische Technik*, 63(6) :709–717, 2018.
- [47] V. Hernandez. *Modélisation et validation d'indices biomécaniques de capacité de génération de force du membre supérieur. : Application à la propulsion en fauteuil roulant*. PhD thesis, 2016.
- [48] R. Hertel, U. Knothe, and F. T. Ballmer. Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 11(4) :331–338, 2002.

-
- [49] R. Hertel, M. Stiehler, and M. Leunig. Predictors of humeral head ischemia after intracapsular fracture of the proximal humerus. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, (October 2017) :427–433, 2001.
- [50] C. M. Hettrich, S. Boraiah, J. P. Dyke, A. Neviasser, D. L. Helfet, and D. G. Lorich. Quantitative assessment of the vascularity of the proximal part of the humerus. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 92(4) :943–948, 2010.
- [51] A. V. Hill. The Mechanics of Active Muscle. *Proceedings of the Royal Society B : Biological Sciences*, 1953.
- [52] D. K. Hodge, C. F. Beaulieu, G. H. Thabit, G. E. Gold, A. G. Bergman, K. Butts, M. F. Dillingham, and R. J. Herfkens. Dynamic MR imaging and stress testing in glenohumeral instability : Comparison with normal shoulders and clinical/surgical findings. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13(5) :748–756, 2001.
- [53] K. R. S. Holzbaur, W. M. Murray, and S. L. Delp. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6) :829–840, 2005.
- [54] J. P. Iannotti, J. P. Gabriel, S. L. Schneck, B. G. Evans, and S. Misra. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 1992.
- [55] A. Ismail, S. Puy, W. Cockerill, M. Lunt, A. Silman, J. Reeve, and E. Al. Incidence of Limb Fracture across Europe : Results from the European Prospective Osteoporosis Study (EPOS). *Osteoporos International*, 13 :565–571, 2002.
- [56] J. W. Johnson, J. D. Thostenson, L. J. Suva, and S. A. Hasan. Relationship of bicipital groove rotation with humeral head retroversion a three-dimensional computed tomographic analysis. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 95(8) :719–724, 2013.
- [57] B. J. Jun, J. P. Iannotti, M. H. McGarry, J. C. Yoo, R. J. Quigley, and T. Q. Lee. The effects of prosthetic humeral head shape on glenohumeral joint kinematics : A comparison of non-spherical and spherical prosthetic heads to the native humeral head. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(10) :1423–1432, 2013.
- [58] D. Karlsson and B. Peterson. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *Journal of Biomechanics*, 25(2) :189–199, 1992.
- [59] M. D. Klein Breteler, C. W. Spoor, and F. C. T. Van Der Helm. Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. In *Journal of Biomechanics*, volume 32, pages 1191–1197, 1999.
- [60] G. G. Konrad, M. Markmiller, J. T. Jolly, A. E. Ruter, N. P. Sudkamp, P. J. McMahon, and R. E. Debski. Decreasing glenoid inclination improves function in shoulders with simulated massive rotator cuff tears. *Clinical Biomechanics*, 21(9) :942–949, 2006.
- [61] M. N. Kumar, V. P. Ravindranath, and M. Ravishankar. Outcome of locking compression plates in humeral shaft nonunions. *Indian journal of orthopaedics*, 47(2) :150–155, 2013.
- [62] A. P. Launonen, V. Lepola, A. Saranko, T. Flinkkilä, M. Laitinen, and V. M. Mattila. Epidemiology of proximal humerus fractures. *Archives of Osteoporosis*, 10(1) :1–5, 2015.
- [63] P.-o. Lemieux. *Analyse numérique des paramètres biomécaniques influençant la fonction de l'épaule atteinte d'arthropathie de rupture de coiffe*. PhD thesis, 2013.
- [64] C. Lévine, P. Lacroix, and J. Garret. La prothèse d'épaule en 2010 : Prothèse anatomique ou prothèse inversée ? Indications et contre-indications. *Revue du Rhumatisme Monographies*, 77(3) :195–200, 2010.
- [65] H. Lill, P. Hepp, J. Korner, J.-P. Kassi, A. P. Verheyden, C. Josten, and G. N. Duda. Proximal humeral fractures : how stiff should an implant be ? *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 123(2-3) :74–81, 2017.
-

- [66] C.-L. Lin, F.-C. Su, C.-H. Chang, C.-K. Hong, I.-M. Jou, C.-J. Lin, and W.-R. Su. Effect of shoulder abduction on the fixation of humeral greater tuberosity fractures : a biomechanical study for three types of fixation constructs. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(4) :547–554, 2015.
- [67] L. Lou and X. Xu. An approach to improving attitude estimation using sensor fusion for robot navigation. *Procedia Engineering*, 15 :5601–5605, 2011.
- [68] P. M. Ludewig, D. R. Hassett, R. F. LaPrade, P. R. Camargo, and J. P. Braman. Comparison of scapular local coordinate systems. *Clinical Biomechanics*, 25(5) :415–421, 2010.
- [69] K. C. Mahabier, D. D. Hartog, J. Van Veldhuizen, M. J. Panneman, S. Polinder, M. H. Verhofstad, and E. M. Van Lieshout. Trends in incidence rate, health care consumption, and costs for patients admitted with a humeral fracture in the Netherlands between 1986 and 2012. *Injury*, 46(10) :1930–1937, 2015.
- [70] J. Marsh, T. Slongo, J. Agel, J. Broderick, W. Creevey, and T. DeCoster. Fracture and dislocation classification compendium-2007 : Orthopaedic Trauma Association classification, database and outcomes committee. *Journal of orthopaedic trauma*, 21 :37–50, 2007.
- [71] N. Matsumura, K. Ogawa, S. Kobayashi, S. Oki, A. Watanabe, H. Ikegami, and Y. Toyama. Morphologic features of humeral head and glenoid version in the normal glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(11) :1724–1730, 2014.
- [72] N. Matsumura, S. Oki, K. Ogawa, T. Iwamoto, K. Ochi, K. Sato, and T. Nagura. Three-dimensional anthropometric analysis of the glenohumeral joint in a normal Japanese population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(3) :493–501, 2016.
- [73] A. Mazure-bonnefoy and A. Bonnefoy. *Modèle cinématique et dynamique tridimensionnel du membre inférieur : Estimation des forces musculaires et des réactions articulaires au cours de la phase d'appui de la marche*. PhD thesis, Université Claude Bernard - Lyon 1, 2006.
- [74] E. J. McPherson, R. J. Friedman, Y. H. An, R. Chokesi, and R. L. Dooley. Anthropometric study of normal glenohumeral relationships. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6(2) :105–112, 1997.
- [75] G. Merolla, F. Di Pietto, S. Romano, P. Paladini, F. Campi, and G. Porcellini. Radiographic analysis of shoulder anatomical arthroplasty. *European Journal of Radiology*, 68(1) :159–169, 2008.
- [76] M. Millard, T. Uchida, A. Seth, and S. L. Delp. Flexing Computational Muscle : Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics. 135(February) :1–11, 2013.
- [77] E. F. Morgan, H. H. Bayraktar, and T. M. Keaveny. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 36(7) :897–904, 2003.
- [78] A. H. Murdoch, K. J. Mathias, and F. W. Smith. Measurement of the bony anatomy of the humerus using magnetic resonance imaging. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 216(1) :31–35, 2002.
- [79] I. R. Murray, A. K. Amin, T. O. White, and C. M. Robinson. Proximal humeral fractures : CURRENT CONCEPTS IN CLASSIFICATION, TREATMENT AND OUTCOMES. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, 93-B(1) :1–11, 2011.
- [80] J. Nagels, M. Stokdijk, and P. M. Rozing. Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(1) :35–39, 2003.
- [81] C. Neer. Displaced Proximal Humeral Fractures : PART I. CLASSIFICATION AND EVALUATION. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 52 :1077–1089, 1970.
- [82] S. Nijs, A. Sermon, and P. Broos. Intramedullary fixation of proximal humerus fractures : do locking bolts endanger the axillary nerve or the ascending branch of the anterior circumflex artery ? A cadaveric study. *Patient safety in surgery*, 2(1) :33, 2008.

-
- [83] M. Noger, M. C. Berli, J. H. D. Fasel, and P. J. Hoffmeyer. The risk of injury to neurovascular structures from distal locking screws of the Unreamed Humeral Nail (UHN) : a cadaveric study. *Injury*, 38(8) :954–7, 2007.
- [84] J. H. Oh, W. Kim, and A. A. Cayetano. Measurement methods for humeral retroversion using two-dimensional computed tomography scans : Which is most concordant with the standard method? *CiOS Clinics in Orthopedic Surgery*, 9(2) :223–231, 2017.
- [85] N. Oizumi, S. Tadano, Y. Narita, N. Suenaga, N. Iwasaki, and A. Minami. Numerical analysis of cooperative abduction muscle forces in a human shoulder joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 15(3) :331–338, 2006.
- [86] P. Papadopoulos, D. Karataglis, S. I. Stavridis, G. Petsatodis, and A. Christodoulou. Mid-term results of internal fixation of proximal humeral fractures with the Philos plate. *Injury*, 40(12) :1292–6, 2009.
- [87] I. Parel, A. G. Cutti, A. Kraszewski, G. Verni, H. Hillstrom, and A. Kontaxis. Intra-protocol repeatability and inter-protocol agreement for the analysis of scapulo-humeral coordination. pages 271–282, 2014.
- [88] D. Passaretti, V. Candela, P. Sessa, and S. Gumina. Epidemiology of proximal humeral fractures : a detailed survey of 711 patients in a metropolitan area. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(12) :2117–2124, 2017.
- [89] M. L. Pearl and A. G. Volk. Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 5(4) :320–326, 1996.
- [90] P. Poirier and A. Charpy. *Traité d’anatomie humaine*. 1, 1907.
- [91] T. Pottier. *Constitutive parameter identification using finite element updating method associated with kinematic and thermal full field measurements*. Theses, Université de Savoie, 2010.
- [92] M. Praagman, H. E. Veeger, E. K. Chadwick, W. N. Colier, and F. C. Van Der Helm. Muscle oxygen consumption, determined by NIRS, in relation to external force and EMG. *Journal of Biomechanics*, 36(7) :905–912, 2003.
- [93] E. Prince, K. M. Breien, E. V. Fehringer, and M. A. Mormino. The Relationship of Proximal Locking Screws to the Axillary Nerve During Antegrade Humeral Nail Insertion of Four Commercially Available Implants. 18(9) :585–588, 2004.
- [94] U. Proske and D. L. Morgan. Tendon stiffness : Methods of measurement and significance for the control of movement. A review. *Journal of Biomechanics*, 20(1) :75–82, 1987.
- [95] G. Rab, K. Petuskey, and A. Bagley. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait and Posture*, 15(2) :113–119, 2002.
- [96] V. Renaudin and C. Combettes. Magnetic, acceleration fields and gyroscope quaternion (MAGYQ)-based attitude estimation with smartphone sensors for indoor pedestrian navigation. *Sensors (Switzerland)*, 14(12) :22864–22890, 2014.
- [97] R. O. Ritchie, M. J. Buehler, and P. Hansma. Plasticity and toughness in bone. *Physics Today*, 62(June) :41–47, 2009.
- [98] S. Roberts, A. Foley, H. Swallow, W. Wallace, and D. Coughlan. the Geometry and the Design the of Prostheses. *J Bone Joint Surg Br.*, 73(4) :647–650, 1991.
- [99] D. Robertson, J. Yuan, L. Bigliani, E. Flatow, and K. Yamaguchi. Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus : Relevance to arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 82(11) :1594–1602, 2000.
- [100] A. Roux, L. Decroocq, S. El Batti, N. Bonneville, G. Moineau, C. Trojani, P. Boileau, and F. de Peretti. Epidemiology of proximal humerus fractures managed in a trauma center. *Orthopaedics and Traumatology : Surgery and Research*, 98(6) :715–719, 2012.
-

- [101] C. K. Sandstrom, S. A. Kennedy, and J. A. Gross. Acute shoulder trauma : what the surgeon wants to know. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 35(2) :475–92, 2015.
- [102] K. R. Saul, X. Hu, C. M. Goehler, M. E. Vidt, M. Daly, A. Velisar, and W. M. Murray. Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(13) :1445–1458, 2015.
- [103] M. Schmitt. *Analyses expérimentales et modélisation numérique de l’ostéogénèse au sein d’un implant poreux en titane*. PhD thesis, Arts et Métiers ParisTech, 2015.
- [104] A. Schopfer, T. Hearn, L. Malisano, J. Powell, and J. Kellam. Comparison of torsional strength of humeral intramedullary nailing : a cadaveric study. *J Orthop Trauma.*, 8(5) :414–21, 1994.
- [105] L. SINS. *Experimental and numerical study of anatomical total joint replacement of the shoulder*. PhD thesis, 2014.
- [106] R. Sloan, J. Young, N. Parker, and I. Nwachukwu. Early To Medium Term Results of the Anatomical Total Shoulder Replacement. *The Internet Journal of Orthopedic Surgery*, 13(2) :1–8, 2008.
- [107] P. G. Stableforth. Four-part fractures of the neck of the humerus. Technical Report (1), 1984.
- [108] P. Streubel, J. Simone, R. Cofield, and J. Sperling. Revision of failed humeral head resurfacing arthroplasty. *International Journal of Shoulder Surgery*, 2016.
- [109] D. G. Thelen. Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(1) :70, 2003.
- [110] UN Department of Economic and Social Affairs. World Population Prospects : The 2017 Revision. *World Population Prospects The 2017*, 2017.
- [111] P. Vacher, S. Dumoulin, F. Morestin, and S. Mguil-Touchal. Bidimensional strain measurement using digital images. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C : Journal of Mechanical Engineering*, 213(8) :811–817, 1999.
- [112] R. Valenti, I. Dryanovski, and J. Xiao. Keeping a Good Attitude : A Quaternion-Based Orientation Filter for IMUs and MARGs. *Sensors*, 15(8) :19302–19330, 2015.
- [113] F. C. T. van der Helm. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5), 1994.
- [114] F. C. T. van der Helm. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5) :527–550, 1994.
- [115] H. E. Veeger, F. C. Van der Helm, E. K. Chadwick, and D. Magermans. Toward standardized procedures for recording and describing 3-D shoulder movements. In *Behavior Research Methods, Instruments, and Computers*, volume 35, pages 440–446, 2003.
- [116] M. Verjans, N. Siroros, J. Eschweiler, and K. Radermacher. Technical concept and evaluation of a novel shoulder simulator with adaptive muscle force generation and free motion. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 2(1) :61–65, 2016.
- [117] P. Voigt Christine, P. Geisler Andreas, P. Hepp Pierre, P. Schulz Arndt, and P. Lill Helmut. Are Polyaxially Locked Screws Advantageous in the Plate Osteosynthesis of Proximal Humeral Fractures in the Elderly ? A Prospective Randomized Clinical Observational Study. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 25(10) :596–602, 2011.
- [118] C. Von Rüden and P. Augat. Failure of fracture fixation in osteoporotic bone. *Injury*, 47 :S3–S10, 2016.

- [119] D. M. Weinstein, D. R. Bratton, W. J. Ciccone, and J. J. Elias. Locking plates improve torsional resistance in the stabilization of three-part proximal humeral fractures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 15(2) :239–43, 2006.
- [120] P. Westerhoff, F. Graichen, A. Bender, A. Halder, A. Beier, A. Rohlmann, and G. Bergmann. In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 42(12) :1840–1849, 2009.
- [121] J. William Giles, L. Miguel Ferreira, G. Singh Athwal, and J. Andrew Johnson. Development and Performance Evaluation of a Multi-PID Muscle Loading Driven In Vitro Active-Motion Shoulder Simulator and Application to Assessing Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(12) :121007, 2014.
- [122] S. I. Wolf, L. Fradet, and O. Rettig. Conjunct rotation : Codman’s paradox revisited. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47(5 SPEC. ISS.) :551–556, 2009.
- [123] M. W. N. Wong, D. H. K. Chow, and C. K. Li. Rotational stability of Seidel nail distal locking mechanism. *Injury*, 36(10) :1201–1205, 2005.
- [124] K. Wu, Z. J. Daruwalla, K. L. Wong, D. Murphy, and H. Ren. Development and selection of Asian-specific humeral implants based on statistical atlas : toward planning minimally invasive surgery. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 10(8) :1333–1345, 2015.
- [125] X. Yun, E. R. Bachmann, and R. B. McGhee. A simplified quaternion-based algorithm for orientation estimation from earth gravity and magnetic field measurements. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 57(3) :638–650, 2008.
- [126] F. Zajac. Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*, 1989.
- [127] E. A. Zimmermann, E. Schaible, H. Bale, H. D. Barth, S. Y. Tang, P. Reichert, B. Busse, T. Alliston, J. W. Ager, and R. O. Ritchie. Age-related changes in the plasticity and toughness of human cortical bone at multiple length scales. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 108(35) :14416–14421, 2011.

A

Annexes

A.1 Chapitre 1

A.1.1 Paramètres géométriques de l'humérus

Références	Humérus	Imagerie	Retroversion (°)		Diamètre de la tête (mm)		Décalage médial (mm)		Décalage postérieur (mm)		Diamètre interne diaphyse (mm)	
			Moyenne ± σ_x	(min - max)	Moyenne ± σ_x	(min - max)	Moyenne ± σ_x	(min - max)	Moyenne ± σ_x	(min - max)	Moyenne ± σ_x	(min - max)
Barth2018	100	CT-scan	24.6 ± 19.2	(-30.7 - 59.8)	44.9 ± 4.4	(36.2 - 56.0)	5.1 ± 1.5	(2.2 - 10.7)	2.2 ± 1.6	(-0.9 - 6.4)	14.5 ± 2.5	(9.4 - 20.5)
Oh2017	28	CT-scan	31.4 ± 12.1	(10.6 - 56.1)	-	-	-	-	-	-	-	-
Matsumura2016	160	CT-scan	32 ± 11.0	(3.0 - 62.0)	42.9 ± 3.6	(36.0 - 50.7)	6.2 ± 1.4	(3.4 - 10.8)	0.9 ± 1.1	(-1.9 - 3.6)	-	-
Matsumura2014	207	CT-scan	26 ± 11.0	(-2.0 - 60.0)	-	-	-	-	-	-	-	-
Harrold2013	24	Modélisation 3D	18.5 ± 9.0	(2.7 - 37.4)	48.8 ± 3.2	(42.7 - 55.1)	-	-	-	-	-	-
Johnson2013	34	CT-scan	21 ± 8.0	(0.2 - 34.0)	-	-	-	-	-	-	-	-
Deladerriere2012	42	CT-scan	-	-	-	-	4.1	(1.0 - 10.0)	-	-	-	-
Aronjaratham2009	76	CT-scan	31 ± 2.5	(8.1 - 56.6)	42.7 ± 4.2	-	5.3 ± 2.3	(0.1 - 11.0)	3.4 ± 2.0	(0.3 - 9.1)	-	-
Merolla2008	-	Rayons X	20.0	(0.0 - 60.0)	(46.0)	(38.0 - 58.0)	(7.0)	(2.0 - 12.0)	(4.0)	(0.0 - 10.0)	-	-
Boileau2008	65	CT-scan	16.1 ± 13.3	(-17.0 - 44)	-	-	-	-	-	-	7.1 ± 1.3	(4.0 - 10.0)
Akpinar2003	57	CT-scan	-	-	-	-	-	-	-	-	12.1 ± 2.6	(6.0 - 21.0)
Murdoch2002	20	IRM	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Hertel2002	200	Rayons X	-	-	44.5 ± 4.0	(36.0 - 57.0)	6 ± 1.8	(1.7 - 11.5)	1.4 ± 1.4	(-3.0 - 5.3)	11.5 ± 2.1	(6.0 - 21.0)
Robertson2000	60	Modélisation 3D	19 ± 6.0	(9.0 - 31.0)	46.0	(34.0 - 56.0)	7 ± 2.0	(4.0 - 12.0)	2 ± 2.0	(1.0 - 8.0)	-	-
Boileau1997	65	Modélisation 3D	17.9 ± 13.7	(-6.7 - 47.5)	46.2 ± 5.4	(37.1 - 56.9)	6.9 ± 2.0	(2.9 - 10.8)	2.6 ± 1.8	(-0.8 - 6.1)	-	-
McPherson1997	93	Rayons X	-	-	47.6 ± 4.8	-	7.6 ± 1.5	-	1.9 ± 1.7	-	15.3 ± 2.6	-
Pearl1996	21	Rayons X	-	-	50.6 ± 4.6	(46.0 - 58.0)	9.7 ± 1.7	(6.0 - 12.0)	-	-	12 ± 1.7	(10.0 - 14.0)
Roberts1991	29	Modélisation 3D	(21.4)	-	(50.3)	-	(4.7)	-	-	-	-	-

Tableau A.1 – Paramètres géométriques de l'humérus tirées de la littérature. Source : [10]

A.1.2 Traitements des fractures proximales déplacées de l'humérus

Technique opératoire	Avantages	Désavantages	Complications
Traitement conservatif	Fonctionnellement aussi bon que le traitement opératoire pour de nombreuses fractures, faible risque d'infection et d'autres complications opératoires	Malunion inévitable : Dysfonctionnement/raideur de la coiffe probables La chirurgie de récupération ultérieure est plus difficile Risque de pseudarthrose accru	Non-union, malunion, ostéonécrose, déchirure de la coiffe, conflit sous-acromial, lésion neurologique, ostéoartrite.
Techniques mini-invasives	Réduction des lésions sur l'enveloppe des tissus mous, réduction du risque d'infection	Courbe d'apprentissage rapide, risque de lésion du nerf axillaire ou vasculaire, fixation moins stable.	Non-union, malunion, infection superficielle, infection profonde, nécrose avasculaire, impingement sous-acromial, raideur, lésion neurologique, mouvement de fixation, ostéoartrite
Réduction ouverte et fixation par plaque	Réduction des fractures anatomiques possible : Amélioration du résultat fonctionnel Chirurgie de reprise ultérieure plus facile Méthode de fixation la plus stable pour les fractures en plusieurs parties : Implants rigides Techniques de greffe osseuse adjuvante possibles	Approche chirurgicale ouverte requise : Risque accru d'infection Risque accru d'ostéonécrose Le haut de la plaque peut causer un conflit mécanique.	Non-union, malunion, infection superficielle, infection profonde, ostéonécrose, conflit sous-acromial, tendinite du biceps, raideur, lésion neurologique, échec de fixation, ostéoartrite
Enclouage intramédullaire	Technique de fixation plus stable dans l'os ostéoporotique, dissection minimale requise pour l'insertion	Dysfonctionnement de la coiffe après l'insertion antérieure, résultats médiocres en cas de fractures en plusieurs parties, taux élevé d'enlèvement tardif des pièces métalliques.	Non-union, malunion, infection superficielle et profonde, nécrose avasculaire, fracture, raideur, blessure neurologique, mouvement de fixation, ostéoartrite.
Hémiarthroplastie	Risque de non union, d'ostéonécrose et de malunion symptomatique enlevée Faible taux de réopération	Faible résultat fonctionnel Complication arthroplastie ultérieure difficile à traiter chez les personnes âgées	Infection superficielle et profonde, déchirure ou insuffisance de la coiffe des rotateurs, atteinte sous-acromiale, dislocation, ossification hétérotopique, dystrophie sympathique réflexe, fracture périprothétique, relâchement, arrachement d'une plus grande tubérosité, non union.

Tableau A.2 – Avantages, inconvénients et complications des techniques utilisées pour traiter les fractures proximales déplacées de l'humérus. Source : [79]

A.2 Chapitre 2

A.2.1 Minimisation du coût métabolique

La minimisation du coup métabolique mise en jeux à chaque incrément de temps est nécessaire pour boucler le systèmes des équations de la dynamique qui régissent les mouvements de corps et ainsi déterminer les efforts musculaires. Afin d'illustrer la méthode, on peut par exemple par l'activation des muscles symboliser le bras par une poutre articulée de longueur $2l$ soumise à un poids P au $\frac{3}{4}$ de sa longueur totale. Deux efforts musculaires sont appliqués $F_1 = a_1 \varphi_{1(l_1)}$ et $F_2 = a_2 \varphi_{2(l_2)}$ et accrochés à une longueur respective de l et $2l$ de la liaison (Figure A.1). a_1 et a_2 sont respectivement les activations des muscles 1 et 2, et $\varphi_{1(l_1)}$ et $\varphi_{2(l_2)}$ les relations force-longueur "maximales".

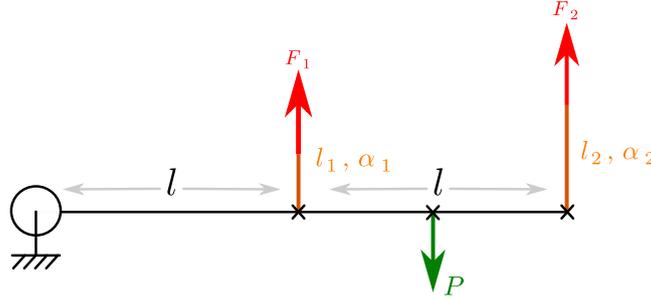


Figure A.1 – Cas de minimisation des activations sur une poutre soumise à son poids propre et à deux efforts musculaires.

Dans ce problème 2D, l'articulation gléno-humérale est modélisée à une liaison pivot. Ce système est hyperstatique d'ordre 1, il existe plusieurs solution qui satisfont la condition d'équilibre du bras. Le principe fondamental de la dynamique (autour de l'articulation) en rotation fournit l'équation suivante :

$$M_{\Delta} (N.m) = J_{\Delta} (kg.m^2) \times \dot{\omega} (rad.s^{-2}) \quad (A.1)$$

$$F_1 \times l + F_2 \times 2l - \frac{3}{2}p \times l = I_A \dot{\omega} \quad (A.2)$$

$$a_1 \varphi_{1(l_1)} \times l + a_2 \varphi_{2(l_2)} \times 2l - \frac{3}{2}p \times l = I_A \dot{\omega} \quad (A.3)$$

Ce qui se réduit en une fonction affine liant les activations a_1 et a_2 :

$$a_2 = \frac{1}{2\varphi_{2(l_2)}} \left(\frac{I_A}{l} \dot{\omega} + \frac{3}{2}p - a_1 \varphi_{1(l_1)} \right) \quad (A.4)$$

$$a_2 = A \times a_1 + B \quad (A.5)$$

La détermination de a_1 et a_2 est possible par l'ajout d'une équation supplémentaire.

Cette équation est en général issue de la minimisation du coût métabolique. Dans sa forme générale pour n muscles, cette fonction s'écrit :

$$J_{(a_1, \dots, a_n)} = a_1^p + \dots + a_n^p \quad (\text{A.6})$$

Pour ce cas simple comportant deux muscles, cette fonction coût $J_{(a_1, a_2)}$ qui se réduit à (en prenant classiquement $p=2$) :

$$J_{(a_1, a_2)} = a_1^2 + a_2^2 \quad (\text{A.7})$$

J est une surface, représenté sur la figure A.2. Pour une indétermination à deux muscles, il est possible de représenter graphiquement en 3D cette optimisation consistant à retrouver la distance minimale locale entre la courbe ϕ et la droite satisfaisant l'équation d'équilibre dynamique (d). La minimisation consiste à trouver le minimum de J (équation A.7) compatible avec l'équation affine (équation A.5).

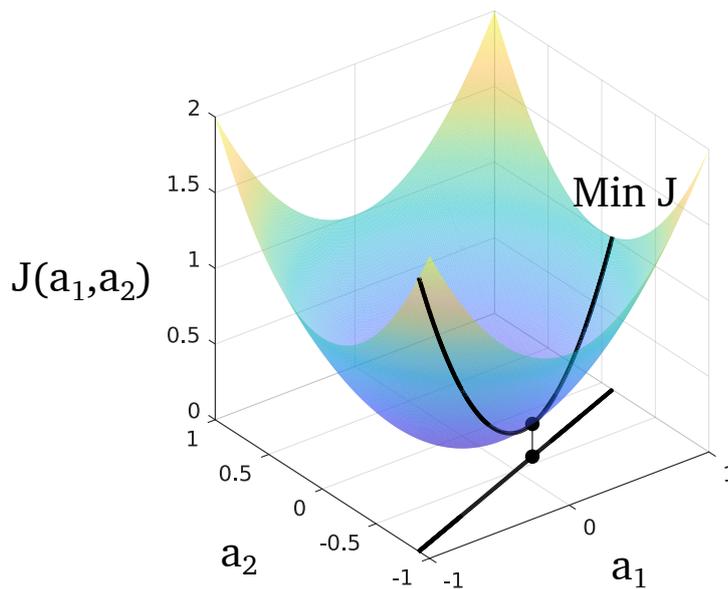


Figure A.2 – Résolution de la fonction de minimisation de la fonction J pour un cas simple avec deux activations a_1, a_2 et $p = 2$.

A.2.2 Calcul des quaternions

Selon le théorème d'Euler sur les rotations finies, la rotation d'un vecteur quelconque dans l'espace peut être décrite par un angle de rotation et un vecteur correspondant à l'axe de rotation. Un quaternion est une représentation mathématique permettant de calculer les coordonnées d'un vecteur quelconque \vec{v} après rotation d'un angle β autour d'un axe \vec{u} .

$$\vec{u} = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} \quad (\text{A.8})$$

L'utilisation des quaternions permet d'éviter le problème de perte de degré de liberté rencontré lors de l'utilisation des angles d'Euler. Un quaternion est représenté habituellement sous la forme :

$$q = [q_0 \ q_1 \ q_2 \ q_3] \quad (\text{A.9})$$

La partie réelle (scalaire) est définie par :

$$q_0 = \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \quad (\text{A.10})$$

La partie imaginaire (vectorielle) est définie par :

$$\begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} = u \sin \frac{\beta}{2} = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} \sin \frac{\beta}{2} \quad (\text{A.11})$$

Un quaternion peut être utilisé pour calculer la rotation d'un vecteur \vec{v} exprimé sous la forme d'un quaternion dans l'espace avec $v = [0, v_x, v_y, v_z]$:

$$v' = q \otimes v \otimes q^{-1} \quad (\text{A.12})$$

Où l'opérateur \otimes est défini par :

$$Q_A \otimes Q_B = \begin{bmatrix} a_1 a_2 - b_1 b_2 - c_1 c_2 - d_1 d_2 \\ a_1 b_2 + b_1 a_2 + c_1 d_2 - d_1 c_2 \\ a_1 c_2 - b_1 d_2 + c_1 a_2 + d_1 b_2 \\ a_1 d_2 + b_1 c_2 - c_1 b_2 + d_1 a_2 \end{bmatrix}^T \quad \text{avec } Q_A = [a_1 \ b_1 \ c_1 \ d_1] \text{ et } Q_B = [a_2 \ b_2 \ c_2 \ d_2] \quad (\text{A.13})$$

$$Q_A \otimes Q_B \neq Q_B \otimes Q_A \quad (\text{A.14})$$

Le conjugué du quaternion vaut :

$$\overline{Q_A} = [a_1 \ -b_1 \ -c_1 \ -d_1] \quad (\text{A.15})$$

L'inverse du quaternion est égale à :

$$Q_A^{-1} = \frac{\overline{Q_A}}{\|Q_A\|^2} \quad (\text{A.16})$$

Orientations calculées à partir des accélérations

Pour le calcul des quaternions, supposons que les axes des platines inertielles $x_{imu}^{\vec{}}$ et $y_{imu}^{\vec{}}$ soient initialement dans le plan horizontal. Les deux accélérations a_x et a_y ne perçoivent alors aucune accélération, $g \cong 9,81m/s^2$ étant porté par l'axe vertical $z_{imu}^{\vec{}}$ (Figure A.3.a). Après rotation ce capteur d'un angle θ autour de l'axe \vec{y}_t , l'accéléromètre orienté suivant l'axe \vec{x}_1 perçoit une accélération a_x et l'axe \vec{z}_1 une accélération a_z (Figure A.3.b).

$$a = \begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g \sin \theta \\ 0 \\ -g \cos \theta \end{bmatrix} \quad (A.17)$$

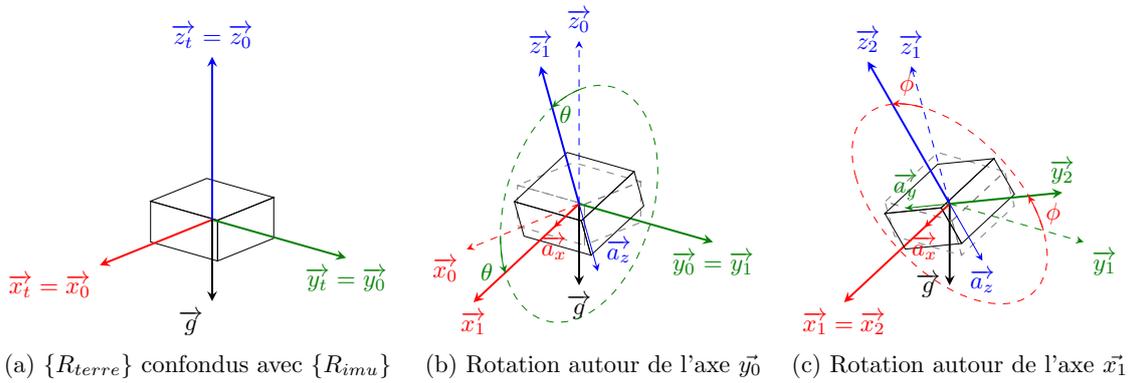


Figure A.3 – Projections du vecteur \vec{g} en fonction d'orientation de la centrale inertielle dans un repère $\{R_{imu}\}$ par rapport au repère $\{R_{terre}\}$.

Une seconde rotation autour de ce nouvel axe \vec{x}_1 d'un angle ϕ ne change pas la valeur de l'accélération a_x mais va modifier les accélérations lues suivant \vec{y}_2 et \vec{z}_2 (Figure A.3.c).

$$a = \begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g \sin(\theta) \\ -g \cos(\theta) \sin(\phi) \\ -g \cos(\theta) \cos(\phi) \end{bmatrix} \quad (A.18)$$

En utilisant uniquement les données des accéléromètres selon $\vec{x}, \vec{y}, \vec{z}$, il est d'ores et déjà possible d'extraire ces deux angles :

$$\theta = \arcsin\left(\frac{a_x}{g}\right) \quad (A.19)$$

Les valeurs nécessaires au calcul du quaternion sont $\cos \frac{\theta}{2}$ et $\sin \frac{\theta}{2}$. Ainsi, pour tenir compte du fait que $-\frac{\pi}{2} < \theta < \frac{\pi}{2}$ et que les valeurs de $\sin \frac{\theta}{2}$ peuvent être positives ou négatives, nous imposons :

$$\sin \frac{\theta}{2} = \text{signe}(\sin \theta) \sqrt{\frac{1 - \cos \theta}{2}} \quad \text{avec} \quad \cos \theta = \sqrt{1 - \sin^2 \theta} \quad (A.20)$$

Ainsi le premier quaternion Q_θ issue d'une rotation θ autour de \vec{y}_0 s'écrit :

$$Q_\theta = \cos \frac{\theta}{2} (1 \ 0 \ 0 \ 0) + \sin \frac{\theta}{2} (0 \ 0 \ 1 \ 0) \quad (A.21)$$

Une seconde rotation est réalisée autour du nouvel axe \vec{x}_1 :

$$\sin(\phi) = \frac{-a_y}{g \times \cos(\theta)} \quad (A.22)$$

Dans l'intervalle $-\frac{\pi}{2} < \phi < \frac{\pi}{2}$ l'angle ϕ vaut ainsi :

$$\phi = \arcsin\left(\frac{-a_y}{g \times \cos(\theta)}\right) \quad (\text{A.23})$$

Cette équation permet de calculer le quaternion Q_ϕ sous la forme :

$$Q_\phi = \cos\frac{\phi}{2}(1\ 0\ 0\ 0) + \sin\frac{\phi}{2}(0\ 1\ 0\ 0) \quad (\text{A.24})$$

Cas particulier

Dans le cas où l'axe $x_{imu}^{\vec{}}$ est proche de la vertical, le terme $\cos(\theta)$ devient proche de 0 et cette division pose un problème numérique. Pour éviter cette singularité, on impose dans le cas où $\theta < 0.1(\text{rad})$ une rotation fictive complémentaire de 20° autour de l'axe \vec{y} afin de s'intéresser à un axe x_{+20° . Cette rotation est appliquée aux vecteurs accélérations magnétiques. Nous aurons ainsi un axe \vec{x}_{imu} tourné de 20° de trop qu'il faudra bien évidemment soustraire pour le ramener dans sa position correcte.

Orientation calculée à partir des champs magnétiques

La dernière rotation peut être obtenue en utilisant les informations des magnétomètres pour retrouver le nord magnétique.

$$\vec{m} = \begin{bmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{bmatrix} \quad (\text{A.25})$$

Les valeurs des composantes du vecteur magnétique local ($\vec{m}_x, \vec{m}_y, \vec{m}_z$) mesurées par le capteur sont recalculées dans la base *Terre* en appliquant les 2 rotations précédentes (rotation d'un angle θ autour de l'axe \vec{y} puis d'un angle ϕ autour de l'axe \vec{x}_1). Ces composantes sont projetées dans le plan horizontal \vec{x}_t et \vec{y}_t (A.4) :

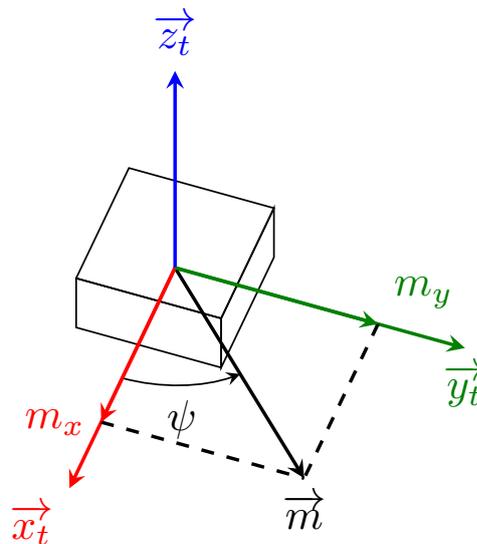


Figure A.4 – Projection du vecteur \vec{m} dans un plan (\vec{x}_t, \vec{y}_t).

Il est ainsi possible d'extraire le dernier angle ψ , permettant l'obtention du dernier quaternion Q_ψ :

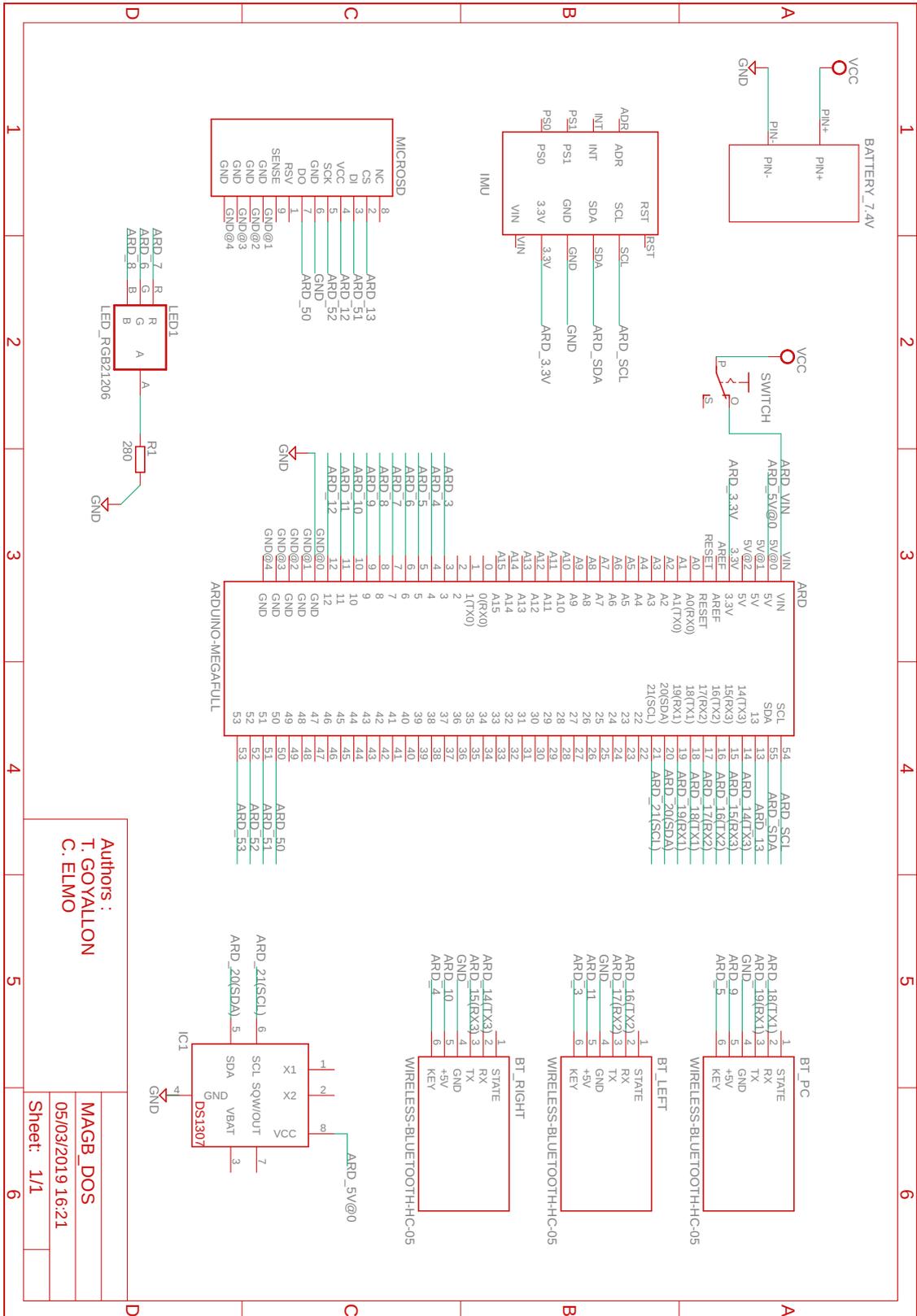
$$\psi = A \cos \frac{m_x}{\sqrt{m_x^2 + m_y^2}} \quad (\text{A.26})$$

$$Q_\psi = \cos \frac{\psi}{2} (1 \ 0 \ 0 \ 0) + \sin \frac{\psi}{2} (0 \ 0 \ 0 \ 1) \quad (\text{A.27})$$

Le quaternion total est égal au produit tensoriel des trois quaternions calculés pour chacune des rotations.

$$Q_{total} = Q_\psi \otimes Q_\theta \otimes Q_\phi \quad (\text{A.28})$$

A.2.3 Schémas électroniques des capteurs de position angulaires



Authors :
T. GOYALLON
C. ELMO

MAGB_DOS
05/03/2019 16:21
Sheet: 1/1

Figure A.5 – Capteur dos

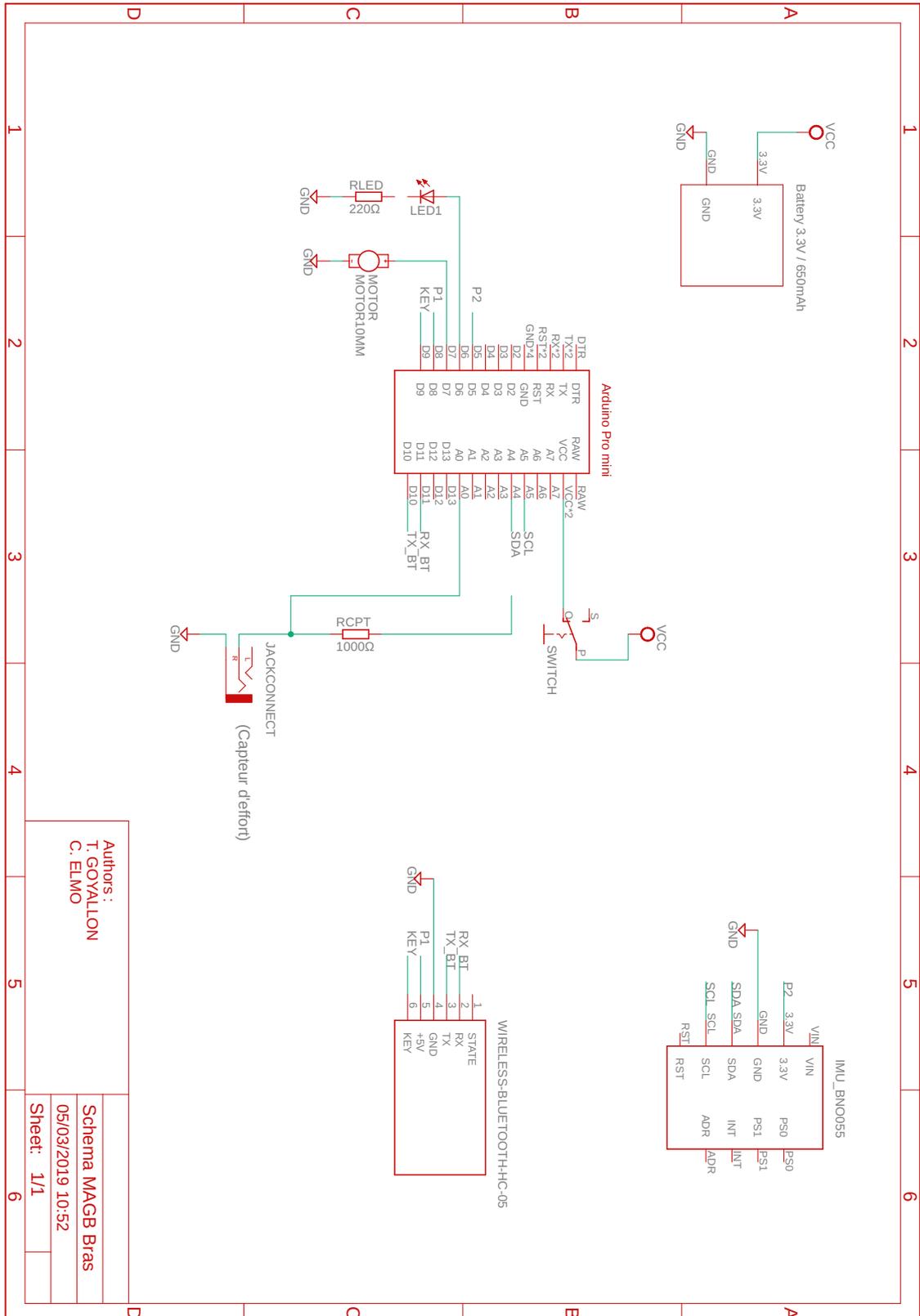


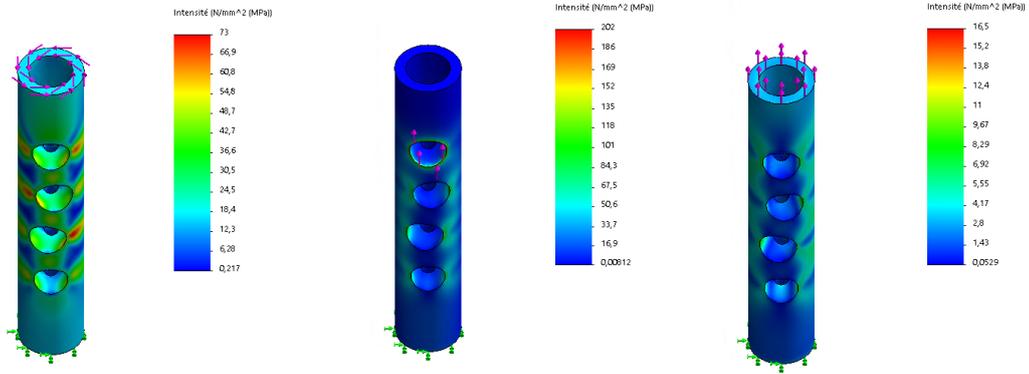
Figure A.6 – Capteur bras

A.3 Chapitre 3

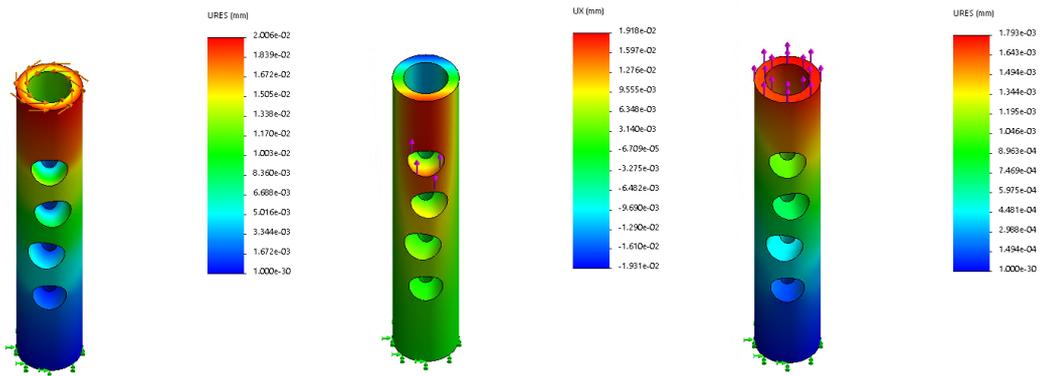
A.3.1 Système de fixation des fragments proximaux

Système de verrouillage classique par vis

Contraintes (MPa)



Déplacements (mm)



(a) Torsion sous $1.1 N.m$.

(b) Flexion sous $1.1 N.m$.

(c) Traction sous $100 N$.

Figure A.7 – Simulations éléments finis sur un système classique par clou d'ostéosynthèse.

Système multi-perforés à maille elliptique

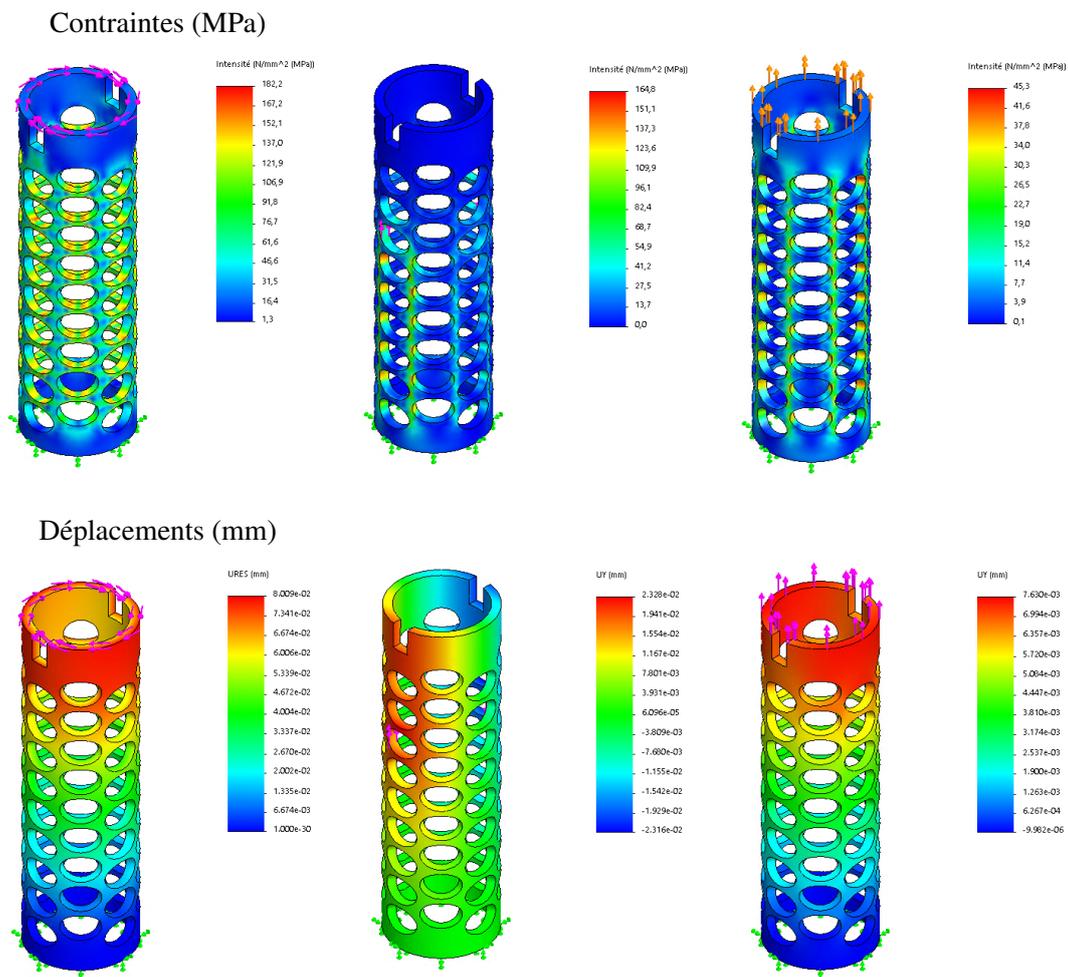
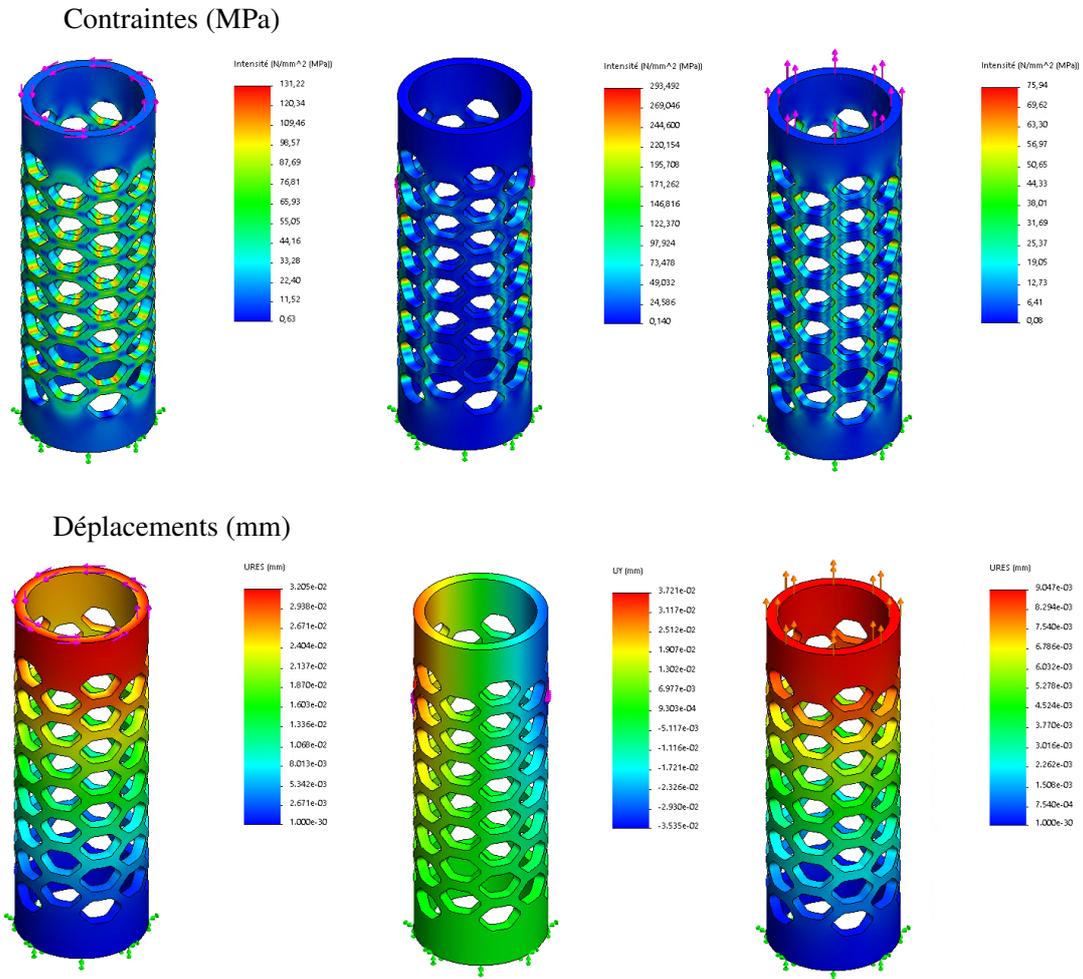


Figure A.8 – Simulations éléments finis sur un systèmes multi-perforés à maille elliptiques.

Système multi-perforés à maille hexagonale



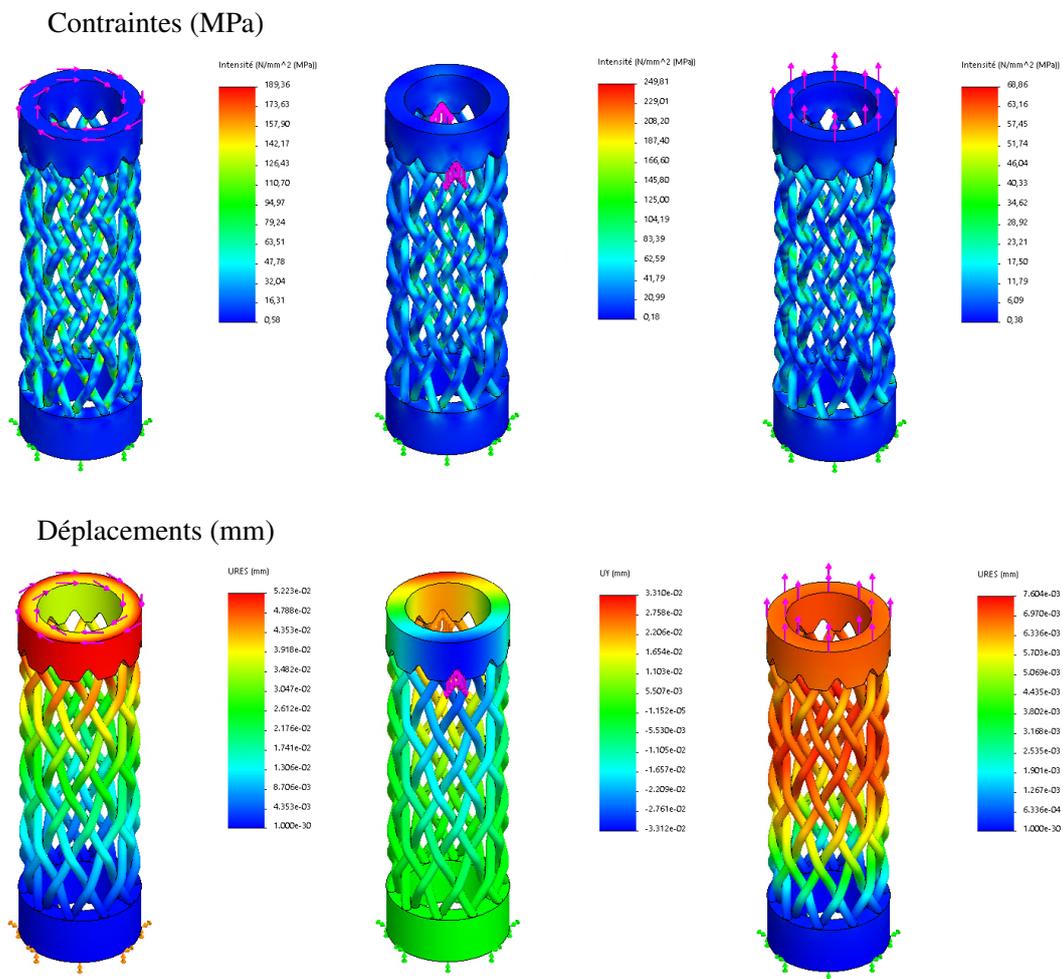
(a) Torsion sous 1.1 $N.m$.

(b) Flexion sous 1.1 $N.m$.

(c) Traction sous 100 N .

Figure A.9 – Simulations éléments finis sur un systèmes multi-perforés à maille hexagonale.

Système de verrouillage par treillis filaire



(a) Torsion sous 1.1 N.m.

(b) Flexion sous 1.1 N.m.

(c) Traction sous 100 N.

Figure A.10 – Simulations éléments finis sur un système par treillis filaire avec interférences.

Développement d'un implant d'ostéosynthèse pour le traitement des fractures de l'humérus proximal et diaphysaire moyen.

Projet Clothilde

Résumé

Le projet Clothilde est un partenariat franco-suisse entre deux universités et deux entreprises. Ce projet vise à minimiser les risques opératoires en proposant des dispositifs originaux et fiables pour la chirurgie orthopédique de l'épaule. Pour répondre à cette problématique, un implant d'ostéosynthèse permettant de traiter des fractures traumatiques proximales et diaphysaires réalisé en impression métal est proposé. Ce dispositif est composé d'un verrouillage distal interne à foyer fermé combiné à un verrouillage proximal offrant une grande flexibilité dans la reconstruction des fragments osseux. Des outils spécifiques ont été développés afin de confirmer la tenue mécanique du dispositif de soin. La procédure chirurgicale a été validée en laboratoire d'anatomie par un panel de chirurgiens. Cinq brevets ont été déposés autour des solutions retenues (implants et systèmes ancillaires) qui sont en cours d'industrialisation.

Mots-clés : Épaule, Humérus, Fracture, Implant, Fabrication additive, Clothilde

Abstract

The Clothilde Project is a Franco-Swiss partnership between two universities and two companies. This project aims to minimize surgical risks by offering original and reliable devices for orthopaedic shoulder surgery. For this purpose, an osteosynthesis implant to treat proximal and diaphyseal traumatic fractures using metal additive manufacturing is proposed. This device consists of a distal intramedullary locked system combined with a proximal locking system providing great flexibility in bone fragments reconstruction. Specific tools have been developed to confirm the mechanical strength of this medical device. The surgical technique has been validated in anatomy laboratory by a group of surgeons. Five patents have been applied on the chosen solutions (implants and instrumentations) which are currently being industrialised.

Keywords : Shoulder, Humerus, Fracture, Implant, Additive manufacturing ,Clothilde

