PolyPublie
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Title:	Évaluation de la performance d'un système Ilizarov modifié pour la réduction des fractures radius-cubitus chez le chien
Auteur: Author:	Jymer Max Jaramillo
Date:	2019
Type:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis
Référence: Citation:	Jaramillo, J. M. (2019). Évaluation de la performance d'un système Ilizarov modifié pour la réduction des fractures radius-cubitus chez le chien [Mémoire de maîtrise, Polytechnique Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/4036/

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL:	https://publications.polymtl.ca/4036/
Directeurs de recherche: Advisors:	Delphine Périé-Curnier
Programme: Program:	Génie biomédical

Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal

https://publications.polymtl.ca

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Évaluation de la performance d'un système Ilizarov modifié pour la réduction des fractures radius-cubitus chez le chien

JYMER MAX JARAMILLO

Institut de génie biomédical

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

Génie biomédical

Septembre 2019

© Jymer Max Jaramillo, 2019.

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

Évaluation de la performance d'un système Ilizarov modifié pour la réduction des fractures radius-cubitus chez le chien

présenté par **Jymer Max JARAMILLO**

en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Aurelian VADEAN, président

Delphine PÉRIÉ-CURNIER, membre et directeur de recherche

Louis-Philippe AMIOT, membre

DÉDICACE

Ce travail est dédié tout d'abord à tous les membres de ma famille, je ne pourrais jamais exprimer le respect que j'ai pour vous. À mes amies, qui m'ont soutenu au cours de mes études ainsi qu'à tous les formateurs et les formatrices, vos encouragements et votre soutien m'ont toujours été d'un grand secours. Merci aussi à tous ceux qui auront l'occasion de lire ce mémoire.

REMERCIEMENTS

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à ma directrice de recherche, Delphine PERIE-CURNIER. Je la remercie de m'avoir encadré, orienté, aidé et conseillé.

J'adresse mes sincères remerciements à tous les professeurs pour avoir eu la patience de répondre à mes innombrables questions. Je remercie aussi mes coéquipiers Jeroen Vancraen, Christine Boucard, Mohamed Amine Elforaici, Bohao Ning, les étudiants du Projet intégrateur III, Félix Lacombe, Manfred Balvet et Nikola Delev, aussi Marc André Primeau Breton qui, par leurs paroles, leurs écrits, leurs conseils et leurs critiques ont guidé mes réflexions et ont accepté de me rencontrer et de répondre à mes questions durant mes recherches.

Je remercie ma famille, qui a toujours été là pour moi. Je remercie ma mère, ma sœur et mon frère pour leurs encouragements.

Enfin, je remercie mon confrère / associé qui a toujours été là pour moi. Son soutien inconditionnel et ses encouragements ont été d'une grande aide.

À tous ces intervenants, je présente mes remerciements, mon respect et ma gratitude.

RÉSUMÉ

Introduction: Les défis des vétérinaires dans la réparation des fractures consistent à réduire les dommages tissulaires, effectuer la chirurgie le plus rapidement et effectuer une réduction osseuse parfaite. L'utilisation d'un fixateur externe Ilizarov a un impact tissulaire minime, en tant que réducteur et stabilisateur des fractures lors de la fixation interne avec vis et plaques. L'objectif de ce travail était la conception d'un système modifié et sa validation.

Méthodes : Le développement des maquettes numériques, une optimisation topologique et des analyses numériques par éléments finis du système modifié ont été réalisés. Trois tests mécaniques ont été effectués afin d'évaluer les attaches des K-wires, les barres latérales et les demi-anneaux.

Résultats. Les résultats des tests de résistance d'attache entre les moyennes des charges maximales ne sont pas significativement différents entre le système illizarov classique et notre système modifié. Les barres latérales du système modifié ne présentent aucune déformation plastique, contrairement au système standard. De plus, les déformations externes des demi-anneaux sont mineures dans le système modifié, mais plus élevées à l'intérieur comparé au système Standard.

Conclusion. Le système amélioré présente des propriétés supérieures ou équivalentes au système standard en ce qui attrait à la résistance mécanique du système. L'utilisation de ce dispositif pour la réduction et stabilisation des fractures radius-cubitus aura une meilleure ergonomie, une facilité d'installation et un gain de temps lors de la chirurgie, tout en évitant des dommages tissulaires importants.

ABSTRACT

Introduction: Veterinarian's challenges in fracture repair consists in reducing tissue damages, performing the surgery as quickly as possible and achieving a perfect bone reduction. The use of an Ilizarov external fixator has a minimal tissue impact, as a reducer and stabilizer for fractures during internal fixation with screws and plates. The objective of this work was the design of a modified system and its validation.

Methods: The development of the numerical model, a topological optimization and a numerical analysis by finite elements of the modified system were realized. Three mechanical tests were performed to evaluate K-wire ties, sidebars and half-rings.

Results: The resistance's tests for the ties between the maximum loads averages are not significantly different. The lateral bars of the modified system have no plastic deformation, unlike the standard system. Also, the external deformations of the half-rings are minors in the modified system but higher inside compared to the standard system.

Conclusion: The improved system has equivalent or higher properties compared to the standard system in terms of mechanical strength. The use of this device for the reduction and stabilization of radius-ulna fractures will have better ergonomics, ease of installation and time saving during surgery, while avoiding significant tissue damage.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE III

REMERCIEMENTS IV

RÉSUMÉ V

ABSTRACT VI

TABLE DES MATIÈRES VII

LISTE DES TABLEAUX IX

LISTE DES FIGURES X

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XV

LISTE DES ANNEXES XVI

CHAPITRE 1 INTRODUCTION 1

CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE 3

2.1 Vascularisation de l'os 3

2.2 Réduction directe de fractures 4

2.3 Réduction indirecte de fractures 7

2.4 Fixateur externe circulaire Ilizarov 9

2.5 Réducteurs indirects avec distracteurs externes 11

2.6 Système Ilizarov comme réducteur indirect 17

2.7 Modélisation éléments finis du système Ilizarov 21

CHAPITRE 3 JUSTIFICATION DU PROJET. 28

3.1 Synthèse de la revue de littérature 28

3.2 Question de recherche 28

3.3 Travail de conception préliminaire 29

3.4 Objectif général 31
3.5 Objectifs spécifiques 31
3.6 Hypothèses proposées 31
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE 32
4.1 Modélisation par éléments finis du système modifié et du système standard 32
4.2 Optimisation topologique des demi-anneaux 35
4.3 Tests mécaniques de résistances du K-wire 38
4.4 Test mécaniques des barres latérales 40
4.5 Test mécaniques des demi anneaux 42
CHAPITRE 5 RÉSULTATS 44
5.1 Analyses numériques en éléments finis des modèles 44
5.2 Optimisation topologique des anneaux 47
5.3 Test de résistances de K-wire 52
5.4 Flexion en trois points 53
5.5 Test d'imagerie par analyse de motifs en compression 53
CHAPITRE 6 DISCUSSION 56
CHAPITRE 7 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS 60
BIBLIOGRAPHIE 62
ANNEXES 65

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 5.1 : Test de traction sur les K-wires avec le système d'attache traditionnel. Les types de ruptures sont par glissement (G) ou par bris (B). Les longueurs initiales et finales correspondent à la longueur du fil (K-wire) qui dépasse des boulons d'attaches, à l'extrémité opposée de l'application de la force de traction. 52

Tableau 5.2 : Test de traction sur les K-wires avec le système d'attache modifié. Les types de ruptures sont par glissement (G) ou par bris (B). Les longueurs initiales et finales correspondent à la longueur du fil (K-wire) qui dépasse les boulons d'attaches, à l'extrémité opposée d'application de la force de traction. 52

Tableau 6.1. Avantages et inconvénients des systèmes Ilizarov standard et modifiés. 58

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Vascularisation de l'os, A Os normal, B Os immature, C Fracture de l'os (apport sang extra-osseuse), D guérison de l'os.(Hattersley, 2014). 4

Figure 2 : Levier pour réduire les segments osseux d'une fracture transversale, placé avec précaution entre les segments d'os. Le levier est utilisé pour appliquer une pression doucement et aider à distraire et réduire les segments d'os (Hattersley, 2014). 6

Figure 3 : Réduction avec pinces A, les segments d'os d'une longue fracture oblique sont retournés manuellement avec des pinces de réductions. B, une pince de réduction point-point est placée à un angle avec la ligne de fracture. C, les pinces sont doucement fermées, les extrémités des os sont distraites. La pince de réduction pointue doit être manipulée pour aider la réduction et être fixée perpendiculairement à la ligne de fracture. Plusieurs tentatives peuvent être nécessaires avant que la réduction soit atteinte et maintenue avec des pinces de réduction pointues (Hattersley, 2014). 6

Figure 4 : Réduction avec fragments. La reconstruction anatomique d'une fracture avec un grand fragment de papillon est obtenue en réduisant d'abord la fragmentation et en la fixant à un segment d'os. Cela crée une fracture en deux parties à réduire et à stabiliser. (Hattersley, 2014). 7

Figure 5 : Réduction indirecte avec pin intramédullaire. Lorsqu'une tige de guide est utilisée pour distraire les fractures, le segment proximal est stabilisé avec une pince à os et une tige intra médullaire est utilisée pour repousser le segment distal de l'os du segment proximal (Hattersley, 2014).....8

Figure 6 : Réduction avec poids de l'animal suspendre le membre fracturé du plafond permet au poids de l'animal d'aider la distraction de la fracture (Hattersley, 2014). 9

Figure 7 : A gauche système Illizarov. Deux blocs d'anneaux sont compressés ensembles. Chaque bloc est constitué de deux anneaux avec deux points de fixation par anneau. Les tiges latérales filetées sont parallèles à chaque segment osseux, préservant ainsi l'alignement de l'os entier. Bien que cette illustration ne représente que deux barres latérales, quatre sont nécessaires pour

une stabilité adéquate (Spiegelberg et al., 2010), à droite tige trocart partiellement filetée. (Solomin, 2008).....10

Figure 8 : Image montrant la procédure de distraction. L'étrier de traction proximal est fixé au col de l'omoplate (A), l'étrier distal est fixé à la zone du tubercule supérieur de l'humérus (B) et les 2 étriers sont reliés au distracteur (C). La charge appliquée est mesurée par un dynamomètre numérique (D). La tête de l'animal a été effacée pour des raisons esthétiques (Devesa, Rovesti, Urrutia, Sanroman, & Rodriguez-Quiros, 2015).....12

Figure 9 : Image de gauche, radiographie d'une épaule à 0 N de distraction. Les mesures de l'espace articulaire ont été effectuées à 3 endroits différents : les points crâniens (A), médians (B) et caudaux (C). Les étriers de traction (1) et la référence radiographique (2) sont visibles. Image de droite, radiographie d'un épaulement à 160 N de charge. Les mesures de l'espace articulaire ont été effectuées pour chaque incrément de charge aux 3 points sélectionnés. (Devesa et al., 2015).....13

Figure 10 : Étrier de traction attaché à l'extrémité distale du radius (flèche rouge). "Arrêt de perçage" fixant l'extrémité de la tige de traction au bras de l'étrier (flèche noire). La chaîne de la barre de traction est fixé au dynamomètre (flèche jaune) (Tudury et al., 2017). 16

Figure 11 : A, Placement des fils de Kirschner proximaux et distaux lors de l'application de la construction du fixateur circulaire. B, les fils ont été fixés aux anneaux en utilisant des boulons de fixation de fil et en ajustant la position des écrous sur les fils filetés utilisés pour distraire le segment de membre. 17

Figure 12 : Photographie obtenue lors de l'application initiale du système d'instrumentation de réduction minimalement invasive. Les pinces de connexion et la tige ont été attachées de manière lâche à chacune des poignées avant de manipuler les segments de fracture. 18

Figure 13 : Illustration du fixateur circulaire à 2 anneaux utilisé pour aider à la distraction et à la réduction de fracture (Pozzi et al., 2013). 19

Figure 14 : Modèle EF d'un anneau complet: (a) le modèle est constitué de deux lignes reliées ensembles; (b) le modèle maillé est résolu comme pour une structure tridimensionnelle (Watson et al., 2007). 22

Figure 15 : Modèle EF d'un fixateur complet composé de deux blocs à double anneau et de huit fils. Les sections de tous les composants ont été représentées par des éléments poutre (Watson et al, 2007).....22

Figure 16 : Configuration expérimentale pour tester le composant anneau: (a) compression dans le plan d'un seul section demi-anneau; (b) compression dans le plan pour un anneau complet, avec les boulons à 90 °; (c) flexion d'un anneau complet : l'axe de chargement de la machine d'essai était décalé par rapport au plan des anneaux d'une distance de 50 mm (Watson et al, 2007).....23

Figure 17 : Configuration de l'essai. Pour appliquer une flexion en trois points à la tige filetée, la tige était soutenue entre deux supports. Un accessoire a été fabriqué pour appliquer une charge ponctuelle sur la tige à mi-chemin entre les deux supports (Watson et al, 2007).....24

Figure 18 : Boulon tordu installé dans un anneau Ilizarov. 25

Figure 19 : Tendeur du fil ou dispositif de tension. 26

Figure 20 : Modèle éléments finis de la vis de fixation (Ortega et al., 2014).....27

Figure 21 : Répartition de la contrainte de von Mises (MPa) pour la vis de fixation chargée (Ortega et al., 2014).....27

Figure 22 : Système Ilizarov modifié, (A) attaches à vélo type levier, pour serrage de barres latérales, (B) demi-anneau avec des poches pour barres latérales indépendants de attaches K-wire, (C) boulon de blocage, (D) système de poutre et barres latérales à filetage normal et inversée pour la distraction et compression, (E) système d'attache à vélo pour attaches de K-wire.....30

Figure 23 : Système Ilizarov Standard, (A) boulon de serrage de K-wire, (B) demi-anneau, (D) barres latérales.....30

Figure 24 : Maquette numérique de l'Ilizarov original.....32

Figure 25 : Maquette numérique de l'Ilizarov modifié.....33

Figure 26 : Maillage de l'anneau modifié. 34

Figure 27 : Conditions limites appliquées au modèle. Les cercles rouges représentent la liaison rigide entre la base de la tige et la paroi du trou. Les flèches jaunes représentent les forces appliquées. Les anneaux rouges représentent la liaison des attaches K-wire. 35

Figure 28 : Demi-anneau /Distracteur de type étrier, marque AD-maiora.....36

Figure 29 : Demi-anneau/Distracteur de type étrier modifié. 36

Figure 30 : Maillage au tour du trou pour les attaches K-wire. 37

Figure 31 : Système d'attache rapide (pour fil de Kirschner). 38

Figure 32 : Test de résistance maximale du système d'attache. (Gauche). Appareil de mesure de la charge maximale des K-wires (Dynamomètre). (Centre). Système d'attache modifié. (Droit). Système d'attache traditionnel. 39

Figure 33 : Test de flexion en trois points. A. Montage avec poutre standard. B. Montage avec poutre améliorée. 41

Figure 34 : Montage des tests d'imagerie par analyse de motifs en compression. A. Système standard. B. Système modifié. 42

Figure 35 : Les tests d'imagerie par analyse de motifs (Speckle Pattern). 42

Figure 36 : Déformation obtenue dans l'anneau standard. 44

Figure 37 : Contraintes de von Mises obtenues dans l'anneau standard et les tiges. 45

Figure 38 : Déformation dans le joint de vis. 46

Figure 39 : Contraintes de von Mises dans le joint de vis. 46

Figure 40 : Répartition de la contrainte dans le design initial. 47

Figure 41 : Résultats de l'optimisation topologique du design initial. La zone rouge représente le 70 % de matière nécessaire, et la zone grise le 30 % car il n'y pas de sollicitation dans cette zone. 48

Figure 42 : Design modifié en fonction des résultats de l'optimisation topologique. 48

Figure 43 : Impact du déplacement du trou central sur la répartition des contraintes de Von Mises. 49

Figure 44 : Impact de la suppression du trou central et de l'allongement des poches latérales qui augmente médialement la concentration de contraintes en dessous les attaches a K-wire. ...49

Figure 45 : Impact de l'augmentation du rayon des congés d'arrête sur la répartition des contraintes de Von Mises. 50

Figure 46 : Design sans poignée ergonomique, et différence de rayon du congé d'arête en dessous les attaches a Kwire (côté droit augmenté). 51

Figure 47 : Éléments de demi anneau A. poches pour les barres latérales, B. trou pour les attaches a Kwire, C. Poigné, D. Trous pour additionner autre barre latérale si le chirurgien a besoin de plus de stabilisation ou pour attacher une corde et l'utiliser comme distracteur de type étrier, E. Rayon des congés d'arrêts augmenté. F. Rayon des congés d'arrêts non augmenté. 51

Figure 48 : Flèche en fonction de la force appliquée lors d'un test de flexion en trois points. 53

Figure 49 : Résultats en champs de déformation, système modifié à gauche et au centre, système standard à droite. 54

Figure 50 : Déformation de la partie intérieure des systèmes (anneaux) lors d'un test par imagerie (speckle spatter). Test effectué en compression. La différence entre les deux courbes est significative ($p<0.05$). Les lignes noires sont les droites de régressions linéaires. 54

Figure 51 : Déformation de la partie extérieure des systèmes lors d'un test par imagerie (speckle spatter). Test effectué en compression. La différence entre les droites est significative ($p<0.05$). Les lignes noires sont les droites de régression linéaire. 55

Figure 52 : Déformation en compression des systèmes en fonction de la force appliquée. 55

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AD-maiora	(Marque de produits innovants pour la chirurgie vétérinaire)
CAO.	(Conception assistée par ordinateur)
CFC.	(Circular Fixator Construct)
FEA.	(Analyse par éléments finis)
FE.	(Éléments finis)
K-wire	(Fils de Kirschner)
IM.	(Intra medulaire)
MIPO.	(Minimally invasive plate osteosynthesis)
MIRIS.	(The Minimally Invasive Reduction Instrumentation System)
ORIF.	(Open reduction and internal fixation)
SM.	(Système modifié)
SS.	(Système standard)

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1 : Caractéristiques physiques et mécaniques du titane et de ses alliages 65

ANNEXE 2 : Plaque avec encoche, soumise à une traction ou à une compression 66

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

La réduction des fractures de radius-cubitus chez le chien est ce qui a de plus fréquent dans les chirurgies de traumatologie du membre thoracique. Ces fractures représentent 8.5 – 17 % des fractures chez le chien (Pozzi, Hudson, Gauthier, & Lewis, 2013), et un taux de complications graves (75 %) chez les races de chien miniatures ou naines (Brinker, 2009). Réduire les dommages des tissus mous, réduire le temps de chirurgie et faire une réduction parfaite avec le moins de personnel possible constituent le défi des chirurgiens. Les techniques actuelles demeurent les mêmes depuis longtemps. L'utilisation de pinces de réduction implique des dommages tissulaires importants surtout quand on parle de chiens de petites races où leur masse musculaire des membres thoraciques est réduite et demeure un facteur important au moment de la guérison.

Les méthodes traditionnelles de réduction ouverte et la reconstruction anatomique nécessitent une large exposition de la fracture, ce qui entraîne souvent un traumatisme important des tissus mous dans la région de la fracture et peut dévasculariser les fragments de la fracture. Une perturbation de l'irrigation sanguine extra osseuse peut prolonger la guérison des fractures et prédisposer à de l'infection. Des techniques moins invasives ont été mises au point pour réduire l'incidence de ces complications et améliorer le résultat fonctionnel (Pozzi et al., 2013).

Le médecin russe Gavril Ilizarov a été le pionnier du développement de la fixation squelettique externe circulaire. Les fixateurs circulaires sont constitués d'une série d'anneaux extracorporels, qui servent d'éléments de soutien au cadre. Les anneaux sont articulés par une série de fils de petit diamètre qui sont utilisés comme éléments de fixation pour stabiliser les segments osseux et les sécuriser. Les fils de petits diamètres sont généralement tendus de façon à améliorer la raideur de la construction et permettent un mouvement axial des segments osseux sécurisés, ce qui améliore la réduction des fractures (Arango, Lewis, Hudson, & Horodyski, 2013; Hudson, Lewis, Cross, Dunbar, et al., 2012; Zamani & Oyadiji, 2010).

L’utilisation d’un fixateur externe à impact minimal sur les tissus, tel que le fixateur Ilizarov, comme réducteur et stabilisateur des fractures lors de la fixation interne avec plaque et vis serait une alternative à cette problématique. Cependant, le peu de versatilité et le temps d’installation nécessite des modifications du fixateur Ilizarov, tels qu’un système de verrouillage rapide, un système de positionnement facile et un système de distraction et compression rapide et versatile.

Dans les fixateurs externes circulaires, les broches de Kirschner transfixantes sont les principaux contributeurs à la biomécanique impliquée. Une compréhension globale du comportement mécanique des fils est donc la clef de l'analyse biomécanique du fixateur d’Ilizarov (Zamani & Oyadiji, 2008).

Dans le cadre de mon travail de vétérinaire, j’ai modifié le fixateur traditionnel Ilizarov en intégrant un système de verrouillage rapide associé à un système de distraction/compression versatile. Ces modifications faites au fixateur traditionnel Ilizarov nous amènent à vérifier qu’elles soient sécuritaires et entrainent des caractéristiques physiques et dynamiques au moins égales au système traditionnel.

Le chapitre 2 présente une revue de littérature sur la vascularisation des os et leur importance, les systèmes de réduction traditionnels ainsi que les systèmes externes de réductions incluant le système Ilizarov, et les modèles éléments finis de ce dernier système. Le chapitre suivant détaille la méthodologie en deux parties, la première sur les analyses numériques et la seconde sur les tests mécaniques du système Illizarov modifié. Le chapitre 5 présente les résultats obtenus des simulations en éléments finis et des tests mécaniques des demi-anneaux, systèmes de verrouillage et barres latérales. Ce mémoire se termine avec un chapitre de discussion, conclusion et recommandations.

CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE

Pour bien comprendre l'importance de la réduction et de la stabilisation de la fracture osseuse, nous devons partir des processus de guérison de l'os. Un apport sanguin adéquat est essentiel à la guérison des os et toute déficience circulatoire peut retarder la guérison. Il existe une corrélation directe entre les dommages tissulaires extra osseux durant la réduction et la guérison. Des complications telles que le retard et l'absence d'union, ainsi que la refracture après le retrait de la plaque sont rapportées comme séquelles après la stabilisation des fractures du radius et de l'ulna. Le recouvrement des tissus mous périostiques peut prédisposer les chiens de petites races aux complications de la guérison. Des techniques de fixation de fractures biologiques qui limitent les traumatismes chirurgicaux iatrogènes tout en offrant une stabilité de construction appropriée sembleraient être avantageuses pour faciliter la guérison de ces fractures (Pozzi et al., 2013).

2.1 Vascularisation de l'os

Tous les processus physiologiques survenant dans les os, y compris le processus de réparation au cours de la guérison de la fracture, dépendent d'un apport sanguin adéquat. La circulation normale aux os longs consiste en un apport afférent de l'artère nourricière principal, artères métaphysaires proximale et distale et artères périostées qui pénètrent dans l'os au niveau des régions de fascial lourd. Contrairement aux animaux matures, les animaux immatures ont de nombreuses artères qui perforent longitudinalement sur la surface périostée. La circulation médullaire est perturbée lors d'une fracture. Initialement, les composantes existantes du système vasculaire normal (les vaisseaux métaphysaires) sont améliorées pour fournir du sang à la zone blessée. Une vascularisation extra-osseuse transitoire se développe dans les tissus mous entourant la fracture, contribuent de manière substantielle pendant la phase précoce de la guérison de la fracture en fournissant aux cellules de l'oxygène et autres nutriments sur le site de réparation pour nourrir les premières callosités périostées (Figure 1). À mesure que la cicatrisation osseuse progresse et que la stabilité est rétablie, l'apport sanguin médullaire est rétabli (Hattersley, 2014; Pozzi et al., 2013).

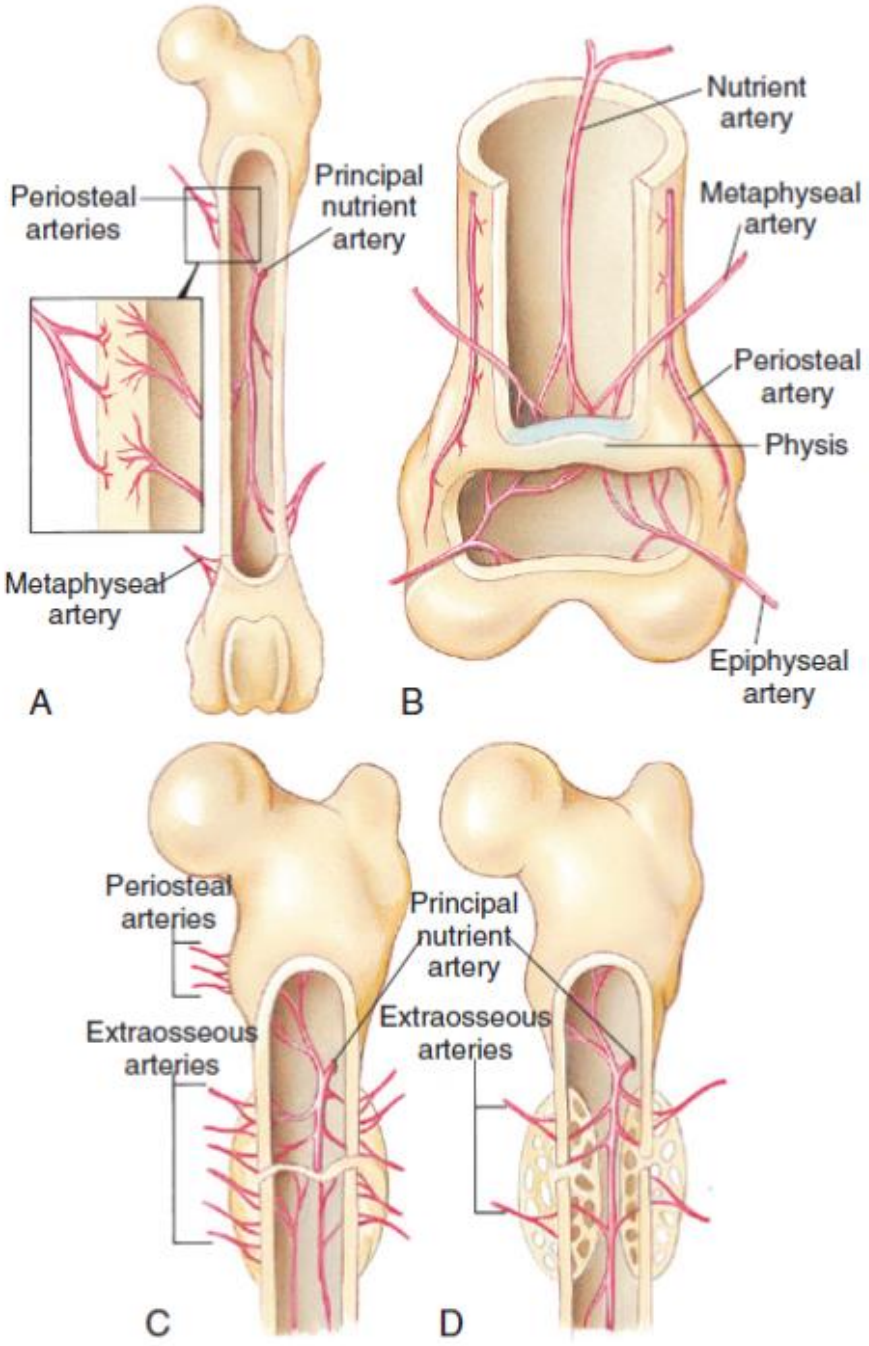


Figure 1 : Vascularisation de l'os, A Os normal, B Os immature, C Fracture de l'os (apport sang extra-osseuse), D guérison de l'os.(Hattersley, 2014).

2.2 Réduction directe de fractures

Dans les prochains paragraphes, les termes orthopédiques suivants sont utilisés :

- Réduction : action qui consiste à ramener un os fracturé à sa position anatomique normale par l'apposition de ses fragments;
- Distraction : action qui consiste à exercer une force contre la contracture musculaire pour séparer les fragments osseux de la fracture;
- Compression : action qui consiste à exercer une force d'apposition des fragments osseux;
- Stabilisation : immobilisation temporelle des fragments osseux dans une position désirée;
- Fixation : Action de garder en place les fragments osseux.

La difficulté majeure à atteindre la réduction anatomique est de contrecarrer la contraction musculaire qui a causé la segmentation de l'os. La distraction lente et manuelle des segments et l'utilisation de pinces pour retenir les os finira par fatiguer les muscles et permettra la réduction (Hattersley, 2014).

Les fractures transversales peuvent être réduites par application des forces de traction, et de flexion. Les extrémités des os doivent être soulevées de l'incision et amenées en contact. La force est lentement appliquée pour replacer les os dans une position normale. Un levier peut également être utilisé pour réduire les fractures transversales (Figure 2). Dans certains cas, la réduction de fractures est facilitée en appliquant une plaque prémontée à un segment osseux, réduisant la fracture et maintenant la réduction en fixant la plaque au deuxième segment osseux. Cette technique est particulièrement utile pour les fractures du corps iliaque et fractures radiales distales (Hattersley, 2014).

De longues fractures obliques peuvent être difficiles à réduire à cause de la configuration de la ligne de fracture. Les forceps peuvent être utilisés pour forcer la distraction des segments lentement jusqu'à ce que la réduction soit atteinte (Figure 3). La manipulation brutale d'un os avec l'une de ces techniques peut provoquer une fragmentation supplémentaire (Hattersley, 2014).

Les fractures obliques réduites doivent être solidement apposées pour un traitement efficace. Les fractures obliques doivent être tenues avec une pince de réduction pour une application précise et efficace des tirefonds ou des cerclages, (Figure 4) (Hattersley, 2014).

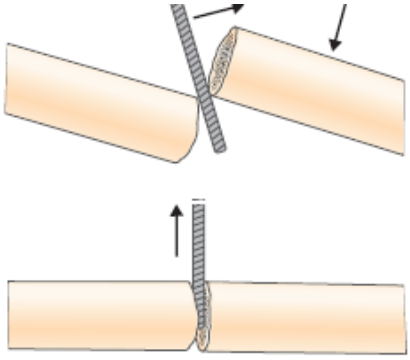


Figure 2 : Levier pour réduire les segments osseux d'une fracture transversale, placé avec précaution entre les segments d'os. Le levier est utilisé pour appliquer une pression doucement et aider à distraire et réduire les segments d'os (Hattersley, 2014).

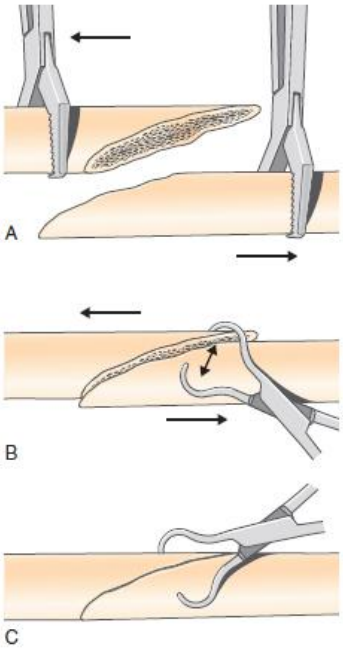


Figure 3 : Réduction avec pinces A, les segments d'os d'une longue fracture oblique sont retournés manuellement avec des pinces de réductions. B, une pince de réduction point-point est placée à un angle avec la ligne de fracture. C, les pinces sont doucement fermées, les extrémités des os sont distraites. La pince de réduction pointue doit être manipulée pour aider la réduction et être fixée perpendiculairement à la ligne de fracture. Plusieurs tentatives peuvent être nécessaires avant que la réduction soit atteinte et maintenue avec des pinces de réduction pointues (Hattersley, 2014).

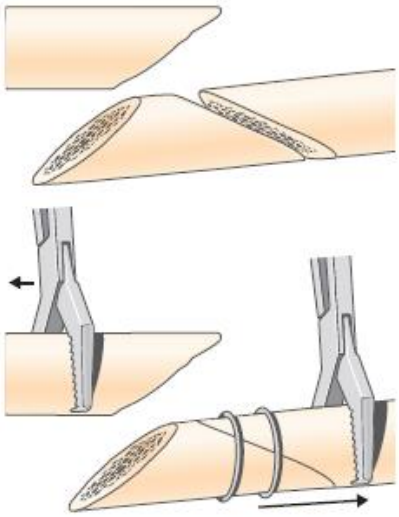


Figure 4 : Réduction avec fragments. La reconstruction anatomique d'une fracture avec un grand fragment de papillon est obtenue en réduisant d'abord la fragmentation et en la fixant à un segment d'os. Cela crée une fracture en deux parties à réduire et à stabiliser. (Hattersley, 2014).

2.3 Réduction indirecte de fractures

Les fractures non réductibles sont mieux gérées avec une réduction indirecte et préservent la biologie et les fixations de pontage pour fournir le support mécanique.

La réduction indirecte est le processus de restaurer l'alignement des fragments et des membres en distrayant les segments osseux majeurs. Une tige intramédullaire peut être utilisée dans ce processus (Figure 5). La tige est entrainée normo grade, c'est-à-dire à partir de l'épiphyse proximale de l'os, en passant par le focus de fracture, ensuite centrée dans le segment distal jusqu'à ce qu'il s'engage aux métaphyses distales. Une fois que l'os fracturé est aligné, une plaque osseuse ou un fixateur externe peut être appliqué pour combler la fracture et maintenir la réduction. Malheureusement, cette technique ne peut pas être appliquée au radius car les deux métaphyses, proximale comme distale, se terminent dans l'articulation sans espace anatomique pour passer la tige (Brinker, 2009; Hattersley, 2014).

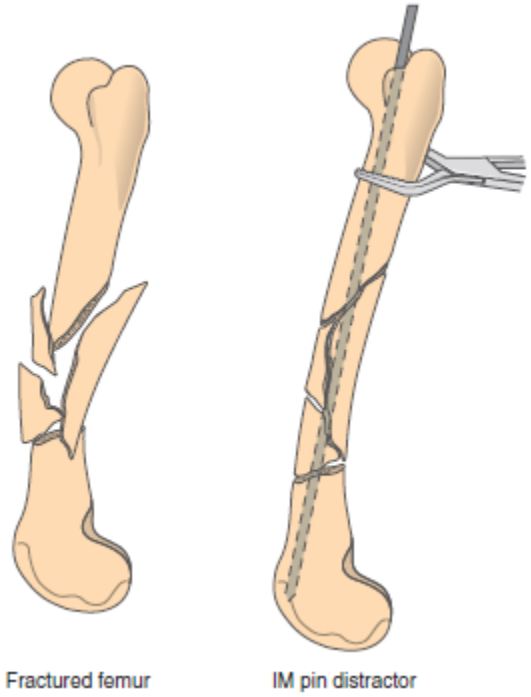


Figure 5 : Réduction indirecte avec pin intramédullaire. Lorsqu'une tige de guide est utilisée pour distraire les fractures, le segment proximal est stabilisé avec une pince à os et une tige intra médullaire est utilisée pour repousser le segment distal de l'os du segment proximal (Hattersley, 2014).

Le poids de l'animal peut être mis à profit pour réaliser une réduction indirecte des fractures tibiales ou radiales en suspendant le membre fracturé à partir d'un plafond sécurisé. L'animal est drapé et la procédure chirurgicale réalisée avec le membre suspendu. L'abaissement temporaire de la table d'opération fait que le poids de l'animal distrait la fracture (Figure 6). Cette méthode peut être utilisée à la fois en réduction fermée et ouverte (Brinker, 2009; Hattersley, 2014).

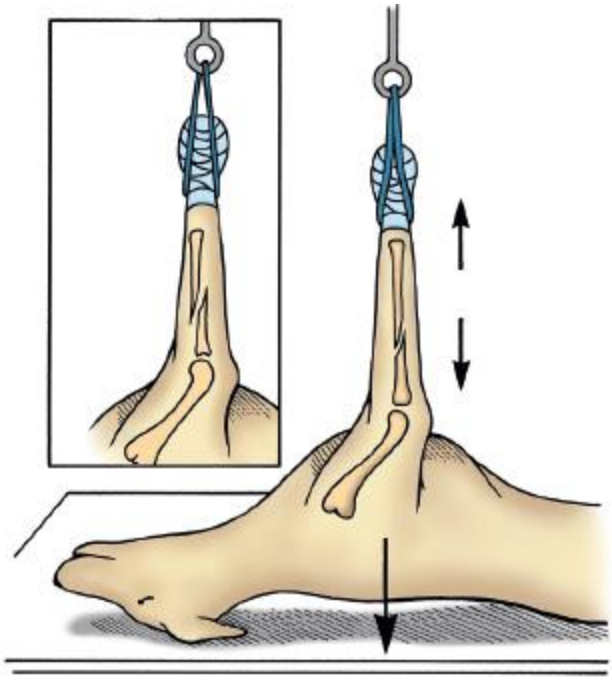


Figure 6 : Réduction avec poids de l'animal suspendre le membre fracturé du plafond permet au poids de l'animal d'aider la distraction de la fracture (Hattersley, 2014).

2.4 Fixateur externe circulaire Ilizarov

Le système modulaire de fixation externe développé par Ilizarov a révolutionné les soins orthopédiques. Aujourd'hui, il est utilisé mondialement dans la cicatrisation des fractures, l'allongement des membres, la correction des déformations osseuses, la non union et les anomalies osseuses et, de plus en plus, pour la stabilisation des fractures simples et complexes chez les humains et petits animaux (Singh et al., 2007). Le principal avantage de cette procédure est que l'appareil fournit un soutien adéquat de tenségrité pendant l'union osseuse. Le patient restant actif, la guérison est améliorée.

La méthode d'Ilizarov permet la fixation percutanée de la fracture sans perturber une enveloppe de tissus mous précaires. Les fixateurs circulaires (Figure 7) comportent plusieurs composants dont les anneaux et les barres de connexion latérale.

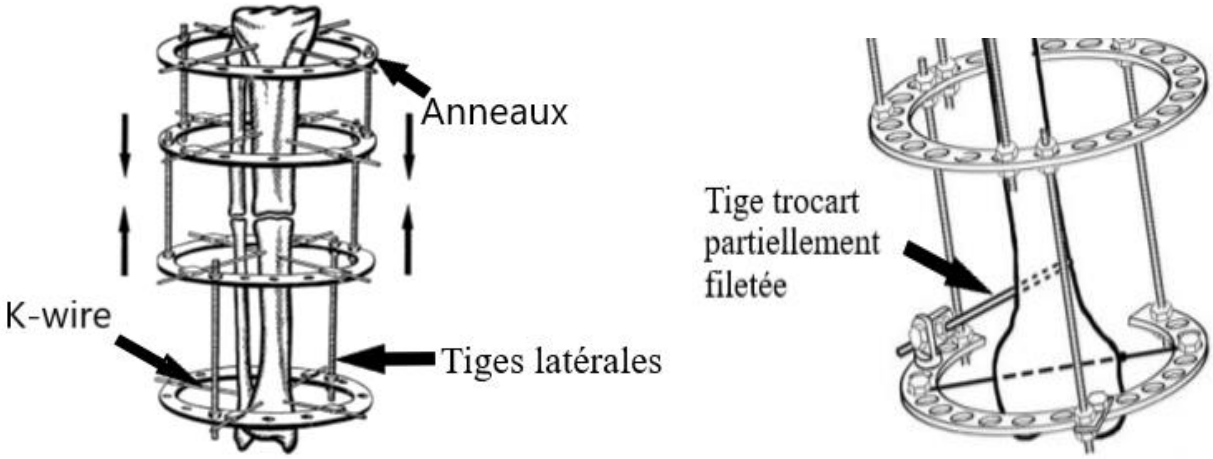


Figure 7 : A gauche système Illizarov. Deux blocs d'anneaux sont compressés ensembles. Chaque bloc est constitué de deux anneaux avec deux points de fixation par anneau. Les tiges latérales filetées sont parallèles à chaque segment osseux, préservant ainsi l'alignement de l'os entier. Bien que cette illustration ne représente que deux barres latérales, quatre sont nécessaires pour une stabilité adéquate (Spiegelberg et al., 2010), à droite tige trocart partiellement filetée. (Solomin, 2008)

Les anneaux complets fournissent le plus de rigidité tandis que les anneaux partiels permettent un accès direct à la plaie, ce qui est nécessaire après un traumatisme. La stabilité osseuse est essentielle pour l'ostéogenèse et dépend de la stabilité du fixateur externe. La stabilité du fixateur Illizarov est grandement influencée par la rigidité de l'anneau, elle-même influencée par le diamètre de l'anneau. Une diminution de 2 cm du diamètre des anneaux augmente la rigidité axiale du fixateur de 70%. Une directive générale est de laisser 2 cm d'espace entre l'anneau et la peau pour permettre une inflammation possible des membres. La distance entre les anneaux affectera également la stabilité. Afin de minimiser la distance entre les anneaux, des connexions supplémentaires ou un anneau libre intermédiaire fixé dans la partie médiane des longues tiges sont utilisés (Spiegelberg et al., 2010).

La stabilité du fixateur est augmentée en utilisant deux anneaux au lieu d'un pour chaque segment osseux, contrôlant ainsi les extrémités proche et éloignée de chaque segment osseux. Un

minimum de quatre barres latérales entre les anneaux et au moins deux points de fixation ou fils par anneau sont nécessaires (Figure 7).

L'anneau soutient et stabilise l'os sous-jacent grâce à l'utilisation de fils de Kirschner (K-wire). (Figure 7). La stabilité du fixateur Ilizarov augmente avec l'augmentation du diamètre et de la tension du fil, l'utilisation de plus de fils par anneau, le placement de fils sur les côtés opposés de l'anneau et l'insertion de fils dans des plans différents. L'augmentation des angles de croisement des fils à 90° fournit une stabilité maximale tandis que des angles de croisement inférieurs à 60° peuvent permettre à l'os de glisser le long des fils, nécessitant l'utilisation d'autre fils opposés ou l'ajout d'une tige trocart partiellement filetée à l'os (figure 7).

Une connaissance approfondie de l'anatomie transversale de la patte est nécessaire pour éviter toute lésion neurovasculaire. Sous anesthésie générale, le patient ne doit pas recevoir de paralysant, car cela masquerait les signes importants de scintillement musculaire lorsqu'un nerf moteur est irrité. Il est important de minimiser la chaleur générée lors du perçage au fil afin de prévenir la nécrose des os et des tissus mous. La mise en tension des K-wire améliore considérablement la rigidité et la stabilité du fixateur. Les fils K-wire sont généralement tendus à 130 Nm, une tension supérieure à 155 Nm provoquant un étirement et une déformation plastique du fil. Les fils traversant avec un angle inférieur à 60 ° doivent être tendus simultanément pour assurer une tension égale entre les deux fils (Spiegelberg et al., 2010).

2.5 Réducteurs indirects avec distracteurs externes

Les fractures peuvent être repositionnées ou réduites avec des fixateurs externes par réduction indirecte et être stabilisées et fixées avec des plaques et vis. À cet effet, l'utilisation de fixateurs Ilizarov, de distracteurs de type étrier (Figures 8, 9 et 10) ou encore de bandes de tension (Figure 6) permet de stabiliser les fragments. Il existe peu de travaux portant sur l'évaluation des systèmes de réduction de fracture. Toutefois, nous allons axer principalement notre étude sur l'utilisation de fixateur de type Ilizarov comme distracteur, réducteur et stabilisateur de fracture en orthopédie vétérinaire lors de la fixation avec des plaques et vis, et non comme un système de fixation pour la réparation de fractures à long termes.

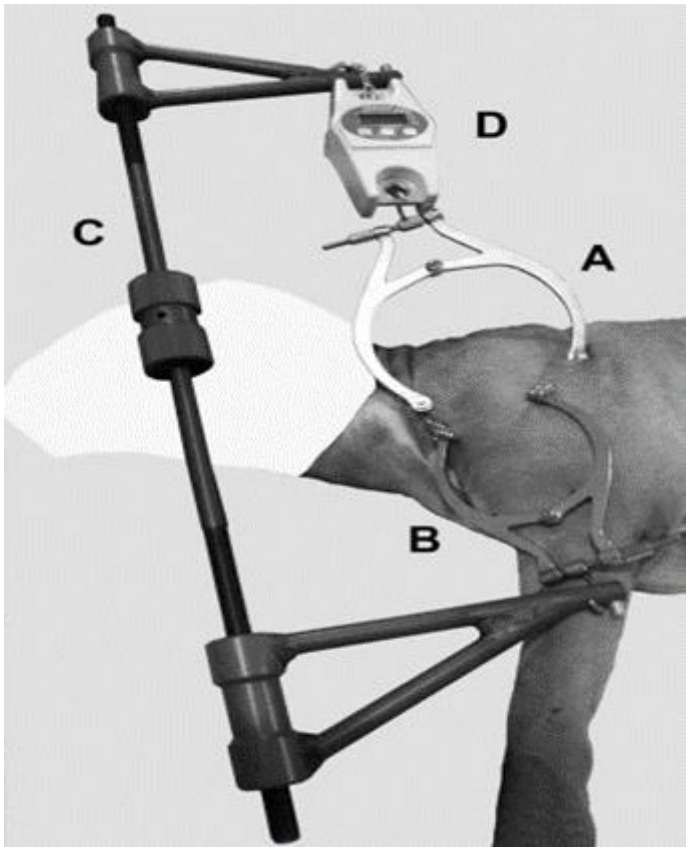


Figure 8 : Image montrant la procédure de distraction. L'étrier de traction proximal est fixé au col de l'omoplate (A), l'étrier distal est fixé à la zone du tubercule supérieur de l'humérus (B) et les 2 étriers sont reliés au distracteur (C). La charge appliquée est mesurée par un dynamomètre numérique (D). La tête de l'animal a été effacée pour des raisons esthétiques (Devesa, Rovesti, Urrutia, Sanroman, & Rodriguez-Quiros, 2015).

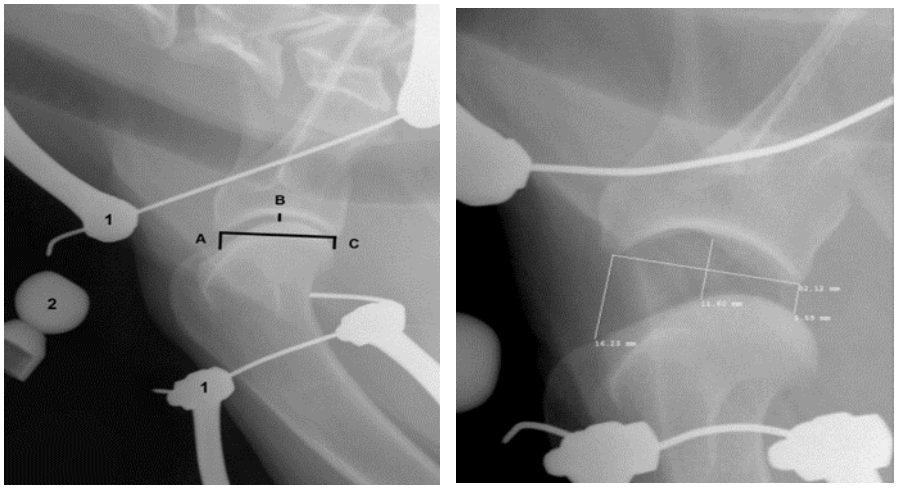


Figure 9 : Image de gauche, radiographie d'une épaule à 0 N de distraction. Les mesures de l'espace articulaire ont été effectuées à 3 endroits différents : les points crâniens (A), médians (B) et caudaux (C). Les étriers de traction (1) et la référence radiographique (2) sont visibles. Image de droite, radiographie d'un épaulement à 160 N de charge. Les mesures de l'espace articulaire ont été effectuées pour chaque incrément de charge aux 3 points sélectionnés. (Devesa et al., 2015).

Devasa et al. ont évalué l'utilisation de distracteurs de type étrier (Figures 8, 9) par radiographie sur vingt articulations de l'épaule de 11 cadavres canins. La distraction articulaire a été appliquée avec des charges de 40 à 200 N, par incréments de 40 N et des images fluoroscopiques ont été obtenues pour chaque charge. À 200 N, des radiographies standards et sous chargement ont ensuite été réalisées pour évaluer les changements potentiels de laxité. La distraction articulaire par la technique de l'étrier de traction produit une augmentation significative de l'espace articulaire. La distraction à 200N est bien tolérée. Une augmentation de la laxité articulaire n'a pas pu être déduite des radiographies standards et sous chargement. Cependant, d'autres études cliniques seraient nécessaires pour évaluer le potentiel neurovasculaire. Un espace articulaire plus large peut être utile pour faciliter l'arthroscopie, réduisant la probabilité de lésions iatrogènes des structures intra articulaires (Devesa et al., 2015).

La distraction du membre au complet pour la réduction d'une fracture pourrait amener à des lésions iatrogéniques des tendons, ligaments, nerfs, vaisseaux sanguins et muscles, car les forces ou contraintes sont appliquées sur tout le membre et ne sont pas ciblées directement sur la fracture.

En arthroscopie humaine, les complications décrites à la suite de la distraction comprennent la perte de mobilité, des lésions des nerfs et des tissus mous, des fractures, des épingles brisées, des infections, ainsi que la neurapraxie (Devesa, Rovesti, Urrutia, San Roman, & Rodriguez-Quiros, 2014).

Les études menées par Devesa et coll. ont toutefois certaines limites. Premièrement, étant donné qu'il s'agit d'une étude cadavérique, il n'est pas possible d'évaluer les dommages neurovasculaires potentiels, de sorte que d'autres études cliniques portant sur cette complication devraient être effectuées. Deuxièmement, les effets du processus gel-dégel sur les tissus mous peuvent modifier leurs caractéristiques biomécaniques. Il a été rapporté qu'une altération importante des propriétés mécaniques et morphologiques des muscles due à la procédure gel-dégel se produit parce que les éléments contractiles s'affaiblissent pendant ce processus (Bairaktari, Athanassiou, Panagiotopoulos, & Deligianni, 2015).

Il est important de signaler qu'il y a une flexion du fil au début de la procédure de distraction, en raison des fils de petite taille utilisés. Mais, aucune rupture de fil ou d'os ne s'est produite jusqu'à la charge maximale testée de 200 N. Nous pouvons déduire que des charges de 200 N restent sécuritaires pour l' intégrité de l'os avec l'utilisation des K-wire de petite diamètre (Devesa et al., 2015).

Le distracteur Ilizarov est aussi utilisé pour la réduction indirecte des fractures pour une réparation minimalement invasive. La réduction indirecte permet de réduire la fracture fonctionnelle sans ouvrir le site de la fracture. Le membre est restauré en longueur et l'alignement spatial est atteint pour assurer un alignement angulaire et rotationnel correct. La réduction de la fracture peut être accomplie en utilisant une variété de techniques et de dispositifs, y compris la suspension du membre, la traction manuelle, la table de distraction, les fixateurs externes et un distracteur de fracture (Peirone, Rovesti, Baroncelli, & Piras, 2012).

Une étude clinique a évalué la faisabilité d'une méthode de traction préopératoire et peropératoire pour la réduction des fractures du squelette appendiculaire. La traction a été utilisée

dans 24 fractures diaphysaires chez 21 chiens. Pour chaque chien, les données relatives à la signalisation, la circonférence des membres, le type de fracture, l'intervalle entre la fracture et la chirurgie et les modalités de traction ont été enregistrées. Chez les animaux ayant un temps de latence entre un traumatisme et une chirurgie de moins de trois jours, la durée de traction requise pour réaligner les segments osseux était plus courte que celle requise pour les fractures plus anciennes ($p = 0.02$). Les défauts d'alignement peropératoires ont été corrigés par les manœuvres effectuées avec le support de traction. Onze segments de fracture réalignés ont été maintenus stables pendant de longues périodes, et ce, sans nécessiter le besoin d'une assistance chirurgicale. Les radiographies postopératoires ont été évaluées pour la réduction de la fracture et l'alignement axial. L'alignement postopératoire a été jugé excellent dans 21 fractures et bon dans trois fractures. Les fractures ont été stabilisées en utilisant une fixation squelettique externe ($n = 10$), des plaques ($n = 11$) ou des clous bloqués ($n = 3$), selon le type de fracture. L'utilisation de la technique était simple et facile à appliquer dans un contexte chirurgical. Cependant, son utilisation nécessite une application soigneuse en raison du risque de lésion tissulaire iatrogène (Rovesti, Margini, Cappellari, & Peirone, 2006b).

Un étrier de traction appliqué à la région condylienne a été utilisé comme point d'ancrage pour charger l'humérus et le fémur (Rovesti, Margini, Cappellari, & Peirone, 2006a). Une force maximale de 25 kg a été atteinte, la charge ayant été surveillée pendant une demi-heure pour vérifier toute variation. Après cela, chaque segment squelettique a été ostéotomisé dans la région médio-diaphysaire et évaluée pour tout défaut d'alignement angulaire dû à un désaccord entre l'axe de l'os et la charge appliquée. Tout désalignement angulaire qui en résultait a été corrigé avec succès par des manœuvres, à l'aide du support de traction. La technique utilisée dans cette étude pour effectuer une traction squelettique peropératoire s'est avérée fiable et cohérente pour chaque segment du squelette appendiculaire.

Le but d’une étude de recherche amené par Tudury et coll. (Tudury, 2017) était de développer et de tester un dispositif de traction du squelette destiné aux chiens ayant de longues fractures osseuses. Vingt et un chiens ont été inclus, de race et sexe variés, avec des fractures métaphysaires ou diaphysaires. Bien que la fixation du corps de l’animal à la table ait été réalisée en utilisant des

bandes de nylon, la traction appliquée le long de l'axe de l'os du membre fracturé a été réalisée en utilisant des bandes de nylon ou des broches transpercées et étriers (avec les broches implantées dans l'épiphyse distale de l'os fracturé, Figure 10). La résistance à la traction a été mesurée à l'aide d'un dynamomètre et la charge maximale appliquée n'a pas dépassé 25 kg. Dans tous les cas, la force de distraction a commencé à 5 kg, sauf chez les chiens dont la masse était inférieure à 5kg pour lesquels la charge de départ était équivalente au poids de l'animal. Pour tous les chiens, la force a été augmentée toutes les cinq minutes pour maintenir la traction constante. L'équipement se résumait à une tige de 1.5-2 mm de diamètre qui traverse l'os dans sa partie distale. L'équipement était relié au chien par l'intermédiaire d'une chaîne et d'un dynamomètre. La réduction de la fracture a été réalisée chez tous les chiens sans perte osseuse et l'appareil s'est avéré efficace. Ce dernier maintenait la réduction de la fracture, sans lésions neurologiques, vasculaires, cutanées ou articulaires. Le distracteur osseux développé présente les caractéristiques suivantes: simple à construire, peu coûteux, ne nuit pas au patient et facilite la réduction des fragments dans les fractures récentes et anciennes. (Tudury et al., 2017).

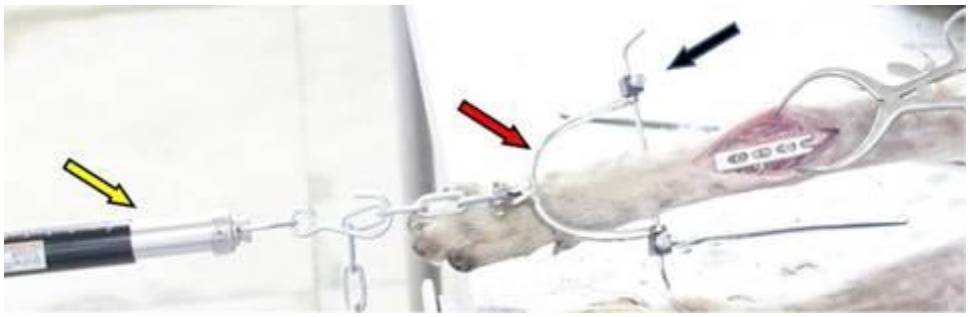


Figure 10 : Étrier de traction attaché à l'extrémité distale du radius (flèche rouge). "Arrêt de perçage" fixant l'extrémité de la tige de traction au bras de l'étrier (flèche noire). La chaîne de la barre de traction est fixé au dynamomètre (flèche jaune) (Tudury et al., 2017).

En conclusion, tous les auteurs suggèrent des charges de distraction maximale requise pour la réduction des fractures chez les chiens de 200-240N. Ces charges ne causent pas de dommages iatrogéniques.

2.6 Système Ilizarov comme réducteur indirect

Les techniques d'Ilizarov ne sont pas agressives, épargnent les tissus et entraînent peu de pertes de sang (Gubin, Borzunov, & Malkova, 2013) dans les fractures stabilisées à l'aide de la technique MIPO (Minimally invasive plate osteosynthesis). Cette méthode offre à la fois un environnement vasculaire et mécanique approprié pour stimuler la formation de cal osseux (Pozzi et al., 2013).

Gilbert et al. utilisent un CFC (circular fixator construct, Figure 11) à deux anneaux préassemblés, composés de deux anneaux de 84 mm de diamètre articulés avec trois barres latérales de 6 mm x 150 mm, positionnés de manière asymétrique, pour faciliter la distraction. La construction a été placée sur le membre, les K-wire étant positionnés de manière cranio-latérale à caudo-médiale et attachés aux anneaux à l'aide des boulons de fixation de fil, et placés légèrement en oblique par rapport à l'axe anatomique du rayon proximal (Gilbert, Lewis, Townsend, & Kim, 2017)

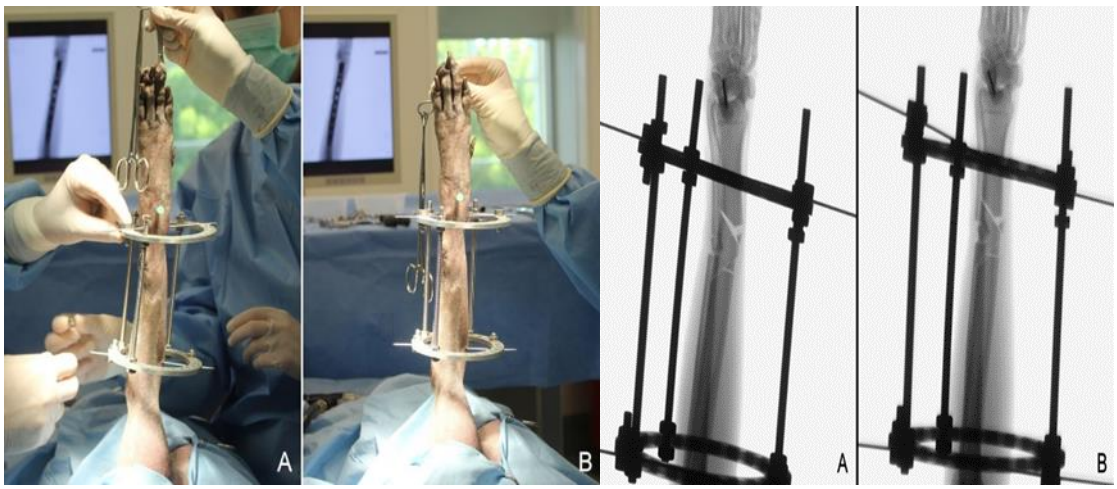


Figure 11 : A, Placement des fils de Kirschner proximaux et distaux lors de l'application de la construction du fixateur circulaire. B, les fils ont été fixés aux anneaux en utilisant des boulons de fixation de fil et en ajustant la position des écrous sur les fils filetés utilisés pour distraire le segment de membre.

La réduction est plus rapide et l'application de la plaque est subjectivement plus facile lorsqu'on utilise le MIRIS (The Minimally Invasive Reduction Instrumentation System, Figure 12) par rapport au CFC (circular fixator construct). Toutefois, il n'y a aucune différence dans la difficulté subjective de la réduction et du temps d'application de la plaque entre les deux techniques. La longueur radiale moyenne postopératoire a été réduite d'environ 4 mm et les pro-curvatum ont diminué d'environ 7 ° par rapport aux mesures avant fracture, peu importe la technique employée (Gilbert et al., 2017).

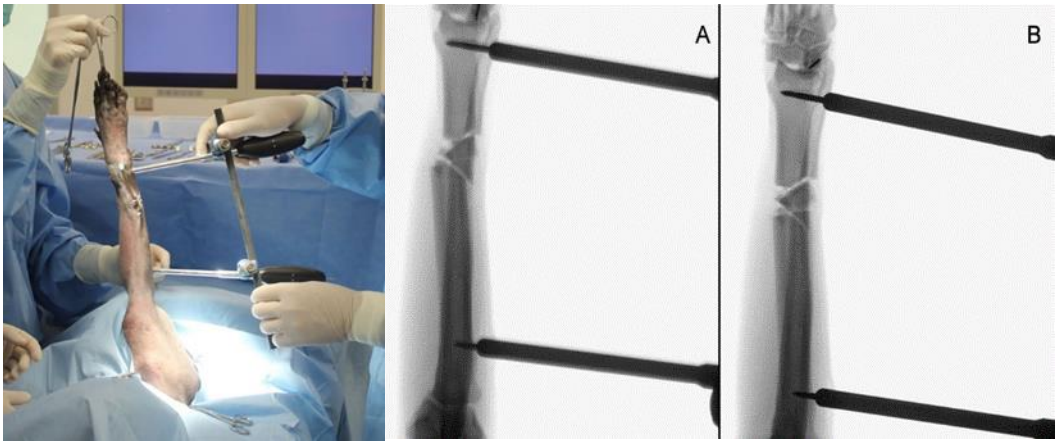


Figure 12 : Photographie obtenue lors de l'application initiale du système d'instrumentation de réduction minimalement invasive. Les pinces de connexion et la tige ont été attachées de manière lâche à chacune des poignées avant de manipuler les segments de fracture.

L'application du MIRIS est un processus relativement efficace. Cependant, l'installation initiale d'une demi-broche dans la métaphyse proximale du radius est parfois difficile en raison de la convexité du rayon dans cette région. Le placement des demi-broches, dont le diamètre est 75% plus grand que celui des fils de Kirschner de 1.6 mm utilisés dans le CFC, pourrait accroître la morbidité postopératoire, notamment la fracture du radius dans le tractus des broches. Le risque de fracture peut augmenter si le placement initial des broches échoue (Gilbert et al., 2017).

Un des problèmes de CFC est que le placement oblique d'un ou des deux fils K-Wire peut provoquer une angulation en varus ou en valgus lorsque le segment des membres est étiré de la même longueur que la distance entre les barres latérales. Le mauvais alignement angulaire peut être corrigé par la distraction différentielle des anneaux le long des barres latérales filetées articulées, ou en plaçant des rondelles plates sur l'arbre du boulon de fixation du fil qui positionne

le fil à distance à la surface de l'anneau, ou en fixant les segments latéraux et médiaux du fil de fixation aux surfaces opposées de l'anneau, ou encore enlever et remplacer le fil au complet. Un autre problème dans cette étude est que la position physique des anneaux du CFC a constamment entravé le développement du tunnel épi périostique et a souvent nui au placement de la plaque ou de la vis. L'utilisation d'anneaux partiels (5/8) ou demi anneaux plutôt que complets pourrait simplifier la mise en place des plaques si la section ouverte des anneaux était placée sur l'aspect cranio-médial de l'antébrachiaux. Tous ces inconvénients pourraient être résolus avec une nouvelle configuration du système CFC, avec l'utilisation de demi anneaux, et un système de positionnement multi-dimensionnel.

Pozzi et al. utilisent un fixateur circulaire à 2 anneaux (IMEX Veterinary Inc., Longview, TX) qui a été appliqué sur l'antébrachiaux et a été utilisé pour distraire les segments de fracture ainsi que pour faciliter et maintenir la réduction pendant l'application des techniques de placage permettant de stabiliser les fractures des os longs (Figure 13). La reconstruction anatomique et la stabilité absolue au moyen de techniques de réduction ouvertes ont été privilégiées. Elles ont été orientées vers un alignement anatomique et une stabilité appropriée à l'aide de techniques de réduction minimisant les traumatismes des tissus mous et osseux associés à une intervention chirurgicale au site de la fracture, ce qui entraîne souvent un traumatisme important des tissus mous dans la région de la fracture et peut dévasculariser les fragments de fracture. La perturbation de l'apport sanguin extra-osseux peut prolonger la guérison des fractures et prédisposer à l'infection.

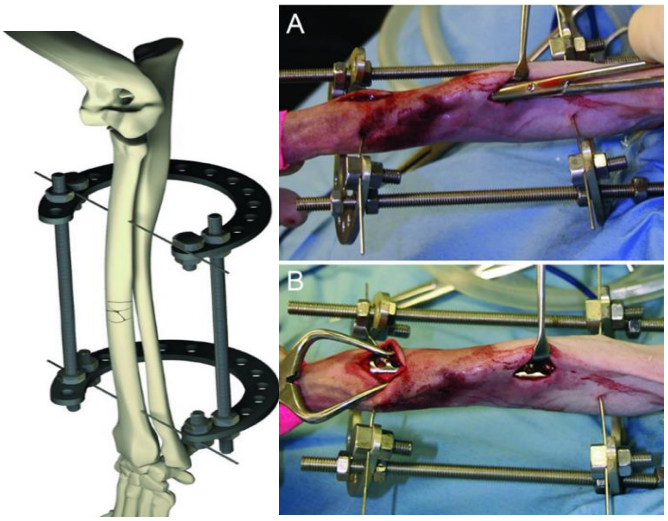


Figure 13 : Illustration du fixateur circulaire à 2 anneaux utilisé pour aider à la distraction et à la réduction de fracture (Pozzi et al., 2013).

Chez les humains, et plus récemment chez les chiens, de nouvelles techniques de placage moins invasives ont été développées pour réduire l'incidence de ces complications et améliorer les résultats fonctionnels. L'ostéosynthèse minimalement invasive de plaques (MIPO) implique de pratiquer de petites incisions d'insertion pour l'introduction des plaques éloignées de la fracture et de créer un tunnel épi périosté entre ces incisions. La plaque est insérée dans le tunnel épi périosté et fixée à l'os à l'aide de vis insérées dans les deux fragments proximal et distal à travers les incisions d'insertion de plaque ou par des incisions de bistouri supplémentaires.

La technique MIPO réduit les perturbations vasculaires périostées iatrogènes associées à l'application de plaque et peut être avantageuse dans les fractures du radius et de l'ulna chez des chiens de petites races (Pozzi et al., 2013). Cette étude rétrospective sur cas-contrôlés a permis d'évaluer l'efficacité de la technique MIPO pour la stabilisation des fractures du radius et de l'ulna chez le chien. Les résultats ont été comparés à un modèle contrôle dans lequel les plaques ont été appliquées par réduction ouverte et fixation interne (ORIF). L'hypothèse était que les fractures stabilisées selon la technique MIPO permettraient une consolidation radiographique plus rapidement et avec moins de complications que les fractures stabilisées avec ORIF. Pour tester cette hypothèse, les auteurs ont comparé la réduction et l'alignement des fractures, les caractéristiques des implants, le délai d'apparition de l'union radiographique et les complications chez les chiens traités par MIPO et chez les chiens traités avec ORIF, en fonction de l'âge, du poids, de l'emplacement et de la configuration de la fracture. Quinze paires de chiens appariées ont été évaluées. Aucune complication peropératoire n'est survenue dans les deux groupes. Toutes les fractures traitées avec MIPO ont été réduites indirectement à l'aide du fixateur Ilizarov, considéré comme facile à appliquer et à manipuler. Toutes les fractures gérées par ORIF ont été réduites par une manipulation directe des segments de fracture à l'aide d'une pince de réduction pour os. Une allogreffe cortico cancelleuse (n = 5) ou une greffe spongieuse autogène (n = 2) a été utilisée chez 7 chiens traités avec ORIF (Pozzi et al., 2013). L'un des inconvénients de la technique MIPO pour les fractures du radius et de l'ulna est la nécessité d'utiliser un fixateur externe temporaire pour faciliter la réduction indirecte de la fracture. Bien que cette étape supplémentaire nécessite du temps et augmente potentiellement le coût de la procédure, elle n'a pas causé de morbidité chez les chiens traités avec MIPO (Pozzi et al., 2013).

2.7 Modélisation éléments finis du système Ilizarov

Les études de modélisation en éléments finis menées sur le système ilizarov présentent plutôt des propositions de nouvelles structures pour la réparation de fractures, des pièces individuelles, et n'adressent pas nécessairement la réduction de fractures. Certaines études ont noté que la rigidité du fixateur d'Ilizarov ne peut être quantifiée par une valeur unique, mais nécessite une spécification complète de la réponse (géométrique) non linéaire (Donaldson, Pankaj, & Simpson, 2012).

Une seule tentative d'utilisation de la modélisation éléments finis a été utilisée pour étudier l'ensemble du système de fixateur externe d'Ilizarov, mais est limitée à la cheville (Watson, Mathias, Maffulli, Hukins, & Shepherd, 2007). Dans cette étude, un modèle éléments finis du dispositif de fixation d'Ilizarov a été créé pour évaluer la possibilité d'utiliser cette méthode comme aide à la planification préclinique. L'anneau a été modélisé sous la forme de deux demi-anneaux, chaque demi-anneau consistant en une seule ligne représentant l'axe de la bague, avec un rayon de 97.5 mm (Figure 14). La tige filetée a été modélisée comme un cylindre n'incluant pas le filetage, l'objectif étant de connecter les composantes de l'anneau aux tiges. La modélisation du fil de Kirschner (K-wire) dans le fixateur externe consiste en un fil de fer qui traverse un cylindre de nylon vertical (pour représenter l'os) et un ressort représentant l'influence du luminaire expérimental. Le fil avait un diamètre de 1.8 mm et a été modélisé avec des éléments quadratiques, un module de Young de 2 GPa et un coefficient de Poisson de 0.4. Le modèle complet est présenté à la Figure 15.

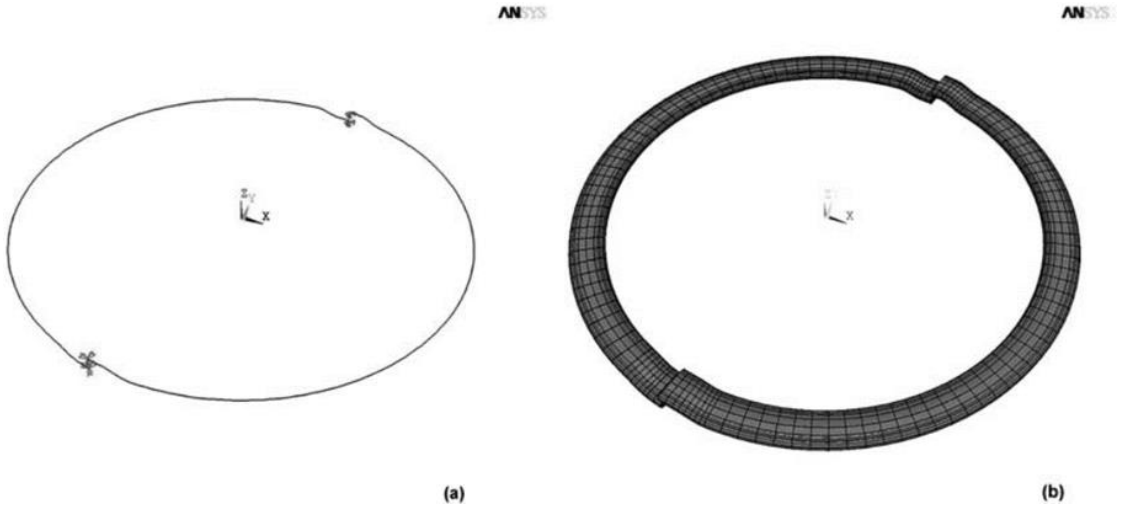


Figure 14 : Modèle EF d'un anneau complet: (a) le modèle est constitué de deux lignes reliées ensembles; (b) le modèle maillé est résolu comme pour une structure tridimensionnelle (Watson et al., 2007).

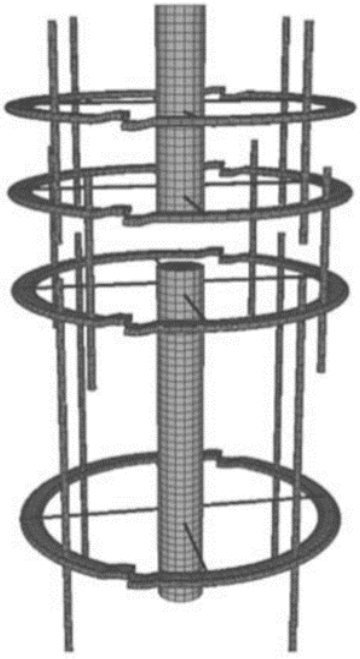


Figure 15 : Modèle EF d'un fixateur complet composé de deux blocs à double anneau et de huit fils. Les sections de tous les composants ont été représentées par des éléments poutre (Watson et al, 2007).

Des essais mécaniques ont été entrepris sur chacun des composants individuels du système Ilizarov afin de déterminer leur réponse au chargement. Les résultats de ces tests mécaniques ont ensuite été utilisés pour ajuster les modèles EF. Tous les tests mécaniques ont été réalisés à l'aide d'une machine d'essai de matériaux hydrauliques Instron 8862 (Instron Ltd, High Wycombe, Royaume-Uni), équipée d'un capteur de force de 5 kN. Trois expériences ont été entreprises sur le segment en anneau : compression dans le plan d'un segment en demi-anneau; compression dans le plan d'un anneau complet; flexion d'un anneau complet (Figure 16). Une charge de 1 kN a été appliquée à un taux de 1 kN / s. Au cours des essais, la charge et le déplacement ont été enregistrés. Les mesures de rigidité ont été comparées pour les méthodes expérimentale et EF pour toutes les analyses de la composante annulaire. Il y avait une bonne correspondance (différence maximale inférieure à ± 2.1% dans tous les cas).

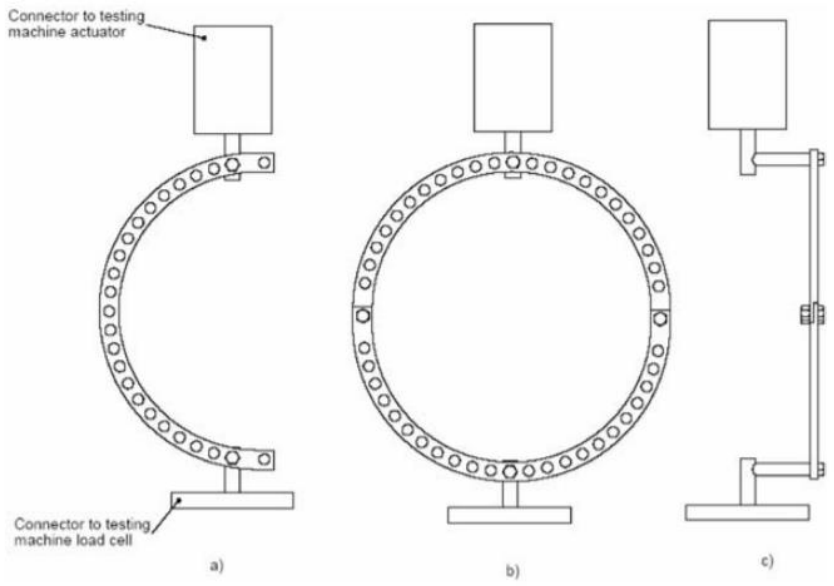


Figure 16 : Configuration expérimentale pour tester le composant anneau: (a) compression dans le plan d'un seul section demi-anneau; (b) compression dans le plan pour un anneau complet, avec les boulons à 90 °; (c) flexion d'un anneau complet : l'axe de chargement de la machine d'essai était décalé par rapport au plan des anneaux d'une distance de 50 mm (Watson et al, 2007).

Les tiges filetées en acier inoxydable de longueur 400 mm et de filetage extérieur de diamètre 6 mm (Smith & Nephew Inc., Memphis, Tennessee, États-Unis) ont été soumises à une flexion en trois points. Un dispositif d'essai, fixé à la cellule de charge de la machine d'essai, a été utilisé pour supporter la tige entre deux supports, d'une longueur non supportée de 180 mm (Figure 17). Une charge de 100 N a été appliquée via l'actionneur au point médian de la tige à une vitesse de 100 N / s. La charge a ensuite été relâchée, le déplacement a été mesuré directement à partir de la sortie de la machine d'essai. Des graphiques de la déflexion par rapport à la charge ont été tracés pour chaque cas d'application de la charge, et la pente du graphique a été enregistrée en tant que rigidité de la tige. La rigidité pour tous les tests était de 32.4 ± 0.9 N / mm. Les résultats EF ont montré que le graphique charge-déviation était linéaire, avec une rigidité de 32.4 N / mm.

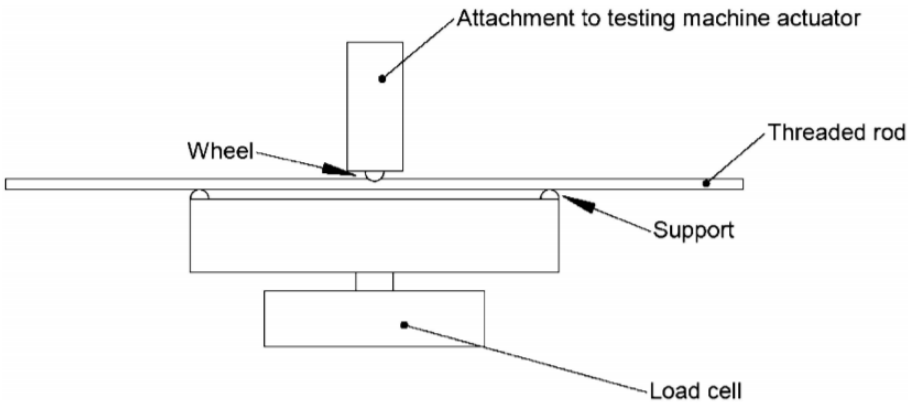


Figure 17 : Configuration de l'essai. Pour appliquer une flexion en trois points à la tige filetée, la tige était soutenue entre deux supports. Un accessoire a été fabriqué pour appliquer une charge ponctuelle sur la tige à mi-chemin entre les deux supports (Watson et al, 2007).

Pour le test mécanique des Kwire, Watson a utilisé des fils en acier inoxydable de 1,8 mm de diamètre qui a été boulonné sur un côté d'un composant annulaire de 180 mm de diamètre. À l'aide d'un dispositif de tension, le fil a ensuite été tendu et boulonné à l'autre côté de la bague. Le fil a traversé un cylindre de nylon de 30 mm de diamètre pour simuler un os. La machine d'essai a ensuite été utilisée pour appliquer une charge croissante sur le fil et le déplacement résultant a été mesuré. La force appliquée et la déviation du fil ont été enregistrées. Les données expérimentales

de charge par rapport à la déviation du fil (aux quatre tensions de fil testées) et les résultats numériques de l'analyse éléments finis ont montré une bonne correspondance, avec une différence maximale de 6.4%.

En résumé, un bon accord a été trouvé entre le modèle EF et les tests mécaniques des composants individuels, les prévisions de rigidité du système par simulation EF étant systématiquement 10% supérieures aux valeurs de rigidité obtenues à partir des tests mécaniques (Watson et al., 2007).

Une étude d'analyse des différents boulons pouvant être utilisés dans le système Ilizarov (canulés, fendus, russes, ou des variantes de ces deux types) a été proposée par Davidson et al. (Figure 18). Dans le modèle proposé, l'écrou et le boulon du côté opposé du chirurgien sont complètement serrés pour maintenir le fil. Le tendeur ou dispositif de tension (Figure 19) s'ajuste ensuite sur l'extrémité du fil et est placé les dents contre le cadre de l'anneau. Le tendeur saisit le fil et lorsque son manche est tourné, le fil est tendu. L'écrou et le boulon sur le côté du tendeur sont ensuite serrés, maintenant ainsi le fil avec la tension créée. Les tensions créées par torsion des boulons ont été évaluées pour chacun des trois types de boulon considérés: canulé, fendu et russe (Davidson, Mullins, Goodier, & Barry, 2003).

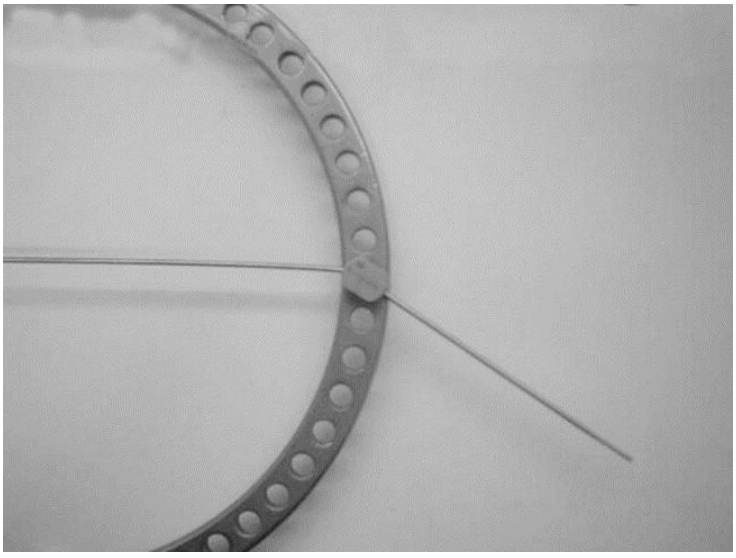


Figure 18 : Boulon tordu installé dans un anneau Ilizarov.

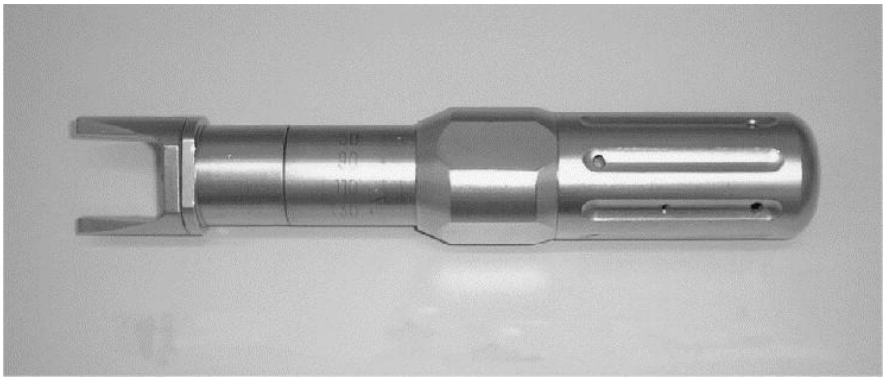


Figure 19 : Tendeur du fil ou dispositif de tension.

Les boulons russes à tête hexagonale sont avantageux par rapport aux boulons canulés et fendus, car ils ne cassent pas les fils, alors que les boulons fendus et canulés le faisaient régulièrement avant l'atteinte des 90 ° de rotation des boulons. De plus, la tête du boulon pouvait être tournée seule, sans appliquer de clé à l'écrou pour le faire tourner en même temps (Davidson et al., 2003). Les boulons canulés à tête hexagonale devraient donc être considérés dans les attaches de K-wire.

Dans le cadre d'une étude de défaillance des boulons de fixation de fil d'un fixateur externe Ilizarov et afin de mieux comprendre la répartition des contraintes dans les boulons de fixation de fil lors du chargement, un modèle éléments finis a été proposé (Figure 20) (Ortega et al., 2014). Les simulations ont démontré que la distribution des contraintes (Figure 21) était en accord avec les résultats d'études de la microstructure et du comportement mécanique de boulons fendus issus de la clinique. Les boulons présentaient des fractures ductiles typiques des composants soumis à une contrainte de cisaillement. (Ortega et al., 2014).

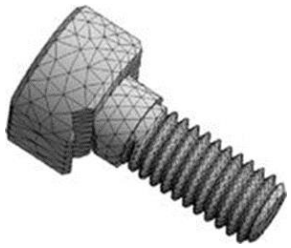


Figure 20 : Modèle éléments finis de la vis de fixation (Ortega et al., 2014).

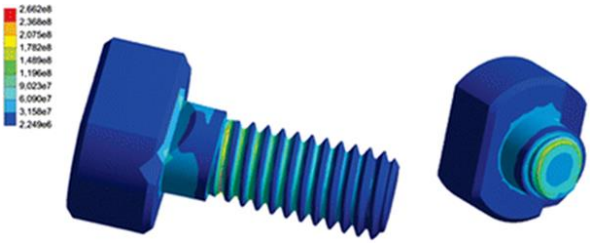


Figure 21 : Répartition de la contrainte de von Mises (MPa) pour la vis de fixation chargée (Ortega et al., 2014).

CHAPITRE 3 JUSTIFICATION DU PROJET

3.1 Synthèse de la revue de littérature

La revue de littérature sur les méthodes actuelles de réduction de fracture et de fixation de fragments d'os nous a montré que :

- Le fixateur Ilizarov serait un outil de réduction à impact minimal, mais son utilisation reste limitée par son manque d'ergonomie, sa complexité et son temps d'assemblage trop long.
- La fixation de plaques et des vis dans les fractures radius-cubitus avec la technique MIPO (Minimally invasive plate osteosynthesis) a besoin d'un système fiable et facile à monter pour la réduction et la stabilisation de fractures.

La revue de littérature sur les modèles éléments finis du système Ilizarov nous a montré que :

- Les boulons canulés à tête hexagonale devraient être considérés dans les attaches de K-wire.
- Les simulations par éléments finis donnent des résultats qui ont une bonne corrélation avec les résultats des tests mécaniques.

3.2 Question de recherche

La question de recherche posée est la suivante : Comment réduire les dommages tissulaires au moment de la réparation des fractures du radius-cubitus tout en conservant une distraction osseuse adéquate pour une réduction parfaite de la fracture du radius-cubitus chez le chien?

3.3 Travail de conception préliminaire

Dans le cadre de mes activités de vétérinaire, j'ai conçu un système Ilizarov modifié pour réduire le besoin d'assistance par un technicien vétérinaire au moment de la réduction et de la stabilisation des fragments de fractures lors des réparations de fractures.

Les requis fonctionnels définis étaient :

- Être facile à monter;
- Être installé sans aide externe;
- Être installé sans outils supplémentaires;
- Pouvoir manipuler avec autonomie les fragments osseux pour faire les corrections de repositionnement;
- Pouvoir effectuer une rotation du fragment d'os en conservant son axe longitudinal;
- Pouvoir être installé sans avoir à faire passer tout le membre dans l'anneau;
- Être facile à démonter.

Les contraintes étaient :

- Avoir les fils de Kirschner dans le même axe que les barres de distraction;
- Être fiable;
- Être stérilisable.

Le réducteur de fracture que j'ai développé (Figure 22) présente des composantes différentes du système Ilizarov traditionnel (Figure 23). Ces nouvelles composantes sont :

a) Un demi-anneau modifié : le demi-anneau contient des poches pour les barres latérales qui le rendre versatile (poly-axial) et indépendantes des attaches de K-wire. Cette solution permet d'éviter des interférences si le chirurgien a besoin de faire une rotation du demi-anneau du fragment d'os pendant la chirurgie.

b) Un système de verrouillage rapide pour le K-wire : attache à vélo de type levier, facile à monter.

c) Un système de poutres latérales à filetage normal d'un côté et filetage inversé de l'autre pour la distraction et compression, avec un système de verrouillage rapide de type attache à vélo et rondelles demi-circulaires (frein d'écrou sphérique) pour la fixation au demi-anneau, pour faciliter le positionnement des fragments dans plusieurs axes.

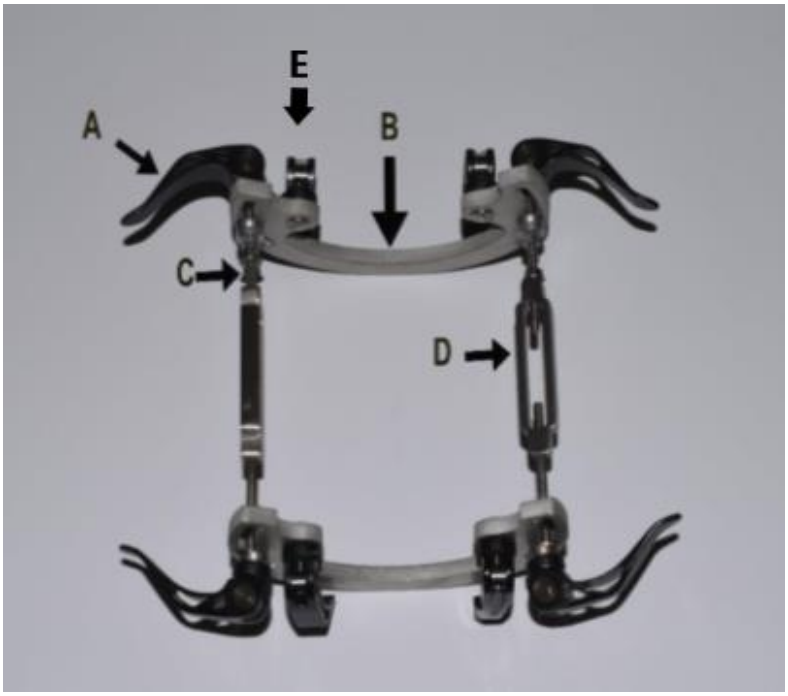


Figure 22 : Système Ilizarov modifié, (A) attaches à vélo type levier, pour serrage de barres latérales, (B) demi-anneau avec des poches pour barres latérales indépendants de attaches K-wire, (C) boulon de blocage, (D) système de poutre et barres latérales à filetage normal et inversée pour la distraction et compression, (E) système d'attache à vélo pour attaches de K-wire.

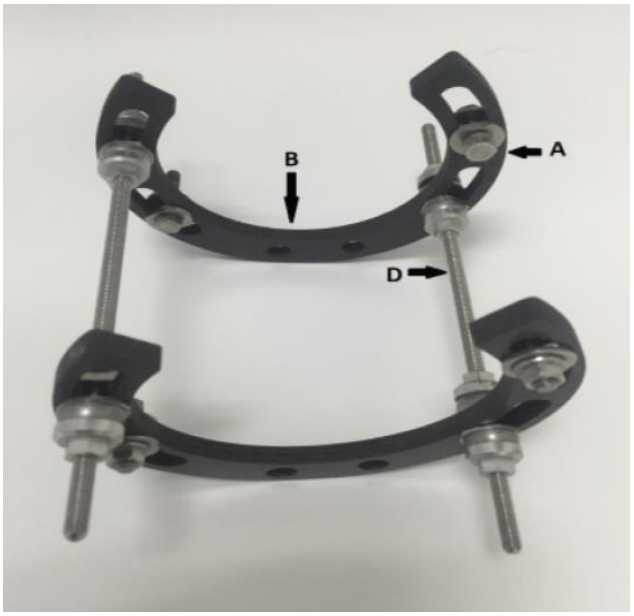


Figure 23 : Système Ilizarov Standard, (A) boulon de serrage de K-wire, (B) demi-anneau, (D) barres latérales.

3.4 Objectif général

L'objectif de ce travail de maitrise était la vérification de la performance du système Ilizarov modifié au niveau de plusieurs éléments comme le système de serrage rapide, le demi-anneau modifié et le système de de compression et distraction dans les barres latérales par rapport au système standard dans la réduction et la réparation de fractures du radius-cubitus chez le chien.

3.5 Objectifs spécifiques

Les objectifs spécifiques de ce projet sont :

- Évaluer la raideur des demi-anneaux du système Ilizarov modifié;
- Évaluer la tension maximale tolérée par le système de verrouillage rapide des Kwires lors de l'application de forces graduelles et vérifier si c'est aussi résistant que les boulons traditionnels;
- Vérifier si les barres axiales de distraction et compression ont des caractéristiques de résistance adéquates pour supporter les forces soumises.

3.6 Hypothèses proposées

Les hypothèses de ce projet sont :

- La raideur des demi-anneaux du système Ilizarov modifié est aussi grande que celle du système traditionnel;
- Le système de verrouillage rapide a les mêmes comportements mécaniques que les boulons de verrouillage standard Ilizarov;
- Les barres axiales de distraction et de compression ont des caractéristiques de résistance similaires au système traditionnel.

CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE

Les composants des systèmes Ilizarov standards et modifiés ont été testés tout d'abord avec des analyses numériques, incluant de la modélisation par éléments finis et de l'optimisation topologique comme outil de conception, et d'autre part avec des tests mécaniques de résistance.

4.1 Modélisation par éléments finis du système modifié et du système standard

Des maquettes numériques des systèmes Ilizarov standards et modifiés ont été développées sur CATIA V5 (Dassault systèmes). La modélisation 3D était de nature solide, c'est-à-dire que toutes les pièces ont été créées par extrusion de matière. Chaque pièce a ensuite été assemblée dans un fichier CatProduct afin de recréer les deux systèmes Ilizarov du projet.

Les pièces utilisées dans le montage Ilizarov standard (Figure 24) étaient :

A. Demi-anneau d'acier (n=2)

B. Barres latérales (n=2)

C. Boulon M8 (n=8)

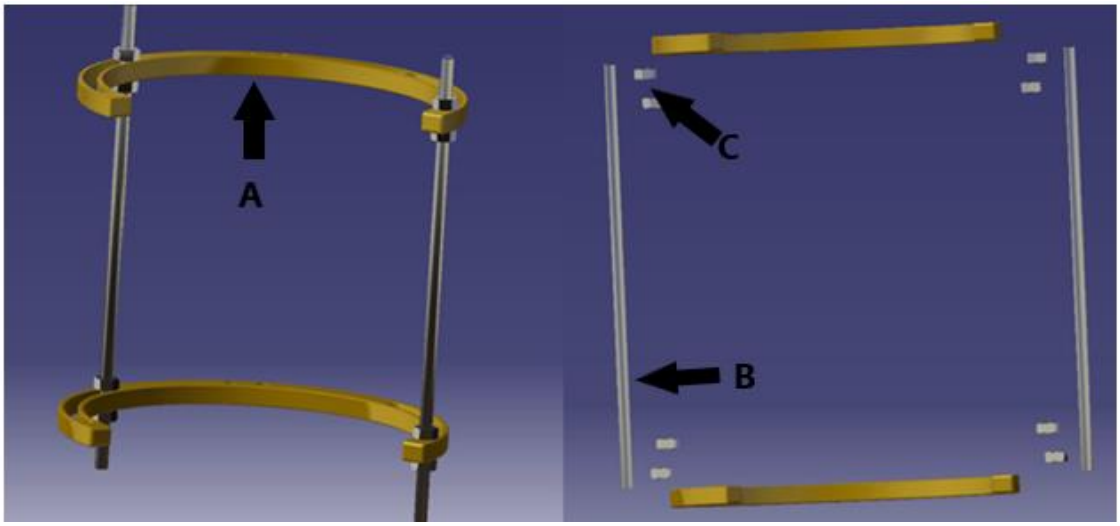


Figure 24 : Maquette numérique de l'Ilizarov original.

Les pièces utilisées dans le montage Ilizarov modifié proposé (Figure 25) étaient:

A. Demi-anneau d'acier (n=2)
B. Attache à vélo en aluminium (n=4)
C. Boulon M8 (n=8)
D. Joint de vis M8 (Barres latérales) (n=2)
E. Frein d'écrou M8 (n=8)
F. Frein d'écrou sphérique M8 (n=8)

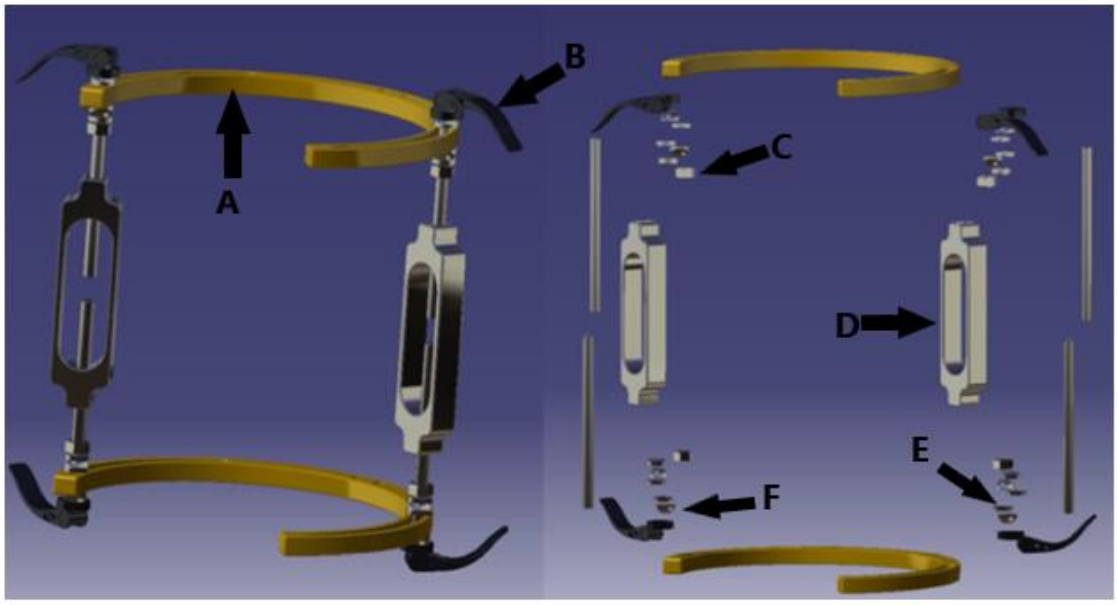


Figure 25 : Maquette numérique de l'Ilizarov modifié.

Une analyse par éléments finis a été effectuée sur ANSYS (ANSYS inc) afin de simuler la déformation théorique des composantes critiques des deux systèmes Ilizarov. La modélisation du système Ilizarov a été faite avec des éléments solide de plaques et de poutres. En effet, l'épaisseur de l'anneau est plus petite que le reste des dimensions, ce qui nous permet d'utiliser l'élément de plaque. Les tiges taraudées possèdent eux aussi une dimension beaucoup plus petite. C'est pourquoi elles ont été modélisées avec un élément de poutre. Les autres pièces ont été modélisées par des éléments solides (brique à 8 nœuds). Il a été choisi de prendre, pour simuler l'acier inoxydable, un matériau linéaire élastique isotrope dont le module de Young est de 200 000 MPa et le coefficient

de Poisson est de 0.285. La section de poutre utilisée dans cette simulation est circulaire avec un rayon de 3.2 mm. Le maillage du demi-anneaux est présenté à la figure suivante (Figure 26).

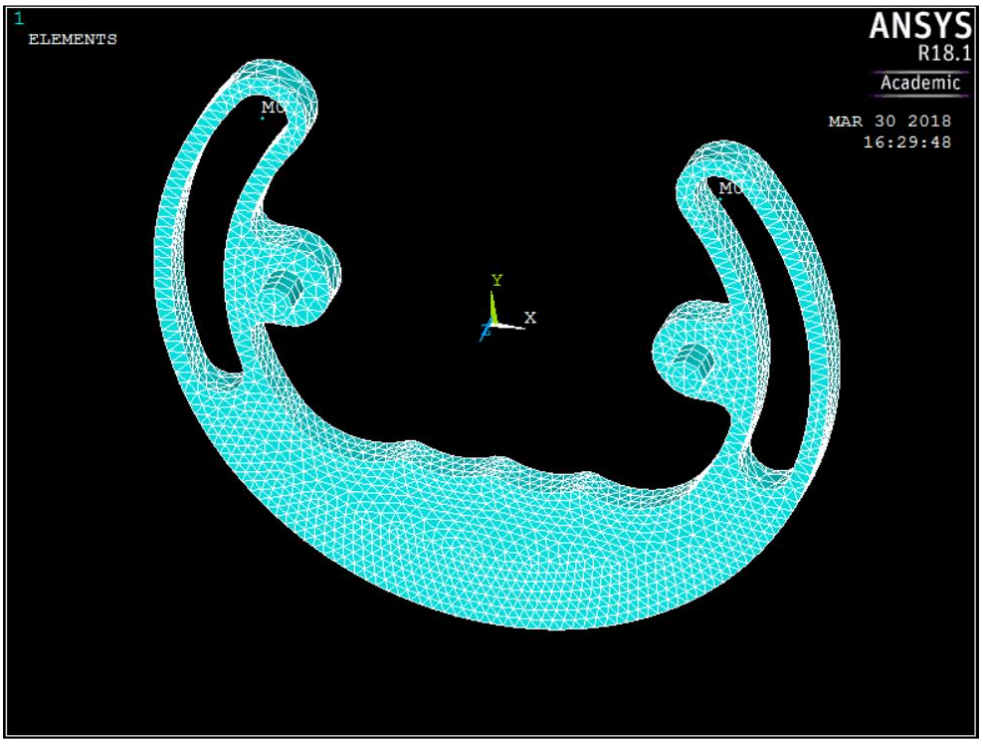


Figure 26 : Maillage de l'anneau modifié.

La tension maximale d'un fil de Kirschner a été représentée par deux forces opposées pour simuler la tension dans les deux extrêmes de 90kg*9.81m/s^2= 882.9N appliquées aux attaches (Figure 27, cercle rouge). Les 90 kg entre les attaches destinées aux Kwire s'avèrent être représentatifs des valeurs extrêmes obtenues dans la pratique selon Devesa et al. (Devesa et al., 2014). De plus, l'anneau doit supporter une force maximale de 220 N lors de la distraction des tiges sur ses branches latérales. Puisque cette force appliquée par la tige de distraction se fait via un écrou et est dirigée dans l'axe perpendiculaire à l'anneau, il fallait simuler un écrou pour la représenter (Figure 27, disque rouge). L'écrou est remplacé par une liaison rigide. Sur le nœud au centre du lien rigide, une force de 220 N est appliquée. La même procédure est effectuée sur l'autre branche à la différence que la force de 220N est appliquée à l'opposé. La partie centrale de la poignée voit ses déplacements bloqués dans toutes les directions de translation et de rotation (Figure 27, ovale jaune).

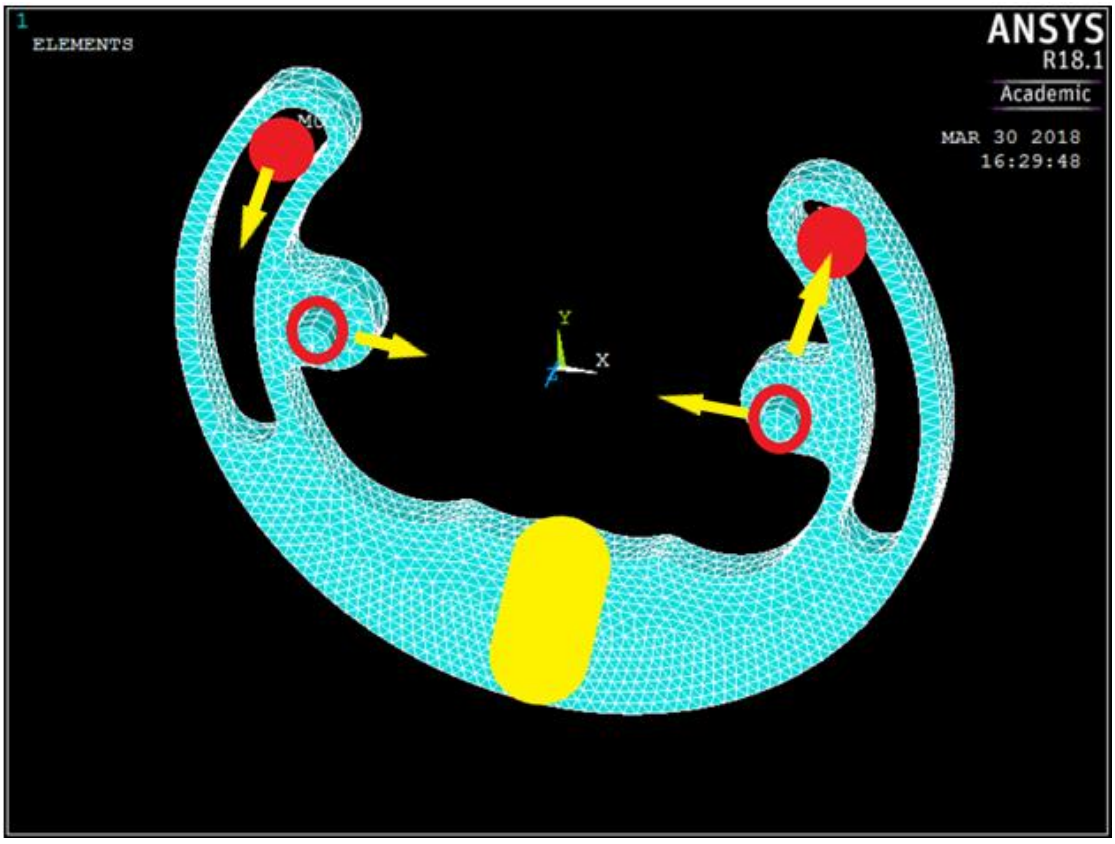


Figure 27 : Conditions limites appliquées au modèle. Les cercles rouges représentent la liaison rigide entre la base de la tige et la paroi du trou. Les flèches jaunes représentent les forces appliquées. Les anneaux rouges représentent la liaison des attaches K-wire.

4.2 Optimisation topologique des demi-anneaux

Pour pouvoir ajouter une attache à Kwire indépendante des poches des demi-anneaux, nous avons utilisé un programme d'optimisation topologique (3D expérience, Dassault Systèmes®) pour minimiser la masse de l'anneau tout en conservant la rigidité de l'anneau standard.

Pour définir le volume de conception, nous avons simplifié le design original (demi-anneau sur 270 degrés, 85 mm de largeur x 6 mm d'épaisseur, Figure 28) en supprimant les poches, en épaississant la surface et en ajoutant des segments pour la fixation du K-wire et une poignée plus ergonomique. Cette dernière pourrait être intégrée au nouveau design pour augmenter le confort des utilisateurs lors des chirurgies et donner à l'anneau une deuxième utilité comme distracteur de

type étrier. Le titane est appliqué comme matériau. Nous avons bloqué tous les degrés de libertés de la base du demi-anneau (Figure 29).

Figure 28 : Demi-anneau /Distracteur de type étrier, marque AD-maiora.

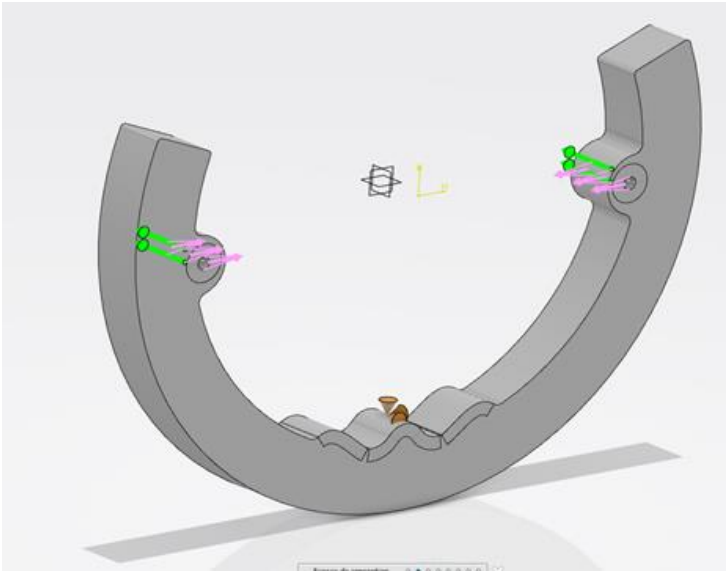


Figure 29 : Demi-anneau/Distracteur de type étrier modifié.

Nous avons appliqué un maillage automatique sur la structure (Figure 30). L'étude de convergence préalable a montré que la taille d'éléments choisie dans l'épaisseur et autour des trous et angles droits permettaient d'obtenir des contraintes stables. Par ailleurs, nous avons favorisé les éléments quadratiques aux éléments linéaires car la pièce était soumise à de la flexion.

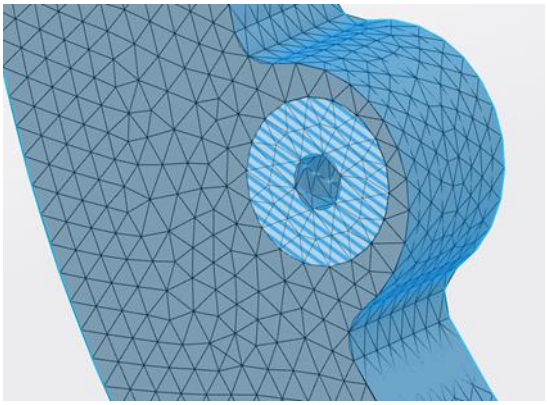


Figure 30 : Maillage au tour du trou pour les attaches K-wire.

Les cas de chargement suivants ont été simulés:

1- L'appareil au neutre avec uniquement la tension des Kwires qui agit sur la structure (illustrée sur la Figure 29 par la force répartie en rose);

2- L'appareil en cours d'utilisation avec la tension des Kwire et la force appliquée sur l'os (représentée sur la figure 29 par la force ponctuelle en vert)

Les conditions limites étaient le point d'attache destiné au K-wire bloqué lors de la simulation de tension, et les déplacements de la poignée de l'anneau bloqués dans toutes les directions de translation et de rotation.

4.3 Tests mécaniques de résistances du K-wire

Le système d'attache pour le fil de Kirschner conventionnel dans un système Ilizarov est composé de deux boulons canulés et d'un écrou. Le nouveau système d'attache conçu utilise une attache rapide à vélo (Figure 31).

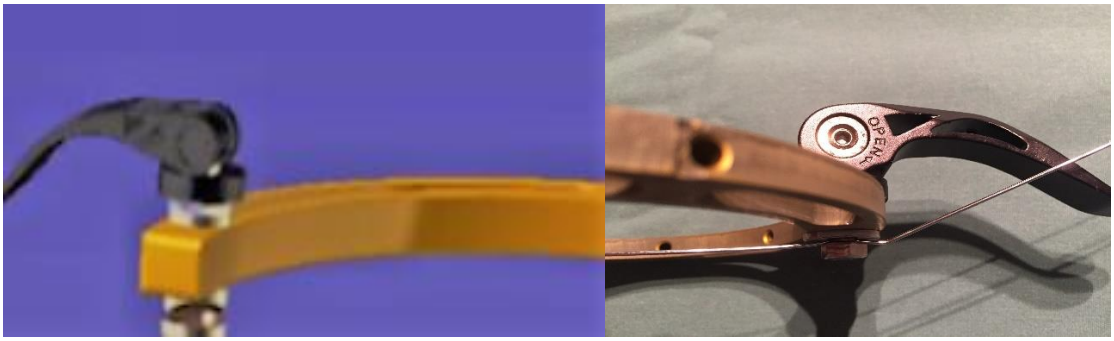


Figure 31 : Système d'attache rapide (pour fil de Kirschner).

Afin de comparer le système conventionnel au système modifié (attache de vélo), un test mécanique de résistance maximale est considéré (Figure 32). La force maximale tolérée par le système a été mesurée à l'aide d'un dynamomètre de marque Ad-Maiora modifié avec une cellule de charge digitale ALIYIQI HF 1000 de 1 kN d'une précision de ±0.5 %. La rupture du système est notée soit par la rupture du fil, soit par le glissement du fil qui dépasse les attaches à l'extrémité opposée au point d'application de la charge de traction.

Figure 32 : Test de résistance maximale du système d'attache. (Gauche). Appareil de mesure de la charge maximale des K-wires (Dynamomètre). (Centre). Système d'attache modifié. (Droit). Système d'attache traditionnel.

Le diamètre du fil dans le système Ilizarov pouvant varier de 0.5 à 2 mm (Davidson et al., 2003), nous avons utilisé un K-wire de 0.035 po (0.889 mm) de la marque Everost. Avec une clef dynamométrique Capri tools 31007 préalablement réglée à 0.3456 kg/m, nous avons serré le K-wire entre le boulon et l'anneau du Système Standard (SS), et entre les vis du Système Modifié (SM) lorsque les attaches rapides étaient en position fermée sur l'anneau. Nous avons fait varier la charge de traction en rampe de l'ordre de 1 kg/s, avec une fonction peak qui enregistre les mesures lorsqu'il y a rupture ou glissement du fil. Les tests ont été effectués en triplicata pour s'assurer de la robustesse des mesures. Des fils neufs ont été utilisés à chaque nouveau test.

La prétension initiale idéale pour la stabilité du cadre d'Ilizarov n'est pas connue. La tension exacte dépend de nombreuses variables, telles que la construction du cadre local (demi-anneaux par rapport aux anneaux complets, offset par rapport au fil de l'anneau principal), l'état local des os (ostéoporose par rapport aux os normaux), le poids du patient (grand, adulte) et la charge de fil fonctionnelle (stabilisation vs charge dynamique). Ilizarov a recommandé des tensions de fil comprises entre 90 et 130 kg avec des K-wire de 0.045, 0.054 ou 0.064 po, pour les zones porteuses, en fonction de l'âge et du poids du patient.

Les boulons de connexion fendus ont une capacité de maintien de la tension légèrement améliorée par rapport aux boulons canulés. La perte moyenne de précontrainte (900 N) des fils avec le serrage conventionnel était d'environ 15 à 30% de la prétension initiale fournie, dans des études précédentes. Les causes de la perte de prétension sont le glissement, la perte de matière du fait du serrage du boulon associé au chargement cyclique du fil, qui provoque une déformation

plastique du fil à l'emplacement de la pince ou une combinaison des deux (Bairaktari et al., 2015; Davidson et al., 2003).

4.4 Test mécaniques des barres latérales

Les barres latérales du système Ilizarov conventionnel sont des tiges taraudées en acier inoxydable M5, de 200 mm de longueur. Les nouvelles barres latérales conçues consistent en une poutre d'acier inoxydable de 17.3 X 9.3 X 73 mm liée à 2 tiges taraudées de 76.6 mm de longueur, une dans chaque extrémité. Ces tiges sont en acier inoxydable M5. La première tige est à pas normal dans une extrémité de la poutre. La seconde tige possède une moitié à pas normal, et l'autre moitié à enroulement opposé dans l'autre extrémité de la poutre.

Afin de comparer les barres latérales standards aux barres latérales modifiées, un test de flexion en 3 points est considéré (Figure 33). Le but est de mesurer la contrainte maximale en flexion au cas critique et vérifier si les barres axiales de distraction et compression ont des caractéristiques de résistance adéquates pour supporter les forces appliquées tout comme le fixateur circulaire traditionnel. Hudson et al. ont utilisé un test à 4 points pour évaluer des systèmes de fixation externe (Hudson, Lewis, Cross, Dunbar, et al., 2012). Une longueur standard de 20 cm de longueur de poutre sur laquelle on effectuera les tests a été définie. Au centre de la poutre est appliquée une force maximale de 440 N dans le but d'avoir une force résultante maximale de 220 N à chaque extrémité. Ces forces résultantes représentent le cas critique auquel les poutres pourraient être soumises en chirurgie, soit une tension maximale de 220 N dans une direction complètement radiale.

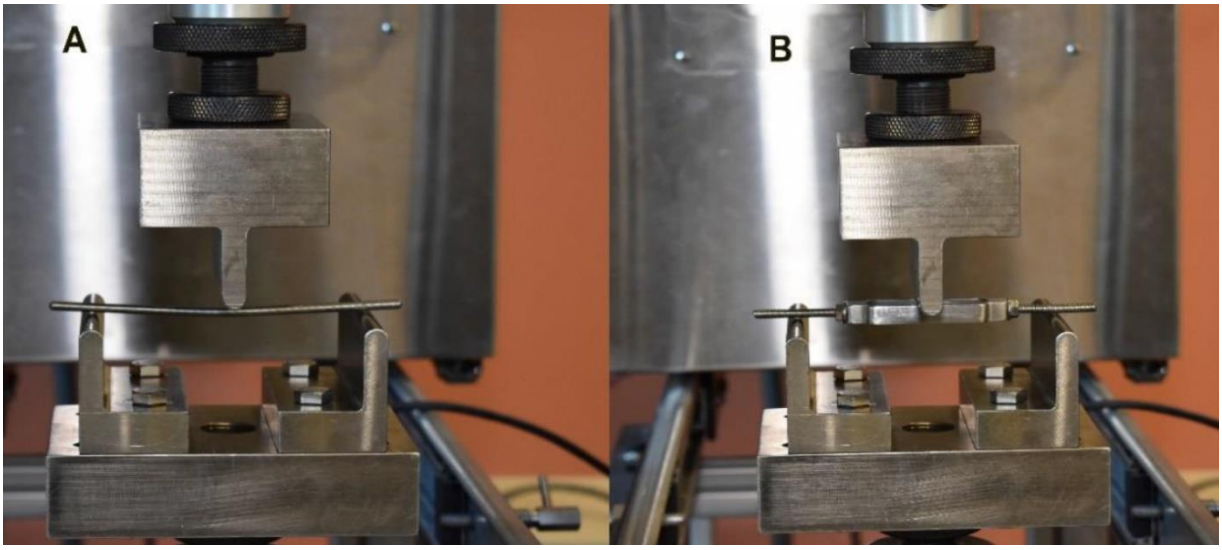


Figure 33 : Test de flexion en trois points. A. Montage avec poutre standard. B. Montage avec poutre améliorée.

Le protocole expérimental défini pour tester le système standard (SS) et le système modifiée (SM) consistait à :

1. Installer les pièces sur le montage illustré à la Figure 33. Une longueur standard de 20 cm a été définie;
2. Précharger l'appareil (Insight 50 EL, MTS) à 50 N.
3. Relâcher la charge au rythme de 1 mm/min jusqu'à l'obtention d'une contrainte de 440N.
4. Noter la force en fonction de la déflexion.

Ce protocole nous permet de mesurer la déflexion maximale causée par l'effort en flexion des tiges et poutres testées. Aussi, cela permet d'indiquer quel comportement aura la poutre pendant un effort critique. On s'attend à ce que le système modifié reste dans le domaine élastique.

4.5 Test mécaniques des demi anneaux

Afin de comparer les demi-anneaux standards et modifiés, des tests d'imagerie par analyse de motifs en compression ont été effectués (Figures 34 et 35).

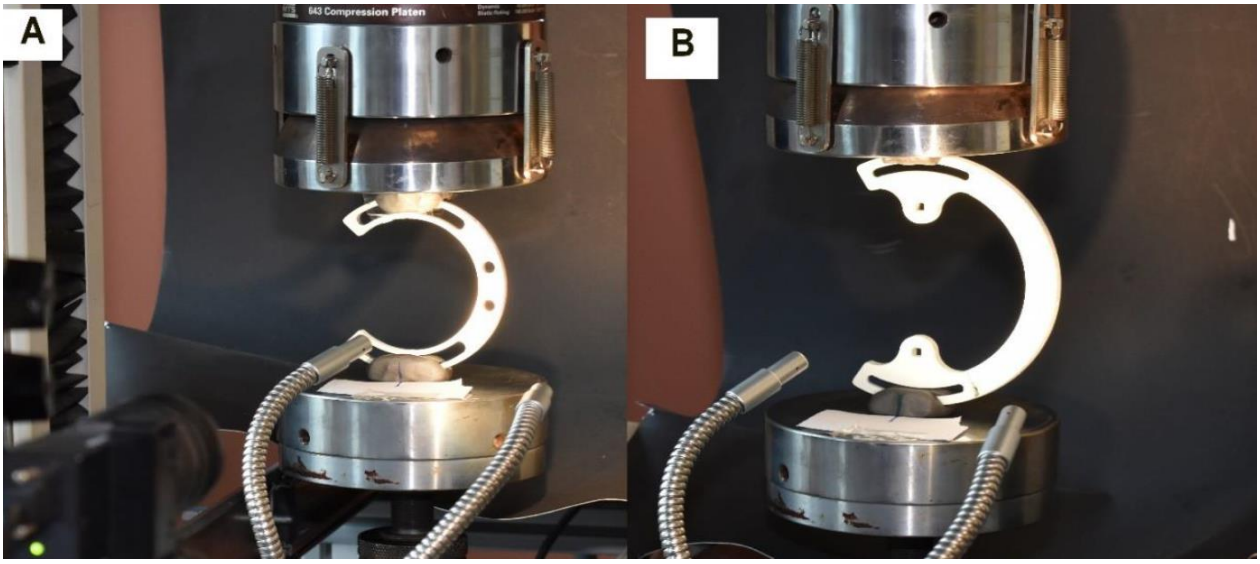


Figure 34 : Montage des tests d'imagerie par analyse de motifs en compression. A. Système standard. B. Système modifié.

Figure 35 : Les tests d'imagerie par analyse de motifs (Speckle Pattern).

L'application de motifs sur les pièces nous permet de montrer l'évolution des déformations locales à la suite de l'application d'une force de compression (Dannemann, Chalivendra, & Song, 2012). Les anneaux ayant des formes atypiques, il est difficile d'effectuer des tests de résistance d'une manière directe. Il faut donc analyser la déformation par la méthode de l'imagerie par déformation locale. Pour la pratique clinique, Hudson et al, recommandent de tendre les fils placés sur des anneaux incomplets IMEX™ Veterinary, Inc. avec un diamètre interne de 84 mm à 60 kg (Hudson, Lewis, Cross, Horodyski, et al., 2012).

Le protocole de test expérimental consistait à :

1. Préparer les deux modèles d'anneaux en les peinturant d'un fond blanc et de patrons de motifs (points) noirs (Figure 35, à droite). Le premier un demi-anneau commercial de la marque AD maiora (270 degrés, 85 mm x 6 mm), et le deuxième a été fabriqué avec les caractéristiques résultantes de l'optimisation topologique (240 degrés, 120 x 6 mm). Les deux anneaux ont été fabriqués en aluminium.
2. Préparer des montures en époxy (J-B Weld, steelstik) pour éviter que les anneaux ne glissent pendant les tests. Installer les anneaux pour effectuer un test de compression dans l'omni machine (Insight 50 EL, MTS). Précharger à 50 N.
3. Installer le matériel nécessaire pour faire l'analyse par imagerie (VIC 3D V7, Correlated solutions).
4. Augmenter l'effort en compression au rythme de 1 mm/min jusqu'à 880 N. Effectuer l'analyse par imagerie.

L'analyse par imagerie nous donne la déformation locale relative à l'intérieur (partie centrale) et à l'extérieur des demi anneaux. On effectue les tests bien au-delà de la plage d'intérêt (220 N) dans le but d'obtenir un meilleur contraste lors de l'interprétation des résultats, en favorisant la plage d'utilisation. Au fur et à mesure que le diamètre des anneaux augmente, l'effet de l'augmentation de la tension du fil sur la rigidité et les déplacements diminue (Cross et al., 2001). Étant donné que les diamètres des demi anneaux testés sont différents, nous nous attendons à des résultats différents pour les 2 anneaux.

CHAPITRE 5 RÉSULTATS

5.1 Analyses numériques en éléments finis des modèles

Système Ilizarov original

Une déformation maximale de 3.24 mm est obtenue dans l'anneau standard pour le chargement le plus contraignant aux deux extrémités de l'anneau (Figure 36). Cette valeur sera la référence au niveau du déplacement dans les anneaux. La contrainte de von Mises maximale est de 4.2 MPa dans les tiges (Figure 37). Cette valeur représentera elle aussi la référence pour les systèmes modifiés.

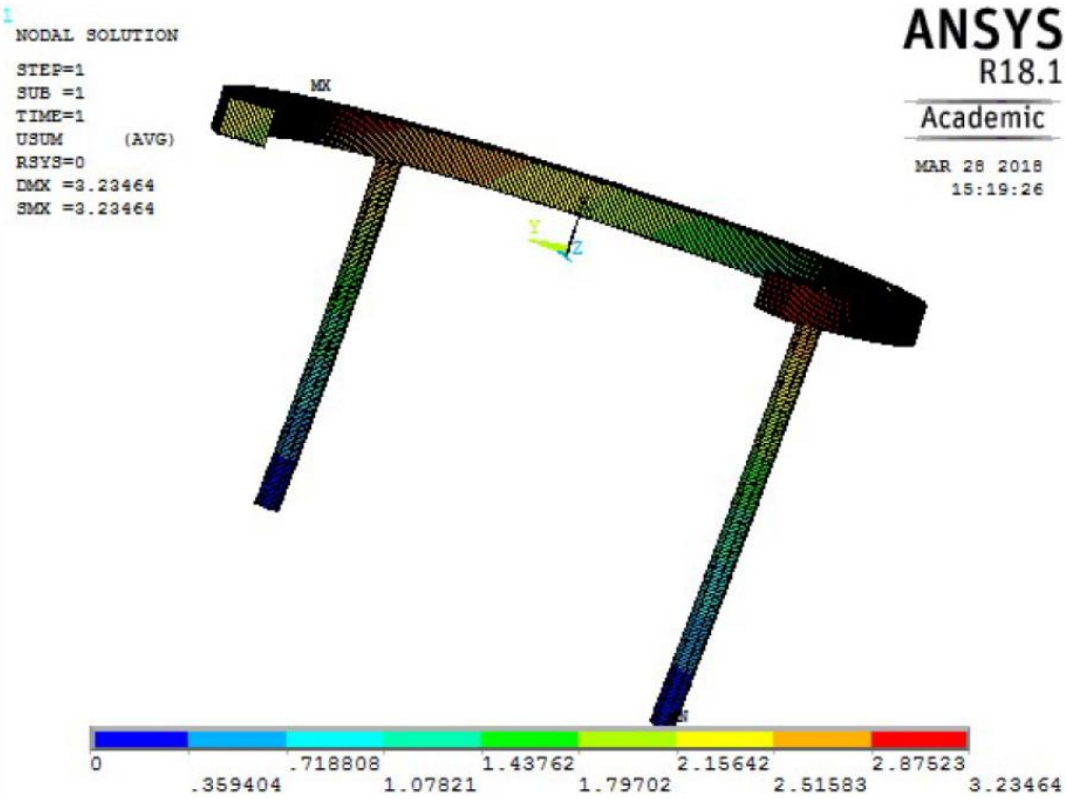


Figure 36 : Déformation obtenue dans l'anneau standard.

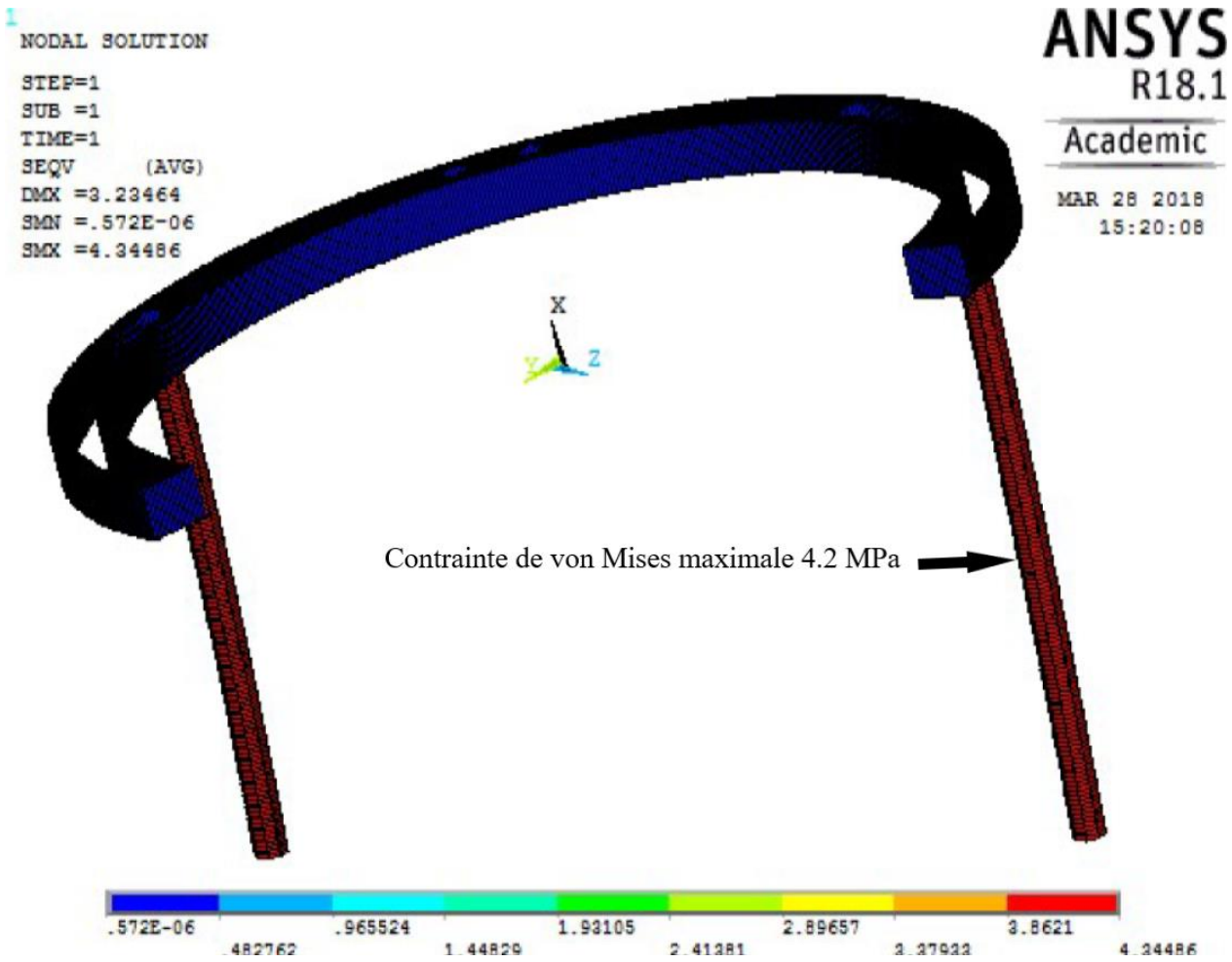


Figure 37 : Contraintes de von Mises obtenues dans l'anneau standard et les tiges.

Système Ilizarov modifié.

Le système modifié inclue 2 pièces critiques analysables par éléments finis, soit l'anneau et le joint liant les deux vis. Le système modifié ne se déformera que de 0.0012 mm de plus que l'original avec le chargement le plus contraignant de 220N en traction (Figure 38). Au niveau des contraintes, l'acier inoxydable possède une limite élastique d'environ 400 MPa (selon l'alliage). La contrainte de von Mises maximale est de 63 MPa située aux trous (Figure 39). Toutefois, la contrainte dans les autres parties de la pièce ne dépasse pas 7 MPa. Le système modifié ne présente pas de défaillance majeure qui empêcherait l'utilisation de celui-ci.

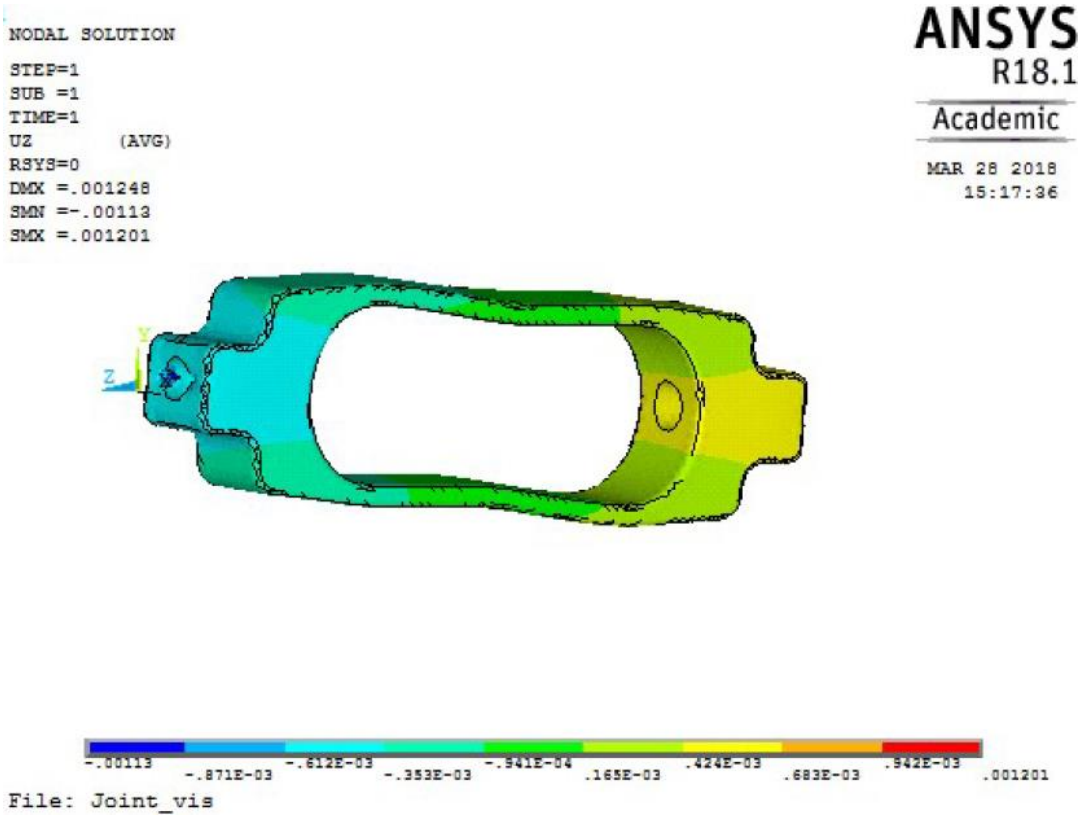


Figure 38 : Déformation dans le joint de vis.

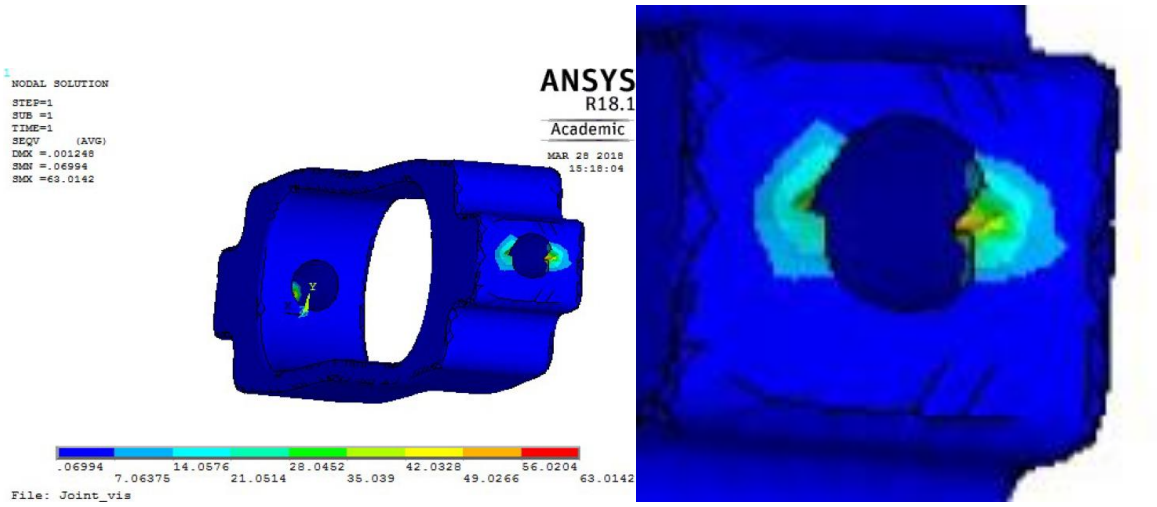


Figure 39 : Contraintes de von Mises dans le joint de vis.

5.2 Optimisation topologique des anneaux

Une concentration de contraintes localisées au niveau des zones creuses de la poignée et une valeur de la contrainte de Von Mises maximale de 100 MPa sont observées sur l'anneau modifié (Figure 40). Cette concentration de contrainte pourrait être justifiée par l'application d'une force de compression sur une géométrie similaire à celle d'une plaque avec encoche (ANNEXE B). Bien que la géométrie ne soit pas exactement la même, on peut tout de même supposer que plus l'on réduit de rayon, plus le facteur de concentration de contraintes augmentera, ce dernier étant dépendant du rapport r/d.

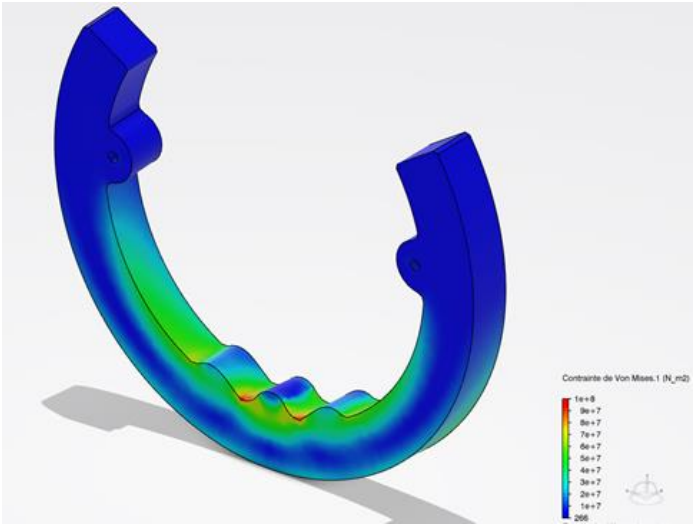


Figure 40 : Répartition de la contrainte dans le design initial.

La minimisation de la masse de l'anneau (réduction du volume d'environ 30%) a entrainé les résultats présentés sur la Figure 41. Ces derniers nous indiquent que nous pouvons supprimer de la matière au-dessus des points d'attaches du K-wire et en dessous, au niveau de la poignée et particulièrement du côté opposé à l'application de la force axiale lors des manipulations.

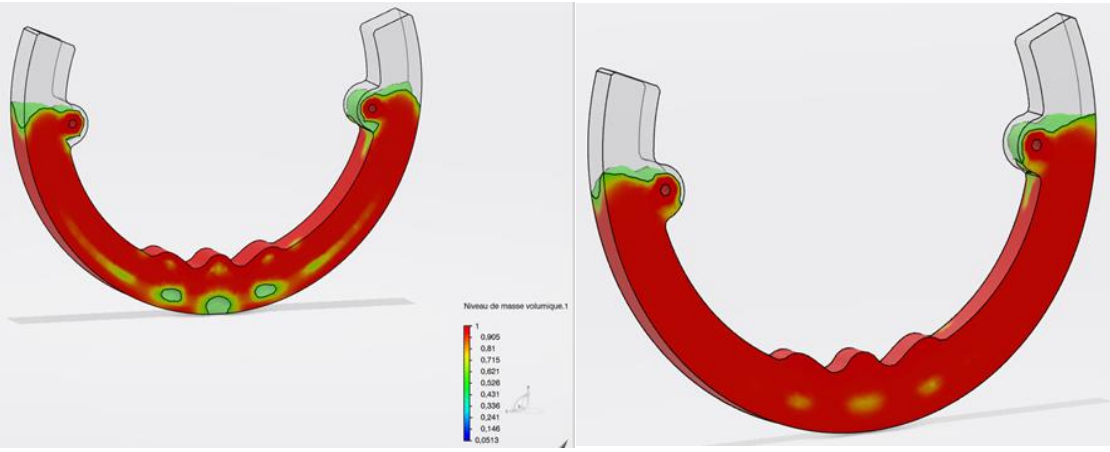


Figure 41 : Résultats de l'optimisation topologique du design initial. La zone rouge représente le 70 % de matière nécessaire, et la zone grise le 30 % car il n'y pas de sollicitation dans cette zone.

Par la suite, nous avons modifié le design du réducteur de fracture en ajoutant des poches pour les barres latérales au-dessus des attaches à Kwire et des trous en dessous de la poignée. Ces trous permettent soit d'utiliser une troisième barre, soit d'attacher une corde de distraction si l'anneau est utilisé comme un distracteur de type étrier (Figure 42). Cependant, la résistance mécanique a été révisée à la baisse en raison d'une augmentation de la contrainte de Von Mises maximale qui s'élevait à 105 MPa dans les creux de la poignée. Nous supposons ici que l'ajout des trous en dessous de la poignée est responsable d'un léger affaiblissement de la structure.

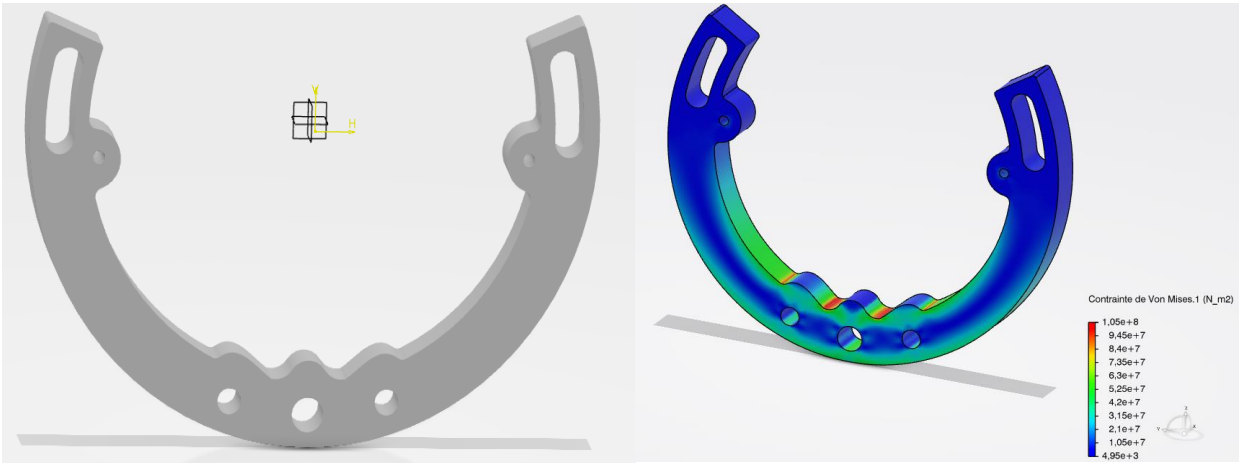


Figure 42 : Design modifié en fonction des résultats de l'optimisation topologique.

Pour améliorer les propriétés du réducteur de fracture, nous avons reproduit les mêmes simulations sur différentes variantes du design précédent. Nous avons donc vérifié l'impact du déplacement du trou central (Figure 43), la suppression de ce dernier avec l'allongement des poches latérales, dont l'objectif est que le nouveau demi anneau puisse faire une rotation axiale plus importante au moment de la chirurgie (Figures 44 et 47), et l'augmentation des rayons des congés d'arrêtes (Figure 45).

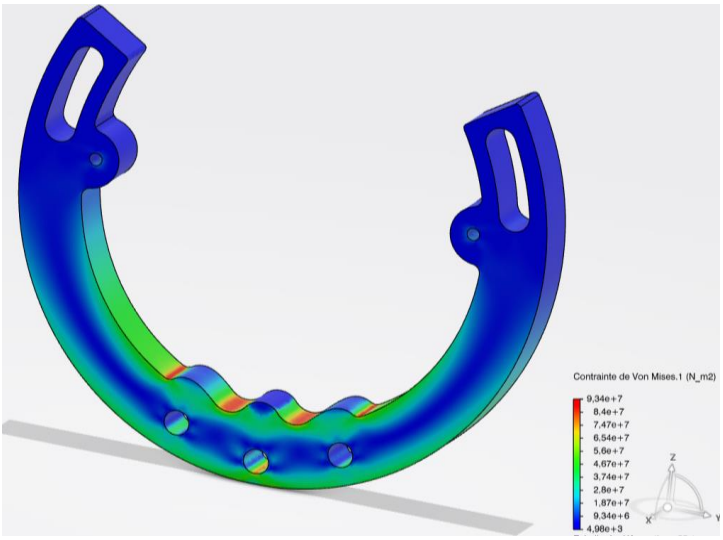


Figure 43 : Impact du déplacement du trou central sur la répartition des contraintes de Von Mises.

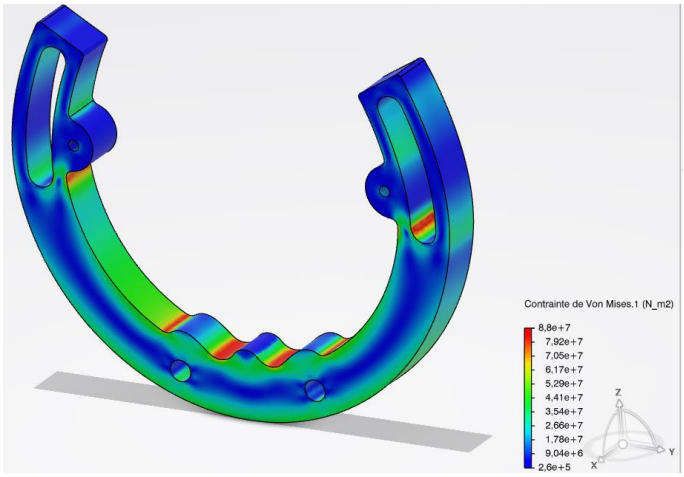


Figure 44 : Impact de la suppression du trou central et de l'allongement des poches latérales qui augmente médialement la concentration de contraintes en dessous les attaches a K-wire.

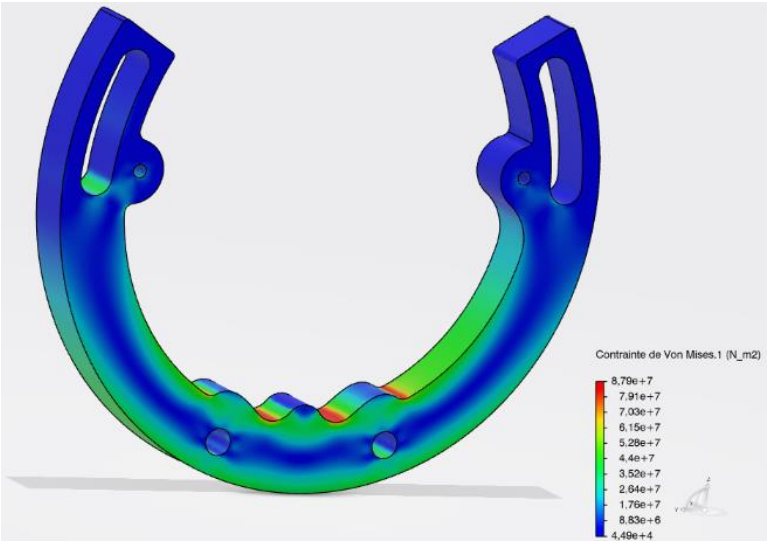


Figure 45 : Impact de l'augmentation du rayon des congés d'arrête sur la répartition des contraintes de Von Mises.

On observe sur la Figure 43 une diminution de la contrainte maximale de Von Mises à 93.4 MPa et l'apparition de concentration de contrainte dans le trou central de la poigné. Ceci semble confirmer l'hypothèse posée précédemment concernant l'impact de la position du trou. D'autre part, on note sur la Figure 44 que la contrainte maximale de Von Mises est de 88 MPa, ce qui représente une baisse considérable en comparaison avec le design original (Figure 40). Cependant, il y a génération d'une concentration de contrainte localisée à l'intérieur et à l'extérieur du bas des poches latérales. Ceci confirme les résultats de notre optimisation topologique, selon lesquels il devrait y avoir de la matière en dessous de l'endroit destiné aux attaches à K-wire. Cependant, selon la Figure 45, il est possible d'atténuer l'impact de la prolongation des poches latérales en augmentant simplement le rayon des congés d'arrêtes.

Finalement, nous avons décidé de tester notre design sans poignée ergonomique afin de réduire au maximum les zones de concentration de contraintes. De plus, nous avons seulement augmenté le rayon du congé d'arrête d'un seul côté (droit) afin de comparer la répartition des contraintes. Ainsi, on observe sur la Figure 46 une répartition plus uniforme des contraintes, à l'exception du côté sur lequel aucun changement a été appliqué.

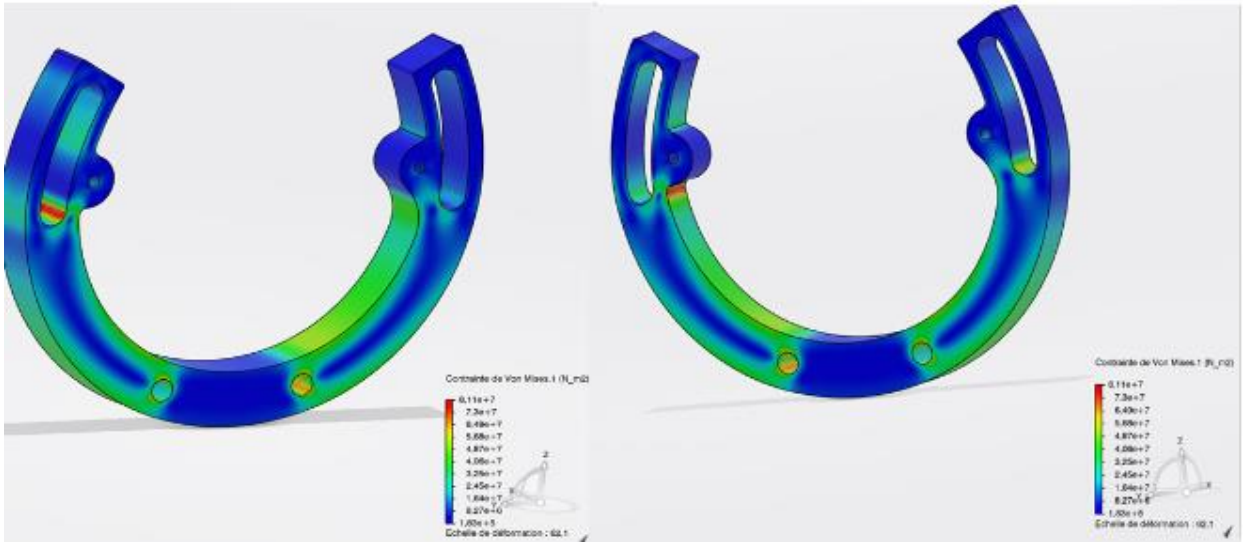


Figure 46 : Design sans poignée ergonomique, et différence de rayon du congé d'arête en dessous les attaches a Kwire (côté droit augmenté).

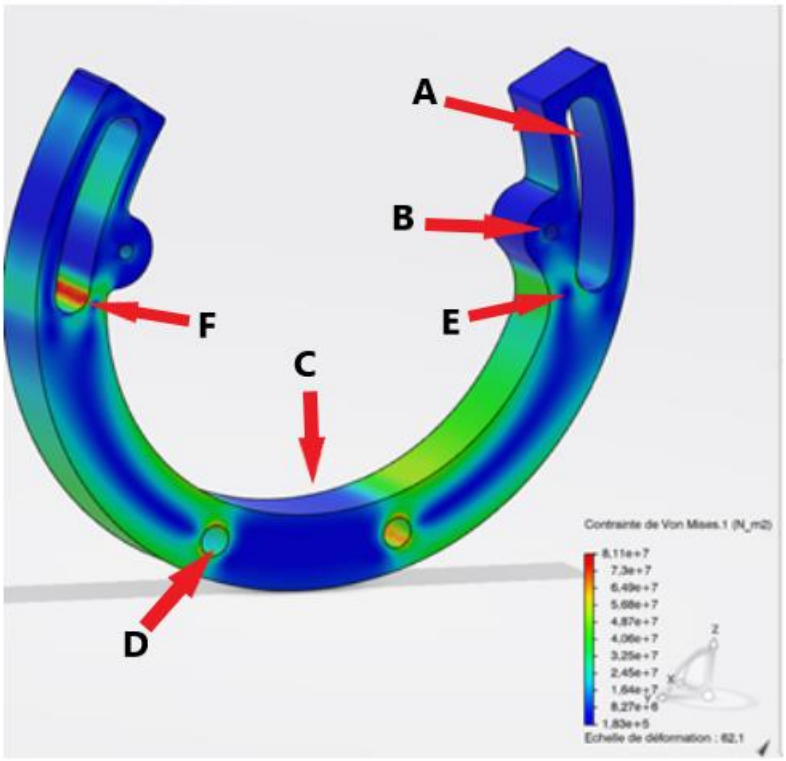


Figure 47 : Éléments de demi anneau A. poches pour les barres latérales, B. trou pour les attaches a Kwire, C. Poigné, D. Trous pour additionner autre barre latérale si le chirurgien a besoin de plus de stabilisation ou pour attacher une corde et l'utiliser comme distracteur de type étrier, E. Rayon des congés d'arrêts augmenté. F. Rayon des congés d'arrêts non augmenté.

5.3 Test de résistances de K-wire

Les différences entre les moyennes des charges maximales atteintes lors des tests de traction sur les fils de K-wire ne sont pas significativement différentes ($p>0.05$, student t-test bi varié). Les différences entre les déplacements sont significatives ($p<0.05$, student t-test bi varié). On note que le type de rupture est différent entre les deux systèmes, les attaches avec les boulons dans le système traditionnel ayant systématiquement glissés et les attaches du système modifié ayant systématiquement brisé (Tableaux 4.1 et 4.2).

Tableau 5.1 : Test de traction sur les K-wires avec le système d'attache traditionnel. Les types de ruptures sont par glissement (G) ou par bris (B). Les longueurs initiales et finales correspondent à la longueur du fil (K-wire) qui dépasse des boulons d'attaches, à l'extrémité opposée de l'application de la force de traction.

Essai	Charge maximale atteinte Kg	Longueur initiale du Kwire (mm)	Longueur finale du Kwire (mm)	Déplacement (mm)	Type de rupture
1	60	7.28	3.00	4.28	G
2	74.14	7.12	3.20	3.92	G
3	83.64	6.99	3.54	3.45	G
Moyenne	72.59			3.88	

Tableau 5.2 : Test de traction sur les K-wires avec le système d'attache modifié. Les types de ruptures sont par glissement (G) ou par bris (B). Les longueurs initiales et finales correspondent à la longueur du fil (K-wire) qui dépasse les boulons d'attaches, à l'extrémité opposée d'application de la force de traction.

Essai	Charge maximale atteinte Kg	Longueur initiale du Kwire (mm)	Longueur finale du Kwire (mm)	Déplacement (mm)	Type de rupture
1	64.12	8.08	8.08	0	B
2	73.23	7.06	5.20	1.86	B
3	73.16	6.22	5.23	0.99	B
Moyenne	70.17			0.95	

5.4 Flexion en trois points

Les résultats de flexion en trois points sont non équivoques (Figure 48). La flèche augmente plus rapidement en fonction de la force appliquée dans le système standard (SS) vs le système modifié (SM). Le système standard (SS) présente de la déformation plastique (courbe non linéaire), alors que le système modifié (SM) est en flexion uniquement élastique.

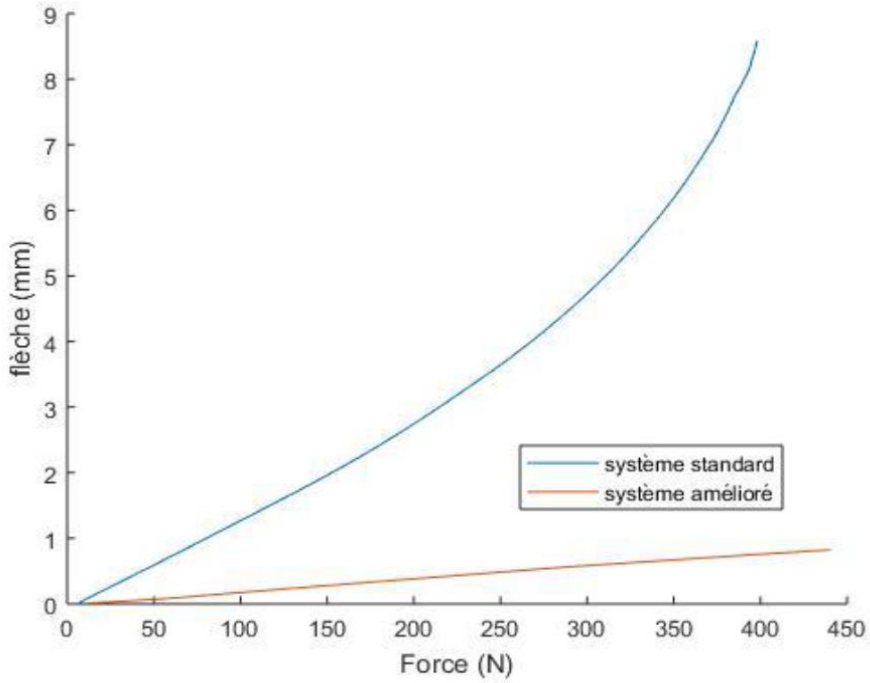


Figure 48 : Flèche en fonction de la force appliquée lors d'un test de flexion en trois points.

5.5 Test d'imagerie par analyse de motifs en compression

Les variations de déformation en fonction de la force appliquée sur les systèmes sont illustrées aux Figures 49 à 52. On observe qu'il y a des différences significatives ($p<0.05$) au niveau de la vitesse de déformation relative extérieure et intérieure. Le système modifié (SM) se déforme moins que le système standard (SS) dans sa partie extérieure, mais se déforme plus dans sa partie intérieure. On voit sur la Figure 52 l'allure des courbes de déflexion en fonction de la force. On

remarque par l'allure de la courbe que le système modifié présente une certaine déformation plastique, contrairement au Système Standard quand dépasse 220 N, nécessaire en chirurgie.

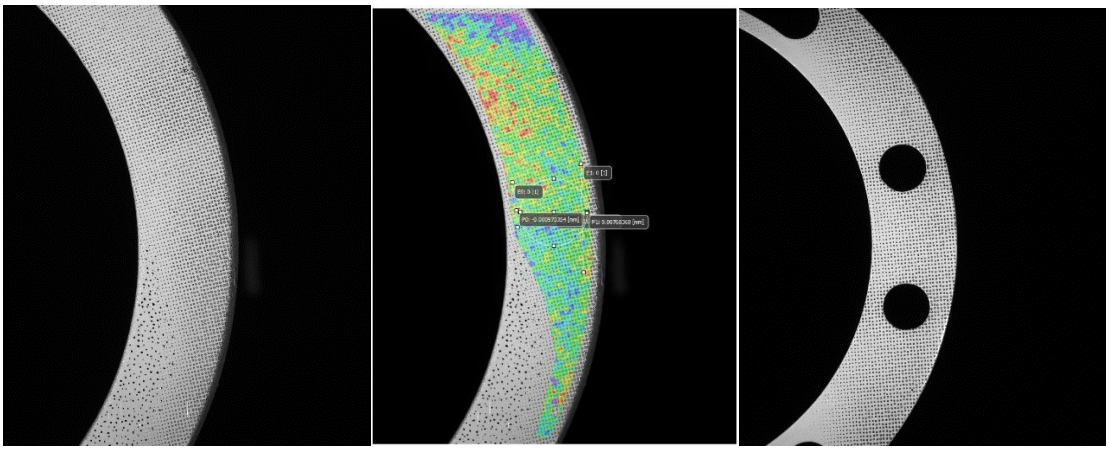


Figure 49 : Résultats en champs de déformation, système modifié à gauche et au centre, système standard à droite.

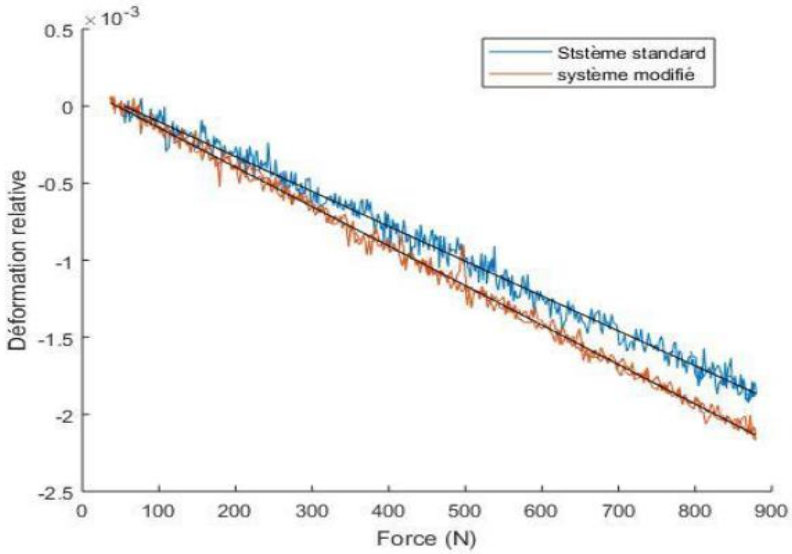


Figure 50 : Déformation de la partie intérieure des systèmes (anneaux) lors d'un test par imagerie (speckle spatter). Test effectué en compression. La différence entre les deux courbes est significative ($p<0.05$). Les lignes noires sont les droites de régressions linéaires.

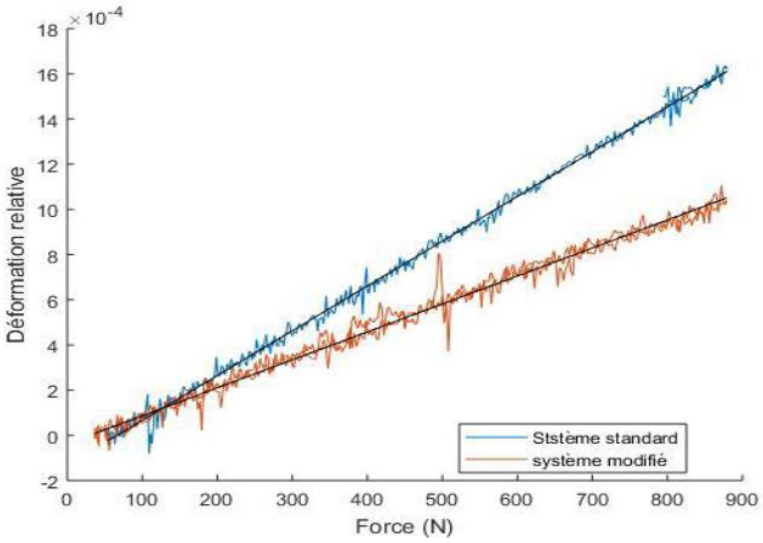


Figure 51 : Déformation de la partie extérieure des systèmes lors d'un test par imagerie (speckle spatter). Test effectué en compression. La différence entre les droites est significative ($p<0.05$). Les lignes noires sont les droites de régression linéaire.

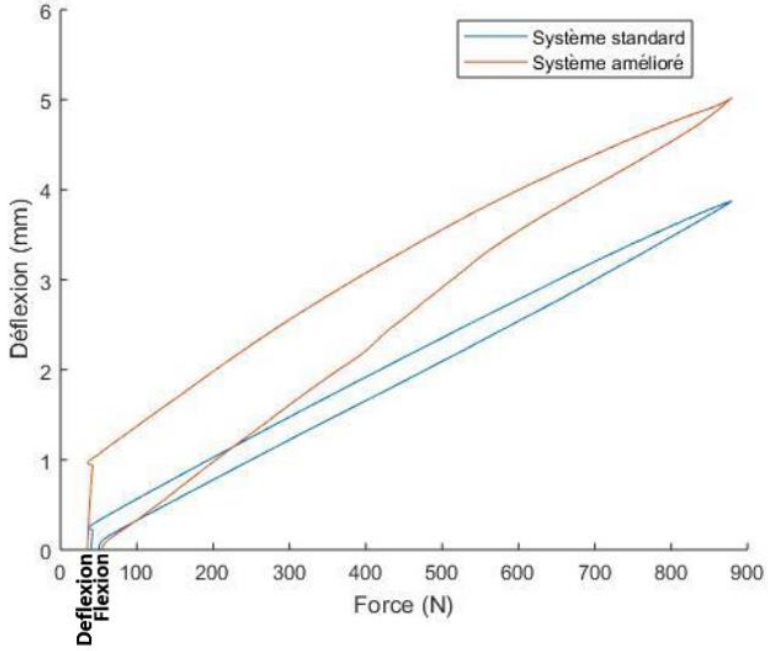


Figure 52 : Déformation en compression des systèmes en fonction de la force appliquée.

CHAPITRE 6 DISCUSSION

ATACHES K-WIRE

Le système par un levier de serrage rapide de vélo est une nette amélioration du système « original » au niveau de la facilité d'utilisation. Effectivement, plus besoin de visser pour attacher le fil de Kirschner, il suffit d'actionner le levier de serrage rapide. Bien que ce système soit moins encombrant pour attacher, il utilise toujours le même système de pince de serrage pour tendre le fil de Kirschner. Ce système est toujours assez simple, mais un peu plus coûteux. Les tests mécaniques des différents systèmes d'attache ne présentent pas de différences significatives au niveau de la charge maximale soutenue par les fils ($p>0.05$). On s'attend donc à ce que les deux systèmes soient équivalents au niveau de la résistance maximale. Toutefois, le système amélioré présente des avantages au niveau du glissement. En effet, à la charge moyenne maximale atteinte, soit 72.59 Kg pour le système Standard et 70.17 Kg pour le système amélioré, le fil glisse moins (0.95 mm pour le système modifié vs 3.88 mm pour le système standard, $p<0.05$). De plus, à la charge moyenne maximale utilisée, les fils du système standard (72.59 Kg) ont systématiquement glissé, alors que les fils du système amélioré (70.17 Kg) ont brisé. La résistance maximale à la rupture est une propriété intrinsèque des K-wires utilisés (0.035 po). De plus, le système de serrage standard est basé sur la fixation des fils par des forces de friction, du fait du serrage du boulon associé au chargement cyclique du fil qui provoque une déformation plastique du fil à l'emplacement de la pince. Le glissement du fil observé dans le système standard permet de déduire que le système amélioré est supérieur ou égal au système standard. Il est aussi important de noter que la charge minimale à la rupture (60 kg, soit environ 590 N), est presque de trois fois supérieure à la charge maximale anticipée (220 N). On conclut que le système d'attache amélioré est acceptable en chirurgie.

BARRES LATÉRALES

Le test en trois points utilisé présente l'avantage d'être facile à préparer. Le système modifié ne présente aucune déformation plastique et a une moindre déformation élastique au test de flexion trois points, contrairement au système standard qui présente des déformations plastiques évidentes

au même test. On peut donc affirmer que le système modifié est nettement supérieur au système standard. Cependant, ce test présente également certains inconvénients: les résultats sont sensibles à la géométrie de l'échantillon et au chargement ainsi qu'à la vitesse appliquée.

DEMI ANNEAUX

Dans un premier temps, en ce qui concerne l'optimisation topologique, on note qu'il aurait été intéressant d'utiliser un volume de conception plus élevé afin que la géométrie obtenue s'écarte d'avantage du design du réducteur disponible sur le marché. Par ailleurs, l'utilisation d'un plus grand volume de conception aurait aussi permis de réduire le temps de calcul et le nombre de simulations.

Dans un second temps, en ce qui concerne l'analyse des résultats, on note que l'incorporation d'une poignée augmente les zones de concentration de contraintes. Bien que la poignée ne soit pas indispensable, l'objectif de l'incorporer était de pouvoir donner une autre utilité au demi anneau comme un distracteur de type étrier. De plus, nous avons noté qu'en enlevant ces zones de creux exposées à la compression, nous obtenions une meilleure répartition des contraintes dans la structure. Ceci implique donc qu'en réduisant l'ergonomie de la pièce, on pouvait repartir considérablement les contraintes. Ensuite, on note que lorsque les poches latérales dépassent le point d'attache du K-wire, il y avait apparition de concentrations de contraintes au niveau des arêtes. Toutefois, si l'on veut enlever de la matière en dessous de ce point critique, il a été démontré que nous pouvions simplement augmenter le rayon des congés (réduction du facteur de concentration).

Le modèle de référence n'était pas conçu exactement comme le distracteur commercialisé. Bien que nous utilisions ce design initial comme partie structurelle d'un système Ilizarov, ce dernier est seulement utilisé de manière empirique. Malheureusement, il n'y a pas de travaux fait antérieurement sur les distracteurs dans le cadre de modélisations et de simulations par éléments finis. De là l'importance de faire ce type de travaux dans le but d'optimiser ce genre de composantes. Cependant, afin de valider nos résultats, nous pouvons comparer la géométrie issue de l'optimisation topologique et les conclusions tirées suite à la simulation des différents designs. Par ailleurs, en ce qui concerne les valeurs de contraintes de Von Mises obtenues, on note qu'elles sont inférieures à la limite d'élasticité du titane (voir tableau en annexe 1). Ce résultat confirme

que notre design va résister au chargement appliqué, surtout si l'on considère que ce dernier est largement supérieur aux tensions exercées en pratique (entre 40N et 200N, tel que présenté dans le cadre théorique).

On remarque dans les tests mécaniques des différences significatives entre les déformations de la face interne et de la face externe du demi anneau ($p<0.05$) entre le système modifié et le système standard. Alors que la réduction de la pente de la courbe de déformation externe est notable (-38 % du SM vs SS), la partie intérieure présente une déformation plus grande dans le système modifié que le système standard (13 % d'augmentation). Toutefois, il est important de mitiger ces résultats en prenant en considération que le diamètre du système modifié est plus grand (240 degrés, 120 x 6 mm) que le système standard (270 degrés, 85 mm x 6 mm). Cette modification a comme objectif de pouvoir utiliser le distracteur sur un chien de plus grosse taille avec des pattes de plus grand diamètre. De plus, le demi anneau du système modifié venait d'être usiné alors que le demi anneau standard était usagé, ce qui a pu influencer les résultats. On note que les courbes de déformation ne présentent que peu de variation dans les limites utiles des systèmes (de 0 à 220 N). En effet, les tests par imagerie ne donnaient pas de différences significatives ($p<0.05$) au niveau de la variation de la déformation lorsque les tests étaient effectués dans la zone pratique. Finalement, on peut conclure que le système modifié est adéquat pour remplacer le système standard.

Les résultats de résistance en compression ne sont pas aussi concluants que les précédents. La déformation plastique est notée par l'irrégularité de la pente. Toutefois, on juge quand même le système modifié acceptable puisqu'il ne présente aucune plastification à l'intérieur de la plage utile (0 à 220 N). De plus, les différences de déformation sont négligeables à l'intérieur de la plage utile.

Les avantages et les inconvénients des deux systèmes Ilizarov sont présentés au Tableaux 5.1.

Tableau 6.1. Avantages et inconvénients des systèmes Ilizarov standard et modifiés.

	Avantages	**Inconvénients**
Système Ilizarov standard	Simple Facile à usiner	Temps de montage et d'opération prolongé Personnel requis pour une chirurgie Limitation dans tous les axes
Système Ilizarov modifié	Vitesse d'opération accrue Facile à manœuvrer Positionnement dans plusieurs axes	Système de serrage encombrant

A titre d'expérience personnelle en chirurgie, l'utilisation du dispositif Ilizarov modifié réduit le temps de réparation des fractures radius cubitus de 60 % et le diminue d'autant plus que la courbe d'apprentissage augmente. Le dispositif Ilizarov modifié permet aussi de réduire les dommages tissulaires, principalement le périoste, et nous observons un impact minimal des Kwires sur l'os. Étant donné que le système modifié donne un excellente réduction et stabilisation des fractures, le vétérinaire est capable de fixer la plaque et la vis sans besoin d'aide externe, ce qui réduit le personnel nécessaire pour la chirurgie.

CHAPITRE 7 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'utilisation du dispositif Ilizarov modifié fonctionne exclusivement sans danger dans les fractures radius cubitus, car le positionnement et la fixation des plaques et vis sont crânial au radius, donc les Kwire sont positionnés en latéro-medial où il y a la zone sécuritaire pour passer le fil, contrairement au reste des os appendiculaires, où les plaques sont positionnées soit en latéral, soit en médial à l'os. Les K-wire ne sont pas recommandés pour être passés dans une position cranio-caudale.

La performance du système Ilizarov modifié est au moins égale, sinon supérieure, à celle du système standard, en termes de déformations et de contraintes, dans la réduction et la réparation de fractures du radius-cubitus chez le chien. De plus, le nouveau design, avec ses propriétés ergonomiques et fusionnelles, rend la réduction de fractures radius cubitus plus rapide et facile que le système standard.

Le nouveau concept présente quelques opportunités d'amélioration.

Le logiciel d'optimisation topologique pour les demi anneaux sous 3D EXPÉRIENCE s'avère être un outil très pertinent et prometteur pour la validation et l'optimisation de matériel chirurgical, implants orthopédiques et autres éléments qu'on utilise en chirurgie. L'ajout d'une poignée ergonomique a modifié la répartition des contraintes, principalement dans les espaces destinés aux doigts de la poignée. Cette observation s'oppose à notre hypothèse initiale selon laquelle la poignée n'aurait aucun impact. Ainsi, nous proposons une solution alternative, soit de produire une seconde pièce en caoutchouc, ou bien en un autre matériau plus hygiénique en raison du contexte médical, qui viendrait envelopper la zone du distracteur prévue à cet effet. L'optimisation topologique du nouveau distracteur a permis de rendre les attaches de Kwire indépendantes des barres latérales sans affaiblir le demi anneau. Les résultats des tests d'imagerie par analyse de motif en compression ont été plus mitigés. Nous recommandons de répéter ce test, car il faudra éliminer des artefacts et autres défaillances qui pourraient interférer ou changer les résultats, tels que les supports en acrylique utilisés qui pourraient avoir eu une déformation. En effet, le support du système Ilizarov standard a été fabriqué en premier et s'est brisé après le test. Pour cette raison, nous avons construit

un second support pour le système Ilizarov modifié, sans avoir eu le même délai pour le solidifier, ce qui aurait pu entrainer une défaillance.

Le segment pour l'attache du K-wire ne semble pas affaiblir la structure du distracteur, ce qui confirme notre hypothèse initiale. Par ailleurs, nous pouvons ajouter de la matière au niveau du congé d'arête. Toutefois, il aurait été intéressant de comparer avec un design dont les points d'attache sont plus rapprochés du corps de la structure pour vérifier l'impact de la réduction du moment généré par le bras de levier (distance entre le corps de la pièce et le point d'application de la tension). D'après les résultats de l'étude mécanique, nous pouvons conclure que le système amélioré est supérieur ou équivalent au système standard en ce qui concerne la résistance mécanique du système. Les systèmes d'attache rapide ont été montré plus simples, plus efficaces, et moins consommateurs de temps et d'énergie que le système standard.

À la lumière des résultats, nous avons démontré que le système de poutre amélioré (barres axiales de distraction et compression) est nettement supérieur au système traditionnel, ne présentant aucune déformation plastique au cas critique, contrairement au système standard. Une derniere recommandation serait d'effectuer des tests mécaniques similaires en utilisant des matériaux plus résistants que l'aluminium tels que l'acier ou le titane.

BIBLIOGRAPHIE

Arango, J., Lewis, D. D., Hudson, C. C., & Horodyski, M. (2013). A biomechanical evaluation of three drop wire configurations. *Veterinary surgery : VS, 42*(6), 669-677. doi:10.1111/j.1532-950X.2013.12022.x

Bairaktari, C., Athanassiou, G., Panagiotopoulos, E., & Deligianni, D. (2015). Towards a solution of the wires' slippage problem of the Ilizarov external fixator. *Eur J Orthop Surg Traumatol, 25*(3), 435-442. doi:10.1007/s00590-014-1518-9

Brinker, P. e. f. (2009). *Manuel d'orthopédie et traitement des fractures des animaux de compagnie*

(E. inc Ed. MED'COM ed.).

Cross, A. R., Lewis, D. D., Murphy, S. T., Rigaud, S., Madison, J. B., Kehoe, M. M., & Rapoff, A. J. (2001). Effects of ring diameter and wire tension on the axial biomechanics of four-ring circular external skeletal fixator constructs. *American journal of veterinary research, 62*(7), 1025-1030.

Dannemann, K. A., Chalivendra, V. B., & Song, B. (2012). Dynamic Behavior of Materials. *Experimental Mechanics, 52*(2), 117-118. doi:10.1007/s11340-012-9598-0

Davidson, A. W., Mullins, M., Goodier, D., & Barry, M. (2003). Ilizarov wire tensioning and holding methods: a biomechanical study. *Injury-International Journal of the Care of the Injured, 34*(2), 151-154. doi:10.1016/s0020-1383(02)00045-1

Devesa, V., Rovesti, G. L., Urrutia, P. G., San Roman, F., & Rodriguez-Quiros, J. (2014). Evaluation of a joint distractor to facilitate arthroscopy of the hip joint in dogs. *Journal of Small Animal Practice, 55*(12), 603-608. doi:10.1111/jsap.12279

Devesa, V., Rovesti, G. L., Urrutia, P. G., Sanroman, F., & Rodriguez-Quiros, J. (2015). Evaluation of traction stirrup distraction technique to increase the joint space of the shoulder joint in the dog: A cadaveric study. *Research in veterinary science, 100*, 283-290. doi:10.1016/j.rvsc.2015.03.031

Donaldson, F. E., Pankaj, P., & Simpson, A. (2012). Investigation of factors affecting loosening of ilizarov ring-wire external fixator systems at the bone-wire interface. *Journal of Orthopaedic Research, 30*(5), 726-732. doi:10.1002/jor.21587

Gilbert, E. D., Lewis, D. D., Townsend, S., & Kim, S. E. (2017). Comparison of two external fixator systems for fracture reduction during minimally invasive plate osteosynthesis in simulated antebrachial fractures. *Veterinary Surgery, 46*(7), 971-980. doi:10.1111/vsu.12687

Gubin, A. V., Borzunov, D. Y., & Malkova, T. A. (2013). The Ilizarov paradigm: thirty years with the Ilizarov method, current concerns and future research. *International orthopaedics, 37*(8), 1533-1539. doi:10.1007/s00264-013-1935-0

Hattersley, R. (2014). Small Animal Surgery, 4th edition. *Journal of Small Animal Practice, 55*(3), E7-E7. doi:10.1111/jsap.12065

Hudson, C. C., Lewis, D. D., Cross, A. R., Dunbar, N. J., Horodyski, M., Banks, S. A., & Pozzi, A. (2012). A Biomechanical Comparison of Three Hybrid Linear-Circular External Fixator Constructs. *Veterinary Surgery, 41*(8), 954-965. doi:10.1111/j.1532-950X.2012.01035.x

Hudson, C. C., Lewis, D. D., Cross, A. R., Horodyski, M., Banks, S. A., & Pozzi, A. (2012). Axial stiffness and ring deformation of complete and incomplete single ring circular external skeletal fixator constructs. *American journal of veterinary research, 73*(12), 2021-2028. doi:10.2460/ajvr.73.12.2021

Ortega, P. C., Medeiros, W. B., Rosa, E., Amorim, R., Cardoso, G., Matos, L. N., . . . Prevention. (2014). Failure Analysis of the Wire Fixation Bolts of an Ilizarov External Fixator. *14*(6), 801-808. doi:10.1007/s11668-014-9897-0

Peirone, B., Rovesti, G. L., Baroncelli, A. B., & Piras, L. (2012). Minimally Invasive Plate Osteosynthesis Fracture Reduction Techniques in Small Animals. *Veterinary Clinics of North America-Small Animal Practice, 42*(5), 873-+. doi:10.1016/j.cvsm.2012.06.002

Pozzi, A., Hudson, C. C., Gauthier, C. M., & Lewis, D. D. (2013). Retrospective Comparison of Minimally Invasive Plate Osteosynthesis and Open Reduction and Internal Fixation of Radius-Ulna Fractures in Dogs. *Veterinary Surgery, 42*(1), 19-27. doi:10.1111/j.1532-950X.2012.01009.x

Rovesti, G. L., Margini, A., Cappellari, F., & Peirone, B. (2006a). Clinical application of intraoperative skeletal traction in the dog. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology, 19*(1), 14-19.

Rovesti, G. L., Margini, A., Cappellari, F., & Peirone, B. (2006b). Intraoperative skeletal traction in the dog - A cadaveric study. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology, 19*(1), 9-13.

Singh, G. R., Aithal, H. P., Saxena, R. K., Kinjavdekar, P., Amarpal, Hoque, M., . . . Joshi, H. C. (2007). In vitro biomechanical properties of linear, circular, and hybrid external skeletal fixation devices for use in large ruminants. *Veterinary Surgery, 36*(1), 80-87. doi:10.1111/j.1532-950X.2007.00239.x

Spiegelberg, B., Parratt, T., Dheerendra, S., Khan, W., Jennings, R., & Marsh, D. (2010). Ilizarov principles of deformity correction. *92*(2), 101-105. doi:10.1308/003588410x12518836439326

Tudury, E. A., Souza, A. F. A., Fernandes, T. H. T., Araujo, B. M., Oliveira, L. M., Amorim, M. M. A., . . . Silva, I. C. C. (2017). Development and evaluation of a traction device for reducing long bone fractures in dogs. *Arquivo Brasileiro De Medicina Veterinaria E Zootecnia, 69*(4), 933-940. doi:10.1590/1678-4162-8398

Watson, M., Mathias, K. J., Maffulli, N., Hukins, D. W. L., & Shepherd, D. E. T. (2007). Finite element modelling of the Ilizarov external fixation system. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine, 221*(H8), 863-871. doi:10.1243/09544119jeim225

Zamani, A. R., & Oyadiji, S. (2010). Theoretical and Finite Element Modeling of Fine Kirschner Wires in Ilizarov External Fixator. *Journal of Medical Devices-Transactions of the Asme, 4*(3). doi:10.1115/1.4001815

Zamani, A. R., & Oyadiji, S. O. (2008). Analytical modelling of kirschner wires in Ilizarov circular external fixators using a tensile model. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine, 222*(6), 967-976. doi:10.1243/09544119jeim373

ANNEXE 1

Documentation TITANE SERVICES (reproduction interdite) : www.titane-services.eu

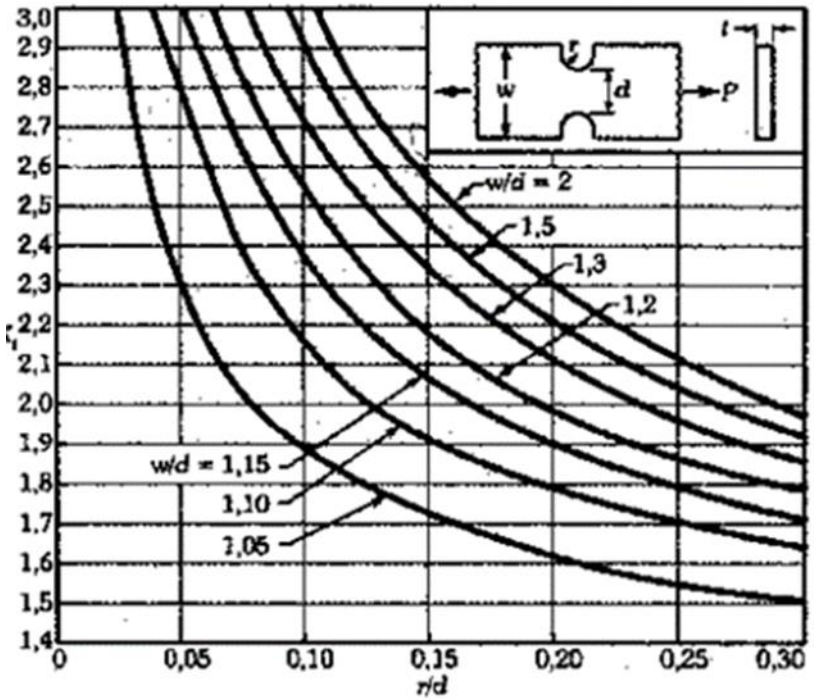
TITANIUM SERVICES
Lightness & Performance

Caractéristiques physiques et mécaniques du Titane et de ses alliages

	Titane commercial pur	Alliage Alpha & Béta de titane		
GRADE	**Grade 2**	**Grade 5**	**Grade 5 Eli**	**Grade 9**
Rupture mécanique (MPA)	345	900	900	620
Limite d'élasticité 0,2 (MPA)	275	830	830	520
Allongement %	20	10	10	15
Résilience (J)	40-80	15-20	24	54
Dureté	160 HB/30	36 HRC	35 HRC	20 HRC
Densité Kg/dm3	4,51	4,4	4,4	4,48
Module d'élasticité normal (Gpa)	103	110	110	103
Module d'élasticité tangentiel (Gpa)	40	40	40	40
Soudabilité	Excellente	Bon	Bon	Excellente
Type de semi transformés	Barre, plaque, fils, tube...	Barre, plaque, fils, tube...	Barre, plaque, fils, tube...	Barre, plaque, fils, tube...
Domaine d'application :	Dans l'industrie chimique et de la construction navale sur la résistance à la corrosion.	Compétition auto, moto,vélo, etc... ; Aéronautique : composant de moteurs d'avion et autres parties de la structure d'un avion.	Haute ténacité à basses températures. Utilisé pour le biomédical.	Hydraulique de bord des aéronefs. La résistance à la traction peut être augmentée à 700 MPa avec un froid deformé. Compétition : cadre vélo / VTT

ANNEXE 1 : Caractéristiques physiques et mécaniques du titane et de ses alliages

ANNEXE 2



ANNEXE 2 : Plaque avec encoche, soumise à une traction ou à une compression