

Conception préliminaire d'un câble superélastique pour la
stabilisation du grasset des bovins adultes suite à une rupture
du ligament croisé crânial

par

Lucien DIOTALEVI

MÉMOIRE PAR ARTICLE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE AVEC CONCENTRATION
PERSONNALISÉE

M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 18 DÉCEMBRE 2017

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Lucien Diotalevi, 2017



Cette licence [Creative Commons](#) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Éric Wagnac, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

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

M. Vladimir Brailovski, co-directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme. Nicola Hagemeister, présidente du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Sylvain Nichols, membre du jury
Département de sciences cliniques à la Faculté de Médecine Vétérinaire de l'Université de Montréal

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

LE 12 DÉCEMBRE 2017

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

AVANT-PROPOS

Dans le cadre de la réalisation du projet de recherche dont ce mémoire fait l'objet, un manuscrit intitulé « Quasi-static tensile properties of the Cranial Cruciate Ligament (CrCL) in adult cattle: towards the design of a prosthetic CrCL » a été soumis pour révision et publication au *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* le 19 Octobre 2017.

REMERCIEMENTS

Il va sans dire que la réalisation d'un projet de recherche ne peut pas être purement attribuée au travail d'une unique personne. De nombreux soutiens m'ont été offerts au cours de ces années, qu'ils soient professionnels, financiers ou personnel, et méritent pleinement ma reconnaissance. Sans eux, ce projet n'aurait probablement pas pu aboutir.

Éric Wagnac, Yvan Petit et Vladimir Brailovski, je vous remercie d'avoir été d'excellents directeurs, pédagogues et patients, clairs et efficaces. Vous aurez enrichi mes connaissances dans vos domaines de prédilection, ainsi qu'attisé mon intérêt. De même, je remercie Jérémie Ménard, Annie Levasseur et Karina Inaekyan de m'avoir formé à l'utilisation des différents équipements, ainsi que de m'avoir fait partager leur expérience et leurs connaissances. Je vous remercie également d'avoir supporté, sans flancher, mes pluies de questions et de requêtes, surtout Jérémie.

Je remercie Éric Wagnac, l'École de technologie supérieure, le Ministère français de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche, ainsi que mes parents, pour le soutien financier offert tout au long de la réalisation de ce projet et de mon expatriation au Canada.

Bien sûr, je remercie aussi l'ensemble des étudiants et stagiaires passés par notre laboratoire et qui ont contribué à sa bonne vie et la bonne ambiance qui y régnait. Bien que je vous aie tous apprécié, je tiens à remercier spécifiquement Élisabeth Laroche, David Lemonnier et Caroline Lecours pour leur soutien et leur aide régulière, ainsi que pour avoir supporté mon humour d'une qualité discutable.

Naturellement, je remercie ma famille qui m'a toujours soutenu dans tous mes projets, aventures et mésaventures. Pour finir, je remercie Aurélien Mounet pour son soutien moral inébranlable, ainsi que pour avoir subi les révisions de ma revue de littérature, presque sans broncher. Je te le revaudrai lors de la composition de ta prochaine grande œuvre personnelle.

CONCEPTION PRÉLIMINAIRE D'UN CÂBLE SUPERÉLASTIQUE POUR LA STABILISATION DU GRASSET DES BOVINS ADULTES SUITE À UNE RUPTURE DU LIGAMENT CROISÉ CRÂNAL

Lucien DIOTALEVI

RÉSUMÉ

Les lésions du ligament croisé crânial (CrCL) sont occasionnelles, mais invalidantes, chez les bovins adultes. Elles engendrent une dégradation de la qualité de vie pour l'animal et des pertes économiques pour les producteurs, justifiant donc une intervention chirurgicale. Malheureusement, les substituts de CrCL actuellement employés sont mécaniquement inadéquats et peu maniables pour les chirurgiens, compromettant donc l'issue de la chirurgie. Cette inadéquation est, entre autres, due à une méconnaissance des propriétés mécaniques du CrCL sain.

L'objectif principal de ce projet de recherche est donc de concevoir un câble superélastique pour la stabilisation du grasset des bovins adultes suite à une rupture de leur CrCL. Les propriétés mécaniques en tension quasi-statique du CrCL isolé ont d'abord été caractérisées en vue d'établir un guide de conception. Quatorze spécimens issus de 7 vaches adultes ont été testés. Le pré-conditionnement était assuré par 30 cycles de charges de 30 à 200 N à $0,02 \text{ s}^{-1}$ puis les spécimens étaient sollicités en tension au même taux de déformation jusqu'à la rupture. À la rupture, la force ultime, la déformation maximale et l'énergie absorbée ont été relevées, ainsi que la raideur à 5, 10, 15, 20 et 25 % de déformation et les niveaux de force et de déformation aux premiers signes visuels de dégradation du ligament. Aucune de ces propriétés ne semblait être influencée par l'âge et le poids du bovin, ou la latéralité du membre d'extraction du ligament ($p > 0,05$). Les résultats suggèrent que la déformation maximale *in vivo* du CrCL est inférieure à 13,5 %.

Une simulation numérique a permis de déterminer qu'une tresse tubulaire de 20 filaments de NiTiNOL et de diamètre intérieur de 4 mm permet de répliquer ces propriétés mécaniques. Chaque filament fait 0,39 mm de diamètre et est tressé selon un angle de 43°. Un prototype a été fabriqué et testé. Son diagramme en tension dans le plan force-déformation s'inscrit dans le couloir expérimental des essais sur CrCL, démontrant la faisabilité d'un tel projet. La possibilité d'une révision de la technique chirurgicale est également ouverte.

Mots-clefs : ligament croisé crânial, caractérisation des tissus mous, prothèse, propriétés mécaniques, stabilisation du grasset

EXPLORATORY DESIGN OF A SUPERELASTIC CABLE IN ORDER TO STABILISE THE STIFLE JOINT IN ADULT CATTLE AFTER A CRANIAL CRUCIATE LIGAMENT RUPTURE

Lucien DIOTALEVI

ABSTRACT

Lesions to the Cranial Cruciate Ligament (CrCL) are occasional, but debilitating, in adult cattle. They lead to a degradation of the animal life conditions and to an economical loss for producers, thus requiring surgical interventions. Unfortunately, currently used CrCL surrogates are poorly designed, leading the surgeries to often be ineffective. These deficiencies in designs come, amongst others, from a drastic lack of knowledge on the mechanical properties of the healthy CrCL in cattle.

The main objective of this research project was to design a superelastic cable in order to stabilise the stifle joint in adult cattle after a CrCL tearing. Mechanical properties in quasi-static loading of an isolated CrCL have firstly been assessed in order to provide design guidelines. Fourteen specimens harvested from 7 mature cows have been tested. Pre-conditioning was achieved with 30 cycles of loading from 30 to 200 N at a strain rate of 0.02 s^{-1} . Specimens were then loaded to failure at the same strain rate. The tensile load, maximal elongation and absorbed energy at failure were measured, as well as the stiffness at different levels of elongation (5, 10, 15, 20 and 25 %). Load and elongation at first visual signs of tearing were also recorded. None of these properties were related to the bovine weight, age and side of hind-limb ($p > 0.05$) and the experimental data suggest that the *in-vivo* maximal elongation is below 13.5 %.

A numerical simulation suggested that a tubular braid of 20 NiTiNOL filaments and internal diameter of 4 mm would replicate these mechanical properties. Each filament has a 0.39 mm diameter and is braided with a 43° angle. A prototype has been manufactured and tested. Its force-elongation diagram was inscribed in the experimental corridor of the tests on CrCL, proving the achievability of such a project. Revision of the surgical technique was also enabled by the current prototype.

Keywords: Cranial cruciate ligaments, soft tissue assessment, prosthesis, mechanical properties, stifle joint stabilisation

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES.....	3
1.1 Anatomie du grasset bovin.....	3
1.1.1 Système de référence anatomique des quadrupèdes	4
1.1.2 Anatomie descriptive du grasset bovin	5
1.1.2.1 Les os principaux	6
1.1.2.2 Les muscles principaux.....	7
1.1.2.3 Les ligaments stabilisateurs	7
1.1.2.4 Les ménisques	8
1.1.2.5 La capsule articulaire	8
1.1.3 Anatomie fonctionnelle du grasset bovin	8
1.2 Les ligaments croisés crâniaux chez les bovins adultes.....	10
1.2.1 Structure des ligaments croisés crâniaux	10
1.2.2 Propriétés mécaniques des ligaments croisés crâniaux.....	13
1.2.2.1 Taux de déformation lors d'essais de traction	15
1.2.2.2 Influence de l'historique de sollicitations	16
1.2.2.3 Influence de l'orientation du ligament lors d'essais en laboratoire	17
1.2.2.4 Influence de la température ambiante	17
1.2.2.5 Influence du sexe du sujet.....	18
1.2.2.6 Influence de l'âge du sujet	18
1.2.2.7 Influence du niveau d'hydratation du ligament	18
1.2.2.8 Influence du mode de conservation de spécimens cadavériques.....	19
1.2.2.9 Propriétés mécaniques connues des CrCL de bovins adultes	19
1.2.3 Épidémiologie de la rupture du CrCL.....	22
1.2.4 Évaluation et diagnostic de la rupture du CrCL.....	24
1.2.5 Conséquences de la rupture du CrCL	24
1.2.6 Traitements de la rupture du CrCL	25
1.3 Substituts synthétiques au CrCL actuellement employés	27
1.4 Alliages superélastiques.....	29
1.4.1 Principes thermomécaniques	29
1.4.1.1 Phases et nuances d'alliage.....	29
1.4.1.2 Températures de transformation à contrainte fixe	30
1.4.1.3 Contraintes de transformation à température fixe.....	31
1.4.1.4 Variation conjointe de la température et de la contrainte	33
1.4.1.5 Traitements thermiques.....	35
1.4.2 Biocompatibilité mécanique	35
1.4.3 Biocompatibilité chimique.....	37

CHAPITRE 2	PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	41
2.1	Problématique	41
2.2	Objectif et sous-objectifs	42
CHAPITRE 3	QUASI-STATIC TENSILE PROPERTIES OF THE CRANIAL CRUCIATE LIGAMENT (CrCL) IN ADULT CATTLE: TOWARDS THE DESIGN OF A PROSTHETIC CrCL	43
3.1	Introduction.....	44
3.2	Materials and Methods.....	45
3.2.1	Specimen preparation.....	45
3.2.2	Tensile testing	47
3.2.3	Data acquisition	48
3.2.4	Data analysis	49
3.3	Results.....	50
3.3.1	General outcomes.....	50
3.3.2	Global results	51
3.3.3	Local results	54
3.4	Discussion.....	57
3.4.1	Average load-elongation diagram.....	57
3.4.2	Specimen preparation.....	58
3.4.3	Tensile testing methodology	58
3.4.4	General outcomes.....	59
3.4.5	Statistics	60
3.4.6	3D Digital image correlation analysis.....	60
3.5	Conclusion	61
CHAPITRE 4	CONCEPTION PRÉLIMINAIRE D'UN CÂBLE EN NiTiNOL RÉPLIQUANT LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DU LIGAMENT CROISÉ CRÂNIAL CHEZ LE BOVIN ADULTE.....	63
4.1	Cahier des charges	63
4.2	Spécifications géométriques du substitut.....	64
4.2.1	Dimensions	64
4.2.2	Paramètres de tressage	65
4.3	Comportement mécanique des filaments de NiTiNOL	68
4.3.1	Sélection du filament	68
4.3.2	Sélection du traitement thermique	68
4.3.3	Caractérisation mécanique	71
4.3.3.1	Matériel	71
4.3.3.2	Méthodes.....	71
4.3.3.3	Analyse des données	72
4.3.3.4	Résultats.....	73
4.4	Détermination des paramètres géométriques du câble tressé	76
4.4.1	Modèle mathématique.....	77
4.4.2	Plans expérimentaux	78
4.4.2.1	Facteurs et modalités du plan complet 2 ³	78

4.4.2.2	Réponse du plan complet 2^3	79
4.4.2.3	Validité du plan complet 2^3	80
4.4.2.4	Résultats du plan complet 2^3	82
4.4.2.5	Facteurs, modalités et réponse du plan composite centré	86
4.4.2.6	Validité du plan composite centré.....	86
4.4.2.7	Résultats du plan composite centré.....	88
4.4.3	Paramètres de conception choisis	92
4.5	Fabrication d'un prototype.....	93
4.6	Évaluation du prototype.....	96
4.6.1	Caractérisation mécanique des substituts.....	96
4.6.1.1	Essais de traction.....	96
4.6.1.2	Acquisition des données	97
4.6.1.3	Analyse des données	98
4.6.1.4	Résultats.....	98
4.6.2	Évaluation qualitative des substituts	101
CHAPITRE 5 DISCUSSION		103
5.1	Discussion générale	103
5.2	Caractérisation des propriétés mécaniques du CrCL bovin.....	104
5.3	Conception du câble superélastique	105
CONCLUSION.....		113
RECOMMANDATIONS		115
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES		117

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Propriétés mécaniques et dimensions connues des CrCL de bovins adultes	20
Tableau 3.1 (<i>Table 1 de l'article</i>) Experimental outcomes.....	51
Tableau 3.2 (<i>Table 2 de l'article</i>) Global results and statistics.....	52
Tableau 3.3 (<i>Table 3 de l'article</i>) Strain and displacement fields for one specimen (7R)	56
Tableau 4.1 Statistiques descriptives des propriétés mécaniques en tension quasi-statique des échantillons de NiTiNOL thermiquement traités et limites intra- et inter-groupes des essais à 95 % de confiance.....	75
Tableau 4.2 Cohérence statistique des résultats sur les propriétés mécaniques en tension quasi-statique des échantillons de NiTiNOL.....	76
Tableau 4.3 Définition des paramètres du plan expérimental 2^3	80
Tableau 4.4 Résultats d'analyse du plan 2^3 prenant en compte les facteurs uniques, les interactions doubles et l'interaction triple	82
Tableau 4.5 Résultats d'analyse du plan 2^3 prenant en compte les facteurs uniques et les interactions doubles.....	84
Tableau 4.6 Surface de réponse discrétisée du plan 2^3 avec le facteur D fixé à sa modalité « +1 »	85
Tableau 4.7 Définition des paramètres du plan expérimental composite centré	86
Tableau 4.8 Résultats d'analyse du plan composite centré	88
Tableau 4.9 Surface de réponse discrétisée du plan composite centrée	91
Tableau 4.10 Résultats des essais de caractérisation des substituts de CrCL.....	99

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Définition des axes de références anatomiques et localisation du grasset au sein du squelette bovin5
Figure 1.2	Dissection grossière d'un grasset bovin gauche; (a) vue crâniale péri-articulaire où la capsule articulaire et la graisse ont été retirées; (b) vue crâniale intra-articulaire où la patella (P), ligaments patellaires (MPL, IPL, LPL) et le biceps fémoral (BF) ont été retirés; (c) vue caudale où le muscle gastrocnémien et la capsule articulaire ont été retirés. Avec : BF, le biceps fémoral ; CaCL, ligament croisé caudal ; CrCL, ligament croisé crânial ; EDL, muscle et tendon du long extenseur des doigts ; IPL, ligament patellaire intermédiaire ; LFC, condyle fémoral latéral ; LFP, ligament fémoro-patellaire latéral ; LM, ménisque latéral ; LPL, ligament patellaire latéral ; LTC, condyle tibial latéral ; LTR, lèvre latérale de la trochlée tibiale ; MFC, condyle fémoral médial ; MFL, ligament ménisco-fémoral ; MM, ménisque médial ; MTC, condyle tibial médial ; MTL, ligament ménisco-tibial médial ; MTR, lèvre médiale de la trochlée tibiale ; MPL, ligament patellaire médial ; P, patella ; PL muscle du long péronier ; PM, muscle poplité ; PT, tendon du poplité ; TT, tubérosité tibiale ; QCF, muscle du quadriceps fémoral6
Figure 1.3	Structure d'un ligament croisé, avec les fibrilles (fibril), les fibres (fiber), l'unité sub-fasciculaire (subfascicular unit), le faisceau (fasciculus), l'endotendon (endotendineum), l'épitendon (epitendineum), le paratendon (paratenon) et la membrane synoviale (synovial sheath)11
Figure 1.4	Zones fonctionnelles du ligament croisé crânial (CrCL) et caudal (CaCL), avec la zone en tension lors de la flexion maximale du grasset (F), la zone en tension lors de l'extension maximale (E), la zone en tension à mi-extension (M) et les faisceaux guides (G)12
Figure 1.5	Diagramme dans les plan contrainte-allongement et force-déplacement du comportement typique en tension des ligaments, avec [AB] la toe-region, [BC] la zone linéaire, [CD] la zone de début de rupture et D le point de rupture14
Figure 1.6	Diagramme dans le plan contrainte-déformation d'essais de traction sur un ligament collatéral porcin à différents taux de chargement16

Figure 1.7	Montage expérimental de caractérisation du complexe Fémur-CrCL-Tibia sur un grasset en pleine extension	21
Figure 1.8	Évolution au fil des années de la prévalence de la boiterie parmi les exploitations bovines anglaises	22
Figure 1.9	Toile factorielle de la boiterie chez les bovins d'élevage, avec le nombre de jours de lactation (DIM) et la cote de condition de chair (BCS)	23
Figure 1.10	Technique chirurgicale de stabilisation d'un grasset bovin suite à une rupture du CrCL; (a) perçage du tunnel dans condyle fémoral latéral; (b) perçage du tunnel dans la portion crânio-médiale du tibia; (c) perçage du tunnel à travers la tubérosité tibiale; (d) insertion de la greffe dans le tunnel fémoral; (e) insertion de la greffe dans la portion médiale du tibia; (f) greffe convenablement insérée, avec ses extrémités libres sur la face latérale du grasset; (g) greffe fixée à elle-même	26
Figure 1.11	Exemple d'acquisition par DSC, mettant en évidence le phénomène d'hystérisis des températures de transformation sur un alliage NiTiNOL à transformation directe	31
Figure 1.12	Diagramme typique du comportement en tension d'un échantillon de NiTiNOL dans le plan contrainte-déformation	33
Figure 1.13	Diagramme simplifié des phases du NiTiNOL dans le plan contrainte-température avec exemple de sollicitation mécanique exploitant la super-élasticité du matériau	34
Figure 1.14	Superposition du comportement typique du NiTiNOL superélastique et de tissus biologiques en tension, dans le plan contrainte-déformation	36
Figure 1.15	Nombre de chargements cycliques avant la rupture d'un échantillon de NiTiNOL en fonction de son amplitude de déformation	37
Figure 3.1	(<i>Figure 1 de l'article</i>) Specimen shown as (a) an excised CrCL with bone blocks at its insertion sites; and (b) a prepared CrCL, fastened to the testing set-up, with post-processed markers for the computation of global elongation, as seen by the left camera	46
Figure 3.2	(<i>Figure 2 de l'article</i>) Experimental set-up (a) side right view with (A) the actuator, (B) the force transducer, (C) the moulds, (D) the specimen, (E) the X-Y table, (L-R) the Left (L) and Right (R) ARAMIS cameras fastened on their sliding supports; (b) front view	47

Figure 3.3	<i>(Figure 3 de l'article)</i> Load-elongation diagrams for one specimen (5L) using two methods of global elongation measurement and points of reference for the description of the diagram main portions	53
Figure 3.4	<i>(Figure 4 de l'article)</i> Average load-elongation diagram, standard deviation corridor and experimental limits	54
Figure 4.1	Substitut implanté dans le cadre de la technique chirurgicale dite « d'Hamilton »	65
Figure 4.2	Modèle paramétrique d'une tresse tubulaire présenté dans (a) sa vue en coupe transversale et (b) sa vue de face avec : D, le diamètre intérieur de la tresse ; D_e , le diamètre extérieur de la tresse , d, le diamètre des filaments ; α , l'angle de tressage	67
Figure 4.3	Échantillon de filament monté sur la machine électromagnétique	70
Figure 4.4	Influence du traitement thermique, dans le plan force-déformation, sur les échantillons de NiTiNOL	71
Figure 4.5	Diagramme dans le plan force-déformation d'un essai normalisé sur un échantillon de NiTiNOL (groupe 3, essai 2)	74
Figure 4.6	Diagrammes relatifs à la validation du plan 2 ³ , avec (a) diagramme des résidus en fonction d'une distribution normale, (B) diagramme des résidus en fonction des valeurs mesurées et (c) diagramme des résidus par ordre de mesure	81
Figure 4.7	Diagrammes relatifs à la validation du plan composite centré, avec (a) diagramme des résidus en fonction d'une distribution normale, (B) diagramme des résidus en fonction des valeurs mesurées et (c) diagramme des résidus par ordre de mesure	87
Figure 4.8	Diagramme des résidus du modèle quadratique du plan composite centré	89
Figure 4.9	Diagrammes du comportement simulé dans le plan force-déformation du câble tressé selon les combinaisons extrêmes (α, N) du plan composite centré	90
Figure 4.10	Superposition du comportement simulé du câble tressé optimal à la courbe moyenne du comportement des CrCL et ses corridors, dans le plan force-déformation	93
Figure 4.11	Description simplifiée du mouvement des bobines d'alimentation de la tresseuse industrielle	94

Figure 4.12	Détails de la tresseuse industrielle : (a) la partie supérieure d'entraînement de la tresse, avec A, le tambour de stockage ; B, l'âme d'aluminium ; C, le guide de tressage ; et (b) le guide de tressage lors d'un essai de fabrication d'une tresse	95
Figure 4.13	Exemple d'abcès sur le câble tressé	96
Figure 4.14	Montage expérimental pour la caractérisation des substituts de CrCL, avec (a) vue générale avec le mono-filament de nylon monté et (b) détail des mords excentriques avec le câble superélastique monté.....	97
Figure 4.15	Confrontation des résultats simulés et expérimentaux du câble superélastique dans le plan force-déformation, selon des paramètres identiques de tressage	99
Figure 4.16	Confrontation des diagrammes des substituts au diagramme maître des CrCL, dans le plan force-déformation	100
Figure 4.17	Révision possible de la technique chirurgicale d'implantation avec le substitut synthétique de CrCL vu en transparence.....	101

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

α	Angle de tressage ($^{\circ}$)
β	Coefficient d'un modèle mathématique de plan expérimental
ϵ	Allongement relatif conventionnel (adimensionnel)
σ	Contrainte (MPa)
ω_b	Vitesse de rotation angulaire des bobines d'alimentation (rad.s $^{-1}$)
ACL	(Anterior Cruciate Ligament) Ligament croisé antérieur
A_f	(Austenite finish) Température de fin de transformation austénitique ($^{\circ}$ C)
A_s	(Austenite start) Température de début de transformation austénitique ($^{\circ}$ C)
ASTM	American Society for Testing and Materials
BF	(Biceps Femoris) Biceps fémoral
C	Coefficient d'ondulation d'un filament
CaCL	(Caudal Cruciate Ligament) Ligament Croisé Caudal
CrCL	(Cranial Cruciate Ligament) Ligament Croisé Crânial
D	Diamètre intérieur du câble tressé
D_e	Diamètre extérieur du câble tressé
dl	Degré de liberté
DSC	(Differential Scanning Calorimetry) Calorimétrie différentielle à balayage
E	Module de Young (GPa par unité d'allongement relatif)
EDL	(Long Digital Extensor) Long extenseur des doigts
El	Élongation (%)
El _r	Élongation résiduelle (%)

El _u	Élongation maximale à la rupture (%)
f	Filament
FMV	Faculté de Médecine Vétérinaire de Montréal
h	Critère de cohérence statistique intra-groupe
HSCM	Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
IPL	(Intermediate Patellar Ligament) Ligament patellaire intermédiaire
ISO	(International Organization for Standardization) Organisation internationale de normalisation
k	Critère de cohérence statistique inter-groupe
L	(Left) Gauche
LAMSI	Laboratoire sur les Alliages à Mémoire et Systèmes Intelligents
LCL	(Lateral Collateral Ligament) Ligament latéral collatéral
LFC	(Lateral Femoral Condyle) Condyle fémoral latéral
LIO	Laboratoire de recherche en Imagerie et d'Orthopédie
LM	(Lateral Meniscus) Ménisque latéral
LPL	(Lateral Patellar Ligament) Ligament patellaire latéral
LPL	(Lower Plateau Load) Force au plateau inférieur (N)
LPS	(Lower Plateau Strength) Contrainte au plateau inférieur (MPa)
LTC	(Lateral Tibial Condyle) Condyle tibial latéral
LTR	(Lateral Trochlear Ridge of the femur) Lèvre latérale de la trochlée
max	Maximal
MCL	(Medial Collateral Ligament) Ligament médial collatéral
M _f	(Martensite finish) Température de fin de transformation martensitique (°C)

MFC	(Medial Femoral Condyle) Condyle fémoral médial
MFL	(Meniscofemoral Ligament) Ligament menisco-fémoral
min	Minimal
MM	(Medial Meniscus) Ménisque médial
MPL	(Medial Patellar Ligament) Ligament patellaire médial
MQ	Moyenne quadratique
M_s	(Martensite start) Température de début de transformation martensitique (°C)
MTC	(Medial Tibial Condyle) Condyle tibial médial
MTR	(Medial Trochlear Ridge of the femur) Lèvre médiale de la trochlée
NaCl	Chlorure de sodium
NiTiNOL	Alliage Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory
OP	Objectif principal
P	Patella
p	Statistique inférentielle « p-value »
PL	(Peroneus Longus) Long péronier
Plan 2^3	Plan factoriel complet à trois facteurs à deux modalités
PT	(Popliteal Tendon) Tendon péronier
QCF	(Quadriceps Femoris) Quadriceps fémoral
R	(Right) Droite
r^2	Coefficient de corrélation
RMS	(Root Mean Square) Erreur quadratique moyenne
SC	Somme des carrés
SO	Sous-objectif

T	Température (°C)
t	Tresse
TT	(Tibial Tuberosity) Tubérosité tibiale
TTh	Traitemennt thermique
UPL	(Upper Plateau Load) Force au plateau supérieur (N)
UPS	(Upper Plateau Strength) Contrainte au plateau supérieur (MPa)
UTL	(Ultimate Tensile Load) Force maximale en tension
UTS	(ultimate Tensile Strength) Contrainte maximale en tension
v	Volume de maille de la tresse
V_t	Vitesse d'entraînement de la tresse (mm.s ⁻¹)

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS DE BASE		UNITÉS DE TEMPS	
s	seconde (unité de temps)	s	seconde
Aire		min	minute
mm^2	millimètre carré	Vitesse angulaire	
Volume		rad.s^{-1}	radian par seconde
m^3	mètre cube	Fréquence	
cm^3	centimètre cube	Hz	hertz
UNITÉS GÉOMÉTRIQUES		Force	
Longueur		N	newton
mm	millimètre	kN	kilonewton
μm	micromètre	N.\%^{-1}	newton par pourcent
nm	nanomètre	N.mm^2	newton millimètre carré
UNITÉS MÉCANIQUES		lbf	livre force
Vitesses		Contrainte	
.s^{-1}	allongement relatif par seconde	MPa	mégapascal
mm.s^{-1}	millimètre par seconde	GPa	gigapascal
Angle plan		Énergie	
$^\circ$	degré	J	joule
rad	radian	MJ	mégajoule
UNITÉS CALORIFIQUES		MJ.m^{-3}	mégajoule par mètre cube
$^\circ\text{C}$	degré celsius		

INTRODUCTION

La rupture du ligament croisé antérieur (ACL) est un phénomène courant et lourd de conséquences pour les humains. Ce type de lésion traumatique a donc été longuement documenté et étudié afin de la traiter au mieux. Cette lésion étant majoritairement associée à la pratique sportive chez les humains, il est souvent oublié qu'elle concerne également les animaux (McLean, Mallett, & Arruda, 2015).

Les bovins d'élevage sont particulièrement frappés par des pathologies et lésions engendrant leur boiterie et une instabilité de leur grasset. La rupture du ligament croisé crânial (CrCL), anatomiquement comparable à l'ACL humain, représente 21 % des causes directes d'instabilité du grasset et peut y engendrer des pathologies supplémentaires, aggravant l'instabilité et la condition de l'animal (Ducharme, 1996; Ducharme, Stanton, & Ducharme, 1985).

Une rupture du CrCL chez les bovins entraîne une boiterie ainsi que l'immobilisation partielle ou totale de l'animal, dégradant sa santé générale et ses capacités à se nourrir (Pentecost & Niehaus, 2014). Ceci a également un impact direct pour l'éleveur, étant donné que les vaches qui boitent, quelle que soit la cause de la boiterie, voient leur production laitière chuter drastiquement (Green, Hedges, Schukken, Blowey, & Packington, 2002; Ouared, Zidane, Aggad, & Niar, 2015). Les vaches et taureaux deviennent également difficilement exploitables dans un contexte reproductif, engendrant donc des pertes économiques supplémentaires pour les producteurs (Willshire & Bell, 2009).

Malgré tout, en plus de la réticence naturelle des éleveurs à abattre une de leurs bêtes, réformer l'animal affecté par une rupture du CrCL se montre être rarement économiquement profitable. Les professionnels de la santé vétérinaire sont donc amenés à effectuer une intervention chirurgicale sur ces animaux. Cette chirurgie consiste à stabiliser le grasset affligé à l'aide d'un substitut de CrCL (Hamilton & Adams, 1971), généralement synthétique. Malheureusement, les substituts mis à la disposition de ces chirurgiens sont peu

adaptés pour cette intervention, que ce soit d'un point de vue mécanique ou bien ergonomique. Un besoin d'obtenir du matériel adéquat a donc été soulevé par les partenaires de ce projet de recherche.

Ce projet a été réalisé en étroite collaboration avec la Faculté de Médecine Vétérinaire (FMV) de l'Université de Montréal. Les étudiants et chirurgiens du centre hospitalier universitaire vétérinaire des animaux de la ferme ont récolté 14 grassetts de 7 bovins adultes afin de mener des essais de caractérisation mécanique du CrCL sain. Ils ont également offert des retours sur la conception préliminaire d'un nouveau substitut synthétique répliquant les propriétés mécaniques du CrCL sain, composé de filaments tressés de l'alliage Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory (NiTiNOL).

Ce mémoire est divisé en cinq chapitres. Le premier de ceux-ci est une revue critique des connaissances offertes par la littérature scientifique. Celle-ci porte à documenter l'anatomie fonctionnelle et descriptive du grasset bovin, la rupture du CrCL, les propriétés mécaniques connues de ce ligament et les alliages de NiTiNOL. Le second chapitre pose clairement la problématique et les objectifs du mémoire. Le troisième chapitre, sous la forme d'un article scientifique, présente la caractérisation mécanique du CrCL sain et le quatrième présente la conception préliminaire du nouveau substitut. Le cinquième chapitre présente les discussions générales des résultats du projet, ainsi que ses limites. Le mémoire prend fin sur une conclusion et des recommandations pour la poursuite du projet présenté.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES

Cette revue de la littérature recense sommairement l'ensemble des connaissances concernant directement le projet étudié. Celle-ci est divisée en quatre parties majeures afin d'en faciliter la lecture et l'accès aux informations.

Elle s'ouvre donc avec une présentation de l'anatomie descriptive et fonctionnelle du grasset bovin (1.1), d'abord en aperçu global puis en s'intéressant plus particulièrement à ses ligaments croisés. Le CrCL est ensuite documenté (1.2) en présentant ses propriétés mécaniques connues puis sa rupture via son épidémiologie, ses méthodes d'évaluation et de diagnostic et, enfin, les approches chirurgicales menant à soigner cette lésion.

L'orientation de la revue change ensuite afin de se concentrer sur les solutions et moyens matériels concernant les approches chirurgicales en cas de rupture du CrCL. Une documentation sur les prothèses actuellement employées est fournie (1.3), suivie d'un recensement d'informations sur les alliages de NiTiNOL (1.4) qui sont employés dans ce projet pour la conception de prothèses : leurs principes physiques de comportement ainsi que leurs biocompatibilités chimiques et mécaniques.

1.1 Anatomie du grasset bovin

Le terme « grasset » est l'appellation courante désignant la région fémoro-tibiale des membres caudaux des quadrupèdes. Anatomiquement, le grasset bovin est suffisamment comparable au genou humain pour pouvoir lui être substitué comme modèle d'étude (Proffen, McElfresh, Fleming, & Murray, 2012). Afin de décrire au mieux son anatomie, il convient d'abord de définir un système de référence anatomique pour les quadrupèdes.

1.1.1 Système de référence anatomique des quadrupèdes

Les définitions et vues anatomiques présentées au sein de ce mémoire suivent le système de références anatomiques standard. Ce système de référence est un ensemble de plans et d'axes définis sur la position debout, au repos, du quadrupède. Les trois plans qui le composent sont le plan médian, le plan transverse et le plan frontal.

Le plan médian est le plan de symétrie du squelette du quadrupède. Le plan transverse est perpendiculaire au plan médian, séparant le quadrupède en une moitié crâniale (comprenant son crâne) et une moitié caudale (comprenant sa queue). Le plan frontal est perpendiculaire aux plans médian et transverse et est parallèle à la colonne vertébrale du quadrupède. À partir de ces trois plans de référence sont construits les axes de références et les axes d'orientation (*Voir Figure 1.1*).

L'axe dorso-ventral est l'axe de référence normal au plan frontal. L'axe crano-caudal est l'axe de référence normal au plan transverse, parallèle à la colonne vertébrale. L'axe droite-gauche est l'axe de référence normal au plan médian. L'axe médiolatéral est un demi-axe d'orientation représentant le demi-axe gauche-droite, où la direction médiale est celle se dirigeant vers le plan médian, et la direction latérale est celle s'en éloignant. Enfin, l'axe proximo-distal est un axe anatomique d'orientation propre à un membre du quadrupède, où la direction proximale est celle se dirigeant vers la racine du membre, et la direction distale est celle s'en éloignant.

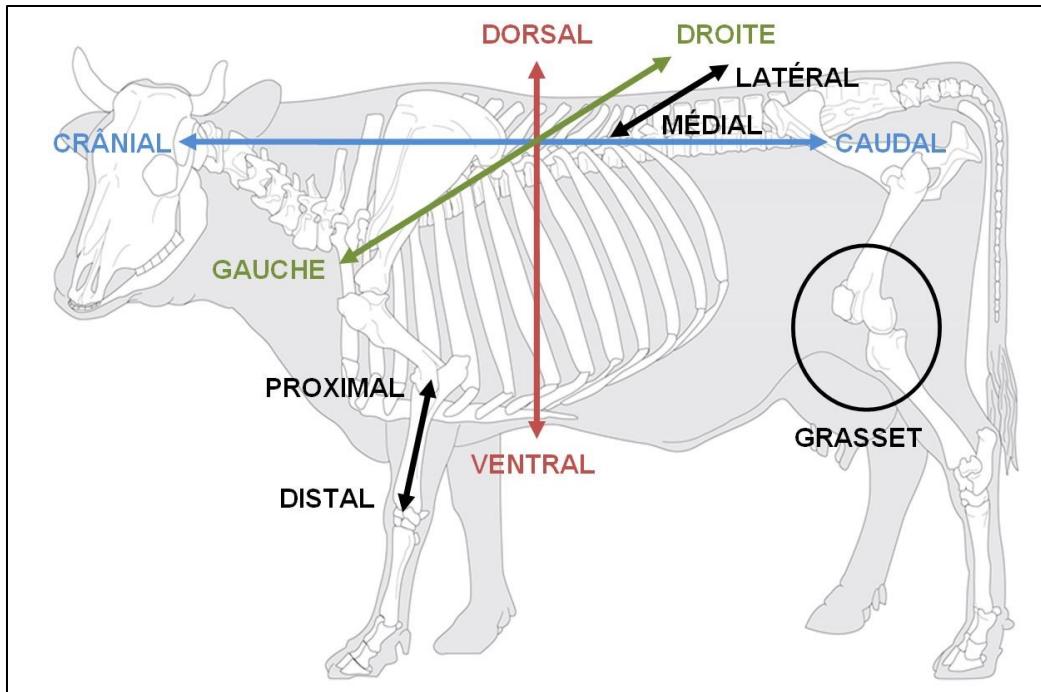


Figure 1.1 Définition des axes de références anatomiques et localisation du grasset au sein du squelette bovin
Adaptée de Coutureau et Vianney (2017)

1.1.2 Anatomie descriptive du grasset bovin

Le grasset bovin (*Voir Figure 1.2*) est une région regroupant trois systèmes articulaires : les articulations fémoro-tibiales latérale et médiale ainsi que l’articulation fémoro-patellaire (Hagag, Tawfiek, & Brehm, 2015). Une anatomie simplifiée du grasset peut être considérée comme suit :

- trois os principaux : le fémur, la patella (P) et le tibia,
- quatre muscles principaux : le quadriceps fémoral (QCF), le biceps fémoral (BF), le long péronier (PL) et le long extenseur des doigts (EDL),
- quatre ligaments stabilisateurs : les ligaments médial et latéral collatéraux (MCL et LCL), ainsi que les ligaments croisés crâniaux et caudaux (CrCL et CaCL),
- les ménisques latéral et médial (LM et MM),
- la capsule articulaire.

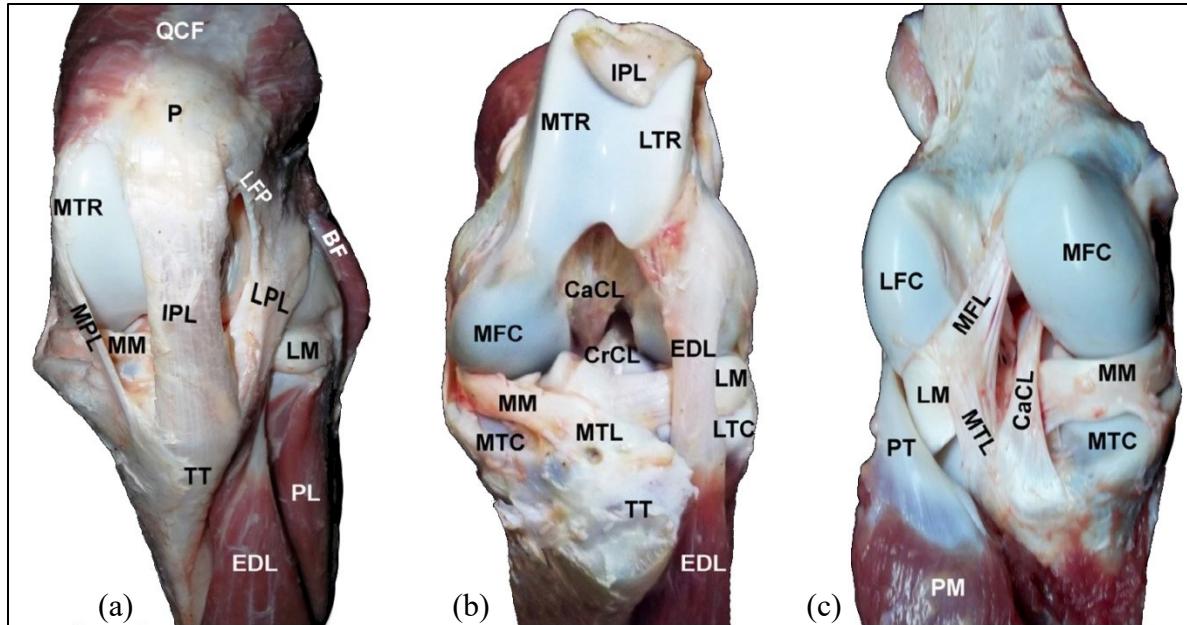


Figure 1.2 Dissection grossière d'un grasset bovin gauche; (a) vue crâniale péri-articulaire où la capsule articulaire et la graisse ont été retirées; (b) vue crâniale intra-articulaire où la patella (P), ligaments patellaires (MPL, IPL, LPL) et le biceps fémoral (BF) ont été retirés; (c) vue caudale où le muscle gastrocnémien et la capsule articulaire ont été retirés. Avec : BF, le biceps fémoral ; CaCL, ligament croisé caudal ; CrCL, ligament croisé crânial ; EDL, muscle et tendon du long extenseur des doigts ; IPL, ligament patellaire intermédiaire ; LFC, condyle fémoral latéral ; LFP, ligament fémoro-patellaire latéral ; LM, ménisque latéral ; LPL, ligament patellaire latéral ; LTC, condyle tibial latéral ; LTR, lèvre latérale de la trochlée tibiale ; MFC, condyle fémoral médial ; MFL, ligament ménisco-fémoral ; MM, ménisque médial ; MTC, condyle tibial médial ; MTL, ligament ménisco-tibial médial ; MTR, lèvre médiale de la trochlée tibiale ; MPL, ligament patellaire médial ; P, patella ; PL muscle du long péroneur ; PM, muscle poplité ; PT, tendon du poplité ; TT, tubérosité tibiale ; QCF, muscle du quadriceps fémoral.

Adaptée de Hagag et al. (2015, p. 343)

1.1.2.1 Les os principaux

L'extrémité distale du fémur est composée de deux protubérances osseuses, appelées condyles fémoraux latéral et médial (LFC et MFC) ainsi qu'une excroissance en forme de gouttière, nommée trochlée.

L'extrémité proximale du tibia forme un plateau, nommé plateau tibial. Sur ce plateau, deux zones légèrement concaves, appelées condyles tibiaux latéral et médial (LTC et MTC), sont séparées par une crête nommée « épines tibiales ». Une excroissance osseuse sur la face crâniale du tibia, la tubérosité tibiale (TT), sert de point d'ancrage à de nombreux ligaments.

La patella est un os sésamoïde logée entre les lèvres latérales et médiales (LTR et MTR) de la trochlée.

1.1.2.2 Les muscles principaux

Le quadriceps fémoral (QCF) est fixé à la TT par l'intermédiaire des ligaments patellaires latéral (LPL), intermédiaire (IPL) et médial (MPL), et du ligament fémoro-patellaire latéral (LFP) qui est lié au LPL. La base du LPL est également liée au tendon du biceps fémoral (BF). Le BF descend le long de la face caudale du fémur et s'ancre sur l'extrémité latérale du plateau tibial. La patella se trouve sous l'IPL, fixée à celui-ci.

Le long extenseur des doigts (EDL) est fixé au fémur, sur la face crâniale du LFC, par le biais d'un tendon. Le long péroneur (PL) est fixé à l'extrémité latérale du plateau tibial. Le poplité (PM) fixé sur la face latérale du LFC par son tendon (PT), s'enroule sur la face caudale du tibia.

1.1.2.3 Les ligaments stabilisateurs

Les ligaments stabilisateurs du grasset sont séparés en deux duos : les ligaments collatéraux et les ligaments croisés. Les ligaments collatéraux unissent respectivement les faces latérales et médiales du fémur et du tibia. Le ligament croisé crânial (CrCL) est fixé à l'extrémité crâniale latérale des épines tibiales et sur la face médiale du LFC. Le ligament croisé caudal (CaCL) est fixé sur la face caudale du tibia, au niveau de l'attache du MTL, et s'étale sur la partie crâniale du fossé entre les condyles fémoraux.

1.1.2.4 Les ménisques

Les ménisques latéral (LM) et médial (MM) sont des tissus cartilagineux faisant une interface entre le fémur et le tibia. Crânialement, le LM est fixé en un seul point sur la face crâniale latérale des épines tibiales, conjointement avec le CrCL, mais il est caudalement fixé en deux points : un sur la face caudale du tibia par le ligament ménisco-tibial médial (MTL), conjointement avec le CaCL, et l'autre sur le fémur par le ligament ménisco-fémoral médial (MFL), au niveau de la face latérale du MFC. Le MM est fixé crânialement à la TT et caudalement sur la face médiale caudale des épines tibiales. Le MM et le MCL sont également liés l'un à l'autre (Ducharme, 1996).

1.1.2.5 La capsule articulaire

La capsule articulaire est le nom de l'ensemble des tissus qui englobent hermétiquement les articulations du grasset. Elle est constituée de deux couches : une couche fibreuse extérieure, assurant le maintien de la structure de la capsule, et une couche interne appelée membrane synoviale, riche en vaisseaux sanguins.

1.1.3 Anatomie fonctionnelle du grasset bovin

Les bases anatomiques descriptives ayant été posées, l'anatomie fonctionnelle peut maintenant être détaillée. La stabilisation du grasset étant un point d'intérêt principal dans ce projet, celles-ci sont les aspects le plus abordés de cette section.

Les articulations du grasset, conjointement à celles du reste des membres pelviens, permettent aux bovins de marcher, franchir des obstacles, se lever et se coucher. La géométrie des os du grasset et les ménisques permet de guider le mouvement, les muscles permettent de le contrôler, les ménisques amortissent les chocs soumis au grasset et une combinaison des ligaments stabilisateurs, de certains tendons et de la géométrie des os permet de le stabiliser.

Ces articulations permettent globalement au grasset d'effectuer des mouvements de flexion et d'extension. L'angle de flexion du grasset est déterminé par la mesure de l'angle entre les axes anatomiques du fémur et du tibia. Deux types de mouvements de flexion peuvent être définis : la flexion active, mouvement que le sujet effectue de lui-même, et la flexion passive, mouvement imposé au sujet par des forces extérieures, *in vivo* ou *ex vivo*. Dans un mouvement normal de marche, l'angle de flexion active du grasset varie de 128 à 170 degrés (°). Ceci correspond à une course de 42° (Herlin & Drevemo, 1997). Les angles de flexion passive minimale et maximale du grasset bovin adultes sont relevés être de 35° et 145° par Proffen et al. (2012), soit une course de 110°. Chez le veau, la course de flexion passive est de 100° (Sengoz Sirin, Celik, Özmen, & Avki, 2014).

La géométrie du grasset implique que d'autres mouvements de faibles amplitudes puissent également avoir lieu, d'où les enjeux de stabilisation. Les translations selon l'axe crânio-caudal sont principalement limitées par les ligaments croisés (CaCL et CrCL). Ces ligaments permettent également de limiter les rotations internes du grasset chez les bovins comme les humains. Les ligaments collatéraux (MCL et LCL), quant à eux, limitent principalement les mouvements impliqués par une déviation médiale ou latérale de l'extrémité distale du tibia (Ducharme, 1996; Woo, Livesay, & Smith, 1994). L'EDL contribue à la limitation de ces mouvements, conjointement aux MCL et LCL (Ducharme, 1996).

La quantification des participations individuelles de chaque élément anatomique du genou humain à sa stabilité est bien connue, ainsi que les plages de tous ses déplacements globaux et internes (Woo, Livesay, et al., 1994). Ceci permet de mener de fines études de stabilité, mais, malheureusement, ces données ne semblent pas être disponibles chez les bovins.

Afin de faciliter les mouvements articulaires décrits, la membrane synoviale de la capsule articulaire produit un fluide, nommé liquide synovial, jouant le rôle de lubrifiant. Les tissus intra-articulaires et intra-synoviaux étant peu ou pas irrigués par des vaisseaux sanguins, la membrane et le liquide synovial jouent aussi le rôle de vecteurs moléculaires par le cartilage, ce qui est normalement réservé aux capillaires sanguins (Hung & Evans, 1994).

1.2 Les ligaments croisés crâniaux chez les bovins adultes

Chez les humains, le principal contributeur à la stabilité du genou est reconnu être le ligament croisé antérieur (ACL) (Grood, Suntay, Noyes, & Butler, 1984; Woo, Livesay, et al., 1994). L'ACL étant l'analogue anatomique direct du CrCL chez les quadrupèdes (Proffen et al., 2012), il convient donc de s'intéresser particulièrement à celui-ci.

1.2.1 Structure des ligaments croisés crâniaux

Les ligaments croisés, qu'ils soient au sein du genou humain ou du grasset de quadrupèdes quelconques, présentent tous une structure similaire. Chez les bovins, le CrCL est reporté être d'une longueur de $42,7 \pm 0,6$ mm et d'une largeur de $9,3 \pm 2,1$ mm (Proffen et al., 2012). Son aire transversale moyenne à mi-longueur, considérée comme elliptique, est estimée être de $98,2 \pm 15,7$ mm² en extension (Moss & Ferguson, 1980).

Les ligaments croisés sont chacun un ruban de faisceaux non parallèles de collagènes, enrobés de l'épitendon, un tissu graisseux permettant aux faisceaux de glisser les uns sur les autres (Yahia, Hagemeyer, Drouin, Sati, & Rivard, 1994). Étant recouverts par la membrane synoviale, ils sont donc des ligaments intra-articulaires, mais extra-synoviaux (Zantop, Petersen, & Fu, 2005). Ils unissent le fémur et le tibia en s'étalant en un large éventail sur chacun d'entre eux, tel qu'il était montré en Figure 1.2. Ces éventails sont considérés comme apportant une résistance à l'arrachement en torsion des ligaments croisés (Yahia et al., 1994). La longueur des ligaments croisés est principalement constituée de collagène de type I, tandis que leurs parties connectives, en éventails, sont majoritairement constituées de collagène de type III (Zantop et al., 2005).

Les fibres de collagènes sont composées de plusieurs sous-structures, telles que montrées en Figure 1.3.

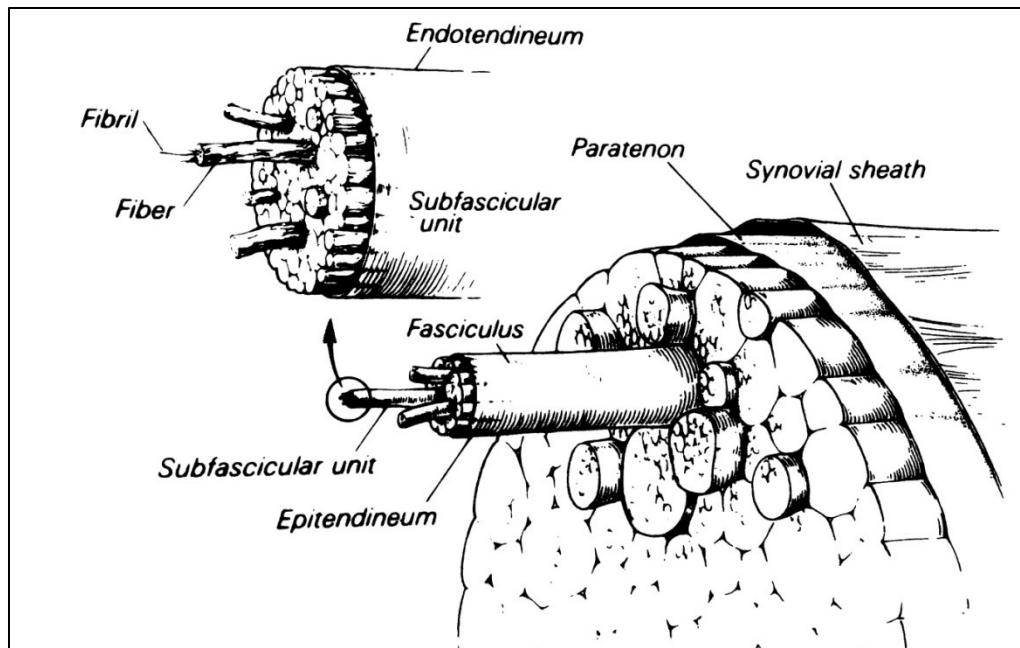


Figure 1.3 Structure d'un ligament croisé, avec les fibrilles (fibril), les fibres (fiber), l'unité sub-fasciculaire (subfascicular unit), le faisceau (fasciculus), l'endotendon (endotendineum), l'épitendon (epitendineum), le paratendon (paratenon) et la membrane synoviale (synovial sheath)

Tirée de Nogalski et Bach (1994, p. 681)

Chaque faisceau du ligament croisé est constitué de fibres, mesurant de 1 à 20 µm de diamètre chez l'humain, arrangées en unités sub-fasciculaires. Ces fibres sont elles-mêmes composées d'un arrangement de fibrilles mesurant 150 à 200 nm de diamètre chez l'humain (Nogalski & Bach, 1994). Ces fibrilles sont composées de fibroblastes, orientés selon l'axe de déformation du ligament, et de collagène I (Zantop et al., 2005).

Aux insertions, les éventails peuvent être divisés en 4 zones successives de compositions différentes. Du centre du ligament vers son insertion, celui-ci présente une première zone composée de collagène I, une seconde zone composée de de collagène I et de fibrocartilage entremêlés, une troisième zone de fibrocartilage minéralisé et, enfin, une dernière zone qui est l'os (Nogalski & Bach, 1994). La présence de vaisseaux sanguins, ainsi que fibres névralgiques peut également être notée aux insertions ligamentaires (Nogalski & Bach, 1994; Yang & Temenoff, 2009; Zantop et al., 2005).

Sur la coupe transversale d'un ligament croisé, différentes zones fonctionnelles peuvent être identifiées en fonction du comportement en tension de ses faisceaux. Trois types de comportements et leurs fonctions associées sont décrits par Fuss (1991) :

- faisceaux en tension quel que soit le niveau de flexion-extension du grasset : servent à guider les mouvements du grasset ;
- faisceaux en tension uniquement à mi-extension du grasset : permettent de maintenir les faisceaux guides ;
- faisceaux en tension uniquement aux positions extrêmes de flexion et d'extension : limitent les mouvements du grasset.

Les essais expérimentaux de Fuss (1991) ont permis de cartographier ces zones sur la coupe transversale des ligaments croisés porcins au niveau de leur attache fémorale, tel que montré en Figure 1.4. Des zones similaires sont supposées être visualisées chez les bovins, selon l'auteur.

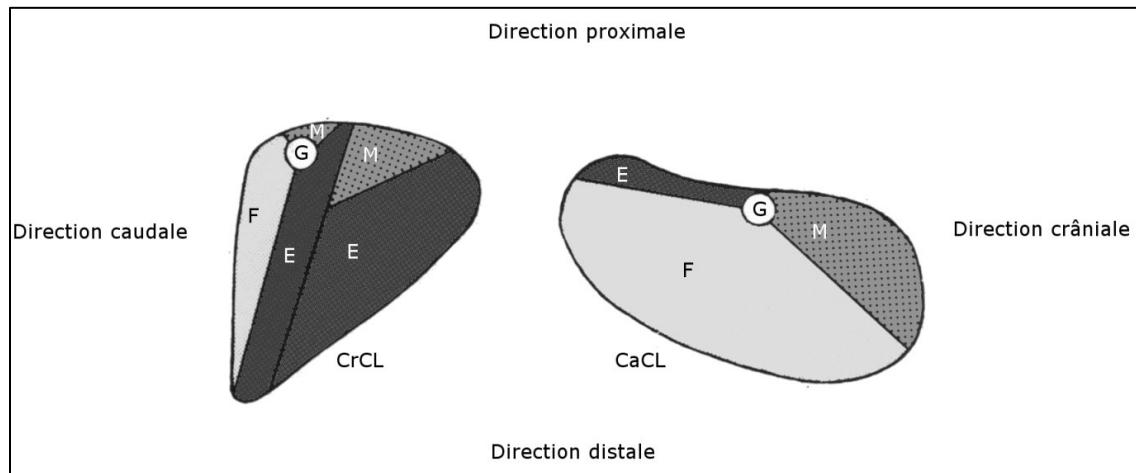


Figure 1.4 Zones fonctionnelles du ligament croisé crânial (CrCL) et caudal (CaCL), avec la zone en tension lors de la flexion maximale du grasset (F), la zone en tension lors de l'extension maximale (E), la zone en tension à mi-extension (M) et les faisceaux guides (G)

Adaptée de Fuss (1991, p. 16)

La structure du CrCL ayant été définie, ses propriétés mécaniques peuvent maintenant être décrites.

1.2.2 Propriétés mécaniques des ligaments croisés crâniaux

Tel qu'il l'a été décrit au sein de la section 1.1.3, les faisceaux composant le CrCL travaillent chacun en tension. Le CrCL, dans son ensemble, travaille majoritairement en tension, avec une partie de torsion. Les CrCL bovins et porcins comportent 4 groupes de faisceaux aux fonctions définies, tel que précédemment montré à la Figure 1.4. Ce sont ces zones distinctes qui lui permettent de travailler efficacement à la fois en tension et en torsion (Fuss, 1991; Yahia et al., 1994).

Le CrCL, ainsi que les autres ligaments, a un comportement viscoélastique. Ceci signifie que leur comportement est modélisé conjointement par un solide élastique, que l'on peut assimiler à un ressort, et un liquide visqueux, que l'on peut assimiler à un amortisseur. Des travaux de modélisation de ce comportement viscoélastique ont été menés par Pioletti, Rakotomanana, Lauper, et Leyvraz (1992) en prenant des CrCL de veaux comme base de validation de modèle. Cependant, afin de pouvoir exploiter ce modèle, différents paramètres mécaniques propres aux spécimens étudiés et à l'essai mené doivent être connus.

Lors d'essais de traction sur des ligaments, que ce soit un ligament isolé ou son complexe os-ligament-os, ils présentent un comportement typique. Dans les plans contrainte-déformation ou force-déplacement, la courbe de traction présente une zone aplatie en début de tension, appelée toe-region, qui mène à une zone linéaire. À l'approche de la rupture, une flexion de la courbe de traction peut parfois être observée. La rupture est habituellement considérée comme étant atteinte lorsque la force ultime (UTL), ou contrainte ultime (UTS), de tension est atteinte (Jung, Fisher, & Woo, 2009). La déformation maximale du spécimen (El_{\max}) correspond au niveau de déformation relevé à l'UTL. Passé le point de rupture, la courbe de traction suit un trajet de chute aléatoire menant à une force ou une contrainte nulle (*Voir* Figure 1.5).

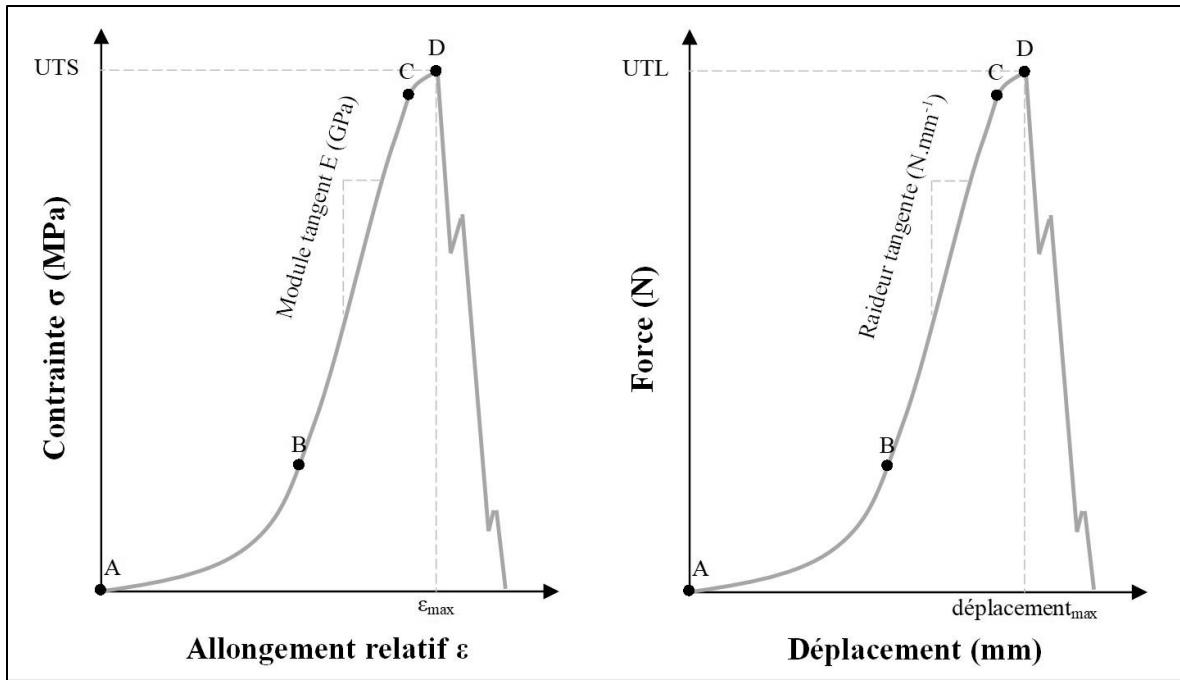


Figure 1.5 Diagramme dans les plan contrainte-allongement et force-déplacement du comportement typique en tension des ligaments, avec [AB] la toe-region, [BC] la zone linéaire, [CD] la zone de début de rupture et D le point de rupture

Il est à noter que les essais de tractions considèrent toujours les CrCL comme un solide homogène, en calculant ses déformations en fonction de repères placés à ses insertions osseuses. Cependant, il a été précédemment démontré qu'un CrCL est composé de faisceaux glissants les uns sur les autres, sous une membrane synoviale. Ces faisceaux sont même regroupés en zones fonctionnelles distinctes. Une étude de Hirokawa, Yamamoto, et Kawada (2001) renseigne ceci en s'intéressant à l'analyse de champs de déformation à la surface des CrCL par polariscopie. Bose et al. (2002) ont tenté de faire de même par corrélation digitale d'images 3D sur un tendon. Ces deux méthodes nécessitent cependant encore d'être perfectionnées pour pouvoir être pleinement exploitées.

Les propriétés mécaniques des ligaments sont influées par différents facteurs :

- le taux de déformation,
- l'historique de sollicitations,
- l'orientation du ligament lors des essais,

- la température ambiante,
- le sexe du sujet testé,
- l'âge du sujet testé,
- le niveau d'hydratation du ligament,
- le mode conservation de spécimens cadavériques.

Chaque facteur d'influence va être vu un par un avant de se concentrer sur les propriétés mécaniques connues des CrCL de bovins adultes.

1.2.2.1 Taux de déformation lors d'essais de traction

Les ligaments étant viscoélastiques, les propriétés mécaniques en tension de ceux-ci dépendent de la vitesse de déformation en tension qui leur est appliquée (Bonner et al., 2015; Pioletti et al., 1992; Pioletti, Rakotomanana, & Leyvraz, 1999; Woo, Smith, & Johnson, 1994). De faibles taux de déformations induisent de faibles UTL et de grandes déformations, tandis que de hauts taux de déformations induisent de haute UTL et de faibles déformations à la rupture. L'énergie absorbée jusqu'à la rupture (proportionnelle à l'aire sous la courbe de traction) semble rester constante, quel que soit le taux de déformation (*Voir Figure 1.6*).

Des essais à de faibles taux de déformation permettent de caractériser des matériaux dans leurs conditions quasi-statiques. Pour les CrCL bovins, un taux de $0,02 \text{ s}^{-1}$ semble satisfaire les conditions quasi-statiques de caractérisation (Bonner et al., 2015; Moss & Ferguson, 1980; Niehaus, Anderson, Johnson, & Lannutti, 2013; Pioletti et al., 1999). Des essais à hauts taux de déformation permettent de simuler une caractérisation des tissus mous dans des contextes traumatologiques aigus. Des taux de déformation précis peuvent être sélectionnés afin de, par exemple, simuler le taux de déformation d'un CrCL lors du mouvement de marche, de trot et de galop d'un quadrupède. Ces taux ne sont pas connus pour les CrCL de bovins.

Le choix d'un taux de déformation dépend donc du but de l'étude menée et doit être sélectionné avec soin.

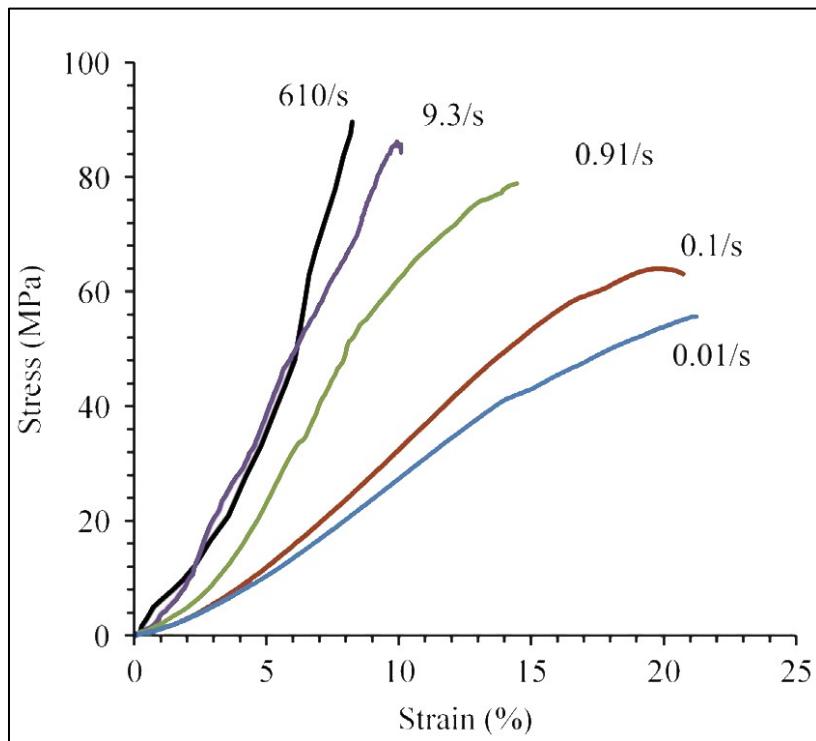


Figure 1.6 Diagramme dans le plan contrainte-déformation d'essais de traction sur un ligament collatéral porcin à différents taux de chargement
Tirée de Bonner et al. (2015, p. 5)

1.2.2.2 Influence de l'historique de sollicitations

Toujours à cause de leur aspect viscoélastique, les propriétés mécaniques en tension des ligaments dépendent aussi de leur historique de sollicitations et des temps de maintien des niveaux de forces et de contraintes : les effets de fluage (variation du niveau de déformations lors du maintien d'une contrainte fixe) et de relaxation de contraintes (variation du niveau de contraintes lors du maintien d'une déformation fixe) apparaissent (Maes & Haut Donahue, 2006). Par conséquent, lors d'essais de traction, il est recommandé de toujours appliquer un cycle de pré-conditionnement aux ligaments à tester, ainsi que d'attendre un certain laps de

temps lorsque plusieurs cycles d'essais sont enchaînés sur un même spécimen. La littérature ne semble cependant pas être arrivée à un consensus de normalisation sur la nature exacte du cycle de pré-conditionnement et la durée d'attente entre chaque cycle d'essais (Bonner et al., 2015; Chandrashekhar, Mansouri, Sauterbeck, & Hashemi, 2006; Hoburg et al., 2010; Lyon, Woo, Hollis, Marcin, & Lee, 1989; Moss & Ferguson, 1980; Pioletti et al., 1999; Woo, Hollis, Adams, Lyon, & Takai, 1991; Woo, Lee, Gomez, Sato, & Field, 1987; Woo, Orlando, Camp, & Akeson, 1986; Wren, Yerby, Beaupre, & Carter, 2001).

1.2.2.3 Influence de l'orientation du ligament lors d'essais en laboratoire

Les CrCL se déformant légèrement en torsion lors du mouvement de flexion-extension, en plus de présenter différentes zones fonctionnelles, voient leurs propriétés varier significativement en fonction de leur orientation lors d'essais de tractions.

Différents dispositifs existent pour mener des essais de tractions sur des orientations différentes, principalement en testant le complexe os-ligament-os (Lyon et al., 1989; Moss & Ferguson, 1980; Niehaus et al., 2013). Cependant, si l'étude de l'impact de l'orientation du CrCL sur ses propriétés mécaniques n'est pas le sujet de préoccupation d'un projet, il est recommandé de le tester suivant son axe anatomique (Woo, Smith, et al., 1994).

1.2.2.4 Influence de la température ambiante

Les propriétés mécaniques des ligaments dépendent également de la température ambiante lors d'essais mécaniques. Lorsque la température baisse, l'UTL baisse également. Woo et al. (1987) ont défini une loi mathématique permettant d'estimer l'UTL d'un ligament à la température du corps humain en fonction de l'UTL d'un ligament testé à une température fixe quelconque en laboratoire.

1.2.2.5 Influence du sexe du sujet

Chez l'humain, l'influence du sexe du sujet se constate par une nette prévalence de la rupture de l'ACL chez les femmes (McLean et al., 2015). Au niveau structurel, la concentration de fibrilles chez l'ACL des femmes est plus faible que chez l'ACL de l'homme (Hashemi, Chandrashekhar, Mansouri, Slauterbeck, & Hardy, 2008). Au niveau mécanique, l'ACL des femmes montre une contrainte à la rupture, une déformation à la rupture, une énergie absorbée jusqu'à la rupture ainsi qu'une raideur tangente chacune significativement plus faible que chez l'ACL de l'homme (Chandrashekhar et al., 2006).

L'influence du jour du cycle menstruel de la femme, donc des taux d'hormones œstradiol, progestérone et testostérone, sur les propriétés mécaniques de son ACL a également été étudiée mais les résultats ne montrent rien de significatif (Carcia, Shultz, Granata, Gansneder, & Perrin, 2004).

Malheureusement, aucune étude n'a été menée afin de vérifier si ceci s'applique également aux sujets bovins.

1.2.2.6 Influence de l'âge du sujet

Le squelette et le poids d'un sujet variant pendant sa jeunesse, la forme du CrCL varie au cours du temps, modifiant ses propriétés mécaniques. Une fois la structure adulte atteinte, les propriétés mécaniques des CrCL et ACL vont en diminuant progressivement avec l'âge du sujet (Woo, Smith, et al., 1994).

1.2.2.7 Influence du niveau d'hydratation du ligament

Lors de l'étude du niveau d'hydratation sur les propriétés mécaniques du MCL de lapins, Chimich, Shrive, Frank, Marchuk, et Bray (1992) a relevé que plus un ligament se déshydrate, moins le niveau de contrainte diminue lors d'essais de relaxation de contraintes.

Il convient donc de maintenir les ligaments convenablement hydratés lors d'essais mécaniques en laboratoire.

1.2.2.8 Influence du mode de conservation de spécimens cadavériques

Tel que vu précédemment, un ligament peut voir ses propriétés mécaniques être modifiées s'il se déhydrate lors de sa conservation *ex vivo*. De plus, la congélation modifie également ses propriétés.

Congeler un ligament ou bien un tendon à -20°C ne présente pas d'effets significatifs sur ses propriétés mécaniques (Woo et al., 1986), de même que lui imposer plusieurs cycles de congélation et décongélation à cette même température (Jung et al., 2011; Moon, Woo, Takakura, Gabriel, & Abramowitch, 2006).

Cependant, congeler un tendon à -80°C semble comporter des risques, bien que la littérature soit contradictoire à ce sujet. Arnout et al. (2013) ainsi que Lee et al. (2009) n'y voient pas d'influence significative tandis que Giannini et al. (2008) y voient une diminution de la force et de la déformation ultime à la rupture ainsi qu'une augmentation de la raideur tangente des tendons.

Par sécurité, il convient donc de se limiter à une congélation brève à -20°C pour la conservation de CrCL bovins.

1.2.2.9 Propriétés mécaniques connues des CrCL de bovins adultes

Malgré le nombre important d'informations et de citations fournies jusque-là dans ce chapitre, peu de propriétés mécaniques sont connues pour les CrCL de bovins adultes. Les propriétés mécaniques et les dimensions connues sont recensées dans le Tableau 1.1.

Tableau 1.1 Propriétés mécaniques et dimensions connues des CrCL de bovins adultes

Propriétés mécaniques ou dimensions		Valeurs	Références
Longueur (mm)		$42,65 \pm 0,55$	Proffen et al. (2012)
Largeur à mi-longueur (mm)		$9,28 \pm 2,1$	Proffen et al. (2012)
Aire à mi-longueur (mm²)	En extension	$98,2 \pm 15,7$	Moss et Ferguson (1980)
	En flexion partielle	$86,7 \pm 16,6$	Moss et Ferguson (1980)
UTL (N)	En extension	$4\,541 \pm 1\,417$	Niehaus et al. (2013)
	En extension	$6\,719 \pm 1\,631$	Moss et Ferguson (1980)
	En flexion partielle	$6\,271 \pm 1\,405$	Moss et Ferguson (1980)
déplacement_{max} (mm)		20 ± 3	Niehaus et al. (2013)
Énergie absorbée jusqu'à la rupture (J)		61 ± 10	Niehaus et al. (2013)

Peu de propriétés mécaniques sont donc connues pour les CrCL bovins adultes et l'UTL et la déformation à la rupture sont insuffisants pour décrire le comportement viscoélastique d'un élément hétérogène composé de faisceaux. Son comportement ne peut même pas être extrapolé grâce à la loi viscoélastique de Pioletti et al. (1992) étant donné que les deux seuls paramètres mécaniques nécessaires pour l'établir ne sont pas connus. De plus, les valeurs d'UTL en extension présentées par Moss et Ferguson (1980) et Niehaus et al. (2013) sont nettement différents alors que leurs méthodes sont proches.

Ces deux études ont caractérisé le complexe Fémur-CrCL-Tibia dans des conditions quasi-statiques en brochant les deux os sur une machine hydraulique de traction (*Voir Figure 1.7*). Dans les deux cas, des capteurs embarqués ont permis de relever le déplacement de la traverse de la machine hydraulique de tests pour estimer les déformations du CrCL. Ceci suppose que leurs bancs de tests, leurs systèmes de fixations et les os du complexe testé étaient infiniment rigides et ne se déformerait donc pas. Ces deux études rapportent avoir été confrontées à plusieurs ruptures en avulsion de leurs spécimens, signifiant que le CrCL ne s'était pas déchiré, mais a arraché une portion d'os en le fracturant. Par conséquent, les résultats des essais présentant une avulsion ne peuvent être estimés comme représentant les propriétés mécaniques du CrCL.

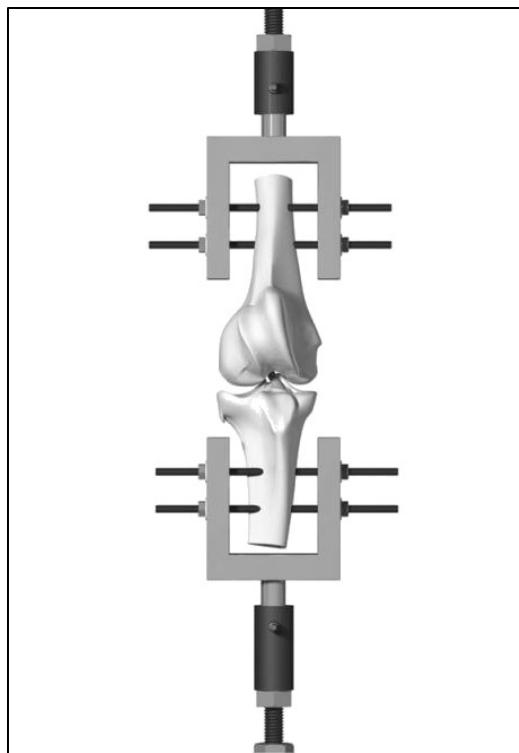


Figure 1.7 Montage expérimental de caractérisation du complexe Fémur-CrCL-Tibia sur un grasset en pleine extension
Tirée de Niehaus et al. (2013, p. 382)

La différence notable entre ces deux études réside dans la sélection de leurs spécimens. Moss et Ferguson (1980) ont indifféremment testé des CrCL de carcasses de vaches et de taureaux obtenus en abattoir, de 1 à 18 jours après leur abattage. Les conditions de conservation et de stockage des carcasses n'étaient donc pas maîtrisées par les auteurs. Niehaus et al. (2013) ont testé des CrCL de vaches uniquement, obtenus directement après euthanasie en raison de conditions médicales n'affectant ni leurs grassets ni leurs CrCL.

En conclusion, les connaissances actuelles des propriétés mécaniques des CrCL de bovins adultes nécessitent d'être approfondies et d'être plus documentées.

1.2.3 Épidémiologie de la rupture du CrCL

Les CrCL jouent donc un rôle crucial dans la stabilité du grasset des quadrupèdes et des genoux humains. Leurs ruptures compromettent donc cette stabilité et leurs propriétés anatomiques, structurelles et mécaniques ont longtemps été investiguées. Il convient donc maintenant de s'intéresser à l'épidémiologie de la rupture des CrCL bovins.

Le fait de boiter est une pathologie extrêmement commune et récurrente chez les bovins, ce qui est reflété par un très grand nombre de publications sur le sujet depuis 1980 (Hirst et al., 2002). La prévalence de la boiterie chez les bovins canadiens varie entre 0 et 69 % des têtes de bétail par ans suivant les exploitations observées, avec une moyenne de 20,8 % (Solano et al., 2015). Malgré les avancements de la médecine vétérinaire sur le sujet, la prévalence de la boiterie ne semble pas décroître au fil des années (*Voir Figure 1.8*).

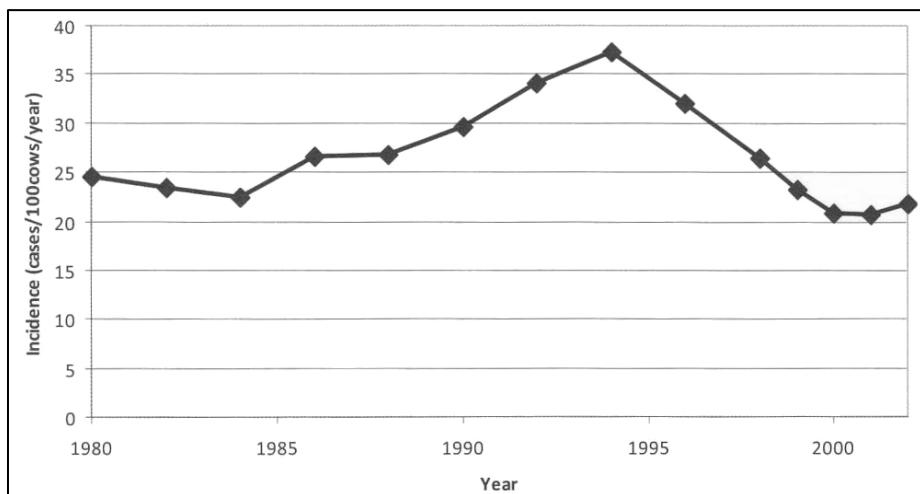


Figure 1.8 Évolution au fil des années de la prévalence de la boiterie
parmi les exploitations bovines anglaises
Tirée de Willshire et Bell (2009, p. 136)

La boiterie est montrée être une pathologie complexe et multifactorielle par Solano et al. (2015). Elle peut aussi bien avoir pour source l'environnement du bovin, ses conditions d'hygiènes, des lésions, des pathologies, etc. (*Voir Figure 1.9*).

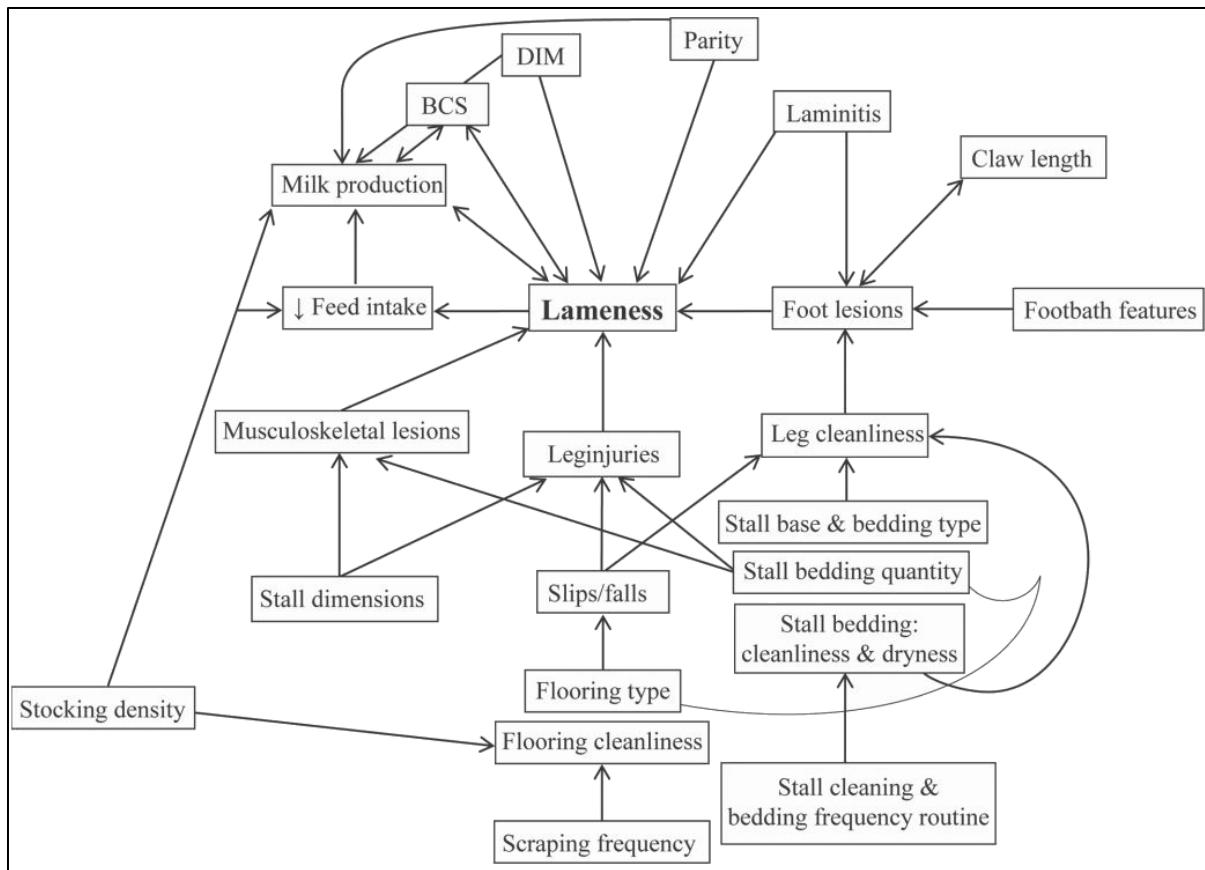


Figure 1.9 Toile factorielle de la boiterie chez les bovins d'élevage, avec le nombre de jours de lactation (DIM) et la cote de condition de chair (BCS)
 Tirée de Solano et al. (2015, p. 6980)

Malgré tout, il est admis que les troubles du grasset jouent un rôle prédominant dans les pathologies de boiterie chez les bovins (Ducharme, 1996; Ducharme et al., 1985; Pentecost & Niehaus, 2014). La rupture du CrCL représente 21 % de ces troubles du grasset (Ducharme et al., 1985). Il ne semble cependant pas exister assez de données de prévalences pour pouvoir calculer l'incidence pure des ruptures du CrCL parmi les bovins. Elles ont cependant été reportées comme étant un point problématique important par les partenaires du projet de recherche actuel, au sein de la FMV.

1.2.4 Évaluation et diagnostic de la rupture du CrCL

La rupture du CrCL peut être d'origines traumatiques ou dégénératives chez les bovins. Les vaches tendent à présenter plus de ruptures d'origines traumatiques, tandis que les taureaux tendent à présenter plus de ruptures d'origines dégénératives (Bartels, 1975a, 1975b; Ducharme, 1996; Huhn, Kneller, & Nelson, 1986; Pentecost & Niehaus, 2014).

Les principaux signes cliniques d'une rupture du CrCL sont une boiterie modérée à sévère de l'animal, accompagnée d'un gonflement local du grasset appelé épanchement articulaire. Dans certains cas, un claquement peut directement être entendu dans le grasset lorsque le bovin blessé se déplace (Ducharme, 1996; Pentecost & Niehaus, 2014).

Afin de confirmer les soupçons de rupture du CrCL suite à ces signes cliniques, les médecins vétérinaires procèdent à un examen physique appelé « test du tiroir ». Pour mener ce test, le praticien se place à l'arrière du bovin, saisit fermement l'extrémité proximale du tibia et le tire rapidement vers lui. En cas de rupture, le praticien doit sentir le tibia se déplacer caudalement, donc vers lui, et entendre un claquement au sein de l'articulation (Pentecost & Niehaus, 2014).

Au besoin, des examens complémentaires par arthroscopie peuvent être menés afin de visualiser le CrCL déchiré et ses impacts (Ducharme, 1996; Hagag et al., 2015; Nichols & Anderson, 2014; Pentecost & Niehaus, 2014).

1.2.5 Conséquences de la rupture du CrCL

Si le CrCL se trouve être déchiré suite aux examens décrits, ceci aura des conséquences multiples pour le bovin et pour son éleveur, tel qu'il l'avait été montré sur la Figure 1.9.

La rupture du CrCL engendrant une instabilité du grasset, l'animal boite et a plus de mal à se nourrir. Il souffre et reste au sol plus qu'à l'accoutumée. Il perd donc du poids, produit moins de lait et l'inactivité conduit à une atrophie musculaire progressive dans le membre concerné

par la rupture. Le grasset est également à risque de développer des troubles dégénératifs (Pentecost & Niehaus, 2014).

Au-delà de la souffrance de l'animal, qui est un point indéniablement important de la rupture du CrCL, l'éleveur est également impacté par la baisse de production laitière de son animal (Green et al., 2002; Warnick, Janssen, Guard, & Gröhn, 2001). Une vache laitière qui boite produit effectivement de 32 à 42 % moins de lait par jours de lactation, soit une perte moyenne de 8,2 L de lait par jours, par vaches blessées (Ouared et al., 2015). Le refus de saillies de l'animal peut aussi se montrer économiquement compromettant pour l'éleveur (Willshire & Bell, 2009).

Un producteur de lait étant soumis à des quotas de production et à des pénalités financières en cas de non-respect de ces quotas (M-35.1, r. 208 - Règlement sur les quotas des producteurs de lait, LégisQuébec, 2017), des considérations financières entrent donc en jeu dans le choix du traitement optimal du bovin blessé. Les partenaires du projet de recherche actuel, à la FMV, rapportent que certains producteurs choisissent de soigner leurs bovins présentant une rupture totale du CrCL plutôt que de les abattre.

1.2.6 Traitements de la rupture du CrCL

Le traitement de la rupture du CrCL dépend donc du type de rupture (partielle ou totale) et des coûts associés. En cas de rupture partielle, le repos de l'animal en enclos propre avec administration d'anti-inflammatoires non stéroïdiens est généralement privilégié. En cas de rupture totale, une approche chirurgicale est recommandée (Pentecost & Niehaus, 2014).

La technique chirurgicale décrite par Hamilton et Adams (1971) est celle employée pour les approches chirurgicales de stabilisation du grasset bovin adulte suite à une rupture du CrCL. Il s'agit d'une technique extra-capsulaire au cours de laquelle une greffe est bouclée dans des tunnels percés dans les os du grasset, puis fixée à elle-même. Cette technique est décrite en Figure 1.10.

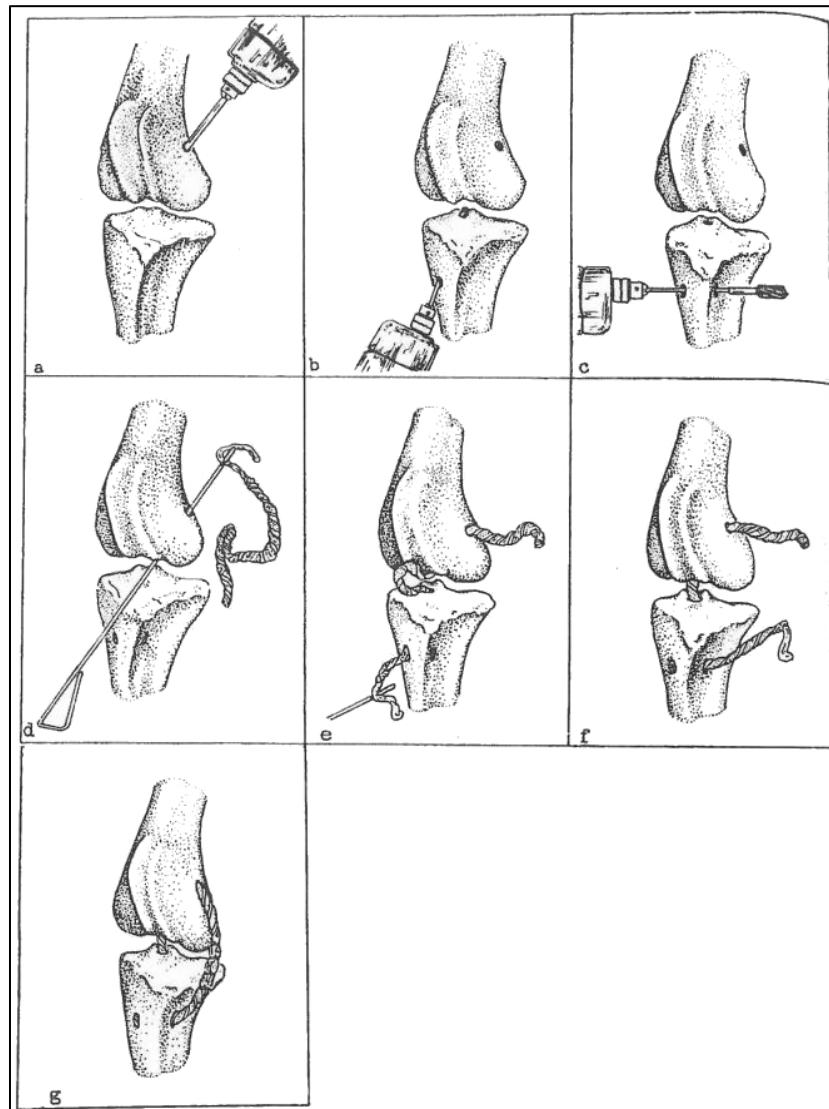


Figure 1.10 Technique chirurgicale de stabilisation d'un grasset bovin suite à une rupture du CrCL; (a) perçage du tunnel dans condyle fémoral latéral; (b) perçage du tunnel dans la portion crâno-médiale du tibia; (c) perçage du tunnel à travers la tubérosité tibiale; (d) insertion de la greffe dans le tunnel fémoral; (e) insertion de la greffe dans la portion médiale du tibia; (f) greffe convenablement insérée, avec ses extrémités libres sur la face latérale du grasset; (g) greffe fixée à elle-même
Tirée de Hamilton et Adams (1971, p. 180)

Il existe une autre technique chirurgicale, intra-articulaire, mais qui n'est réservée qu'aux animaux de faible poids (Crawford, 1990; Pentecost & Niehaus, 2014). Elle n'est donc généralement pas employée chez les bovins adultes.

La technique de Hamilton et Adams (1971) permet l'utilisation de greffes autogènes ou exogènes. Diverses greffes autogènes ont été investiguées et utiliser une bande extraite du muscle tenseur du fascia lata est considérée comme étant la solution la plus viable (Pentecost & Niehaus, 2014). Cependant, extraire cette greffe complexifie et prolonge la chirurgie, conduisant l'animal à devoir passer plus de temps sous anesthésie. Face à ce souci, les praticiens se sont tournés vers les greffes exogènes.

1.3 Substituts synthétiques au CrCL actuellement employés

Parmi les greffes exogènes, le nylon avait fait partie des premiers matériaux étudiés comme substitut d'ACL, mais son étude fut abandonné au début du XX^{ème} siècle en raison de mauvaises performances (Legnani, Ventura, Terzaghi, Borgo, & Albisetti, 2010). De nombreux matériaux ont été étudiés pour la chirurgie humaine, mais la tendance montre que les polymères ne permettent pas encore d'offrir de comportements mécaniques intéressants, principalement en fatigue (de Smedt, 1998; Legnani et al., 2010; Mascarenhas & MacDonald, 2008; Ventura, Terzaghi, Legnani, Borgo, & Albisetti, 2010). Néanmoins, le nylon commence à être à nouveau utilisé et étudié en chirurgie vétérinaire (Burgess, Elder, McLaughlin, & Constable, 2010; Johnson, 1960; Lewis, Milthorpe, & Bellenger, 1997; Niehaus et al., 2013), toujours sans présenter de résultats pleinement convaincants.

Le substitut synthétique actuellement utilisé par les chirurgiens de la FMV est un monofilament de nylon. Il s'agit concrètement de fil de pêche pour gros poisson, de calibre 750 lbf (3 336 N). Le calibre mentionné indique que l'UTL en traction quasi-statique du câble de pêche est supposé être de 3 336 N. Ce substitut n'est donc pas particulièrement adéquat, étant donné que son UTL ne s'aligne ni avec les résultats expérimentaux de Niehaus et al. (2013), ni avec ceux de Moss et Ferguson (1980) sur les propriétés des CrCL.

De plus, utiliser un solide homogène comme substitut ligamentaire n'est pas adéquat. Il ne permet pas d'offrir les différentes zones fonctionnelles décrites en section 1.2.1 et risque donc une rupture anticipée en plus de ne pas garantir une stabilité optimale (Yahia et al., 1994). Niehaus et al. (2013) compensent ce souci en utilisant des monofilaments de nylon de calibre 450 lbf (2 000 N). Leur étude conclut que la configuration optimale du substitut est composée de 3 monofilaments parallèles afin d'obtenir un UTL de $6\ 260 \pm 239$ N, une El_{max} de 33 ± 1 mm et une énergie absorbée à la rupture de $94 \pm 0,4$ J. Ces deux valeurs restent cependant significativement éloignées des valeurs cibles du CrCL qu'ils relèvent au sein de la même étude et étaient présentées dans le Tableau 1.1 (UTL : $4\ 541 \pm 1\ 417$ N ; déplacement maximal à la rupture : 20 ± 3 mm; énergie absorbée à rupture : 61 ± 10 J).

En outre, un substitut ne peut pas être évalué uniquement sur son UTL et son déplacement maximal à la rupture. Le comportement viscoélastique global du substitut doit être confronté à celui du CrCL (Woo, Smith, et al., 1994). De plus, le comportement viscoélastique du nylon implique un fort phénomène de fluage de ce matériau, modifiant progressivement ses propriétés mécaniques.

Un souci supplémentaire du nylon a été rapporté par les vétérinaires de la FMV : les câbles de pêche de gros calibre ont une forte rigidité flexionnelle, ce qui rend difficile la mise en place du monofilament lors de la chirurgie. Pour finir, ces câbles sont également glissants et difficiles à manipuler.

Les câbles constitués d'un ou plusieurs monofilaments de nylon de gros calibre ne semblent donc pas être pleinement adaptés à la chirurgie de stabilisation du grasset bovin suite à une rupture de leur CrCL, mais sont tout de même utilisés. Les praticiens de la FMV estiment que la chirurgie est actuellement un échec dans un cas sur deux, soulignant l'inadéquation probable du matériel actuel.

1.4 Alliages superélastiques

Pour la chirurgie humaine, concevoir des substituts en alliages superélastiques avait commencé à être exploré dans les années 1990 (Hagemeister, Yahia, & Lours, 1995). Un premier jet de conception avait été proposé par Franzesi (2006), sans fabrication ni essais. L'alliage concerné est un alliage équimolaire de nickel et de titane : le Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory (NiTiNOL). Les propriétés de cet alliage, ainsi que sa biocompatibilité, seront traitées dans cette section.

1.4.1 Principes thermomécaniques

L'ensemble des termes, des acronymes et des définitions fournies dans cette section sont inspirés de la norme de l'American Society for Testing and Materials (ASTM) F2005-05 « Standard terminology for nickel-titanium shape memory alloys » (ASTM, 2005).

1.4.1.1 Phases et nuances d'alliage

Le NiTiNOL est un alliage dont la structure cristalline peut être réversiblement transformée à l'état solide. Pour cet alliage, la structure cristalline à un niveau de contrainte donné et une température donnée est nommée phase. La transformation peut avoir lieu soit en modifiant la température de l'alliage, soit en modifiant le niveau de contrainte auquel il est soumis. Ceci confère au NiTiNOL les propriétés d'être un matériau à mémoire de forme et un matériau superélastique, mais seule sa propriété superélastique sera décrite dans cette section.

Les deux phases solides sont une phase austénitique et une phase martensitique. Une phase intermédiaire de transformation entre l'austénite et la martensite peut parfois être observée (R-phase). La transformation sera néanmoins estimée être directe dans cette section, sans transition par la R-phase.

La composition chimique exacte d'un alliage de NiTiNOL, son ratio de nickel / titane et ses impuretés, est appelée nuance. Différentes nuances sont disponibles auprès des distributeurs

et elles permettent un réglage fin de propriétés thermomécaniques et de la biocompatibilité du matériau (Lebreton, 2004).

1.4.1.2 Températures de transformation à contrainte fixe

La température critique marquant la frontière entre les phases austénitique et martensitique est nommée température de transformation. Sous sa température de transformation, l'alliage présente sa phase martensitique, tandis que la phase austénitique est présente au-dessus de la température de transformation.

À un niveau fixe de contrainte, cette température dépend de la composition exacte de l'alliage. En effet, le NiTiNOL n'est pas rigoureusement équimolaire et le ratio nickel / titane influe la température de transition. Lorsque ce ratio augmente, la température de transformation de phase diminue drastiquement.

La transformation d'une phase à l'autre n'est cependant pas instantanée. Que ce soit pour la phase martensitique comme pour la phase austénitique, une température de début de transformation, ainsi qu'une température de fin de transformation peuvent être définies telles que suit :

- A_f : « Austenite finish », température à laquelle la transformation de la martensite vers l'austénite est achevée ;
- A_s : « Austenite start », température à laquelle la transformation de la martensite vers l'austénite est amorcée ;
- M_f : « Martensite finish » température à laquelle la transformation de l'austénite vers la martensite est achevée ;
- M_s : « Martensite start », température à laquelle la transformation de l'austénite vers la martensite est amorcée.

Ces températures de transformation de phases peuvent être expérimentalement relevées par un essai de calorimétrie différentielle à balayage (Digital Scanning Calorimetry – DSC),

normalisé par la norme ASTM F2004-16 « Standard test method for transformation temperature of nickel-titanium alloys by thermal analysis » (ASTM, 2016b). Les températures A_f et M_s , ainsi que A_s et M_f ne concordent pas, elles dépendent du sens de transformation, marquant un phénomène d'hystérésis thermique dans le comportement de l'alliage (Voir Figure 1.11).

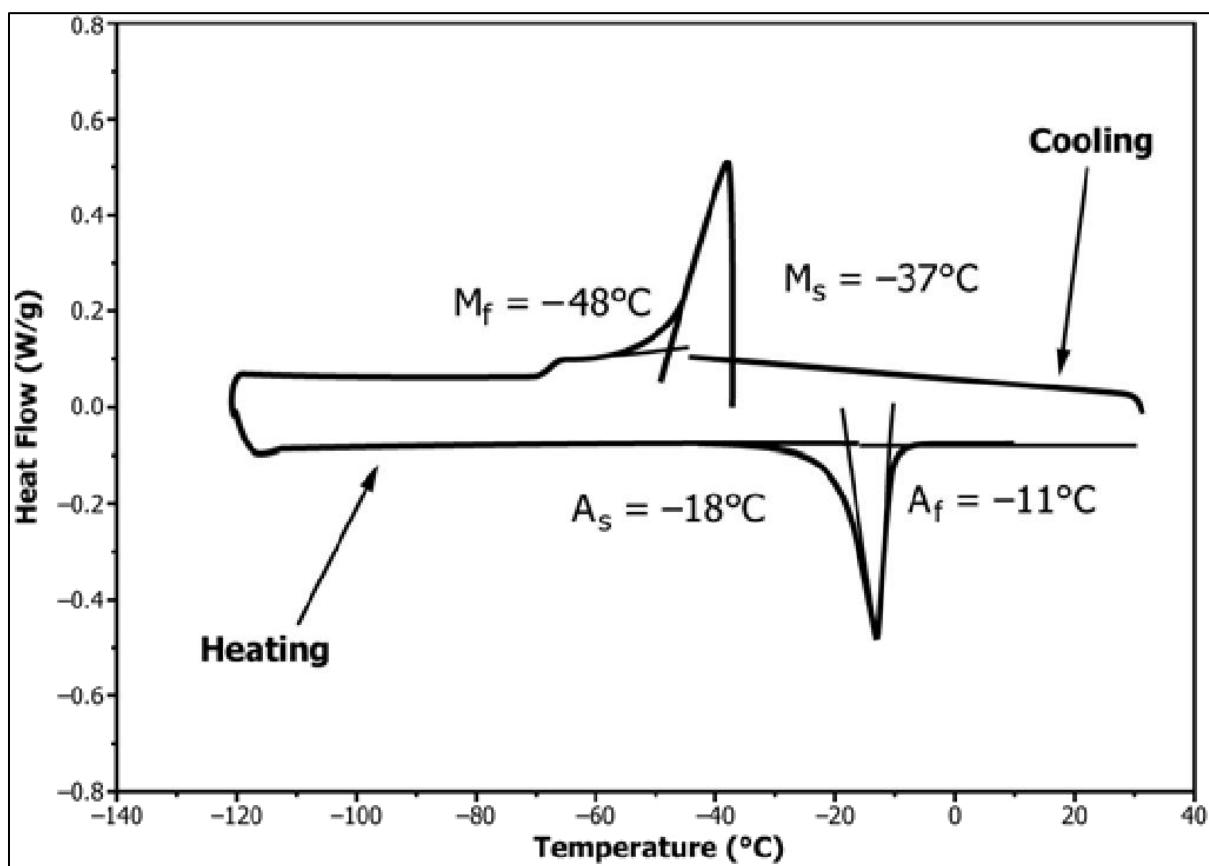


Figure 1.11 Exemple d'acquisition par DSC, mettant en évidence le phénomène d'hystérésis des températures de transformation sur un alliage NiTiNOL à transformation directe
Adaptée de ASTM (2016b, p. 2)

1.4.1.3 Contraintes de transformation à température fixe

Comme mentionné précédemment, la contrainte appliquée à l'alliage de NiTiNOL permet également d'activer sa transformation de phase. Cependant, la transformation ne peut se faire

que de l'austénite vers la martensite, lorsqu'une contrainte en tension est appliquée à l'alliage, et inversement lorsque la contrainte est relâchée. Par conséquent, cette transformation n'est réalisable que si l'alliage est mécaniquement sollicité au-dessus de sa température A_f . La contrainte appliquée produit une déformation en tension non linéaire réversible de l'échantillon d'alliage. Ceci définit sa super-élasticité, parfois nommée pseudo-élasticité.

Les paramètres liés à la déformation de l'échantillon d'alliage peuvent être définis tels que suit (*Voir Figure 1.12*) :

- **UPS** : « Upper Plateau Strength » (contrainte au plateau supérieur), contrainte [MPa] relevée à 3 % de déformation en tension de l'échantillon lors de l'application d'une charge ;
- **LPS** : « Lower Plateau Strength » (contrainte au plateau inférieur), contrainte [MPa] relevée à 2,5 % de déformation en tension de l'échantillon lors du retrait de la charge ;
- **UTS** : « Ultimate Tensile Strength » (contrainte maximal en tension), contrainte [MPa] maximale atteinte lors de l'essai, juste avant la rupture de l'échantillon d'alliage ;
- **El_u** : « Uniform Elongation » (déformation maximale), déformation [%] en tension de l'échantillon correspondant au point défini par l'UTS ;
- **El_r** : « Residual Elongation » (déformation résiduelle), différence de déformation en tension [%] entre la déformation correspondant à une contrainte de 7,0 MPa au retrait de la charge et celle à l'application de la charge.

La méthodologie des essais mécaniques en tension sur les matériaux superélastiques en NiTiNOL est définie par la norme ASTM F2516-14 « Standard test method for tension testing of nickel-titanium superelstic materials » (ASTM, 2014). Il est à noter que, tout comme pour les CrCL, le taux de d'éformation appliquée lors de la caractérisation mécanique du NiTiNOL influe les résultats relevés (Nemat-Nasser, Choi, Guo, Isaacs, & Taya, 2005).

La norme ASTM (2014) définit les taux de déformations respectant les conditions d'essais quasi-statiques en fonction des dimensions des échantillons testés.

Les niveaux de contrainte de l'UPS et du LPS ne correspondent pas, marquant à nouveau un phénomène d'hystérésis mécanique dans le comportement de l'alliage (*Voir Figure 1.12*).

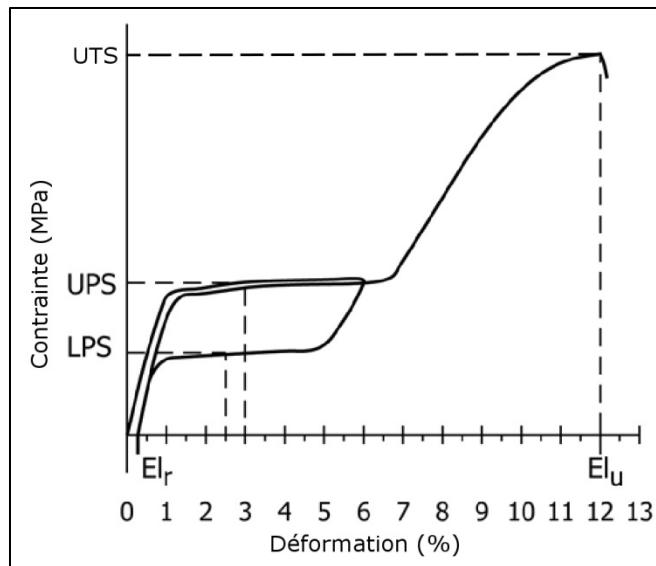


Figure 1.12 Diagramme typique du comportement en tension d'un échantillon de NiTiNOL dans le plan contrainte-déformation
Adaptée de ASTM (2014, p. 2)

Dans le diagramme contrainte-déformation du comportement en tension d'un échantillon de NiTiNOL (*Voir Figure 1.12*), la première zone élastique linéaire (0 à 2 % de déformation) correspond au comportement élastique de la phase austénitique du matériau. La seconde zone élastique linéaire (5-8 à 12 % de déformation) correspond au comportement élastique de la phase martensitique. Les deux plateaux correspondent à la transformation des phases.

1.4.1.4 Variation conjointe de la température et de la contrainte

Tel que vu précédemment, la température et la contrainte sont deux facteurs de transformation de phase du NiTiNOL. Des zones d'existence des phases de l'alliage, ainsi

que leurs zones de transformation, peuvent donc être définies dans un plan contrainte-température.

Ce diagramme des phases du NiTiNOL est propre à chaque nuance d'alliage et différents modèles de ces diagrammes existent. Il est cependant admis que les frontières délimitant les phases dans le plan contrainte-température, en dehors des températures jugées extrêmes pour la nuance d'alliage étudiée, peuvent être assimilées à des droites (*Voir Figure 1.13*) (De la Flor, Urbina, & Ferrando, 2006).

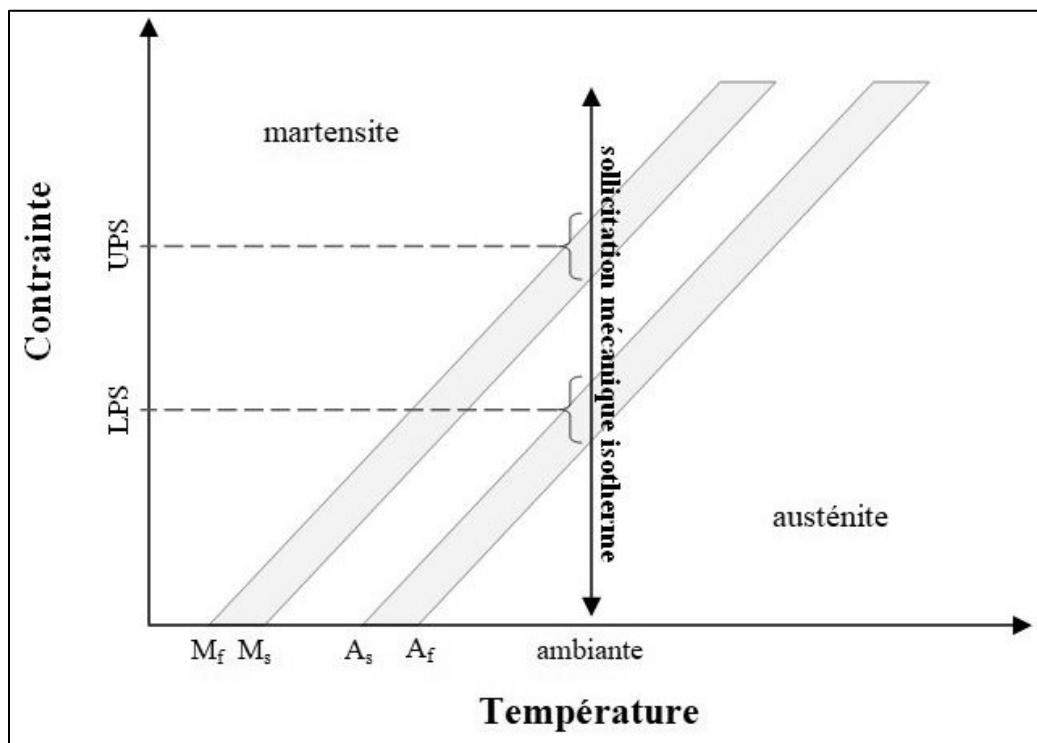


Figure 1.13 Diagramme simplifié des phases du NiTiNOL dans le plan contrainte-température avec exemple de sollicitation mécanique exploitant la super-élasticité du matériau

Le diagramme simplifié des phases du NiTiNOL (*Voir Figure 1.13*) met également en avant le fait que la température ambiante lors d'un essai de caractérisation mécanique du matériau influe sur l'UPS et le LPS.

1.4.1.5 Traitements thermiques

Les alliages de NiTiNOL ne présentent cependant pas nativement leurs comportements spécifiques lors de leur acquisition (Lebreton, 2004). La méthode de production des produits (filaments, feuilles, etc.) de cet alliage implique un travail à froid important qui écrouit l'alliage. Cet écrouissage altère les propriétés mécaniques de l'alliage et un traitement thermique (TTh) doit être appliqué au matériau (Drexel, Selvaduray, & Pelton, 2007). Ce traitement thermique peut être commandé au fournisseur, sans la possibilité d'en maîtriser les paramètres, ou bien effectué par le client (Lebreton, 2004).

Le TTh appliqué au NiTiNOL pour lui redonner ses propriétés thermomécaniques spécifiques est un recuit suivi d'un refroidissement dont les paramètres sont à sélectionner suivant les propriétés désirées de l'alliage. Il consiste à chauffer le produit à une température fixe pendant un temps donné, puis de le refroidir rapidement. Pour une même nuance d'alliage, la température du recuit influent les propriétés superélastique du matériau, tandis que sa durée ne dépend que du diamètre du filament.

Ainsi, pour une durée fixe de recuit sur une même nuance, lorsque la température de recuit augmente les niveaux de contrainte du LPS et de l'UPS diminuent. Les niveaux de déformation en entrée et sortie des plateaux varient également avec la température du recuit. En augmentant progressivement celle-ci, les plateaux commencent par se raccourcir puis s'allongent progressivement dans le diagramme contrainte-déformation des essais mécaniques en tension (Huang & Liu, 2001). Il est généralement admis que la durée d'un recuit peut être inférieure à 30 min pour des filaments de moins d'un millimètre de diamètre, mais ces paramètres doivent être expérimentalement contrôlés avant décision sur la sélection d'un TTh.

1.4.2 Biocompatibilité mécanique

Le phénomène d'hystérésis qui apparaît lors d'une sollicitation mécanique du NiTiNOL superélastique est également présent lors de la sollicitation mécanique des tissus biologiques

(Voir Figure 1.14). Cette similarité est estimée promouvoir la repousse osseuse et la guérison suite à une intervention chirurgicale pour l'implantation de matériel médical en NiTiNOL au sein du corps d'un patient (Duerig, Pelton, & Stöckel, 1999).

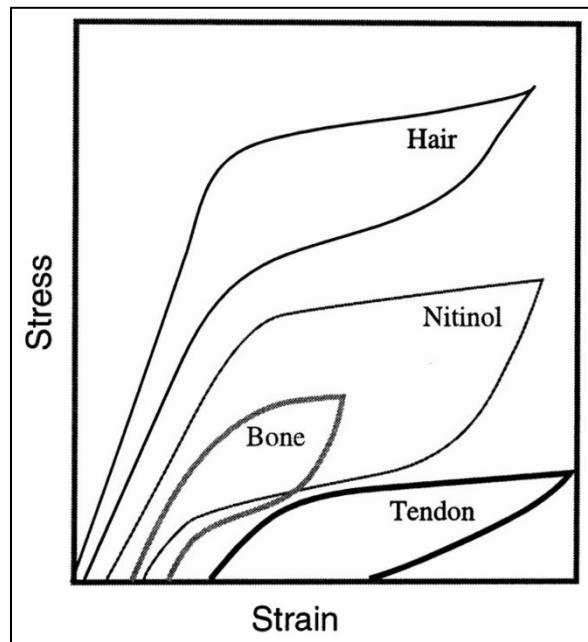


Figure 1.14 Superposition du comportement typique du NiTiNOL superélastique et de tissus biologiques en tension, dans le plan contrainte-déformation
Tirée de Duerig et al. (1999, p. 155)

Le comportement en fatigue du NiTiNOL reste cependant une préoccupation pour son utilisation médicale. En effet, le nombre de cycles à la rupture chute rapidement avec l'augmentation de l'amplitude de déformation du matériel chirurgical, tel qu'illustre en Figure 1.15.(Duerig et al., 1999; Hagemeister et al., 1995; Yahia et al., 1994).

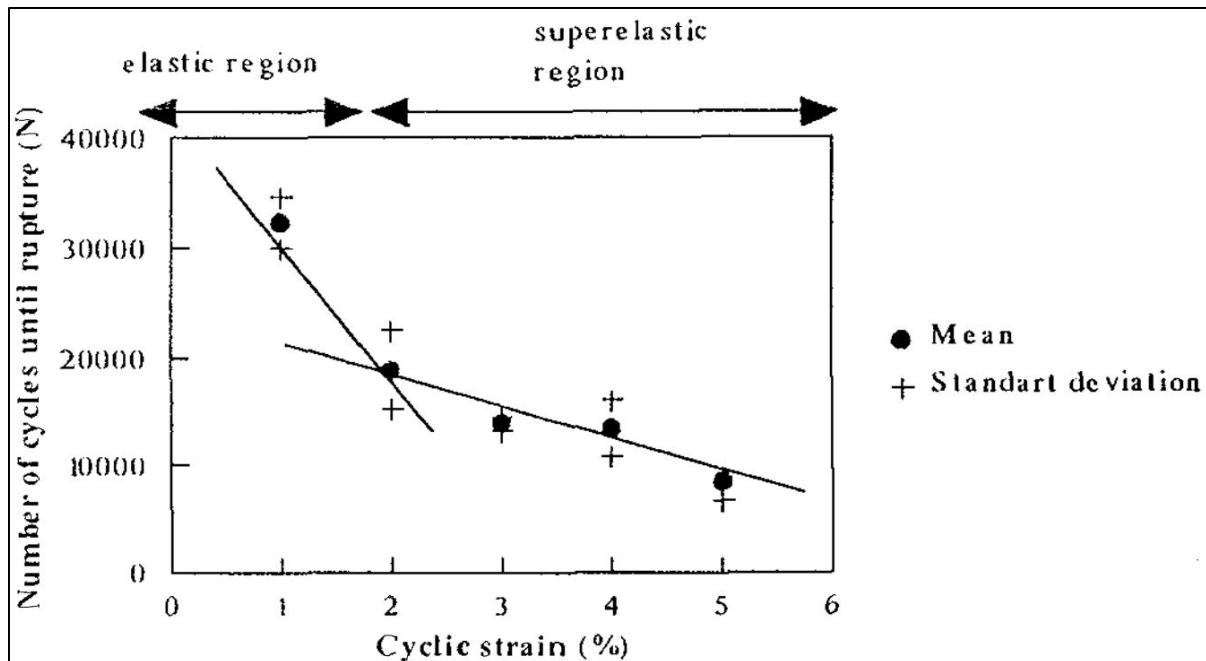


Figure 1.15 Nombre de chargements cycliques avant la rupture d'un échantillon de NiTiNOL en fonction de son amplitude de déformation
 Tirée de Hagemeister et al. (1995, p. 407)

1.4.3 Biocompatibilité chimique

Le nickel est réputé pour sa cytotoxicité (Putters, Kaulesar Sukul, de Zeeuw, Bijma, & Besselink, 1992; S. Shabalovskaya, Anderegg, & Van Humbeeck, 2008). Le titane, quant à lui, est considéré biocompatible. Cependant, bien que le NiTiNOL soit constitué à moitié de nickel, il ne semble pas présenter d'incompatibilité en culture cellulaire, au premier abord (Putters et al., 1992; S. Shabalovskaya et al., 2008).

Ce paradoxe s'explique par la surface du matériau. Exposé à l'air, le NiTiNOL se passive en formant une couche de dioxyde de titane (TiO_2) à sa surface. Cette couche d'oxyde bloque la migration du nickel en dehors du matériau, ainsi que son oxydation (Duerig et al., 1999; SA. Shabalovskaya, 1996). La surface du NiTiNOL peut également être traitée afin d'offrir d'autres types de couches protectives ou bien de finis de surfaces, ces derniers pouvant être fonctionnels ou esthétiques. Selon S. Shabalovskaya et al. (2008), les finis et modifications

de surface réalisables varient d'une dizaine de nanomètres d'épaisseur à 30 µm et ces principaux finis peuvent être résumés de la façon suivante :

- surface brute : cette absence de fini de surface est qualifiée de surface « as drawn » par les fabricants (Lebreton, 2004) en raison du procédé de fabrication par tréfilage des fils de NiTiNOL. Cette surface présente une résistance acceptable à la corrosion jusqu'à 4-6 % de déformation de l'échantillon.
- polissage mécanique : procédé pouvant être effectué par abrasion, étincelage, sablage ou grenaillage. Ces surfaces sont souvent peu homogènes et induisent une faible reproductibilité des essais de corrosion. Ces procédés offrent cependant la possibilité de créer une topographie fonctionnelle à la surface pour favoriser l'adhésion et la prolifération cellulaire.
- électro-polissage et décapages chimiques : ces procédés permettent de supprimer les oxydes et défauts de surface existant pour former une nouvelle couche stable et homogène de TiO₂ par passivation. Tout comme pour le polissage mécanique, une topographie fonctionnelle peut être créée. Ces surfaces présentent une résistance acceptable à la corrosion jusqu'à 6-8 % de déformation de l'échantillon.
- traitements thermiques : ce procédé peut être appliqué pour volontairement modifier la surface, ou bien la modifier involontairement lors des traitements visant les comportements superélastiques et de mémoire de forme du matériau. Ils favorisent la diffusion du titane et du nickel en son sein, ainsi que la formation de TiO₂ et de Ni₃T. Les effets de ces procédés et leurs impacts sur la biocompatibilité du matériau dépendent directement des finis de la surface, ainsi que de leurs épaisseurs, avant l'application du TTh. Il convient donc de se renseigner ou expérimenter au cas par cas.
- implantation d'ions : ces procédés peuvent être effectués par faisceaux d'ions ou en immersion plasma. Ils consistent à implanter de force des composants chimiques déterminés dans la surface du matériau. Ceci permet de favoriser ou défavoriser la présence de titane ou de nickel à sa surface, tout en modifiant sa résistance à la corrosion. Bien que ce procédé n'influe pas les propriétés de mémoire de forme de l'alliage, il modifie légèrement les températures de transformation et altère les

propriétés mécaniques et superélastique globales du matériau. Ces surfaces présentent une résistance acceptable à la corrosion jusqu'à 1-3 % de déformation de l'échantillon.

La corrosion du NiTiNOL au sein du sang, de sucs gastriques, de salive, de solution saline et de solution de Ringer a été testée. Les résultats sont généralement jugés acceptables, suivant les traitements de surface, mais aucune donnée ne semble exister sur la résistance à la corrosion du NiTiNOL dans le liquide synovial. Concernant les sollicitations mécaniques, il a été démontré qu'épaissir les couches protectives se montre contre-productif, car ceci les rend plus prompts à se fissurer (Carroll & Kelly, 2003; Duerig et al., 1999; S. A. Shabalovskaya, 1996; S. Shabalovskaya et al., 2008; S. A. Shabalovskaya, 2001, 2002; Sun, Fine, & Nowak, 2002).

De nombreux dispositifs médicaux en NiTiNOL ont été implantés *in vivo* chez l'humain et l'animal. Les résultats de biocompatibilité lors du suivi de ces dispositifs ont presque toujours été acceptables. Quelques exceptions ont été relevées, où les implants s'étaient corrodés *in vivo*, mais elles restent marginales et sont potentiellement liées à une mauvaise sélection du type de surface pour les matériaux. Des investigations sont donc nécessaires, mais ne compromettent actuellement pas le statut de biocompatibilité du NiTiNOL (S. Shabalovskaya et al., 2008).

Concernant l'implantation chez l'animal, des filaments de NiTiNOL ont été insérés dans un tunnel creusé dans le fémur de 10 rats par Kalaci et al. (2014). Leur étude suggère que les tunnels osseux semblent pouvoir cicatriser et que cet alliage n'engendre pas plus d'inflammations de la paroi synoviale qu'une chirurgie du même type sans utilisation de ce matériau.

Les enjeux de biocompatibilité chimique du NiTiNOL résident donc dans la nature et la préservation de sa surface lors de la conception des dispositifs médicaux, leur stérilisation, leur implantation en milieu biologique et des sollicitations mécaniques des implants. Un

souci majeur lors de la conception d'implants et d'études de matériaux est que, malheureusement, les producteurs d'alliages nickel-titane communiquent peu sur la nature exacte des traitements mécaniques, chimiques et thermiques qu'ils appliquent à leurs produits (S. Shabalovskaya et al., 2008).

En conclusion, la biocompatibilité du NiTiNOL est reconnue, que ce soit mécaniquement ou chimiquement, et de nombreuses applications médicales ont exploité les propriétés thermomécaniques uniques de cet alliage métallique.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

La revue de littérature a permis de souligner plusieurs points importants. Ce chapitre présente la problématique du projet de recherche qui découle de la revue ainsi que les objectifs et sous-objectifs qui ont été déterminés pour y répondre.

2.1 Problématique

La stabilité du grasset des bovins est un facteur majeur de la qualité de vie de ceux-ci. Toute atteinte au grasset engendre une immobilisation partielle ou totale de l'animal dû à la douleur et l'inconfort. Au-delà du pur aspect de santé et de bien-être de l'animal, ceci se répercute directement sur son éleveur par le biais d'une perte économique. Abattre l'animal n'est donc pas nécessairement l'option la plus viable. Traumatique ou dégénérative, la rupture du CrCL est la principale cause d'instabilité au sein du grasset bovin. Sa prévalence est une source d'inquiétude et des solutions chirurgicales sont régulièrement employées pour rétablir la stabilité du grasset.

Les greffes employées lors de la chirurgie peuvent être soit autogènes, soit exogènes. Les greffes exogènes, sous forme de substituts en nylon, sont les plus employées. Il est souhaité que leurs propriétés mécaniques s'alignent sur celles du CrCL, mais, malheureusement, la littérature contient trop peu de renseignements pour pouvoir réaliser un substitut satisfaisant. Ceci mène à des substituts actuellement mécaniquement inadéquats, en plus d'être peu ergonomiques pour les chirurgiens vétérinaires. Des études préliminaires sur l'utilisation d'alliages superélastiques pour la conception de substituts de CrCL ont fourni des résultats intéressants, motivant la poursuite de la recherche dans ce domaine.

Dans ce contexte, est-il possible de concevoir un câble utilisable en chirurgie vétérinaire qui puisse efficacement assurer la stabilité du grasset des bovins adultes après une rupture de leur CrCL ?

2.2 Objectif et sous-objectifs

Pour répondre à cette problématique, l'objectif principal (OP) suivant est posé :

OP Établir la conception préliminaire d'un câble superélastique permettant de stabiliser le grasset des bovins adultes suite à une rupture de leur CrCL, dans la cadre de la technique chirurgicale dite « de Hamilton ».

Cet objectif a été divisé en deux sous-objectifs (SO) distincts, exposés ci-dessous.

SO1 Caractériser les propriétés mécaniques en tension quasi-statique du CrCL sain des bovins adultes.

SO2 Établir la conception préliminaire d'un câble en NiTiNOL répliquant les propriétés mécaniques en tension quasi-statique du CrCL sain des bovins adultes.

Le chapitre 3 de ce mémoire traite intégralement du SO1 sous la forme d'un article scientifique. Le chapitre 4 traite intégralement du SO2 et le chapitre 5 contient la discussion commune aux deux SO.

CHAPITRE 3

QUASI-STATIC TENSILE PROPERTIES OF THE CRANIAL CRUCIATE LIGAMENT (CrCL) IN ADULT CATTLE: TOWARDS THE DESIGN OF A PROSTHETIC CrCL

Lucien Diotalevi ^a; Yvan Petit ^b; Vladimir Brailovski ^c; Sylvain Nichols ^d;
Emma Marchionatti ^e; Éric Wagnac ^f

^{a, b, c, f} Département de Génie Mécanique, École de Technologie Supérieure
1100 rue Notre-Dame Ouest
Montréal, Québec, H3C 1K3, Canada

^{a, b, c, f} Centre de Recherche, Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
5400 boulevard Gouin
Montréal, H4J 1C5, Québec, Canada

^{d, e} Université de Montréal, Faculté de Médecine Vétérinaire
3200 rue Sciotte
Saint-Hyacinthe, Québec, J2S 2M2, Canada

Article soumis pour publication au *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* en octobre 2017

Ce chapitre répond au premier sous-objectif de ce projet de recherche (SO1). L'article présente la méthodologie employée pour caractériser les propriétés mécaniques en tension quasi-statique du CrCL sain du bovin adulte, ainsi que le détail des propriétés cernées. Les propriétés mécaniques recensées sont regroupées sous forme d'un tableau de données. Elles sont ensuite exploitées pour construire une courbe maîtresse en contrainte-déformation, destinée à être utilisée comme référence comportementale pour la conception future de substituts de CrCL. Sur les données scalaires, des analyses statistiques sont menées afin de déterminer l'influence du poids et de l'âge du bovin, ainsi que le côté du corps dont était extrait le grasset, sur celles-ci. À l'aide de matériel novateur, des analyses de champs de déformations sont également menées à la surface du CrCL.

3.1 Introduction

Many species suffer from disruption of the Cranial Cruciate Ligament (CrCL), including humans, dogs and cattle. In humans, the Anterior Cruciate Ligament (ACL), structurally and functionally similar to the bovine CrCL (Proffen et al., 2012), can be injured by a rapid change in direction, stopping suddenly, slowing down while running, landing from a jump or by direct contact or collision (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000). Rupture of the CrCL in dogs is usually a result of slow degeneration rather than acute trauma to an otherwise healthy ligament, as it happens in people (Cook, 2010). In cattle, the CrCL injury can be degenerative or traumatic in origin (Bartels, 1975a, 1975b; Huhn et al., 1986) and is responsible of 21 % of stifle lameness cases (Ducharme et al., 1985). Full recovery of the injured CrCL in cattle is of utmost importance since the animal needs to stand immediately following surgery.

Numerous surgical procedures and replacement materials have been tried to repair CrCL in cattle with limited results. Currently, the Hamilton technique is the main surgery used for stifle joint stabilisation (Hamilton & Adams, 1971). A surrogate, mainly prosthetic and made from nylon, is slipped in drilled canals through the medial proximal end of the tibia and lateral distal end of the femur. Using a surrogate, instead of an autologous graft, reduces the surgical time, thus reducing the risk for anaesthetic complications (Pentecost & Niehaus, 2014). Unfortunately, current designs are usually based on the Ultimate Tensile Load (UTL) of the CrCL, which is not enough to ensure similar mechanical properties between the CrCL and its surrogate.

Assessing the tensile CrCL behaviour in cattle is of a significant importance as it would help to discriminate an optimal replacement graft or prosthesis (Hamilton & Adams, 1971; Moss, McCurnin, & Ferguson, 1988; Niehaus et al., 2013). Mechanical properties acquired during such an assessment would indeed provide guidelines to study and design optimal prosthesis. For instance, Moss and Ferguson (1980) aimed to assess the CrCL behaviour in cattle and to find a correlation between the weight of the injured animal and the UTL of the CrCL. More

recently, Niehaus et al. (2013) aimed to compare the UTL and ultimate strain of the CrCL to those of several prosthesis designs. Despite their significant contribution to better understand the CrCL behaviour in cattle, these previous studies were performed on a full femur-CrCL-tibia complex, where deformation of the CrCL was considered equal to the displacement of bench-test actuator. Accordingly, they collectively assessed the mechanical behaviour of both the bones, the CrCL materials and, eventually, movements of the bones around their fastening rods. Moreover, their method for strain measurements was only based on global elongation of specimens, whereas global elongations and local strains are known to be of different values (Grood, Noyes, Zernicke, & Brackett, 1984). Therefore, their results cannot be considered fully representative of an isolated CrCL.

It has also been proved that stiffness is a key parameter for the design of a ligament prosthesis, as well as energy absorbed to failure (area under the load-elongation diagram) (Niehaus et al., 2013). The stiffness is usually extracted during data analysis and is considered as being the tangent modulus of the linear part of the load-elongation curve in tensile tests. The CrCL stiffness is, however, a function of elongation and it might play a role in the joint stability and the bovine's gait. Assessing this variability is thus another key point of interest, in addition to the ultimate tensile load, elongation and absorbed energy to failure.

Better understanding the tensile properties of an isolated CrCL will ultimately lead to an enhanced reconstructive surgical technique as grafts and prosthesis will better mimic a healthy CrCL. This study focuses on defining new experimental methods and materials for the study of bovine CrCL materials as well as providing a full set of data on their mechanical properties in quasi-static tension tests.

3.2 Materials and Methods

3.2.1 Specimen preparation

Fourteen bovine stifle joints were harvested from seven mature cows aged from 3 to 7 years (mean \pm standard deviation age: 5.1 ± 1.3 years) and euthanized by barbiturate overdose for

naturally occurring diseases unrelated to the stifle joint. Myoarthroskeletal examinations of the stifle joints showed no obvious signs of joint pathologies. The weight of the cows varied from 550 to 800 kg (mean \pm standard deviation weight: 631 ± 90 kg) but the heaviest one was pregnant and close from calving when euthanized, adding an estimated extra-weight of 100 kg.

Stifle joints were harvested immediately after euthanasia by cutting the femur and tibia at their mid-diaphysis. Skin and all other soft tissues were carefully removed and the cranial cruciate ligaments (CrCLs) were excised from the stifle joint, keeping a cubic bone block of approximately 45 cm^3 at the insertion sites of the CrCLs (See Figure 1 (a)). The CrCLs were then wrapped in saline (0.9 % NaCl) solution moistened towels, frozen and stored at -20°C until testing.

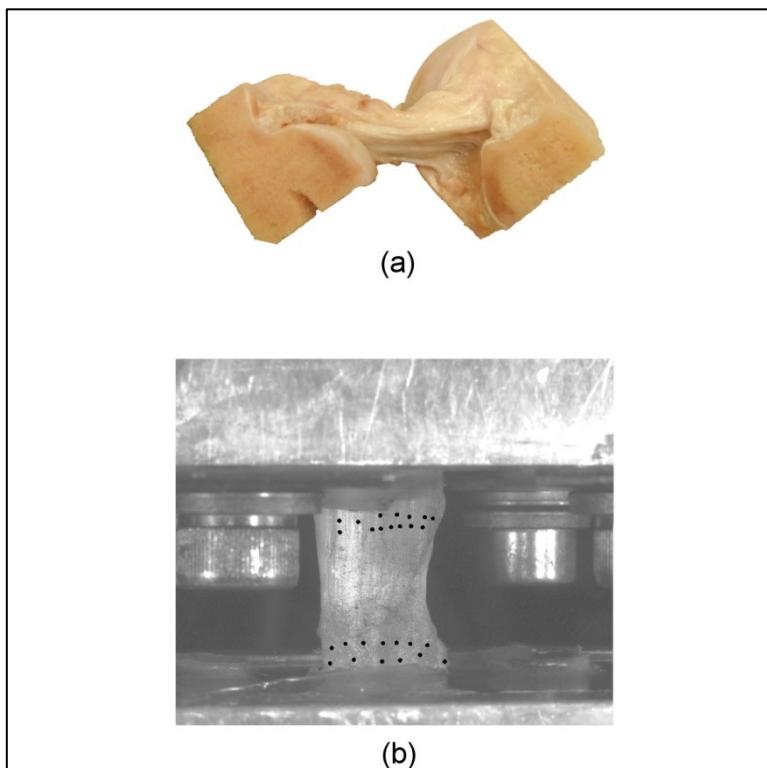


Figure 3.1 (*Figure 1 de l'article*) Specimen shown as (a) an excised CrCL with bone blocks at its insertion sites; and (b) a prepared CrCL, fastened to the testing set-up, with post-processed markers for the computation of global elongation, as seen by the left camera

Six hours before testing, specimens were thawed at room temperature (20 °C). Bone parts were placed in parallelepiped moulds and kept in place with positioning screws. The position of the specimen was adjusted to keep the CrCL aligned along the loading axis of the material testing machine. Ligaments were then wrapped in saline (0.9 % NaCl) solution moistened towels to prevent any dryness caused by the exothermic reaction of the resin poured into the moulds (Axson F100, Axson Technologies, France). Positioning screws were kept during testing to secure the cubic bone blocks in the mould-resin complex.

3.2.2 Tensile testing

One end of each specimen was fastened to the actuator of a uniaxial servo-hydraulic material testing machine (MTS 858 Mini-Bionix II ® Biomaterial Testing System, MTS Systems Corporation, USA) equipped with a 15 kN force transducer (661 19F-03, MTS Systems Corporation, USA). The other end was fastened to the base of the testing machine equipped with an X-Y translation device for positioning purposes, as shown in Figure 2 (a-b).

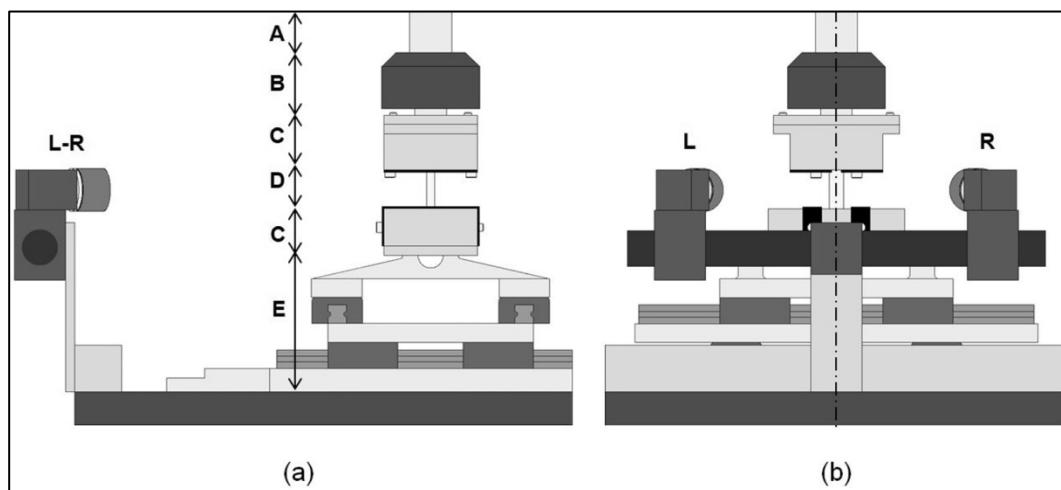


Figure 3.2 (*Figure 2 de l'article*) Experimental set-up (a) side right view with (A) the actuator, (B) the force transducer, (C) the moulds, (D) the specimen, (E) the X-Y table, (L-R) the Left (L) and Right (R) ARAMIS cameras fastened on their sliding supports; (b) front view

To measure the CrCL anatomical geometry, a 30 N preload was applied to the specimen, at a displacement rate of 1 mm.s^{-1} . The cross-section of the CrCL was assumed to be elliptical and measured at the mid-length of the CrCL with a calliper. The length of the CrCL was defined as the minimum distance between bone blocks.

Specimens were preconditioned with 30 loading cycles from 30 to 200 N at a quasi-static strain rate of 0.02 .s^{-1} . The load was held at 30 N for 5 minutes during which a fine speckle pattern of black water-based paint (5211 opaque black, Createx GmbH, Germany) was sprayed on the specimens with an airbrush (IWATA HP-BCR, ANEST IWATA-MEDEA INC., USA), as shown in Figure 1 (b). Specimens were then loaded up to complete disruption at the same strain rate.

Special care was made to keep the CrCL moist by spraying saline solution during testing. Tests were performed at room temperature ($20 \text{ }^{\circ}\text{C}$).

3.2.3 Data acquisition

Load data were acquired at a sampling rate of 100 Hz with the aforementioned force transducer.

A non-contact strain measurement technique relying on the principles of 3D digital image correlation, involving stereo-photogrammetry and image pattern recognition, was used to measure the global elongation of the CrCL, as well as the displacement and strain fields, thanks to the sprayed speckle pattern of black water-based paint. Each load-to-failure test was filmed using two synchronised high definition cameras (ARAMIS 5M, GOM mbH, Germany) at 15 frames per second. The cameras were fastened on sliding supports in front of the specimen, symmetrically positioned on each side of it (*See Figure 2 (b)*). Their line of sight crossed at the specimen centre with a 20° angle. The local strain field and the global elongation were computed from video frames using the ARAMIS software 2016 (ARAMIS Professional, GOM mbH, Germany). Video frames were also used to identify failure pattern

and locations. The built-in extensometer of the servo-hydraulic material testing machine was also used to measure the CrCL global elongation for comparison purposes.

Both the ARAMIS 5M hardware and the MTS hardware acquired the elapsed time.

3.2.4 Data analysis

Reaching the UTL on a test was considered as the condition of the specimen failure. Data acquired after the occurrence of the UTL were not analysed. Load data were synchronised with computed global elongation data by matching their corresponding elapsed time.

The load-elongation diagrams were plotted and used to extract a set of tensile properties: UTL, elongation to failure and related displacement, energy absorbed to failure (area under the load-elongation diagram calculated with a trapezoidal approximation) and stiffness (tangent modulus of the load-elongation diagram) at different levels of elongation (5-10-15-20-25 %). Failure was considered as the point where the UTL was reached and the null reference for elongation was set after the preconditioning. An average load-elongation diagram was obtained from each load-elongation diagram by computing the mean load at incremental sampled steps of 0.1 %. The corresponding standard deviations were plotted as a corridor. The experimental limits of the average load-elongation diagram were defined as the maximum and minimum load measured at each incremental sampled step.

Global elongation was defined as the overall length variation of the ligament, projected on the Z axis, while local values of elongation were defined as length variations between each sets of mesh points on the surface of the ligament during digital image correlation, projected on the Z-axis.

Global elongation was both computed by defining two sets of post-processed markers on each extremity of the specimen (*See Figure 1 (b)*) and measuring their respective movements projected on the Z axis, and both estimated to be proportional to the displacement of the

actuator for comparison purposes. The displacement and strain fields, projected on the Z axis, were computed and visualised as a colour gradient mapped on the surface of the specimen.

Tearing patterns and locations were visualised both by the colour gradient mapping and obvious recorded visual signs, such as macroscopic tearing and/or biological tissues projections from the CrCL, whenever possible. The loads, elongations and strains corresponding to these events were recorded for analysis.

Specimens were divided into three sets of two groups based on: side of the body from which the ligaments were extracted, above or below the mean age and above or below the mean weight. The UTL, load and strain at first visual signs of tearing, stiffness at 5, 10, and 15 % of elongation, and cross-sections were compared within these groups. Due to limited sampling, the elongation to failure, the stiffness at 20 % and 25 % of elongation, and the absorbed energy to failure were not included in this comparison.

Statistical analysis was performed using an advanced analytics software package (Statistica v. 7.1, Dell Software, USA). Normality of distribution in data sets and groups was controlled with Shapiro-Wilk's test. Individual groups were compared with two-sided U-Mann-Whitney tests due to non-normality of distribution in targeted groups. Length and cross-section of the specimens, grouped by side of body, were compared with two-sided Wilcoxon signed-rank tests.

3.3 Results

3.3.1 General outcomes

Some issues occurred during testing, limiting the sample size for the tensile properties and features described above (*See Table 1*). Of the fourteen CrCL tests, eight of them tore at their middle portion, five slipped off the resin due to its breakage and one was not suited for tensile testing (4L). Three tests were not recorded by the cameras (1L, 1R, 3R). These unfortunate outcomes reduced the sample sizes for several tensile properties. For instance, it

is impossible to extract the UTL from an aborted test due to a resin breakage. Finally, no avulsion occurred during the tests.

Tableau 3.1 (*Table 1 de l'article*) Experimental outcomes

Bovine label	1		2		3		4		5		6		7		Sample size
Body side	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	
Tested	X	X	X	X	X	X			X	X	X	X	X	X	13
Mid-tear	X	X	X	X					X		X	X		X	8
Resin breakage					X	X		X		X			X		5
Stereo-photogrammetry				X	X	X			X	X	X	X	X	X	10

3.3.2 Global results

Results acquired during load-to-failure tests and their corresponding sample sizes, linked to the general outcomes aforementioned, are shown in Table 2. Each geometric and tensile property followed a normal distribution, enabling the use of “mean \pm standard deviation” as a descriptive statistic tool, except for the elongation at failure, where the “median [1st quartile; 3rd quartile]” is used as a descriptive statistic tool. Sample distributions were not significantly different in any groups of age, weight and side of body for any of the tensile properties ($p > 0.05$).

The scale deviation of the digital image correlation analysis was in a range from 7.10^{-4} to 12.10^{-4} mm for the computation of elongation, while its intersection deviation was in a range from 18.10^{-4} to 31.10^{-4} mm.

Tableau 3.2 (*Table 2 de l'article*) Global results and statistics

Geometric and tensile properties	Unit	Mean	Standard deviation	Sample size	p-values for data grouped by		
					side	age	wieght
CrCL length	mm	41.4	1,5	14	0.345	0.945	0.073
CrCL cross-section	mm ²	103.9	23.8	14	0.249	1.000	0.836
UTL	N	4,372	1,485	8	0.686	0.250	0.857
Elongation at first signs of tearing	%	13.5	4.9	8	0.886	1.000	0.886
Load at first signs of tearing	N	3,315	1,336	8	0.486	0.571	1.000
Absorbed energy	MJ.m ⁻³	5.23	2.08	5	-	-	-
Stiffness (5%)	N.% ⁻¹	220	195	10	0.420	0.476	0.610
Stiffness (10%)	N.% ⁻¹	285	162	10	0.420	0.257	0.257
Stiffness (15%)	N.% ⁻¹	239	200	9	0.556	0.111	0.905
Stiffness (20%)	N.% ⁻¹	146	59	5	-	-	-
Stiffness (25%)	N.% ⁻¹	153	136	3	-	-	-
Tensile property	Unit	Median	1st quartile	3rd quartile	Sample size	p-values	
Elongation at failure	%	19.3	18.0	21.4	5	-	-

The computed actual strain rate of the CrCL was $0.014 \pm 0.006 \text{ s}^{-1}$, and the computed global elongation, as shown in Figure 3, has a lesser value than the global elongation measured with the built-in extensometer. These load-elongation diagrams had three main portions: a toe-region (AB) followed by a quasi-linear portion (BC) until an inflection (C) when reaching for the UTL (D). After reaching the UTL, the specimens randomly tear apart to full disruption (E). It appeared that the first visual signs of tearing, observed on the videos and tracked by stereo-photogrammetry, do not have a distinct impact on the shape of the diagram, but it might correspond to its point C.

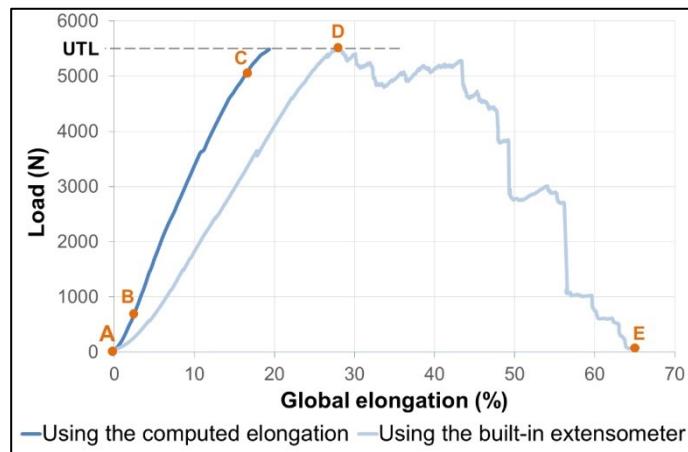


Figure 3.3 (*Figure 3 de l'article*) Load-elongation diagrams for one specimen (5L) using two methods of global elongation measurement and points of reference for the description of the diagram main portions

The normality of distribution on stiffness and loads at 0.1 % incremental step of elongation allowed the construction of the average load-elongation diagram and the tests corridor (See Figure 4). The experimental limits encompassed the corridor based on standard deviations and the three main portions of the diagram were still noticeable.

The mean loads being strongly affected by the disruptions between 13.8 and 19.3 % of elongation, an extrapolation valid for [0.5; 19.3] % of elongation (See Equation 1), based on the integrated mean stiffness, was proposed. The coefficient of correlation between the

extrapolation and the average load-elongation diagram is of 0.9995 between 0.5 and 13.8 % of elongation.

$$\begin{aligned} \text{Load [N]} = & -0.655 \text{ Elongation[%]}^3 + 20.871 \text{ Elongation[%]}^2 \\ & + 50.331 \text{ Elongation[%]} + 34 \end{aligned} \quad (3.1)$$

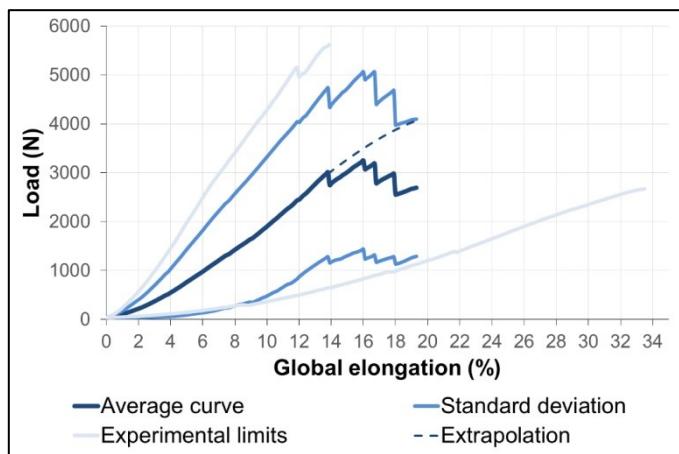


Figure 3.4 (*Figure 4 de l'article*) Average load-elongation diagram, standard deviation corridor and experimental limits

3.3.3 Local results

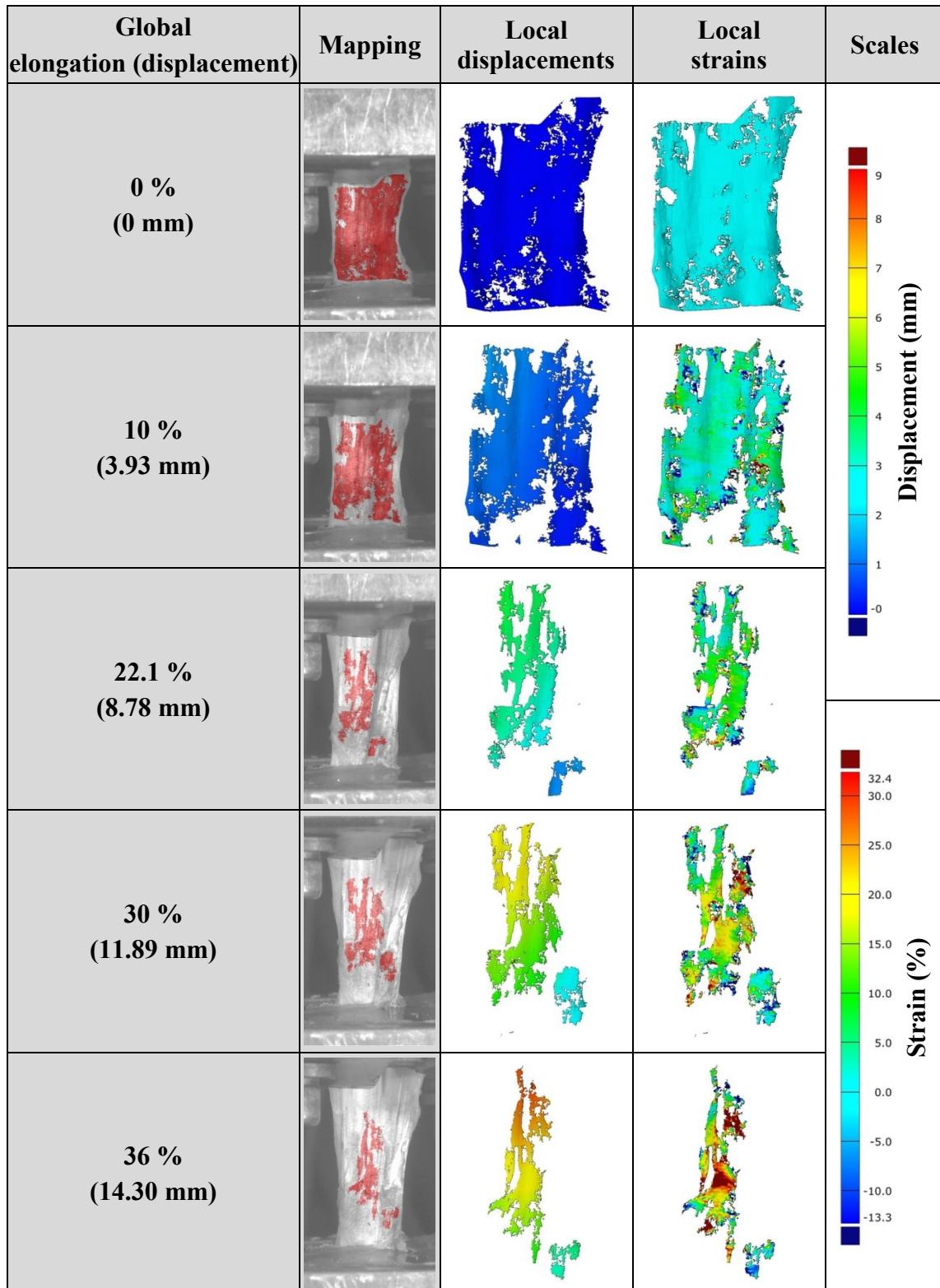
Key results for the strain and displacement fields measurements at various levels of global elongation were collected in Table 3. The shown specimen (7R) was chosen as being the most visually representative one. Each local value of the strain and displacement fields, mapped on the surface of the CrCL, is represented by a corresponding colour. Colours can be matched to their corresponding values of strain or displacement thanks to the strain and displacement colour scales provided in Table 3.

The strain field is shown to be heterogeneous while the displacement field demonstrates a vertical gradient. Local strains and displacements appeared to be below their corresponding

global values (global displacements and elongations). Higher local strains seemed to be located at mid-length of the specimens.

The scale deviation of the digital image correlation analysis was in a range from 7.10^{-4} to 12.10^{-4} mm for the computation of the strain and displacement field measurements, while its intersection deviation was in a range from 18.10^{-4} to 31.10^{-4} mm.

Pictures at levels 22.1 % and 36 % of elongation show the specimen at two key points of the test: a picture at the first signs of visual breakage (a bundle of fibres snapped at the bottom left of the specimen), and a second one when the UTL was reached in this particular test. Although hardly perceivable on these images, the first sign of visual breakage for this specimen was the tearing of a few fibres at the bottom left of the specimen. Specimens were not visually torn apart when their UTL was reached.

Tableau 3.3 (*Table 3 de l'article*) Strain and displacement fields for one specimen (7R)

3.4 Discussion

The tensile properties of the CrCL in adult cattle have been assessed in quasi-static loading and led to the first proposition of an experimental average load-elongation diagram for these tissues. The use of 3D digital image correlation in the assessment of the CrCL and ACL allowed the observation of the tearing mechanism of the specimens.

3.4.1 Average load-elongation diagram

The average load-elongation diagram shows the same layout as a common ligament during tensile tests, with a toe-region at the beginning of traction followed by a linear behaviour. The occurrence of quivering after 13.8 % of elongation, as well as evidences of local tearing at around 13.5 % of elongation, follows the fact that microscopic collagen fibres tearing have been observed to appear at 10 % of elongation in rabbits medial-collateral ligaments (Yahia, Brunet, Labelle, & Rivard, 1990). It suggests that the in-vivo maximal level of elongation for normal gaits and movements of the animal might be below this value.

For design purposes, the average load-elongation diagram has been displayed with a standard deviation corridor, as well as the minimum and maximum load-elongation values acquired in this study at each incremental step of elongation. It is recommended that the load-strain diagram of a prosthetic surrogate matches this average load-elongation diagram.

Although the methodology of this study is different from those found in the literature, results on the UTL ($4,372 \pm 1,485$ N) were in line with Niehaus et al. (2013) ($4,541 \pm 1,417$ N), but lower than the UTL found by Moss and Ferguson (1980). These discrepancies can be explained by the differences in the materials and specimens, as Moss and Ferguson (1980) selected up to 18 days slaughtered bovines at a slaughterhouse and used a XY recorder sweep for the load-displacements acquisition. The results on absorbed energy to failure, converted to 22.5 ± 8.95 J, and ultimate displacement, converted to 8.0 [7.43; 8.87] mm, presented in this study were lower than those presented in Niehaus et al. (2013) (respectively converted to 61 ± 10 J and 20 ± 3 mm) and are explained by the differences in elongation acquisition

approaches, as their study acquired the overall elongation of the testing set-up instead of an isolated CrCL.

However, the data obtained with other animals cannot be easily transposed to bovines. For example, human ACL have an UTL of roughly 2,000 N (Chandrashekhar et al., 2006; Woo et al., 1991), the porcine CrCL is reported to have an UTL of 2,100 N (Lyon et al., 1989) and the equine (ponies) CrCL is reported to have an UTL of 2,100 N (Rich & Glisson, 1994). Moreover, stiffness at different values of elongation has never been measured in animals. These elements justify the need for bovine specific work to provide adequate surrogates for their surgical interventions in the case of CrCL breakage.

3.4.2 Specimen preparation

The methods of storage were not considered to have an effect on the tensile properties of the specimens. When frozen and stored at -20 °C, tensile properties of rabbit medial-collateral ligaments show no significant alterations (Woo et al., 1986). This stood true after a few cycles of thawing and freezing at -20 °C in the human patellar tendons (Jung et al., 2011) as well as in rabbit medial-collateral ligaments (Moon et al., 2006).

3.4.3 Tensile testing methodology

The strain rate during testing is known to alter the tensile properties of ligaments. However, these rates have significance when studying heavy traumatic conditions of ligaments tearing and dynamic loadings, but not for common and preliminary assessment of tensile behaviour under normal physiological conditions (Blevins, Hecker, Bigler, Boland, & Hayes, 1994; Bonner et al., 2015; Pioletti et al., 1999). To our knowledge, no research has been conducted in order to assess the overall kinematics of the stifle joint in adult cattle, which could have led to the selection of an optimal load rate for this latter condition. A 0.02 s^{-1} strain rate is usually found in the literature and defined as quasi-static (Moss & Ferguson, 1980; Niehaus et al., 2013). However, the actual mean strain rate of the CrCL was observed to be of 0.014 s^{-1} after digital image correlation analysis, but it was not an issue as strain rates below

0.1 s^{-1} can be considered as quasi-static and have no significant impact on the tensile properties of ligaments (Bonner et al., 2015; Pioletti et al., 1999)

The experimental tests were conducted at ambient temperature, it has however been demonstrated that the temperature during tests affects the UTL of canine ligaments. An experimental conversion system has been set up in the literature to convert the UTL acquired at a given temperature to the hypothetic UTL acquired if it were tested at body temperature (Woo et al., 1987). Using this conversion, if the tests had been conducted at physiologic temperature, the observed UTL would have been multiplied by a factor of 0.82. However, as this law is only valid for the UTL of the canine medial collateral ligament, it has not been used to modify the full average load-elongation diagram in this study. Additionally, temperature was shown to have no particular impact on the tensile properties of ligaments, except for thermal expansion of the ligament (Lam, Thomas, Shrive, Frank, & Sabiston, 1990). As results are expressed in percentage of elongation, this phenomenon can be ignored.

3.4.4 General outcomes

Undesirable experimental outcomes occurred during tests. One of the CrCL was untested due to mishandling of the specimen while preparing it for tension testing. Resin breakage suddenly happened close to the UTL of the CrCL and appeared to be affected by the bone insertion shape. However, it did not invalidate analysis of data related to the load and the strain before breakage on these specimens.

3D digital image correlation analysis was unachievable for three specimens due to acquisition errors made by the operator during testing, invalidating the data analysis related to strain for these three specimens.

Unlike the former studies (Moss & Ferguson, 1980; Niehaus et al., 2013), no avulsions were seen on the presented tests. It can then be concluded that the presented methods and materials

did offer a proper assessment of the CrCL properties as the bone materials at the CrCL insertion sites never broke.

3.4.5 Statistics

Due to small groups and unequal sample sizes in targeted groups ($3 \leq N \leq 7$), non-parametric two-sided statistical tests can only show tendencies as a preliminary study and require to be studied again on larger samples. Every feature and tensile properties grouped by side of body should have been compared with a two-sided Wilcoxon signed-rank, as these are paired data. However, small samples in these groups ($N < 6$) did not allow the possibility of running this test.

According to the current statistical results, designing a unique prosthetic surrogate should be sufficient for the surgery of every mature cow. Unfortunately, the absence of bulls from the pool of specimens does not allow drawing a conclusion on the sex and its influences on the CrCL properties. It is known that male and female humans show different results on the tensile properties of the ACL (Chandrashekhar et al., 2006) and a similar study should then be conducted in cattle. Moreover, bulls tend to be heavier than cows and their weight could then eventually fall out of the range of the conducted statistical analysis.

3.4.6 3D Digital image correlation analysis

The computed global elongation proved to be inferior to that acquired by the built-in extensometer. This is explained by deformations of the testing set-up (cubic bone portions, resin, eventual deformations of the bench-test, etc.) confronted to the small size of a ligament. It proves the necessity to solely assess the ligament properties linked to displacements and deformations by any kind of non-contact metrology device.

The strain field measurement emphasised the heterogeneous aspect of ligamentous materials. The computed results enabled the visualisation of locations with the highest probabilities of

first disruption at mid-length of the specimen. The displacement field measurement was an ascending vertical gradient as the specimens were pulled up by the actuator.

However, the computed area shrank as the tests ran as the full area was not covered anymore by the fine stochastic pattern of paint, due to extreme deformations of the specimens and, ultimately, tearing of the paratenon. This led the area for computation of global values of displacements to fail to overlap the extremities of the CrCL. As a consequence, maximum values of local displacements are far below their corresponding global values. Therefore, the method is challenging to exploit on soft tissues loaded to failure and still has to be improved. Nonetheless, it might prove to be easier to apply on specimens and analyse than the photo-elastic measurements made by polariscopy, as described by Hirokawa et al. (2001).

Finally, the main issue with 3D digital image correlation is that only the surface of the ligament is analysed. It is then impossible to draw conclusions about the behaviour of the vast majority of internal fibres of the ligament.

3.5 Conclusion

This study focused on the tensile assessment of the sole CrCL, rather than the overall femur-CrCL-tibia complex as usually found in the literature. Material and methods can be easily replicated and a study on a bigger sample size is required to give proper significance to the statistical analysis.

Tensile properties such as the elongation to failure and elongation at first signs of tearing, ultimate tensile load (UTL) and load at first signs of tearing, absorbed energy at disruption and stiffness at different levels of elongation (5-10-15-20-25 %) have been documented and shed light on the quasi-static behaviour of the CrCL in adult cattle. Moreover, suggestions on the in-vivo maximal elongation have been presented.

These properties can be used for further investigations in dynamic loadings, static loadings under different orientations of the CrCL and surrogate design for reconstructive surgeries. Therefore, reconstructive methods will ultimately be enhanced as prosthetic surrogates will have guidelines to better mimic a healthy CrCL rather than a unique target point, such as the UTL.

CHAPITRE 4

CONCEPTION PRÉLIMINAIRE D'UN CÂBLE EN NiTiNOL RÉPLIQUANT LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DU LIGAMENT CROISÉ CRÂNAL CHEZ LE BOVIN ADULTE

Le chapitre 3 ayant permis de poser les bases mécaniques du comportement en tension quasi-statique du CrCL sain chez les bovins adultes, la conception préliminaire d'un substitut de CrCL peut maintenant être abordée. Ce chapitre présente cette conception préliminaire en abordant tout d'abord le cahier des charges (4.1), puis la définition des paramètres de conception à déterminer (4.2). Afin de pouvoir les déterminer, les filaments de NiTiNOL sont caractérisés (4.3) puis les résultats de caractérisation sont exploités au sein de plans expérimentaux dans le but de déterminer les paramètres de conceptions définis (4.4). Enfin, le prototype est fabriqué (4.5) puis évalué mécaniquement et qualitativement (4.6).

4.1 Cahier des charges

Le câble permettra de stabiliser l'articulation du grasset bovin suite à une rupture du CrCL. Il sera chimiquement et mécaniquement biocompatible tout au long de sa durée de vie. Il sera être facilement maniable et implantable par les chirurgiens en médecine vétérinaire dans le cadre de la technique d'Hamilton. Ceci implique donc qu'il sera facilement agrippé, manuellement comme mécaniquement, et aura une rigidité flexionnelle suffisamment faible pour pouvoir l'implanter sans le déformer plastiquement. Sa longueur sera supérieure ou égale à 400 mm et sa section sera inscrite dans un disque de diamètre strictement inférieur à 6 mm. Ses propriétés structurelles seront similaires à celles du CrCL, présentant ainsi un nombre supérieur ou égale à deux d'unités fonctionnelles indépendantes. Après implantation, il sera mécaniquement sollicité selon les mêmes modes qu'un CrCL et ses propriétés mécaniques en tension quasi-statique seront similaires à celles du CrCL sain. Ceci implique donc une déformation maximale à la rupture comprise entre 13,5 et 21,4 % ainsi qu'une allure de son diagramme en tension quasi-statique dans le plan force-déformation qui soit

similaire à celui du diagramme moyen des essais sur CrCL, tout en restant inscrit dans leur corridors expérimental. Sa durée de vie sera supérieure ou égale à celle d'un CrCL de bovin durant sa période de vie adulte, selon les mêmes sollicitations mécaniques, que ce soit en termes de nombres de cycles avant rupture et de temps écoulé.

4.2 Spécifications géométriques du substitut

4.2.1 Dimensions

Le substitut à concevoir devant être compatible avec la technique chirurgicale dite « d'Hamilton » (*Voir Figure 4.1*), il ne semble pas être possible de concevoir un câble composé de deux sous-câbles parallèles, offrant ainsi deux zones fonctionnelles. En effet le type d'insertion et de fixation du câble ne permet pas d'assurer un positionnement stable de ces sous-câbles lors de son implantation.

En outre, le comportement des substituts actuels dans leur portion prise dans les tissus mous guéris de la face latérale de l'articulation fémoro-tibiale n'est pas connu. Il est estimé que cette portion de substitut sera fixe, et son comportement assimilé à un encastrement. La charge devra donc être portée par le câble sur sa section unique, et non une double-section due à son bouclage (*Voir Figure 4.1*).

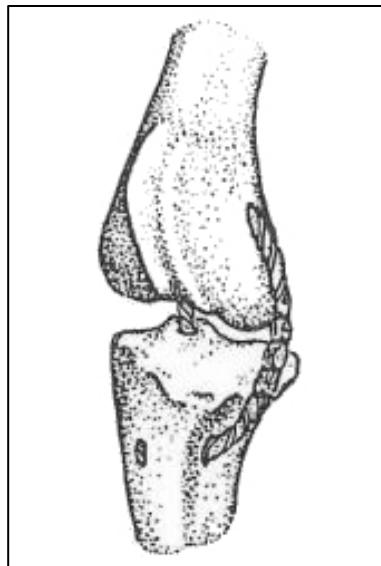


Figure 4.1 Substitut implanté dans le cadre de la technique chirurgicale dite « d'Hamilton »
Tirée de Hamilton et Adams (1971, p. 180)

Ceci fixe donc deux critères géométriques globaux du câble : sa longueur doit être de 400 mm au minimum afin de pouvoir ligaturer convenablement l'articulation fémoro-tibiale (Niehaus et al., 2013) et avoir un diamètre extérieur (D_e) strictement inférieur à 6 mm pour pouvoir être inséré dans les tunnels osseux (Hamilton & Adams, 1971).

La matière première de fabrication de ce substitut étant des filaments de NiTiNOL, il convient maintenant de déterminer comment les agencer en un câble. Ceci revient donc à définir les paramètres de tressage de ce câble.

4.2.2 Paramètres de tressage

Il existe différentes techniques pour assembler des filaments en un câble : le tissage, le tressage et le tricot. L'ensemble de ces techniques a été utilisé pour la conception de substituts synthétiques chez l'humain (Duval & Chaput, 1997) et le tressage est l'option jusque-là privilégiée pour la conception de structures tubulaires et câbles en NiTiNOL. Un

brevet sur la conception de câbles en filaments tressés de NiTiNOL comme système de suture a également été déposé par l'École de Technologie Supérieure (ÉTS) (Brailovski, Cartier, Terriault, & Baril, 2012).

Une tresse peut être définie par plusieurs de ses éléments géométriques (*Voir Figure 4.2*) :

- son diamètre intérieur (D),
- le nombre de filaments la constituant (N),
- le diamètre (d) de ses filaments,
- son angle de tressage (α).

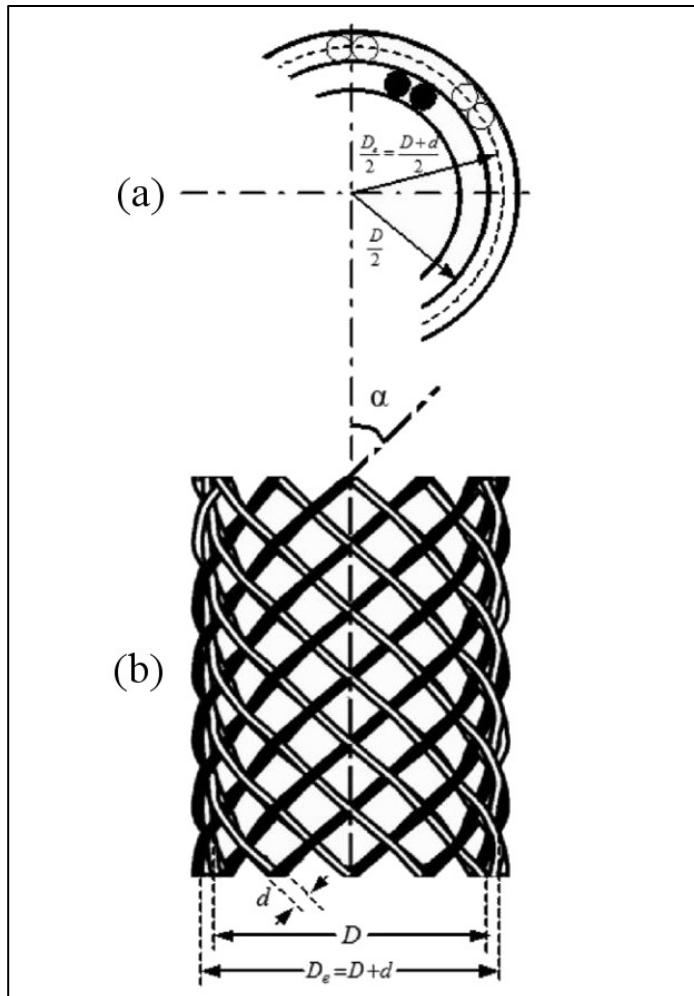


Figure 4.2 Modèle paramétrique d'une tresse tubulaire présenté dans (a) sa vue en coupe transversale et (b) sa vue de face avec : D , le diamètre intérieur de la tresse ; D_e , le diamètre extérieur de la tresse ; d , le diamètre des filaments ; α , l'angle de tressage

Tirée de Rawal, Kumar, et Saraswat (2012, p. 1704)

Une tresse tubulaire étant composée de deux groupes au nombre identique d'hélices tournant en sens opposés, N ne peut qu'être qu'un nombre pair.

Afin d'appréhender le comportement mécanique de la tresse et de fixer ses paramètres, des modèles mathématiques peuvent être utilisés (Rawal et al., 2012; Rawal, Sibal, Saraswat, &

Kumar, 2015). Ces modèles nécessitent cependant de connaître le comportement mécanique en tension des filaments utilisés.

4.3 Comportement mécanique des filaments de NiTiNOL

4.3.1 Sélection du filament

Parmi les nuances d'alliages de NiTiNOL disponibles à l'ÉTS, une nuance superélastique à température ambiante ($A_f < T_{ambiante}$), écrouie, et au fini de surface « black oxyde » a été sélectionnée. Ce fini correspond aux oxydes liés à la passivation naturelle de l'alliage lors de son procédé de mise en forme et a une épaisseur estimée d'approximativement 400 nm.

Afin de minimiser les frottements au sein de la tresse, le nombre de filaments doit être le plus faible possible. Ceci implique qu'il faut choisir le plus gros diamètre d de filament possible. Cependant, l'augmentation de d induit également une augmentation de la rigidité flexionnelle du filament, le rendant progressivement de plus en plus complexe à tresser. Un diamètre d de 0,39 mm a donc été sélectionné. Le diamètre supérieur disponible ($d = 0,51$ mm) ne permettait pas au filament d'être enroulé autour des bobines permettant d'alimenter une machine à tresser.

Le filament étant sélectionné, il convient de caractériser son comportement mécanique en tension.

4.3.2 Sélection du traitement thermique

Selon les travaux de Huang et Liu (2001), un recuit dont la température varie de 300 à 700 °C pour 30 min permet de récupérer la super-élasticité d'une nuance de NiTiNOL superélastique à $T_{ambiante}$ sous la forme d'un filament de 1 mm de diamètre. Le filament utilisé dans ce projet ne mesurant que 0,39 mm de diamètre, un recuit de 15 min peut être suffisant. La température reste cependant à déterminer. La présence du plateau de transition de phase induit que l'alliage est majoritairement en phase austénitique avant sollicitation

mécanique. Cependant, aucun plateau n'étant visible dans le diagramme en tension du CrCL, le but est d'obtenir un plateau présent, mais visuellement peu marqué, suite au TTh. L'El_u après TTh doit se trouver entre 8 et 12 % de déformation. Trois premiers essais mécaniques en tension quasi-statique (taux de chargement de $0,02 \cdot s^{-1}$) ont donc été menés à titre exploratoire :

- essai 1 : échantillon brut,
- essai 2 : échantillon chauffé 15 min à 300 °C,
- essai 3 : échantillon chauffé 15 min à 350 °C.

Les TTh ont été réalisés en plaçant les échantillons dans un four conventionnel (F300hp, Pyradia INC., Canada). Les échantillons étaient placés sur des supports en aluminium afin d'éviter le contact entre échantillons et avec les briques réfractaires du four. Après 15 min à 300, ou bien 350 °C, les échantillons étaient sortis du four puis jetés dans un bain d'eau à température ambiante pour 20 min.

Pour chaque essai, l'échantillon était monté sur une machine électromagnétique de caractérisation des matériaux (ElectroForce 3200, Bose ElectroForce, USA). Il était pincé par deux pinces à mords plats, laissant environ 40 mm d'échantillon libre entre l'extrémité de chaque pince, puis mis sous tension à 5N pour mesurer sa longueur exacte de référence entre chaque pince (*Voir Figure 4.3*). Chaque spécimen a été sollicité en tension jusqu'à sa rupture, à un taux de déformation de $0.02 \cdot s^{-1}$ de la longueur de référence.



Figure 4.3 Échantillon de filament monté sur la machine électromagnétique

Les forces étaient mesurées par une cellule de charge de 456 N (WMC-100-456, Bose, USA) et les déplacements par un extensomètre intégré à la machine électromagnétique. Ces mesures ont été acquises à une fréquence de 15 Hz.

L'échantillon brut présentait un comportement élastique linéaire et une rupture à faible niveau de déformation, typiquement représentatif d'un alliage de NiTiNOL fortement écroui. Les TTh permettent bien de lui redonner sa caractéristique superélastique. Le recuit de 15 min à 350 °C est suffisant pour faire apparaître à nouveau le plateau de transformation de phase (*Voir Figure 4.4*) et sera utilisé dans la suite de ce projet.

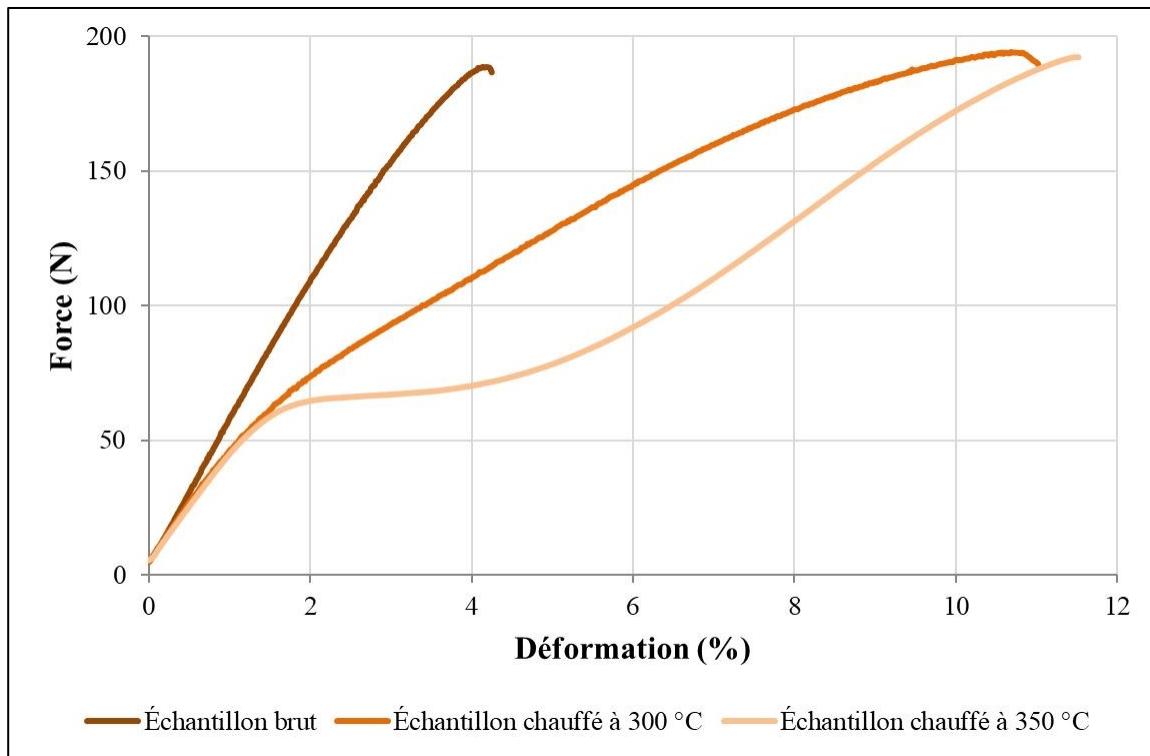


Figure 4.4 Influence du traitement thermique, dans le plan force-déformation, sur les échantillons de NiTiNOL

4.3.3 Caractérisation mécanique

4.3.3.1 Matériel

Le matériel utilisé pour les TTh et la caractérisation mécanique des échantillons est identique à la section 4.3.2, seule la méthode est modifiée.

4.3.3.2 Méthodes

Douze échantillons de filaments de NiTiNOL, séparé en 3 groupes de 4 échantillons, ont été testés. Le TTh a été appliqué à des dates différentes pour chaque groupe et les 4 échantillons de chaque groupe étaient simultanément enfournés.

Le TTh appliqué aux échantillons est un recuit à température constante de 350 °C pour 15 min. Lors du recuit, les échantillons étaient placés sur un support en aluminium pour éviter tous contacts non souhaités. À la fin du recuit, les échantillons étaient simultanément et immédiatement plongés dans un bain d'eau à température ambiante pour 20 min.

Chaque échantillon était monté de façon similaire à la section 4.3.2 en ajoutant de fines feuilles de carton entre la surface de chaque mord plat et l'échantillon, afin de limiter le phénomène de concentration de contrainte aux points d'ancrage de l'échantillon.

Le protocole de caractérisation mécanique en tension quasi-statique des échantillons de filaments a été inspiré de la norme ASTM (2014). La sollicitation consiste à effectuer un cycle d'hystérésis complet, puis une traction à la rupture, selon les modalités suivantes :

- précharge de l'échantillon à 1 N et prise de mesure de la longueur de référence (distance entre l'extrémité de chaque mord) ;
- traction de l'échantillon jusqu'à 6 % de déformation, à un taux de déformation de $7.10^{-4} \text{ .s}^{-1}$ de la longueur de référence ;
- relâchement de l'échantillon jusqu'à 0 % de déformation à un taux de déformation de $7.10^{-4} \text{ .s}^{-1}$ de la longueur de référence ;
- traction de l'échantillon jusqu'à sa rupture, à un taux de déformation de $7.10^{-3} \text{ .s}^{-1}$ de la longueur de référence.

Les données de force et de déplacement ont été acquises avec le matériel précédemment décrit, à une fréquence de 10 Hz.

4.3.3.3 Analyse des données

Les différentes propriétés relevées sont définies telles que suit :

- **UTS (UTL)** : contrainte (force) maximale atteinte en tension lors de l'essai ;
- **UPS (UPL)** : contrainte (force) relevée à 4 % de déformation de l'échantillon lors de la traction du cycle d'hystérésis ;

- **LPS (LPL)** : contrainte (force) relevée à 2,5 % de déformation de l'échantillon lors du relâchement du cycle d'hystérésis ;
- **El_u** : déformation de l'échantillon correspondant au point défini par l'UTL ;
- **El_r** : différence de déformation (%) entre la déformation correspondant à une contrainte de 10,0 MPa à la traction et au relâchement du cycle d'hystérésis ;
- **E_{martensite}** : module d'Young de la phase martensitique, défini comme la pente de la droite liant les points à 6 et 10 % de déformation du diagramme dans le plan contrainte-allongement relatif conventionnel.

L'analyse des limites intra- et inter-groupes ainsi que la cohérence des résultats ont été inspirés de la norme ASTM (2016a) et sont calculés sur les propriétés décrites ci-dessus. La normalité de distribution des données a été contrôlée à l'aide du test de Shapiro-Wilk. Sur les valeurs moyennes des propriétés énoncées ci-dessus, les deux données suivantes ont été calculées :

- **rigidité flexionnelle**, définie par l'équation (4.1) ;
- **rayon de courbure minimal** du filament à la rupture, défini par l'équation (4.2).

$$Rigidité flexionnelle = \overline{E_{martensite}} \frac{\pi d^4}{32} \quad (4.1)$$

$$Rayon de courbure min = \frac{d \overline{E_{martensite}}}{2 \overline{UTS}} \quad (4.2)$$

4.3.3.4 Résultats

Les diagrammes dans le plan force-déformation des essais mettent bien en valeur le phénomène d'hystérésis de l'alliage. Celui-ci est relativement étroit et les plateaux sont présents, bien que peu marqués (*Voir Figure 4.5*).

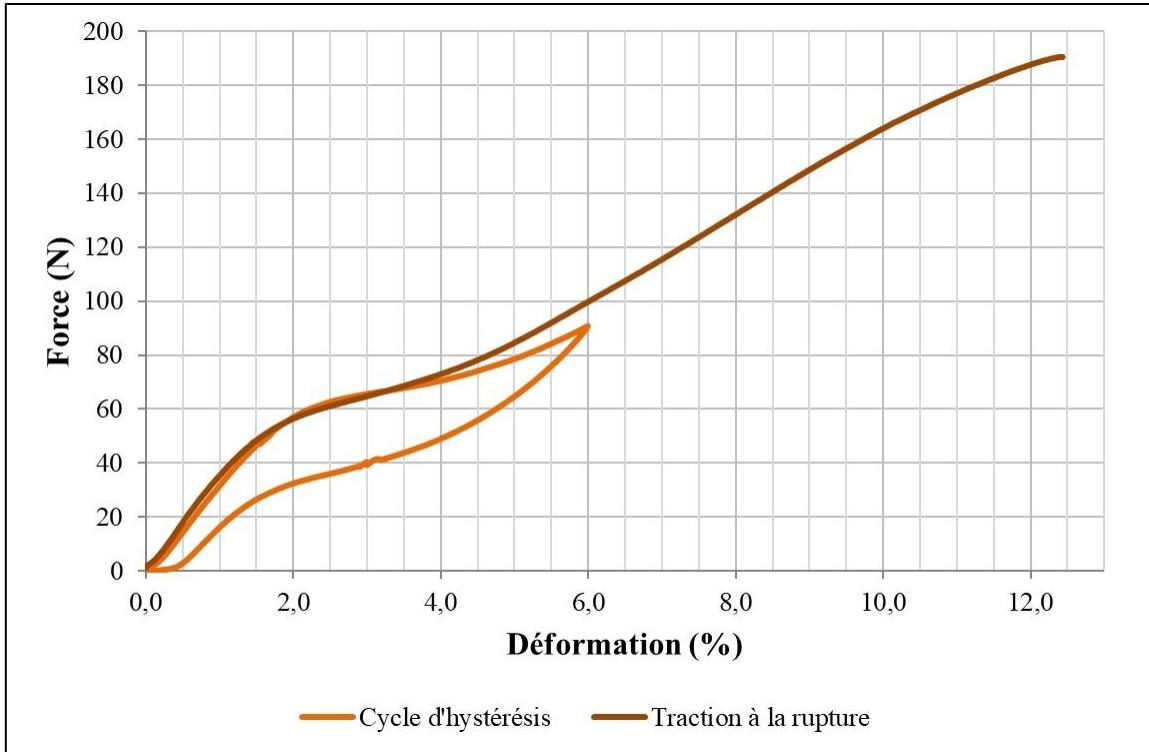


Figure 4.5 Diagramme dans le plan force-déformation d'un essai normalisé sur un échantillon de NiTiNOL (groupe 3, essai 2)

Une loi polynomiale de degré cinq (4.3) permet de reproduire le comportement mécanique en tension jusqu'à rupture d'un échantillon typique dans le plan contrainte-déformation. Elle pourra être utilisée pour d'appréhender le comportement mécanique du câble tressé de filaments. Cette loi est valable sur l'intervalle [0 ; 11] % de déformation et possède un coefficient de corrélation de 0,9996.

$$\begin{aligned}
 \text{Contrainte [MPa]} = & 0,073 \text{ El [%]}^5 - 2,7896 \text{ El [%]}^4 + 38,124 \text{ El [%]}^3 \\
 & - 217,76 \text{ El [%]}^2 + 571,64 \text{ El [%]} + 3.414
 \end{aligned} \quad (4.3)$$

Les propriétés mécaniques relevées lors de l'essai sont regroupées dans le Tableau 4.1. La normalité de distribution de l'ensemble des données, sauf celles relatives à l'UTS et l'UTL, valide l'utilisation des moyennes et des écarts-types pour décrire les séries. Par commodité, l'UTS et l'UTL sont également décrits par une moyenne et un écart-type afin de pouvoir

appliquer les lois décrites par la norme ASTM (2016a). L'utilisation de la médiane et des quartiles serait théoriquement plus adaptée dans le cadre des statistiques descriptives (UTS : 1 627 [1 594 ; 1 659] MPa et UTL : 195 [191 ; 198] N).

Tableau 4.1 Statistiques descriptives des propriétés mécaniques en tension quasi-statique des échantillons de NiTiNOL thermiquement traités et limites intra- et inter-groupes des essais à 95 % de confiance

Propriété	Unité	Total des essais		Intra-groupe		Inter-groupe	
		Moyenne	Écart-type	Écart-type	Limite	Écart-type	Limite
El _u	%	12,9	0,9	0,8	2,4	0,9	2,5
El _r	%	0,5	0,1	0,1	0,4	0,1	0,4
UTL	N	193	8	8	23	8	23
UTS	MPa	1611	70	69	194	71	199
UPL	N	74	7	5	14	7	21
UPS	MPa	619	56	42	119	61	171
LPL	N	38	4	3	9	4	12
LPS	MPa	317	35	29	81	36	102
E _{martensite}	GPa	12,9	0,9	1,0	2,8	1,0	2,8

Les limites indiquent l'écart maximal normal qui peut être observé entre deux valeurs avec une confiance à 95 % dans les conditions intra- et inter-groupes définies par le protocole d'essais actuel. Les conditions intra-groupes sont : même opérateur, même matériel, échantillons issus de la même bobine d'alliage et TTh appliqué en une fois sur l'ensemble des échantillons. Les conditions inter-groupes sont : même opérateur, même matériel, échantillons issus de la même bobine d'alliage et TTh identique appliqué à des dates différentes sur les échantillons.

Tableau 4.2 Cohérence statistique des résultats sur les propriétés mécaniques en tension quasi-statique des échantillons de NiTiNOL

Propriété	Critère de cohérence					
	Intra-groupe, $h_{crit\ 0,05} = \pm 1,15$			Inter-groupe, $k_{crit\ 0,05} = 1,61$		
	Groupe 1	Groupe 2	Groupe 3	Groupe 1	Groupe 2	Groupe 3
El_u	-1,14	0,70	0,44	0,72	1,01	1,21
El_r	-0,64	1,15	-0,51	0,40	1,11	1,27
UTL	0,24	0,86	-1,10	0,47	0,55	1,57
UTS	0,29	0,82	-1,11	0,49	0,54	1,57
UPL	0,90	0,18	-1,08	0,80	1,50	0,34
UPS	0,91	0,16	-1,07	0,76	1,51	0,38
LPL	0,65	0,50	-1,15	0,95	1,38	0,46
LPS	0,66	0,50	-1,15	0,93	1,39	0,46
E_{martensite}	1,14	-0,70	-0,44	0,70	1,00	1,23

La cohérence des résultats est présentée dans le Tableau 4.2. Celle-ci est jugée au sein de chaque groupe (critère h) et entre chaque groupe (critère k). Pour 3 groupes de 4 essais, les seuils critiques à 95 % de confiance des critères de cohérence sont : $h_{crit} = \pm 1,15$ et $k_{crit} = 1,61$. Pour les propriétés présentées, aucune valeur de h ou k ne dépassent ces seuils, indiquant que leurs résultats peuvent être jugés cohérents dans les conditions intra- et inter-groupes des essais. Les limites présentées dans le Tableau 4.1 peuvent donc être exploitées et il peut être jugé que le TTh permet de toujours récupérer les mêmes propriétés mécaniques liées à la super-élasticité de l'alliage.

La rigidité flexionnelle des filaments de NiTiNOL est de 29 N.mm² et leur rayon de courbure minimal à la rupture est de 1,6 mm.

4.4 Détermination des paramètres géométriques du câble tressé

Les propriétés mécaniques en tension quasi-statique des filaments de NiTiNOL maintenant connues, le comportement mécanique en tension du câble tressé peut maintenant être

appréhendé. Ceci permettra de définir les paramètres de tressage, tels que définis dans la section 4.2.2.

4.4.1 Modèle mathématique

Le comportement mécanique en tension quasi-statique du câble tressé est simulé à l'aide des lois de Rawal et al. (2015). Les lois présentées pour la tresse (4.4) transforment le couple de valeurs (σ_f , ε_f) connues du filament (4.5) d'un point donné du plan contrainte-déformation en un nouveau couple de valeurs (σ_t , ε_t) de la tresse. La loi comportementale du filament (4.3) a été définie à la section 4.3.3.4.

$$\sigma_t = f(\varepsilon_t) \quad (4.4)$$

$$\sigma_f = f(\varepsilon_f) \quad (4.5)$$

Le rapport de contraintes en un point donné n du plan contrainte-déformation entre la tresse et un de ses filaments est défini par l'équation (4.6).

$$\sigma_t = v \sigma_f (\cos \alpha_n)^2 \quad (4.6)$$

Ce rapport dépend du volume de maille (v) en un point donné n du plan contrainte-déformation, qui est défini par l'équation (4.7). Le coefficient C est le coefficient d'ondulation d'un filament, arbitrairement fixé à 0,5 pour cette application.

$$v = \frac{(2 + C) N d}{16 D \cos(\alpha_n)} \quad (4.7)$$

Le rapport de déformations en un point donné n du plan contrainte-déformation entre la tresse et un de ses filaments est défini par l'équation (4.8).

$$\varepsilon_f = \sqrt{(1 + \varepsilon_t)^2 (\cos(\alpha_n))^2 + \frac{(\sin(\alpha_n))^2}{1 + \varepsilon_t}} - 1 \quad (4.8)$$

La valeur de l'angle de tressage en un point donné n du plan contrainte-déformation entre la tresse et un de ses filaments est définie par l'équation (4.9).

$$\cos(\alpha_n) = \frac{\cos(\alpha_{n-1}) (1 + \varepsilon_t)}{1 + \varepsilon_f} \quad (4.9)$$

La tresse est estimée être rompue à un couple (σ_t , ε_t) lorsque ε_f atteint 12 % de déformation. La loi comportementale (4.4) a été discrétisée en un point par pas incrémental de 0,1 % de déformation lors de l'exploitation des plans expérimentaux.

4.4.2 Plans expérimentaux

Les lois de Rawal et al. (2015) peuvent donc être exploitées pour simuler plusieurs tresses avec différentes valeurs de paramètres N, D et α . Cette section présente le plan factoriel complet à trois facteurs et deux modalités (2^3) qui a été utilisé pour étudier l'influence de ces paramètres sur le comportement du câble tressé, puis le plan composite centré utilisé pour optimiser sa conception. L'ensemble des analyses a été effectué avec une suite logicielle de techniques analytiques avancées (Statistica v.7.1, Dell Software, USA).

4.4.2.1 Facteurs et modalités du plan complet 2^3

Les trois paramètres à déterminer constituent trois facteurs de plan expérimental. Ils varient suivant deux modalités, formant ainsi un plan expérimental 2^3 complet sans répétitions (*Voir Tableau 4.3*). Ainsi, dans le cadre de la fabrication du câble tressé, le terme « paramètre » est employé, tandis que le terme « facteur » est employé dans le cadre d'analyses de plans expérimentaux.

Le facteur D prendra les modalités naturelles 3 et 5,5 mm. Au-delà de 5,5 mm, le diamètre extérieur du câble fait qu'il ne pourrait plus être inséré au sein des tunnels osseux. En deçà de 3 mm, la tresse risquerait d'avoir une maille trop dense pour pouvoir être réellement bien tressée.

Il est généralement admis qu'une valeur idéale d' α est proche de 40-45° pour maximiser la déformation maximale d'une tresse à sa rupture. Par conséquent, les modalités naturelles du facteur α sont fixés à 35 à 55°.

En imaginant que l'UTL du câble soit directement égal à N fois l'UTL moyen d'un filament, il devrait être composé d'une vingtaine de filaments. Par conséquent, le facteur N prendra les modalités naturelles 14 et 24 brins.

Chaque modalité naturelle est convertie en modalité codée prenant les valeurs « -1 » et « +1 ». La conversion entre une modalité naturelle et une modalité codée est fournie par l'équation (4.10). Le facteur N y est pris à titre d'exemple.

$$N_{codé} = \frac{N_{naturel} - \frac{1}{2} (N_{naturel \ max} + N_{naturel \ min})}{\frac{1}{2} (N_{naturel \ max} - N_{naturel \ min})} \quad (4.10)$$

4.4.2.2 Réponse du plan complet 2³

Idéalement, les courbes en tension quasi-statique à la rupture du câble tressé et de l'allure moyenne du comportement des CrCL sains devraient être confondues lorsque tracées dans un même plan. Afin d'estimer leur superposition un calcul d'erreur quadratique moyenne (RMS) sur les écarts en force du CrCL moyen et du câble tressé à chaque point de déformation (El_i pour $i \in \mathbb{N}$ variant de 1 à la valeur correspondant à El_u) a été effectué (*Voir Équation (4.11)*).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{El_1}^{El_u} (Force_{câble} - Force_{crcL moyen})^2} \quad (4.11)$$

Le RMS renvoie donc une valeur scalaire unique à minimiser, qui peut être utilisée dans un plan expérimental (*Voir Tableau 4.3*).

Tableau 4.3 Définition des paramètres du plan expérimental 2^3

Facteurs		Modalités	
Étiquette	Unité	-1	+1
D	<i>mm</i>	3	5,5
α	$^{\circ}$	35	50
N	-	14	24
Réponse		Modalités	
RMS	<i>N</i>	sans modalités	

4.4.2.3 Validité du plan complet 2^3

Avant d'analyser un plan expérimental, il convient de vérifier que ses résultats de mesures suivent les conditions suivantes :

- les résidus doivent suivre une distribution normale ;
- la variance des résultats de mesure doit être homogène ;
- les échantillons doivent être indépendants.

Ces conditions peuvent être graphiquement validées en observant le diagramme de distribution des résidus par rapport à une distribution normale, par rapport aux mesures observées et par rapport à leur ordre d'essai.

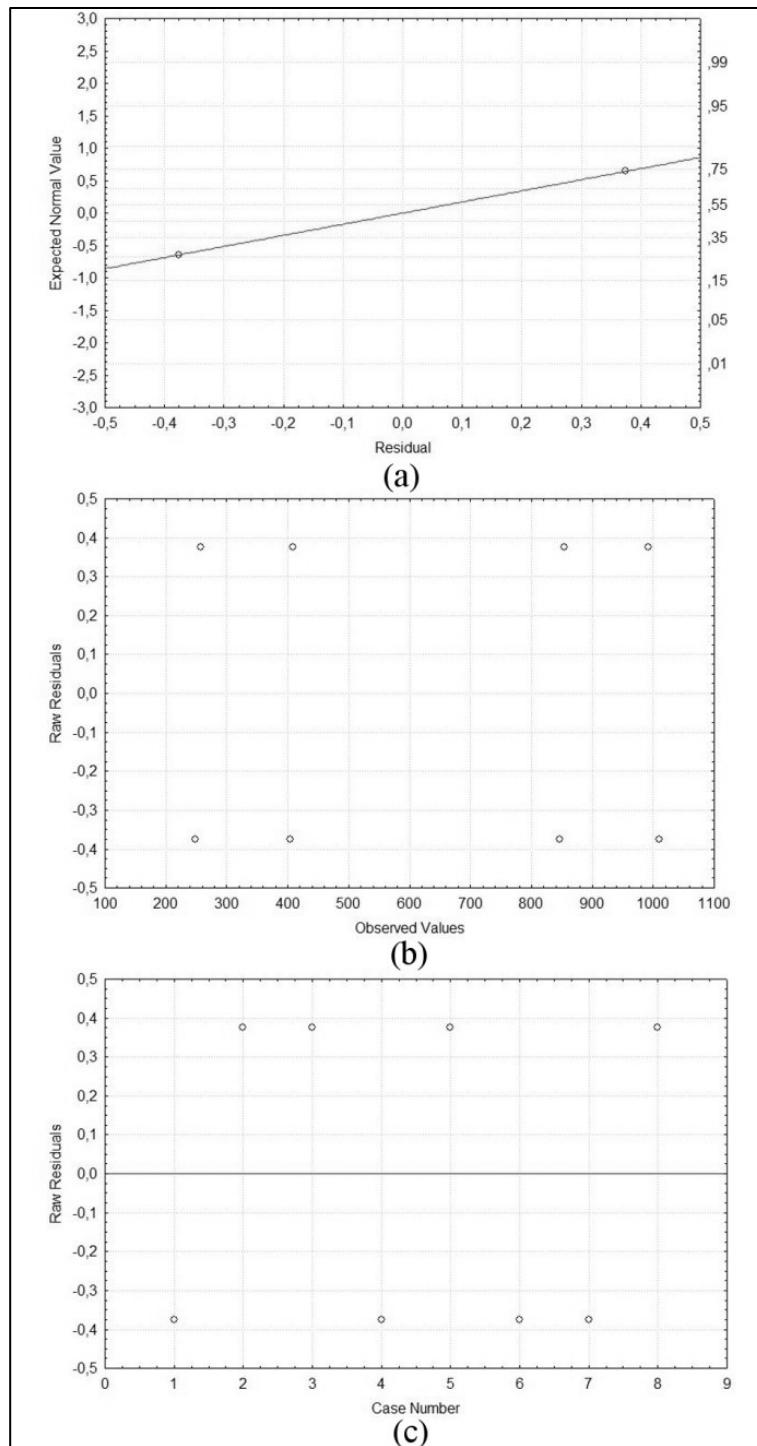


Figure 4.6 Diagrammes relatifs à la validation du plan 2³,
avec (a) diagramme des résidus en fonction d'une
distribution normale, (B) diagramme des résidus en
fonction des valeurs mesurées et (c) diagramme des
résidus par ordre de mesure

Les résidus sont distribués proche de la droite normale (*Voir Figure 4.6 (a)*) et ne présentent pas de structure particulière pouvant invalider le plan (*Voir Figure 4.6 (b-c)*). Les conditions de distribution, de variance et d'indépendance sont donc estimées être respectées. Le plan peut être analysé.

4.4.2.4 Résultats du plan complet 2^3

Le plan 2^3 a d'abord été analysé en prenant en compte toutes les interactions doubles et l'interaction triple des facteurs. Ceci exploite l'ensemble des degrés de liberté (dl) du plan et ne permet pas d'effectuer de statistiques inférentielles. Les coefficients β associés à chaque facteur et combinaison de facteurs du modèle linéaire du plan expérimental (*Voir Équation (4.12)*) peuvent cependant être estimés.

$$\widehat{RMS} = \beta_0 + \beta_1 D + \beta_2 \alpha + \beta_3 N + \beta_4 D \alpha + \beta_5 D N + \beta_6 \alpha N + \beta_7 D \alpha N \quad (4.12)$$

Les pourcentages de contribution de chaque facteur et combinaison de facteurs sur l'évolution de la réponse RMS sont présentés dans le Tableau 4.4.

Tableau 4.4 Résultats d'analyse du plan 2^3 prenant en compte les facteurs uniques, les interactions doubles et l'interaction triple

Sources	Effets	β	Contribution (%)	SC	dl
-	1229	614,5			
D	6,5	3,25	0,01	5,28125	1
α	-179,5	-89,75	7,29	4027,53125	1
N	199,5	99,75	9,01	4975,03125	1
Dα	-5	-2,5	0,01	3,125	1
DN	8	4	0,01	8	1
αN	-608	-304	83,67	46208	1
DαN	1,5	0,75	0,00	0,28125	1
			Erreur	<i>non calculable</i>	0
			Total	55227,25	7

Il apparaît que le principal contributeur sur l'évolution de la réponse est indéniablement l'interaction double (αN). Selon le principe de pareto, sa contribution étant supérieure à 80 %, elle pourrait être estimée comme étant l'unique interaction d'influence, toutes autres interactions et facteurs uniques pouvant être négligés. Cependant, même si une contribution est faible, elle peut être statistiquement significative.

En outre, même sans employer les statistiques inférentielles, il ne conviendrait pas de considérer comme négligeables les facteurs uniques N et α , ceux-ci prenant part dans l'interaction double présentant la plus grande contribution. L'emploi de telles statistiques permettrait en revanche de trancher sur l'influence du paramètre D_i . Sa contribution, que ce soit en facteur unique ou en interactions, est très faible, mais peut être statistiquement significative.

Le besoin de récupérer un degré de liberté sur l'erreur est donc important. La meilleure solution pour en récupérer un est de considérer négligeable le rôle de l'interaction triple. Cette solution est viable car l'interaction triple ne contribue ostensiblement pas à l'évolution de la réponse.

Les nouveaux résultats d'analyses du plan 2^3 en négligeant l'interaction triple sont présentés dans le Tableau 4.5.

Tableau 4.5 Résultats d'analyse du plan 2^3 prenant en compte les facteurs uniques et les interactions doubles

Sources	Effets	β	Contribution (%)	SC	dl	MQ	F-test	p-value
-	614,5	614,5						
D	6,5	3,25	0,01	84,5	1	84,5	18,8	0,1444
α	-179,5	-89,75	7,29	64440,5	1	64440,5	14320,1	0,0053
N	199,5	99,75	9,01	79600,5	1	79600,5	17689	0,0048
Da	-5	-2,5	0,01	50	1	50	11,1	0,1855
DN	8	4	0,01	128	1	128	28,4	0,1180
αN	-608	-304	83,67	739328	1	739328	164295,1	0,0016
			Erreur	4,5	1	4,5		
			Total	883636	7			

L'interaction double (α N) reste le principal contributeur sur l'évolution de la réponse. Sans surprise, son influence est également statistiquement significative ($p < 0,05$). Bien que faibles contributeurs, les facteurs uniques N et α ont également une influence statistiquement significative ($p < 0,05$) sur l'évolution de la réponse.

Concernant le facteur D, à nouveau, il ne présente pas de grandes contributions en tant que facteur unique ou membre d'interactions doubles. Il va de même pour son influence. Ce facteur peut donc être considéré comme étant négligeable et sa valeur peut être fixée en tenant uniquement compte de l'aspect géométrique des tunnels osseux et du procédé de fabrication du câble tressé. Afin d'observer la surface de réponse (*Voir Tableau 4.6*), le facteur D va pour le moment être fixé à sa modalité codée « +1 ». Un gradient de couleur, évoluant du vert au rouge, est appliqué afin de visualiser la croissance de la valeur de RMS en chaque point de la surface de réponse.

Tableau 4.6 Surface de réponse discrétisée du plan 2^3 avec le facteur D fixé à sa modalité « +1 »

Naturel	N	14	16	18	20	22	24
α	Codé	-1,0	-0,6	-0,2	0,2	0,6	1,0
35	-1,0	302	465	628	792	955	1118
36	-0,9	330	477	624	771	918	1065
37	-0,7	359	489	620	751	881	1012
38	-0,6	387	501	616	730	845	959
39	-0,5	415	513	612	710	808	906
40	-0,3	443	525	607	690	772	854
41	-0,2	472	537	603	669	735	801
42	-0,1	500	549	599	649	698	748
43	0,1	528	562	595	628	662	695
44	0,2	556	574	591	608	625	642
45	0,3	585	586	587	587	588	589
46	0,5	613	598	582	567	552	537
47	0,6	641	610	578	547	515	484
48	0,7	669	622	574	526	479	431
49	0,9	698	634	570	506	442	378
50	1,0	726	646	566	485	405	325

Une interaction double et ses deux facteurs uniques qui la composent étant les seuls contributeurs notables à l'évolution de la réponse, la surface de réponse est un paraboloïde hyperbolique. Le point optimal pour minimiser la réponse semble se situer sur la diagonale liant les deux couples (-1, -1) et (+1, +1) de (N, α). Cependant, les plans expérimentaux 2^3 ne sont pas des plans idéaux pour optimiser une réponse en raison de la linéarité de leur modèle mathématique. Il convient donc de transformer ce plan expérimental en plan composite centré afin de pouvoir utiliser un modèle quadratique.

4.4.2.5 Facteurs, modalités et réponse du plan composite centré

Le facteur D sera fixé à 4 mm pour la suite de ce projet, pour des raisons pratiques de fabrication de la tresse. Les modalités naturelles des facteurs α et N sont conservés tels que décrits dans la section précédente, ainsi que la méthode d'obtention de la réponse RMS.

Cependant, trois modalités codées sont ajoutées à la définition du plan expérimental : 0 et $\pm\sqrt{2}$. Ceux-ci permettent d'ajouter des degrés de liberté au plan afin de pouvoir proposer un modèle quadratique. Les modalités $\pm\sqrt{2}$ permettent d'assurer une bonne estimation de la surface de réponse sur ses frontières aux modalités ± 1 des facteurs du plan, sans pouvoir l'extrapoler au-delà de celles-ci. La modalité 0 permet d'assurer une bonne estimation de sa zone centrale. La mesure en ce point central est supposée être répétée au moins trois fois, mais, dans le contexte d'utilisation des lois mentionnées dans la section 4.4.1, cela serait inutile, car le résultat mesuré serait toujours identique. La nouvelle définition des facteurs du plan expérimental est disponible dans le Tableau 4.7.

Tableau 4.7 Définition des paramètres du plan expérimental composite centré

Facteurs		Modalités				
Étiquette	Unité	$-\sqrt{2}$	-1	0	+1	$+\sqrt{2}$
α	°	32	35	42,5	50	53
N	-	12	14	19	24	26
Réponse		Modalités				
RMS	N	sans modalités				

4.4.2.6 Validité du plan composite centré

De même que pour le plan 2^3 , le plan composite centré doit satisfaire les conditions de distribution, de variance et d'indépendance des résultats mesurés.

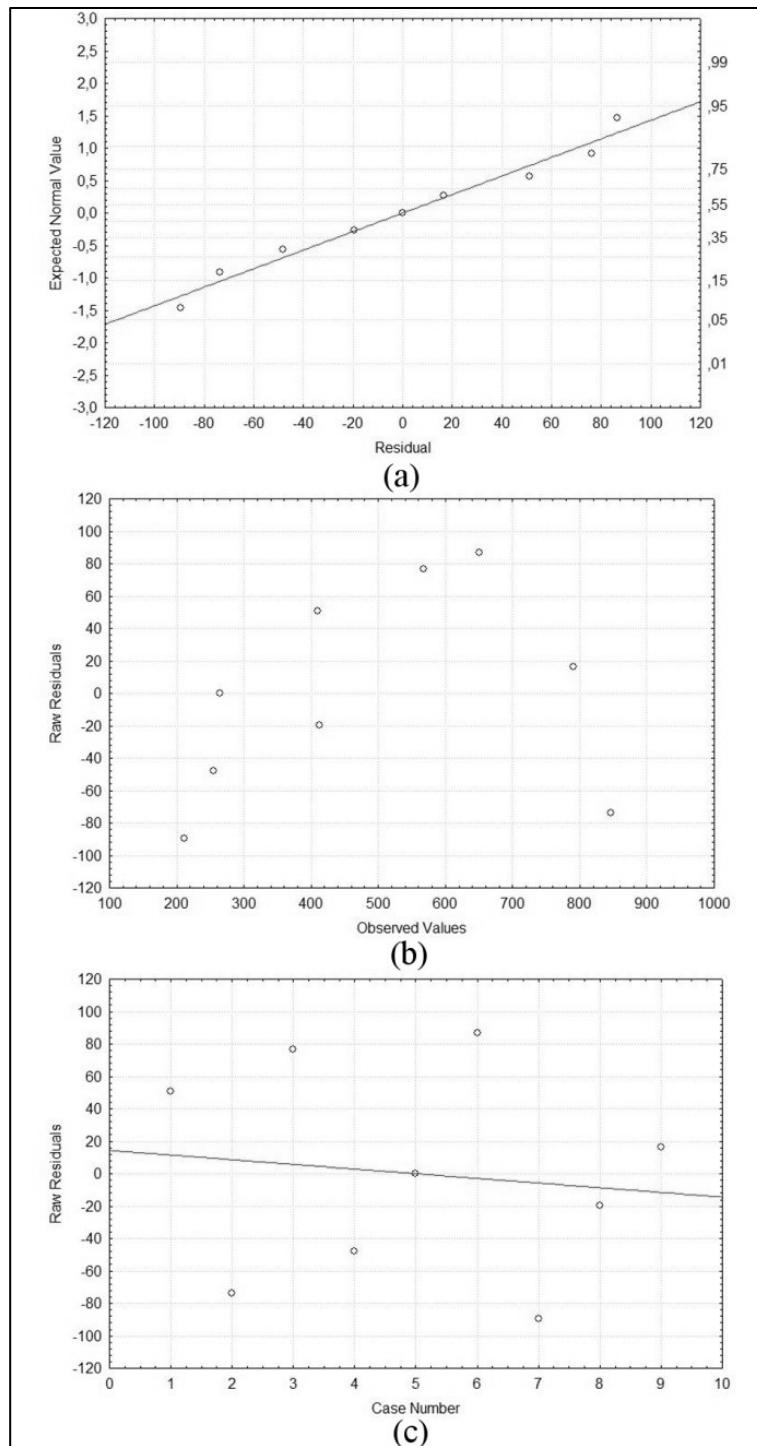


Figure 4.7 Diagrammes relatifs à la validation du plan composite centré, avec (a) diagramme des résidus en fonction d'une distribution normale, (B) diagramme des résidus en fonction des valeurs mesurées et (c) diagramme des résidus par ordre de mesure

À nouveau, les résidus sont distribués proches de la droite normale (*Voir Figure 4.7 (a)*) et ne présentent pas de structure particulière pouvant invalider le plan (*Voir Figure 4.7 (b-c)*). Les conditions de distribution, de variance et d'indépendance sont donc estimées être respectées. Le plan peut être analysé.

4.4.2.7 Résultats du plan composite centré

Le modèle quadratique du plan expérimental composite centré est tel que défini par l'équation (4.13).

$$\widehat{RMS} = \beta_0 + \beta_1 \alpha + \beta_2 \alpha^2 + \beta_3 N + \beta_4 N^2 + \beta_5 \alpha N \quad (4.13)$$

Les résultats d'analyse du plan composite centré sont détaillés dans le Tableau 4.8.

Tableau 4.8 Résultats d'analyse du plan composite centré

Sources	Effets	β	Contribution (%)	SC	dl	MQ	F-test	p-value
-	178,02	178,02						
α	65,746	32,873	2,26	8643,9	1	8643,9	1,09579	0,372099
α^2	214,996	107,498	8,79	33604,9	1	33604,9	4,26013	0,130992
N	-100,204	-50,102	5,25	20078,7	1	20078,7	2,5454	0,208885
N ²	400,552	200,276	30,53	116643,4	1	116643,4	14,78701	0,031037
αN	-459,5	-229,75	55,26	211140,3	1	211140,3	26,76648	0,014014
			Erreur	23664,7	3	7888,2		
			Total	382112,2	8			

Selon le principe de pareto, les principaux contributeurs à l'évolution de la réponse sont les interactions doubles (NN) et (αN), ce qui démontre la nécessité d'utiliser un modèle quadratique. Ces deux interactions doubles possèdent également des influences statistiquement significatives sur l'évolution de la réponse RMS ($p < 0,05$). Bien que faible contributeur et d'influence non significative, le facteur α ne put pas être considéré comme étant négligeable étant donné sa présence dans l'interaction double (αN).

Avant de poursuivre l'analyse en exploitant le modèle quadratique, il convient de s'assurer de sa validité. La validation peut être effectuée graphiquement grâce à une analyse des résidus entre les valeurs prévues par le modèle et mesurées de la réponse (Voir Figure 4.8) et le calcul du coefficient de corrélation (r^2) du modèle, suivant l'équation (4.14).

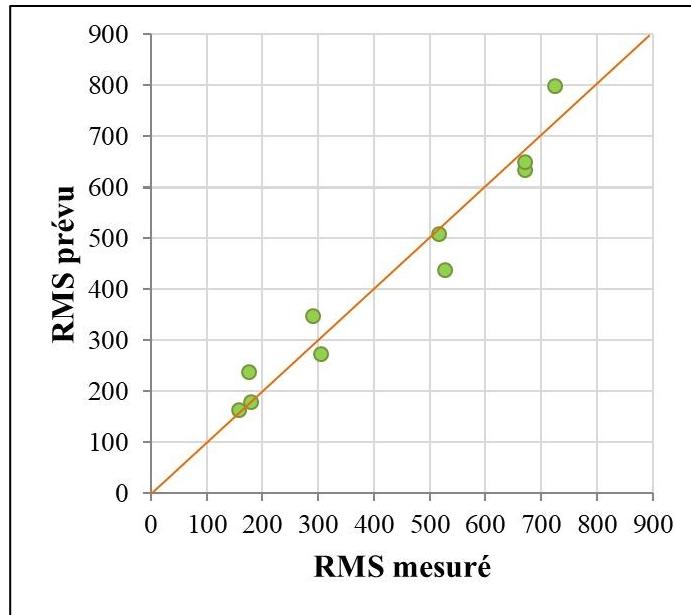


Figure 4.8 Diagramme des résidus du modèle quadratique du plan composite centré

$$r^2 = \frac{SC_\alpha + SC_{\alpha^2} + SC_N + SC_{N^2} + SC_{\alpha N}}{SC_{total}} \quad (4.14)$$

Le coefficient de corrélation du modèle quadratique vaut 0,9802. Les résidus sont répartis de façon homogène autour de la droite bissectrice du diagramme. Ils ne présentent donc pas de structure particulière. Ces éléments valident l'utilisation du modèle quadratique pour prévoir la réponse RMS au sein du domaine de définition du plan composite centré.

Le modèle quadratique comporte nécessairement une erreur sur la prévision de la réponse RMS. Un écart-type exact sur la prévision de la réponse ne peut pas être déterminé dans ce type de loi, mais un estimateur peut en être calculé suivant l'équation (4.15).

$$Erreurestimated = \pm \sqrt{\frac{SC_{erreur}}{dl_{erreur}}} \quad (4.15)$$

L'erreur estimée sur la valeur prévue de RMS par le modèle quadratique du plan composite centré est donc de ± 89 N.

Le modèle étant validé et son erreur estimée, les allures de courbes en fonction des couples (α, N) peuvent être observées et analysées, ainsi que la surface de réponse du plan expérimental.

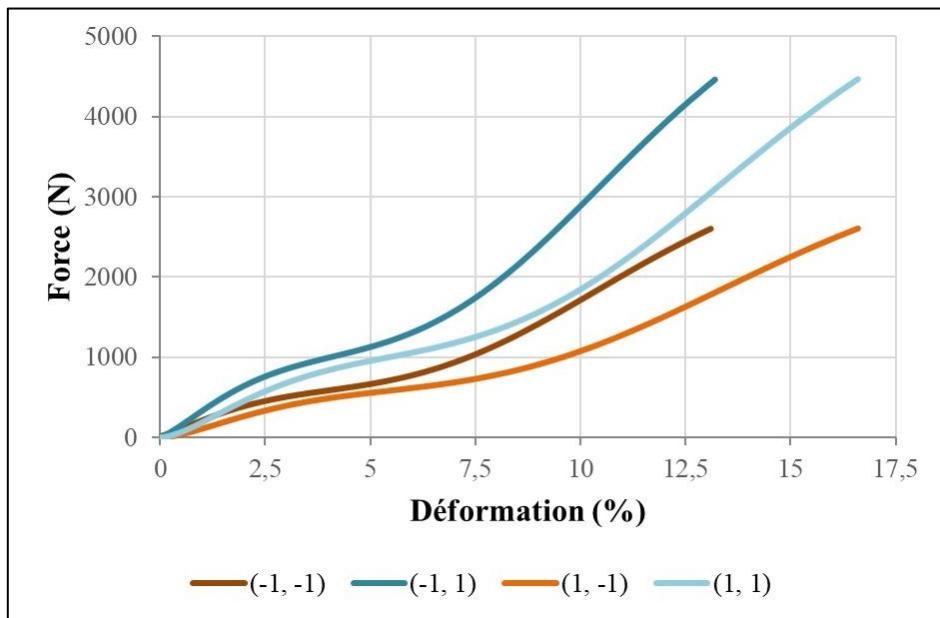


Figure 4.9 Diagrammes du comportement simulé dans le plan force-déformation du câble tressé selon les combinaisons extrêmes (α, N) du plan composite centré

La superposition des diagrammes comportementaux du câble tressé selon ses combinaisons extrêmes du plan expérimental (*Voir Figure 4.9*) permet de montrer la façon dont influe individuellement les facteurs α et N sur ces allures. Il en ressort qu'une augmentation du facteur α augmente la valeur d' El_u du câble et qu'une augmentation du facteur N augmente sa valeur d' UTL . Concernant les allures mêmes, la variation de N à α fixe implique une transformation de la courbe par homothétie selon l'axe des forces, tandis que la variation de α à N fixe engendre une transformation quelconque de l'allure de la courbe selon l'axe des déformations. Ainsi, plus la valeur de déformation augmente, plus la valeur de α choisie lors du tressage du câble influe l'allure de la courbe.

Tableau 4.9 Surface de réponse discrétisée du plan composite centrée

Naturel	N	14	16	18	20	22	24
α	<i>Codé</i>	-1,0	-0,6	-0,2	0,2	0,6	1,0
35	-1,0	273	217	225	297	433	633
36	-0,9	282	213	208	268	392	580
37	-0,7	294	213	196	243	355	530
38	-0,6	310	216	187	223	322	485
39	-0,5	329	224	183	206	292	443
40	-0,3	353	235	182	192	267	406
41	-0,2	380	250	185	183	245	372
42	-0,1	411	269	191	177	228	342
43	0,1	446	292	202	176	214	316
44	0,2	485	319	216	178	203	293
45	0,3	528	349	234	184	197	275
46	0,5	574	383	256	193	194	260
47	0,6	625	421	282	207	196	249
48	0,7	679	463	312	224	201	242
49	0,9	737	509	345	245	210	238
50	1,0	799	558	382	270	223	239

L'étude de la surface de réponse du plan (Tableau 4.9) permet de déterminer le couple (α , N) optimal à sélectionner pour minimiser la réponse. Un gradient de couleur, évoluant du vert au

rouge, est appliqué afin de visualiser la croissance de la valeur de RMS en chaque point de cette surface. Ainsi, la valeur minimale de RMS qu'il est possible d'atteindre est 176 ± 89 N. Cette valeur correspond au couple $(43^\circ, 20)$ de (α, N) . Il apparaît cependant que l'optimisation est très permissive une grande zone de la surface de réponse présente un RMS proche du RMS minimal. Toute valeur inférieure à 221 N (soit $176 + 0,5$ erreur estimée) pourrait être jugée acceptable et son couple (α, N) être sélectionné pour la conception préliminaire du câble tressé.

4.4.3 Paramètres de conception choisis

Les sections précédentes ont permis de cerner des paramètres optimaux pour la conception du câble. Ce câble de 400 mm de longueur est donc une tresse tubulaire de 4 mm de diamètre intérieur, composée de 20 filaments de NiTiNOL superélastique à température ambiante, tressés avec un angle de 43° . Chaque filament a un diamètre de 0,39 mm.

Afin de garantir la super-élasticité de l'alliage, un recuit de 15 min à 350 °C doit être appliqué au matériau, puis le plonger immédiatement, en sortie de four, pour 20 min dans un bain d'eau à température ambiante.

Le comportement optimal simulé du câble superélastique est présenté en Figure 4.10. La présence du plateau de transition de phase du NiTiNOL empêche une superposition exacte des courbes de comportement. L' El_u simulée du câble tressé est de 14,8 %. Ceci est donc supérieur au seuil physiologique de déformation maximale supposée du CrCL lors de mouvements normaux du grasset bovin. L'UTL simulé du câble tressé est de 3 178 N.

Cependant, les lois de Rawal et al. (2015) sont purement géométriques et ne tiennent pas compte des frottements entre chaque filament. Il se peut donc que le plateau de transition disparaisse dans le comportement global du câble et que son comportement ne corresponde pas à celui qui a été simulé. Un prototype doit donc être fabriqué et testé.

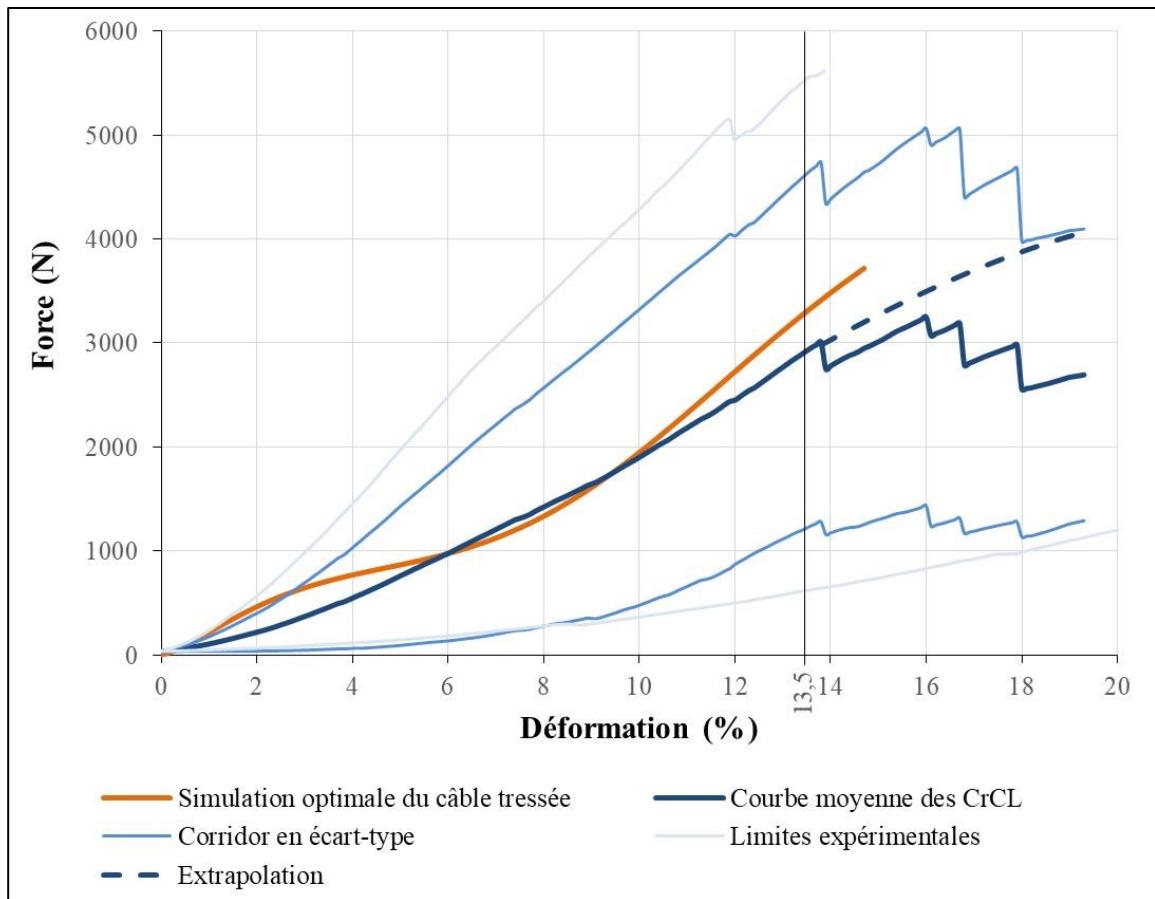


Figure 4.10 Superposition du comportement simulé du câble tressé optimal à la courbe moyenne du comportement des CrCL et ses corridors, dans le plan force-déformation

4.5 Fabrication d'un prototype

Le câble tressé a été réalisé à l'aide d'une tresseuse industrielle (B10 Maypole Braider, Wardwell Braiding Co., USA). La tresseuse est composée de deux rondes de bobines d'alimentation tournant en sens opposés autour d'une âme de tressage. Les bobines d'une ronde passent en oscillant de gauche à droite autour de chaque bobine de l'autre ronde (*Voir Figure 4.11*), reproduisant les pas d'une danse traditionnelle européenne de l'Arbre de Mai (la Fleur), d'où l'appellation donnée à la tresseuse industrielle par son fabricant (maypole).

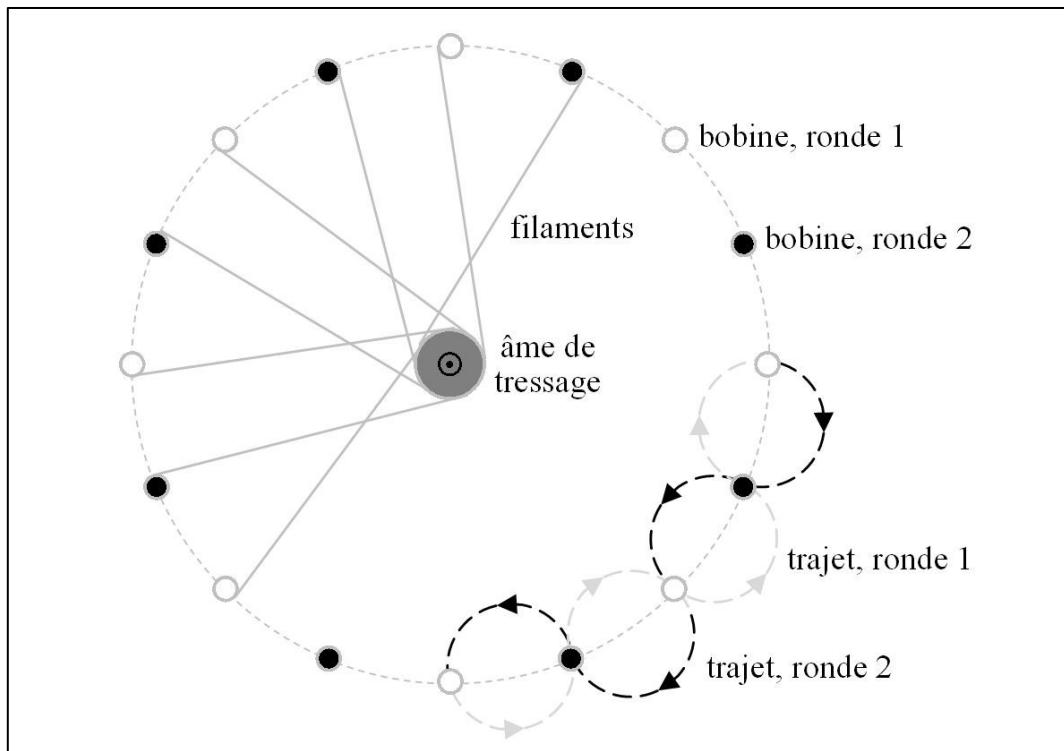


Figure 4.11 Description simplifiée du mouvement des bobines d'alimentation de la tresseuse industrielle

Ces mouvements impliquent que la distance entre chaque bobine au sein d'une ronde doit être égale afin de tresser un câble homogène. La tresseuse industrielle offrant 24 emplacements pour bobine d'alimentation sur chaque ronde, seules des tresses tubulaires à 2, 4, 6, 8, 12, 16 ou 24 filaments peuvent être fabriquées. Un nombre optimal de 20 filaments ayant été déterminé dans la section précédente pour la conception du câble, la voie du surdimensionnement a été choisie et le câble a été fabriqué avec 24 brins.

L'âme de tressage est un fil d'aluminium de 4 mm de diamètre, dimension du diamètre intérieur du câble tressé. Il est fixé à la surface du tambour de stockage de la tresseuse et passe par un guide de tressage (*Voir Figure 4.12 (a-b)*). Il s'agit d'une âme temporaire pour donner une forme au câble, elle en est retirée après l'application du TTh.

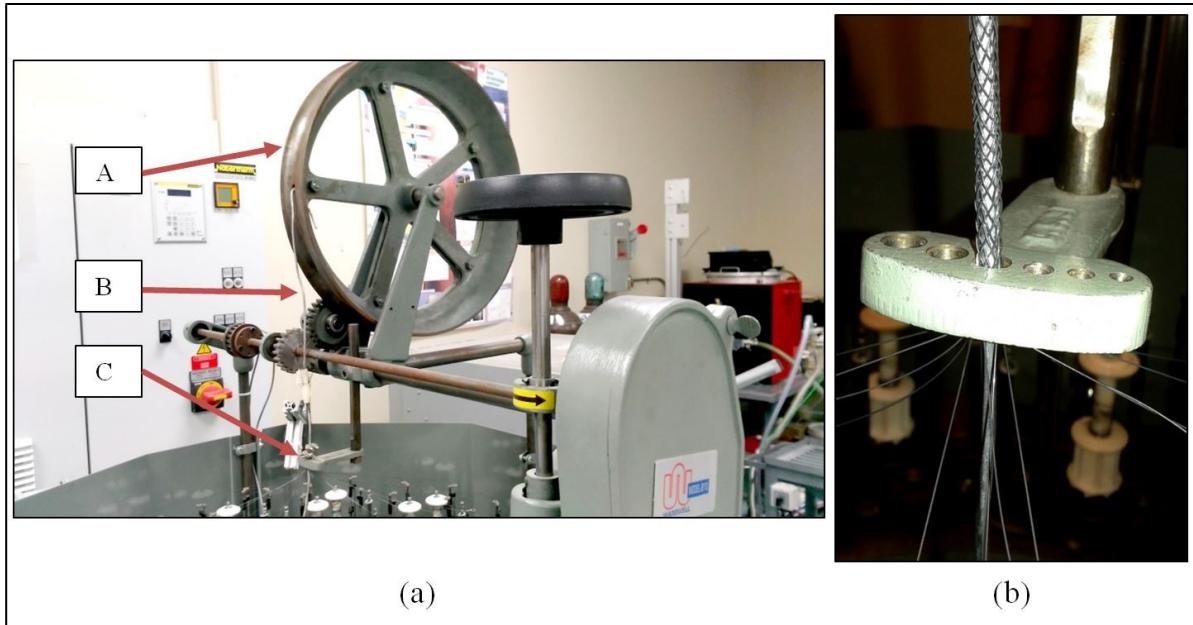


Figure 4.12 Détails de la tresseuse industrielle : (a) la partie supérieure d'entraînement de la tresse, avec A, le tambour de stockage ; B, l'âme d'aluminium ; C, le guide de tressage ; et (b) le guide de tressage lors d'un essai de fabrication d'une tresse

La tresseuse étant actionnée par un unique moteur et n'étant pas fournie avec différents jeux de réducteurs pour l'adaptation de la vitesse d'entraînement (V_t) de la tresse, celle-ci et la vitesse de rotation angulaire des bobines d'alimentation autour de l'âme (ω_b) sont fixes et ne peuvent pas être modifiées. L'angle de tressage dépend de ces deux vitesses, du diamètre intérieur D de la tresse et du diamètre d'un filament, selon l'équation (4.16) (Rawal et al., 2012).

$$\tan(\alpha) = \frac{\omega_b (D + d)}{2 V_t} \quad (4.16)$$

L'angle de tressage obtenu sur ce prototype de câble a été de 35° (Voir Figure 4.12 (b)). Le TTh a ensuite été appliqué au câble et l'âme d'aluminium a été retirée. Suite au TTh, des défauts sont apparus dans le tressage. Celui-ci présentait quelques « abcès » de filaments (Figure 4.13), ce qui peut compromettre son comportement mécanique, car tous les filaments ne supporteraient pas une charge égale lors de la mise en tension.

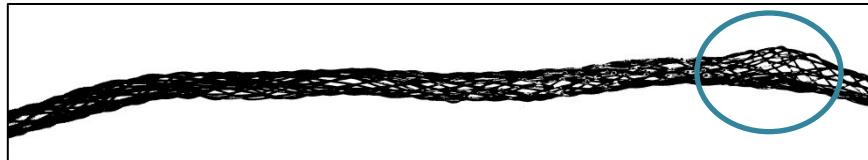


Figure 4.13 Exemple d'abcès sur le câble tressé

Une portion du câble tressé a été envoyée aux chirurgiens de la FMV pour qu'ils puissent offrir un retour sur sa conception et une autre portion a été conservée afin d'être caractérisée en tension quasi-statique.

4.6 Évaluation du prototype

L'évaluation du prototype est présentée en deux parties : une première pour l'évaluation expérimentale mécanique et une seconde sur l'évaluation qualitative effectuée par les chirurgiens en médecine vétérinaire.

4.6.1 Caractérisation mécanique des substituts

4.6.1.1 Essais de traction

Un unique échantillon de câble superélastique fabriqué et deux échantillons du mono-filament de nylon de calibre 750 lbf et diamètre 2,5 mm, fournis par la FMV, ont été testés. Les échantillons étaient fixés à une machine électromécanique de caractérisation des matériaux (Alliance RF/200, MTS Systems Corporation, USA) (*Voir* Figure 4.14 (a)) à l'aide de mords excentriques (*Voir* Figure 4.14 (b)) afin de limiter les concentrations de contraintes au niveau de leurs points d'attache.

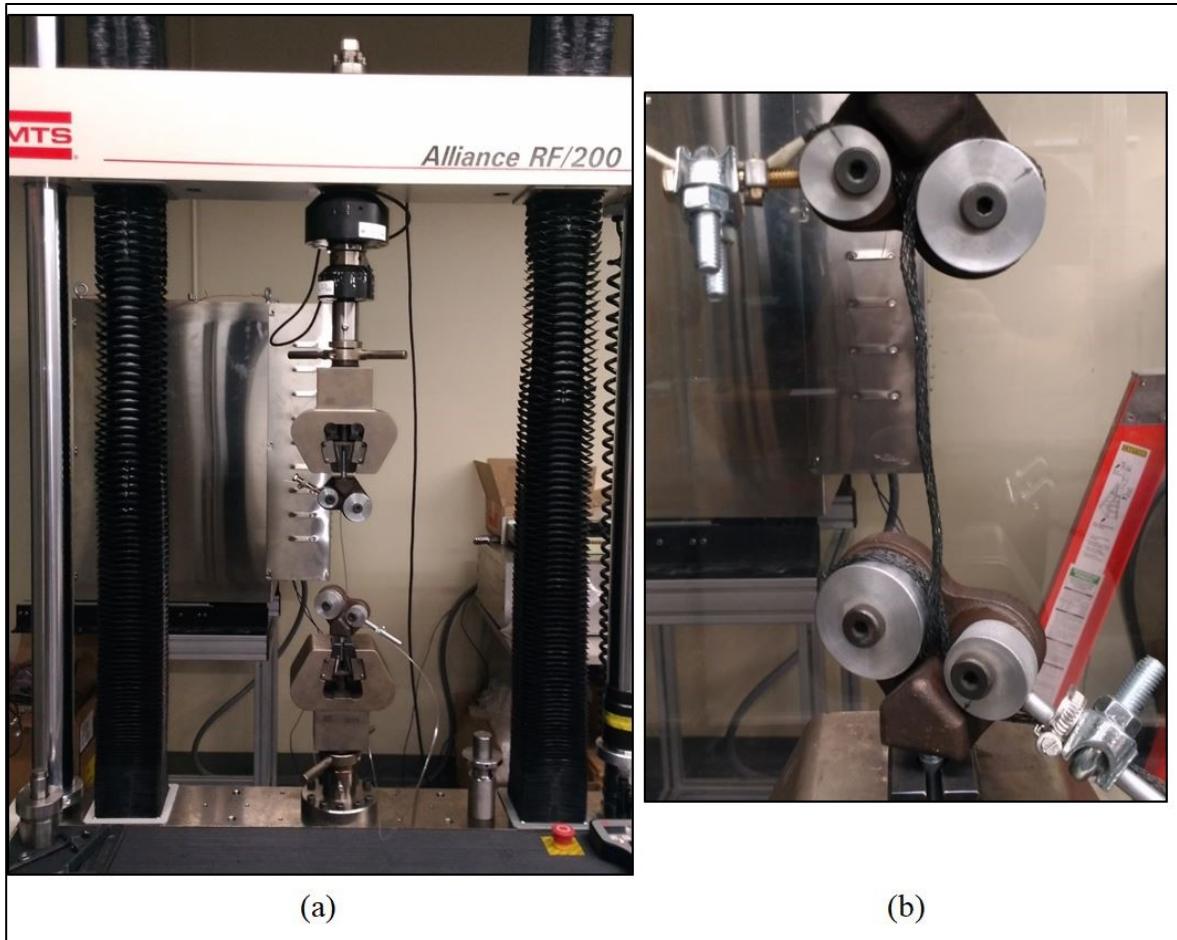


Figure 4.14 Montage expérimental pour la caractérisation des substituts de CrCL, avec
 (a) vue générale avec le mono-filament de nylon monté et (b) détail des mords
 excentriques avec le câble superélastique monté

Chaque échantillon était préchargé à une force de 10 N pour mesurer leur longueur de référence. Ils étaient ensuite sollicités en tension jusqu'à leur rupture, à un taux de déformation de $3,3 \cdot 10^{-3} \cdot s^{-1}$ de la longueur de référence pour satisfaire la condition d'essais quasi-statiques.

4.6.1.2 Acquisition des données

Les données de force étaient relevées à l'aide d'une cellule de charge de 6,2 kN (661-19E-06, MTS Systems Corporation, USA). Les données de déplacements de la traverse de la machine

électromécanique étaient relevées par un extensomètre embarqué. Ces données étaient acquises à une fréquence de 100 Hz.

4.6.1.3 Analyse des données

Les échantillons étaient considérés comme ayant atteint la rupture à l'UTL. Les valeurs d'UTL et El_u ont été relevées et les diagrammes dans le plan force-déformation de chaque essai ont été tracés.

Pour chaque essai sur le monofilament de nylon le module d'Young (E) a été calculé comme étant le coefficient directeur de la droite passant par les points à 30 % de déformation et l' El_u dans le plan contrainte-allongement-relatif rationnel, en raison des hauts niveaux de déformation du nylon. La rigidité flexionnelle et le rayon de courbure minimal à la rupture de chaque mono-filament de nylon ont été calculés avec les équations (4.1) et (4.2), en prenant $d = 2,5$ mm.

Les diagrammes tracés ont été confrontés au diagramme maître des essais de caractérisation des CrCL, ainsi qu'au diagramme de comportement simulé du câble superélastique, en reprenant ses paramètres géométriques de fabrication.

4.6.1.4 Résultats

Les résultats numériques des essais de traction sur les substituts de CrCL sont présentés dans le Tableau 4.10. Les El_u des mono-filaments de nylon sont particulièrement élevées et leurs UTL sont nettement inférieures au calibre annoncé (750 lbf = 3 336 N).

Tableau 4.10 Résultats des essais de caractérisation des substituts de CrCL

Substituts		UTL	El_u	E	Rigidité flexionnelle	Rayon de courbure min
		N	%	GPa	N.mm ²	mm
Nylon	essai 1	2 276	41,3	3,9	15 143	7,5
	essai 2	2 125	41,4	3,7	14 271	7,6
Câble superélastique		2 934	18,8	-		

L' El_u du câble superélastique est supérieur aux simulations et son UTL en est également bien inférieur. Le comportement en tension quasi-statique est élastique linéaire. Le plateau de transition de phases de l'alliage a totalement disparu (*Voir Figure 4.15*).

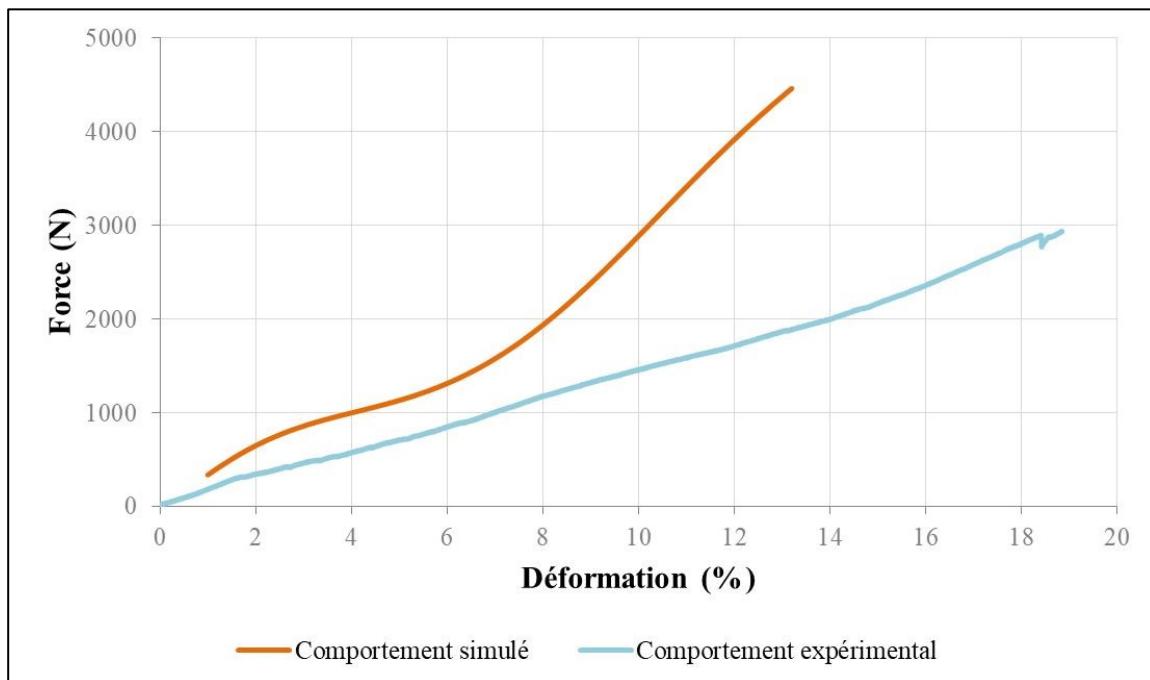


Figure 4.15 Confrontation des résultats simulés et expérimentaux du câble superélastique dans le plan force-déformation, selon des paramètres identiques de tressage

Le comportement en tension quasi-statique du câble superélastique est inscrit dans le couloir en écart-type des essais sur les CrCL. En revanche, l'allure de comportement des mono-filaments de nylon frôle la limite expérimentale inférieure des essais sur les CrCL avant d'en sortir à partir de 10 % de déformation (*Voir Figure 4.16*).

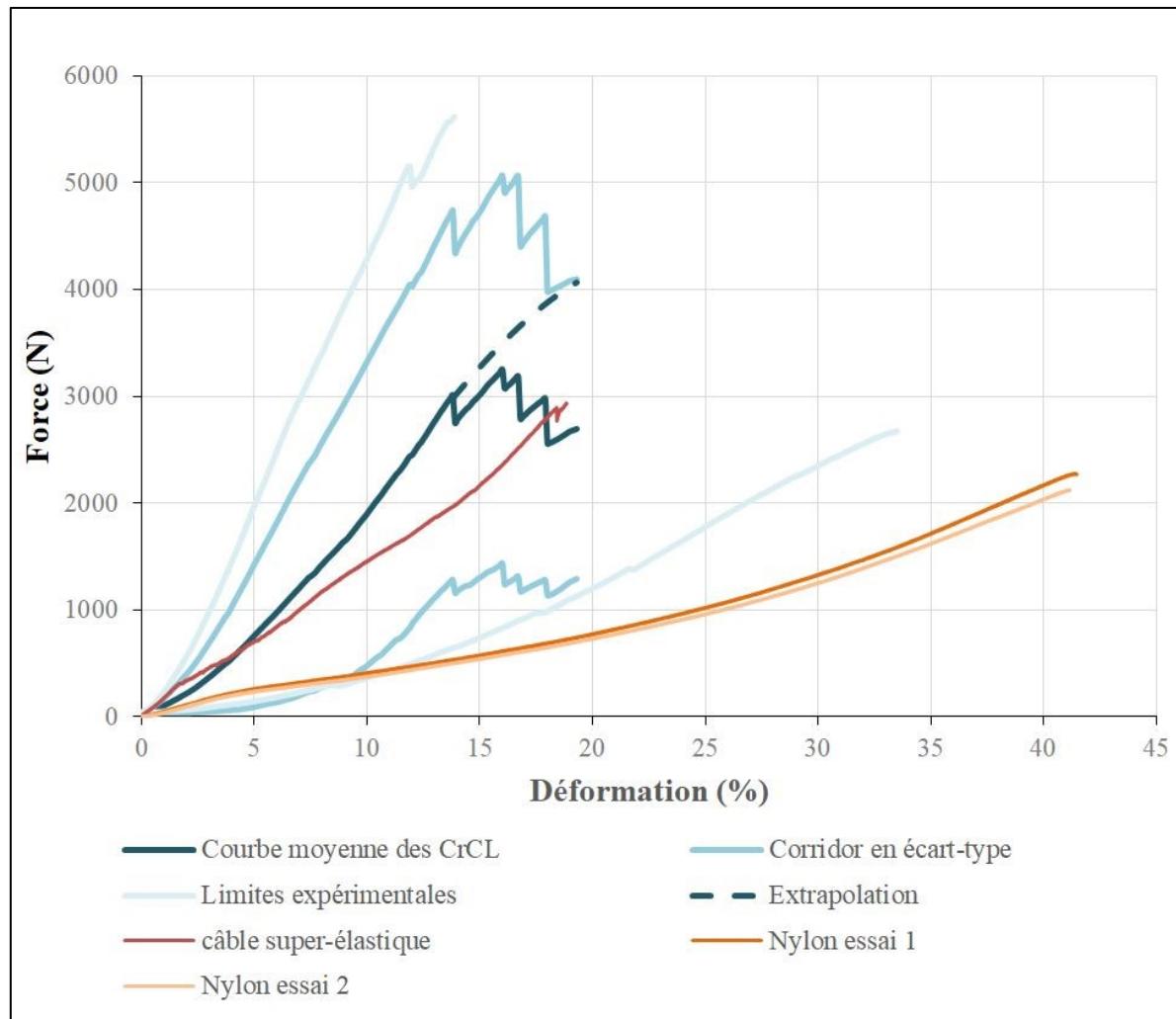


Figure 4.16 Confrontation des diagrammes des substituts au diagramme maître des CrCL, dans le plan force-déformation

Le prototype de câble superélastique a rompu dans sa moitié inférieure de longueur de référence. Le mono-filament de nylon a été plastiquement déformé par les mords excentriques, puis a rompu à son point d'attache inférieur.

4.6.2 Évaluation qualitative des substituts

Une portion du prototype de câble superélastique fabriqué au cours de ce projet avait été fourmis aux praticiens de la FMV. Le prototype n'a pas été implanté in ou ex vivo.

Les praticiens ont rapporté trouver le câble plus épais que leurs attentes, bien qu'il resterait implantable. Cependant, il offre une meilleure prise en main car est moins glissant que le mono-filament de nylon. Il possède également une plus bien plus faible rigidité flexionnelle, ce qui améliore sa maniabilité et rend possible une révision de la technique chirurgicale d'implantation de substitut synthétique de CrCL (*Voir Figure 4.17*). Bien que cela ne puisse pas être quantifié en l'état, le rayon de courbure minimal à la rupture du câble tressé semble également être inférieur à celui du mono-filament de nylon.

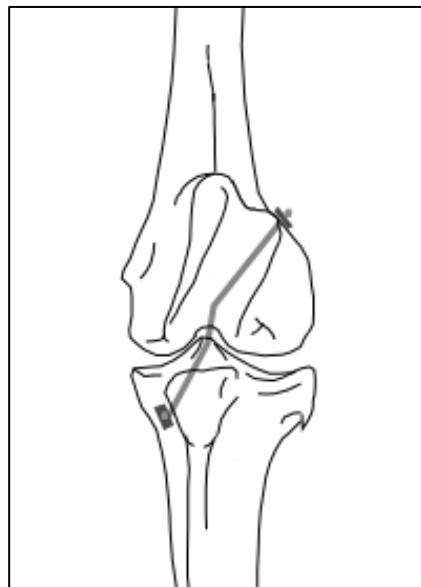


Figure 4.17 Révision possible de la technique chirurgicale d'implantation avec le substitut synthétique de CrCL vu en transparence

Cette révision permettrait de supprimer le problème lié à la méconnaissance du comportement des substituts synthétiques dans sa zone extra-articulaire. Elle impliquerait principalement la conception de nouveaux outils de guidage et fixation du câble. La faible rigidité flexionnelle du câble implique aussi qu'il peut être plié en deux afin d'offrir deux zones fonctionnelles. Le défi est donc de fixer stablement le câble aux os en sortie des tunnels osseux, orienter et maintenir l'orientation de deux zones fonctionnelles du câble dans la zone intra-articulaire.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Ce chapitre présente les discussions sur le projet de recherche et sa portée générale. Il s'ouvre sur une discussion générale (5.1), puis une discussion complémentaire à l'article sur la caractérisation des CrCL, ainsi que sur sa portée, sont ensuite abordées (5.2). Elle est suivie par une discussion sur les méthodes de conception et de fabrication du câble superélastique (5.3).

5.1 Discussion générale

Ce projet de recherche a permis d'aborder une conception préliminaire d'un câble superélastique pour la stabilisation des grassettes des bovins adultes suite à une rupture de leur CrCL. Une étape nécessaire de cette conception préliminaire était une caractérisation des propriétés mécaniques en tension quasi-statique des CrCL sains de ces bovins (SO 1). Un câble superélastique répliquant ces propriétés mécaniques a été proposé comme substitut de CrCL dans le cadre de l'approche chirurgicale décrite par Hamilton et Adams (1971) (SO 2).

La réalisation du SO 1 a permis d'apporter des résultats inédits à la littérature sur le comportement des CrCL bovins. Ils pourront être exploités par toutes personnes voulant concevoir des substituts novateurs. De plus, la méthodologie employée fait partie des rares études publiées exploitant et documentant la corrélation 3D digitale d'images dans le cadre de la caractérisation de ligaments et tendons (Mallett & Arruda, 2017) et permet d'étudier les comportements locaux de ces tissus.

La réalisation du SO 2 a permis de fabriquer un prototype de câble superélastique ainsi que de documenter les processus de conception afin de concevoir et fabriquer de futurs

prototypes. Un tel câble n'a jamais été employé dans le cadre de la chirurgie bovine et son utilisation pourrait permettre de réviser la technique chirurgicale actuellement employée.

5.2 Caractérisation des propriétés mécaniques du CrCL bovin

Les raideurs mesurées lors de cette caractérisation sont une donnée essentielle et inédite à la caractérisation des CrCL de bovins. Le diagramme comportemental maître dans le plan force-déformation et les études statistiques sont également inédits et permettent de guider la conception future de substituts. Les résultats relevés permettent également de trancher sur les résultats divergents de la littérature (Moss & Ferguson, 1980; Niehaus et al., 2013). Cependant, l'ensemble de ces résultats sont limités par les conditions expérimentales, tel qu'il l'est abordé dans la discussion au sein de l'article, ainsi que dans la discussion présentée ci-dessous.

La sollicitation mécanique expérimentale choisie pour la caractérisation des propriétés du CrCL était une traction quasi-statique jusqu'à la rupture. Les ligaments et les tendons étant des tissus hautement sensibles au taux de déformation appliqué lors d'accidents ou d'essais (Bonner et al., 2015; Pioletti et al., 1992; Pioletti et al., 1999; Woo, Smith, et al., 1994), une caractérisation à taux quasi-statique permet donc d'estimer les propriétés du tissu dans un contexte de mouvements naturels d'un animal peu actif, comme un bovin. Cependant, le taux de déformation réel du CrCL dans le cadre des mouvements normaux de l'animal n'est pas connu et les valeurs mesurées des propriétés mécaniques peuvent donc éventuellement se montrer légèrement différentes de la réalité.

De plus, il a été montré que les tissus biologiques présentent un cycle d'hystérésis en force lors de l'application et de la relâche d'une charge, dans le plan force-déformation. Ce comportement similaire du NiTiNOL justifie même sa biocompatibilité mécanique (Duerig et al., 1999). Il serait donc intéressant de caractériser proprement ce cycle sur le CrCL bovin maintenant que ses conditions limites de rupture ont été documentées dans l'étude présentée au chapitre 3.

La corrélation 3D d'images digitales a été documentée et démontre son applicabilité à l'étude des tissus mous. Les résultats présentés ne permettent pas d'apporter de conclusions précises sur les comportements locaux du CrCL, mais soulignent l'hétérogénéité du tissu. Ces résultats pourraient influer la conception du câble, étant donné que sa conception pourrait être abordée en connaissant la localisation et le niveau des concentrations de contraintes à la surface du CrCL. Cette méthodologie peut être à nouveau employée afin d'étudier le comportement isolé des zones fonctionnelles de l'ACL et du CrCL, ainsi que leurs comportements conjoints (Fuss, 1991; Mallett & Arruda, 2017; Yahia et al., 1994).

5.3 Conception du câble superélastique

Le prototype, dont la fabrication a été détaillée au cours du chapitre 4, a permis d'évaluer mécaniquement et qualitativement les performances du câble superélastique et de guider la poursuite du projet. En raison de sa maniabilité supérieure aux substituts en nylon, il offre également la possibilité de réviser la technique chirurgicale d'implantation classique (Hamilton & Adams, 1971). Le prototype final destiné à la chirurgie bovine, ainsi que la méthodologie de conception proposée, pourraient ensuite être adaptés à la chirurgie des petits animaux, notamment la chirurgie canine.

Cependant, le prototype a été conçu en estimant que répliquer les propriétés mécaniques du CrCL permettrait d'assurer la stabilité du grasset post-chirurgie. Ce postulat reste à être vérifié dans une future étude. De plus, la méconnaissance du comportement du substitut au sein des tissus mous guéris, sur la face latérale du grasset, est problématique. L'opportunité de révision de la technique peut supprimer ce souci en modifiant le système de fixation du câble.

Bien que la biocompatibilité chimique du NiTiNOL soit bien documentée, aucune donnée n'existe dans la littérature permettant de conclure sur la résistance à la corrosion du NiTiNOL en milieu synovial. Ceci est cependant un point crucial pour la conception de substituts superélastiques de CrCL avec cet alliage. Cependant, la nuance sélectionnée

semble mécaniquement biocompatible pour la conception du câble, bien qu'ils n'existent pas de résultats sur les sollicitations dynamiques du CrCL sain pour valider ce postulat.

L'évaluation des propriétés mécaniques des filaments de NiTiNOL a permis d'établir la reproductibilité du TTh afin de retrouver les propriétés superélastique de la nuance. Ceci a été fait par le biais de calculs de limites expérimentales à 95 % de confiance sur chaque propriété mécanique des filaments et de confrontations à des critères statistiques de cohérence des résultats. D'après la norme suivie (ASTM, 2016a), un grand nombre d'essais par groupes n'est pas nécessaire pour valider les calculs des critères h et k . Cependant, ces critères sont assimilables à des tests statistiques paramétriques (t-test et F-test respectivement) qui, par définition, peuvent exiger plus d'une dizaine d'essais pour réellement valider une normalité de distribution des résultats expérimentaux et ainsi être puissants.

La conception de ce câble étant basée sur les résultats de l'article présenté au CHAPITRE 3, ses performances sont limitées par les mêmes conditions expérimentales qui limitent les résultats exploités. De plus, la réplication pure de ces résultats ne permet pas de prendre en compte les concentrations de contraintes au sein du substitut. Idéalement, la conception d'un câble superélastique devrait être réalisée en parallèle de la conception de ses outils de guidage et de fixation, afin de déterminer leurs influences respectives les uns sur les autres et donc effectuer des dimensionnements adéquats.

La méthodologie de conception s'est basée sur des lois comportementales exploitant uniquement les aspects géométriques des tresses, sans tenir compte des frottements entre les brins. Ces lois ont été validées par des essais expérimentaux sur des tresses de filaments de polypropylène (Rawal et al., 2012; Rawal et al., 2015) et ne sont pas nécessairement valides pour des tresses en alliage métallique, tel que semble le suggérer les résultats de ce projet. Les résultats du projet sur la caractérisation du câble sont cependant limités par le fait qu'un seul câble a été testé et qu'il comportait des défauts de fabrication. Par conséquent, ces lois semblent être utiles uniquement pour guider grossièrement une conception préliminaire et

démontrer que le projet est réalisable si l'on ne tient pas compte de la résistance en fatigue du substitut.

La méthodologie de conception a exploité un plan expérimental 2^3 complet pour l'exploration de l'influence des paramètres de tressage sur le comportement du câble, puis un plan expérimental composite centré pour l'optimisation de ces paramètres. Ces plans et leurs modèles ont été validés et ne sont adéquats pour ce type d'études qu'uniquement dans le domaine de définition présenté (*Voir Tableau 4.3*).

Il n'existe pas d'estimateur normalisé à employer pour comparer deux courbes et la réponse définie dans ces plans expérimentaux a été le RMS entre la courbe simulée et la courbe moyenne du comportement en tension quasi-statique des CrCL. Cet estimateur est adéquat car il peut être facilement interprétable et qu'un RMS élevé implique nécessairement une mauvaise superposition des courbes et qu'un RMS très faible implique les deux courbes sont presque confondues. À propos des autres estimateurs, le coefficient de corrélation intra-classe permet plus d'estimer l'évolution commune des allures de chaque courbe à un facteur d'homothétie près, sans juger leur superposition.

Le caractère négligeable de la contribution et l'influence du paramètre D est, à première vue, surprenante, mais s'explique par le fait que ce paramètre n'a été varié que sur une très faible plage, par contraintes techniques. Cependant, dans les cas futurs de conception d'un câble superélastique offrant deux zones fonctionnelles, les valeurs du paramètre N seront nettement plus basses et ceci offrira la possibilité de tresser des câbles sur de bien plus faibles valeurs du paramètre D. Il sera donc sûrement influent et une nouvelle étude devra donc être menée.

Il est également à noter que la tresseuse industrielle actuelle est restrictive sur le choix du paramètre N (14, 16 ou 24 au sein des plans expérimentaux) et ne peut offrir qu'une seule valeur de α pour N, d et D fixes. Ceci n'invalider pas l'étude menée sur les plans expérimentaux car ses modalités extrêmes du facteur N correspondent chacun à un paramètre de réglage réel de la tresseuse, avec une modalité réelle intermédiaire, et α pourrait être rendu

contrôlable. Ce contrôle peut être effectué en isolant en modifiant V_t (*Voir Équation (4.16)*), ce qui implique d'isoler l'entraînement en rotation du tambour ou bien d'offrir plusieurs options de réduction dans le réducteur liant la rotation du tambour à la rotation des rondes de bobines (*Voir Figure 4.12*).

Lors de la conception préliminaire du câble, son comportement en fatigue n'a pas été pris en compte. Ce point est essentiel et présente de nombreux enjeux sur l'utilisation du NiTiNOL et des tresses superélastiques. En effet, la résistance en fatigue de l'alliage diminue rapidement avec l'augmentation de l'amplitude de déformation (Hagemeister et al., 1995). De plus, les frottements entre brins limitent fortement la résistance en fatigue d'une tresse non implantée de NiTiNOL, ainsi que les flexions locales de ses filaments, dans une plus faible mesure (Baril & Brailovski, 2010). Il est cependant estimé que les frottements des filaments sur l'os a le plus gros impact sur la résistance en fatigue d'un substitut implanté composé de plusieurs filaments de polymères que ses frottements entre filaments (Poddevin, King, & Guidoin, 1997).

Pour satisfaire les conditions de résistance en fatigue, en plus de la superposition des diagrammes comportementaux du câble superélastique et du CrCL moyen, le câble devrait être conçu de façon à minimiser la déformation en tension de ses filaments. Ceci permettrait de limiter les frottements entre filaments, rester dans des zones de déformation offrant une meilleure résistance en fatigue de l'alliage, et rester dans ses zones purement élastiques et ses zones de non-détérioration du fini de surface.

Malheureusement, ceci ne peut pas être pleinement réalisé sans connaître le niveau de déformation maximale et taux de déformation d'un CrCL lors des mouvements normaux de marche d'un bovin. . Les normes de l'organisation internationale de normalisation (ISO) sur la conception d'implants chirurgicaux non actifs pour le remplacement d'articulation (ISO, 2009) pourraient servir de base de travail, mais ces normes sont basées sur des propriétés mécaniques adaptées aux humains. Un bovin étant moins mobile et ayant une durée de vie plus courte qu'un humain, une estimation du nombre de cycles minimal à la rupture à viser

pour la conception de substituts et dispositifs médicaux destinés à ces animaux serait également utile. Des études supplémentaires doivent donc être menées sur le CrCL des bovins.

Concernant la fabrication, une tresseuse industrielle a été employée. Il a cependant été rapporté que les frottements de chaque filament sur les guides d'une tresseuse industrielle endommagent leur surface et diminue la résistance en fatigue de la tresse fabriquée (Baril & Brailovski, 2010). Il serait donc envisageable d'adapter la tresseuse pour limiter ce phénomène. En outre, les abcès de filaments apparus sur le câble après l'application du TTh sont sûrement la conséquence de défauts de tressage amplifiés par l'écart des coefficients de dilatation thermique du NiTiNOL et de l'âme d'aluminium. Les défauts de tressages ont probablement été induits par un mauvais choix de diamètre du passe-câble du guide de tressage (*Voir Figure 4.12 (b)*). Les filaments étaient probablement trop serrés pour pouvoir convenablement passer les uns au-dessus des autres, lors du tressage. Il serait donc recommandé d'utiliser le plus grand diamètre de passe-câble, quel que soit le diamètre intérieur D du câble fabriqué.

Concernant l'évaluation des câbles, l'évaluation mécanique sur le câble superélastique et les deux mono-filaments de nylon suggèrent que le câble superélastique peut offrir un niveau de déformation maximale proche de l' El_u moyen des CrCL. Il est cependant nécessaire de répliquer cet essai, ainsi que de vérifier si ceci reste vrai lors d'essais de fatigue. L' El_u des essais sur le nylon correspond à la littérature (Niehaus et al., 2013) mais leur UTL est inférieur aux indications du calibre du câble. Les conditions expérimentales d'évaluation du mono-filament par le fabricant expliquent probablement cette différence, mais ne peuvent pas être connues. De plus, il apparaît que le rayon de courbure minimal à la rupture du mono-filament de nylon est beaucoup trop élevé pour rendre son implantation viable. En effet, un rayon de courbure de 7,5 mm implique que le monofilament est à fort risque de céder en sortie extra-articulaire des tunnels osseux lors de l'application d'une charge. Pour utiliser adéquatement ce matériel dans le cadre de la technique d'Hamilton, le bord extra-articulaire des tunnels osseux devrait avoir un congé strictement supérieur à 7,5 mm, et non un bord vif

tel que c'est actuellement le cas. Cependant, un tel congé serait difficilement usinable dans l'os cortical et trabéculaire bovin et il ne peut pas être assuré que le mono-filament garde sa position au cours de la régénération osseuse. Il a été montré que le rayon de courbure minimal des mono-filaments de NiTiNOL est de 1,6 mm mais le rayon de courbure du câble tressé ne peut pas être aisément calculé car les équations (4.1) et (4.2) prennent comme hypothèses que le matériau étudié est homogène et isotrope, ce qui n'est pas le cas d'une tresse tubulaire.

Ensuite, l'évaluation qualitative des câbles n'a été faite qu'en exprimant librement un jugement sur les câbles, tout en les déformant manuellement. Afin de rendre cette évaluation plus rigoureuse, il aurait été intéressant de créer un formulaire normalisé à soumettre aux chirurgiens en médecine vétérinaire et participants au projet, ainsi que d'établir des essais qualitatifs normalisés entre tous les participants. Il est cependant indéniable que la texture du câble tressé le rend plus facile à agripper et que sa rigidité flexionnelle et son rayon de courbure minimal apparaissent être inférieurs à ceux du mono-filament de nylon.

Concernant le cahier des charges, la conception préliminaire du câble superélastique respecte donc le cahier des charges sur son aspect géométrique, sa rigidité flexionnelle, sa maniabilité, son implantation dans le cadre de la technique d'Hamilton et son comportement mécanique est inscrit dans le corridor expérimental des essais sur CrCL. En revanche, sa durée de vie n'a pas été prise en compte, ni évaluée, et il manque des données sur les bovins pour y parvenir efficacement. Le comportement superélastique du NiTiNOL ne permet pas de retrouver une allure de courbe visco-élastique similaire à la courbe moyenne des CrCL mais permet d'éviter un fluage et une relaxation de contraintes excessives au sein du substitut de CrCL. En l'absence d'essais *ex vivo* et *in vivo*, la stabilisation du grasset n'a pas pu être évaluée et les modes de sollicitation du câble non plus. Concernant la biocompatibilité, l'hypothèse que le NiTiNOL est chimiquement biocompatible en milieu synovial mérite d'être étudiée. La biocompatibilité mécanique est assurée par le phénomène d'hystéresis en force du NiTiNOL mais mérite d'être étudiée en confrontant des résultats en sollicitations dynamiques du câble à ceux d'essais dynamiques sur CrCL sains.

Pour finir, la conception préliminaire actuelle ne remplit donc que partiellement le cahier des charges, mais présente des pistes d'améliorations. De plus, le câble actuel reste plus intéressant que le mono-filament employé à la FMV en raison de sa maniabilité, ses propriétés mécaniques et, supposément, son rayon de courbure minimal. Il reste également plus intéressant que les câbles documentés par Niehaus et al. (2013) en raison du comportement du fluage et de la relaxation de contraintes importantes des polymères et que le nylon reste un matériau qui glisse entre les mains. De plus, l'étude de Niehaus et al. (2013) dimensionne les câbles en prenant comme cibles l'UTL, l' El_u et l'énergie absorbée jusqu'à la rupture, ce qui n'est pas suffisant pour valider l'adéquation du comportement mécanique de ceux-ci.

CONCLUSION

La problématique de ce projet était d'assurer la conception préliminaire d'un câble superélastique pour la stabilisation du grasset des bovins adultes pour faire suite à une rupture de leur ligament croisé crânial. Pour répondre à cette problématique, les propriétés mécaniques du CrCL de bovins adultes ont été caractérisées, faisant l'objet d'un article (SO 1), puis ont été répliquées lors de la conception et fabrication d'un câble superélastique (SO 2).

Les propriétés mécaniques du CrCL ont été caractérisées en tension quasi-statique et apportent des résultats inédits ou complémentaires à la littérature. L'applicabilité de la corrélation 3D d'image à l'étude des tissus mous a également été mise en valeur. Des analyses statistiques ont été menées sur les résultats pour étudier l'influence de l'âge et poids du bovin, ainsi que la latéralité du membre dont était extrait le CrCL, sur les résultats. Ceux-ci ont finalement été condensés en un diagramme maître du comportement des CrCL dans le plan force-déformation. Des données sur la cinématique du grasset bovin, ainsi que les propriétés mécaniques en sollicitations dynamiques du CrCL restent cependant encore à acquérir afin de pouvoir établir un cahier des charges complet sur la conception d'un substitut.

Le câble superélastique conçu est composé d'une tresse de filaments de NiTiNOL. La conception s'est cependant basée sur des critères principalement géométriques et des résultats d'essais quasi-statiques, tout en ignorant les conditions de résistance en fatigue du matériau et des tresses. Il ne peut donc pas être estimé qu'un prototype de substitut ait été pleinement conçu, mais le prototype fabriqué démontre la faisabilité du projet et ouvre la porte à une révision des méthodes d'implantations classiques des substituts en chirurgie bovine pour la stabilisation du grasset.

Ultimement, les substituts superélastiques conçus pour la chirurgie bovine pourront être adaptés à la chirurgie canine. Beaucoup d'études restent cependant à être réalisées pour en arriver là.

RECOMMANDATIONS

Les limites du projet de recherche décrites au cours de ce mémoire mènent aux recommandations présentées ci-dessous sur la poursuite du projet.

Concernant la caractérisation du CrCL, il est recommandé d'acquérir les résultats suivants :

- niveau maximal de déformation du CrCL lors de mouvements normaux de l'animal ;
- taux de déformation du CrCL lors de mouvements normaux de l'animal ;
- nombre de cycles minimal à viser pour le dimensionnement en fatigue du câble ;
- caractérisation du cycle d'hystéresis du CrCL ;
- documentation de la cinématique du grasset bovin, en vue d'étudier la stabilité post-chirurgicale.

Concernant la conception et fabrication du câble superélastique, il est recommandé de suivre les points présentés :

- documenter la corrosion du NiTiNOL en milieu synovial ;
- adapter la tresseuse industrielle pour limiter la dégradation des filaments et pouvoir sélectionner différentes vitesses d'entraînement de la tresse ;
- utiliser le plus grand diamètre de passe-câble du guide de tressage de la tresseuse industrielle ;
- adapter le câble superélastique pour satisfaire aux conditions de résistance en fatigue ;
- adapter le câble et la technique d'implantation chirurgicale pour pouvoir offrir deux zones fonctionnelles au substitut ;
- concevoir de nouveaux dispositifs de guidage et fixation du câble, puis l'adapter en fonction de leurs influences sur ses propriétés mécaniques quasi-statiques et en fatigue ;

- concevoir un dispositif permettant de limiter les frottements entre le câble et les extrémités des tunnels osseux ;
- étudier la stabilité du grasset après l'implantation du câble superélastique conçu.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Arnout, N., Myncke, J., Vanlauwe, J., Labey, L., Lismont, D., & Bellemans, J. (2013). The influence of freezing on the tensile strength of tendon grafts: a biomechanical study. *Acta Orthopaedica Belgica*, 79(4), 435-443.
- ASTM. (2005). *Standard Terminology for Nickel-Titanium Shape Memory Alloys*. Norme F2005-05. West Conshohocken, PA: ASTM International.
- ASTM. (2014). *Standard Test Method for Tension Testing of Nickel-Titanium Superelastic Materials*. Norme F2516-14. West Conshohocken, PA: ASTM International.
- ASTM. (2016a). *Standard Practice for Conducting an Interlaboratory Study to Determine the Precision of a Test Method*. Norme E691-16. West Conshohocken, PA: ASTM International.
- ASTM. (2016b). *Standard Test Method for Transformation Temperature of Nickel-Titanium Alloys by Thermal Analysis*. Norme F2004-16. West Conshohocken, PA: ASTM International.
- Baril, Y., & Brailovski, V. (2010). Fatigue properties of superelastic Ti-Ni filaments and braided cables for bone fixation. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 92(9), 489-498.
- Bartels, J. E. (1975a). Femoral-Tibial Osteoarthritis in the Bull: I. Clinical Survey and Radiologic Interpretation1. *Veterinary Radiology*, 16(5), 151-158. doi: 10.1111/j.1740-8261.1975.tb00696.x
- Bartels, J. E. (1975b). Femoral-Tibial Osteoarthritis in the Bull: II. A Correlation of the Radiographic and Pathologic Findings of the Torn Meniscus and Ruptured Cranial Cruciate Ligament1. *Veterinary Radiology*, 16(5), 159-173. doi: 10.1111/j.1740-8261.1975.tb00697.x
- Blevins, F. T., Hecker, A. T., Bigler, G. T., Boland, A. L., & Hayes, W. C. (1994). The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. *American Journal of Sports Medicine*, 22(3), 328-333.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., Jr., & Garrett, W. E., Jr. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- Bonner, T. J., Newell, N., Karunaratne, A., Pullen, A. D., Amis, A. A., M. J. Bull, A., & Masouros, S. D. (2015). Strain-rate sensitivity of the lateral collateral ligament of the

knee. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 41, 261-270. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.07.004

Bose, D., Sanghavi, P., Kerrigan, J. R., Madeley, N. J., Bhalla, K. S., & Crandall, J. R. (2002). Material Characterization of Ligaments Using Non-contact Strain Measurement and Digitization. Dans *Injury Biomechanics Research* (pp. 183-196).

Brailovski, V., Cartier, R., Terriault, P., & Baril, Y. (2012). *Brevet US n° US8308761B2*. U. S. P. a. T. Office.

Burgess, R., Elder, S., McLaughlin, R. O. N., & Constable, P. (2010). In Vitro Biomechanical Evaluation and Comparison of FiberWire, FiberTape, OrthoFiber, and Nylon Leader Line for Potential Use During Extraarticular Stabilization Of Canine Cruciate Deficient Stifles. *Veterinary Surgery*, 39(2), 208-215. doi: 10.1111/j.1532-950X.2009.00637.x

Garcia, C. R., Shultz, S. J., Granata, K. P., Gansneder, B. M., & Perrin, D. H. (2004). Knee ligament behavior following a controlled loading protocol does not differ by menstrual cycle day. *Clinical Biomechanics*, 19(10), 1048-1054. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.07.006

Carroll, W. M., & Kelly, M. J. (2003). Corrosion behavior of nitinol wires in body fluid environments. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 67A(4), 1123-1130. doi: 10.1002/jbm.a.10099

Chandrashekhar, N., Mansouri, H., Slauterbeck, J., & Hashemi, J. (2006). Sex-based differences in the tensile properties of the human anterior cruciate ligament. *Journal of Biomechanics*, 39(16), 2943-2950. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.10.031

Chimich, D., Shrive, N., Frank, C., Marchuk, L., & Bray, R. (1992). Water content alters viscoelastic behaviour of the normal adolescent rabbit medial collateral ligament. *Journal of Biomechanics*, 25(8), 831-837. doi: 10.1016/0021-9290(92)90223-N

Cook, J. L. (2010). Cranial Cruciate Ligament Disease in Dogs: Biology versus Biomechanics. *Veterinary Surgery*, 39(3), 270-277. doi: 10.1111/j.1532-950X.2010.00653.x

Coutureau, M., & Vianney, F. (2017). Bos Taurus (Linnaeus, 1758). Repéré à https://www.archeozoo.org/archeozootheque/picture/2930-bos_taurus

Crawford, W. H. (1990). Intra-Articular Replacement of Bovine Cranial Cruciate Ligaments with an Autogenous Fascial Graft. *Veterinary Surgery*, 19(5), 380-388. doi: 10.1111/j.1532-950X.1990.tb01213.x

- De la Flor, S., Urbina, C., & Ferrando, F. (2006). Constitutive model of shape memory alloys: Theoretical formulation and experimental validation. *Materials Science and Engineering: A*, 427(1), 112-122. doi: 10.1016/j.msea.2006.04.008
- de Smedt, M. (1998). Les prothèses du ligament croisé antérieur : analyse d'un échec. *Acta Orthopaedica Belgica*, 64(4), 422-433.
- Diotalevi, L., Petit, Y., Brailovski, V., Nichols, S., Marchionatti, E., & Wagnac, É. (sous presse). Quasi-static tensile properties of the Cranial Cruciate Ligament (CrCL) in adult cattle: towards the design of a prosthetic CrCL. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.
- Drexel, M., Selvaduray, G., & Pelton, A. (2007). The Effects of Cold Work and Heat Treatment on the Properties of Nitinol Wire. Dans *Materials & Processes for Medical Devices* (Vol. IV, pp. 89-90). ASME 2007 2nd Frontiers in Biomedical Devices. doi: 10.1115/BioMed2007-38012
- Ducharme, N. G. (1996). Stifle injuries in cattle. *Veterinary Clinics of North America: Food Animal Practice*, 12(1), 59-84.
- Ducharme, N. G., Stanton, M. E., & Ducharme, G. R. (1985). Stifle Lameness in Cattle at Two Veterinary Teaching Hospitals: A Retrospective Study of Forty-two Cases. *The Canadian Veterinary Journal*, 26(7), 212-217.
- Duerig, T., Pelton, A., & Stöckel, D. (1999). An overview of nitinol medical applications. *Material Science and Engineering*, A273-275, 149-160.
- Duval, N., & Chaput, C. (1997). A Classification of Prosthetic Ligament Failures. Dans L. H. Yahia (Éd.), *Ligaments and Ligamentoplasties* (pp. 167-191). Berlin, Allemagne: Springer-Verlag.
- Franzesi, T. G. (2006). *Design of a novel anterior cruciate ligament prosthesis* (Mémoire de Baccalauréat, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA).
- Fuss, F. K. (1991). Anatomy and function of the cruciate ligaments of the domestic pig (*Sus scrofa domestica*): a comparison with human cruciates. *Journal of Anatomy*, 178, 11-20.
- Giannini, S., Buda, R., Di Caprio, F., Agati, P., Bigi, A., De Pasquale, V., & Ruggeri, A. (2008). Effects of freezing on the biomechanical and structural properties of human posterior tibial tendons. *International Orthopaedics*, 32(2), 145-151. doi: 10.1007/s00264-006-0297-2

- Green, L. E., Hedges, V. J., Schukken, Y. H., Blowey, R. W., & Packington, A. J. (2002). The Impact of Clinical Lameness on the Milk Yield of Dairy Cows. *J Dairy Sci*, 85(9), 2250-2256. doi: 10.3168/jds.S0022-0302(02)74304-X
- Grood, E. S., Noyes, F. R., Zernicke, R. F., & Brackett, K. (1984). Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia. *Journal of Biomechanics*, 17(8), 579-596.
- Grood, E. S., Suntay, W. J., Noyes, F. R., & Butler, D. L. (1984). Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 66(5), 725-734.
- Hagag, U., Tawfiek, M., & Brehm, W. (2015). Systematic arthroscopic investigation of the bovine stifle joint. *The Veterinary Journal*, 206(3), 338-348. doi: 10.1016/j.tvjl.2015.09.006
- Hagemeister, N., Yahia, L. H., & Lours, T. (1995). *Development of a NiTi Anterior Cruciate Ligament Prosthesis* présentée à Journal de Physique IV Colloque. doi: 10.1051/jp4:1995262
- Hamilton, G. F., & Adams, O. R. (1971). Anterior cruciate ligament repair in cattle. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 158(2), 178-183.
- Hashemi, J., Chandrashekhar, N., Mansouri, H., Sauterbeck, J. R., & Hardy, D. M. (2008). The human anterior cruciate ligament: sex differences in ultrastructure and correlation with biomechanical properties. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(7), 945-950. doi: 10.1002/jor.20621
- Herlin, A. H., & Drevemo, S. (1997). Investigating locomotion of dairy cows by use of high speed cinematography. *Equine Veterinary Journal*, 29(S23), 106-109. doi: 10.1111/j.2042-3306.1997.tb05066.x
- Hirokawa, S., Yamamoto, K., & Kawada, T. (2001). Circumferential measurement and analysis of strain distribution in the human ACL using a photoelastic coating method. *Journal of Biomechanics*, 34(9), 1135-1143. doi: 10.1016/S0021-9290(01)00078-1
- Hirst, W. M., Le Fevre, A. M., Logue, D. N., Offer, J. E., Chaplin, S. J., Murray, R. D., . . . French, N. P. (2002). A Systematic Compilation and Classification of the Literature on Lameness in Cattle. *The Veterinary Journal*, 164(1), 7-19. doi: 10.1053/tvjl.2002.0729
- Hoburg, A. T., Keshlaf, S., Schmidt, T., Smith, M., Gohs, U., Perka, C., . . . Scheffler, S. (2010). Effect of electron beam irradiation on biomechanical properties of patellar tendon allografts in anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 38(6), 1134-1140. doi: 10.1177/0363546509361161

- Huang, X., & Liu, Y. (2001). Effect of annealing on the transformation behavior and superelasticity of NiTi shape memory alloy. *Scripta Materialia*, 45(2), 153-160. doi: 10.1016/S1359-6462(01)01005-3
- Huhn, J. C., Kneller, S. K., & Nelson, D. R. (1986). Radiographic Assessment of Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Dairy Cow. *Veterinary Radiology*, 27(6), 184-188.
- Hung, G. L., & Evans, C. H. (1994). Synovium. Dans F. H. Fu, C. D. Harner & K. G. Vince (Éds.), *Knee surgery* (Vol. 1, pp. 141-154). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- ISO. (2009). *Implants chirurgicaux non actifs - Implants de remplacement d'articulation - Exigences particulières*. Norme 21534. Genève, Suisse: Organisation internationale de normalisation.
- Johnson, F. L. (1960). Use of braided nylon as a prosthetic anterior cruciate ligament of the dog. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 137, 646-647.
- Jung, H. J., Fisher, M. B., & Woo, S. L. (2009). Role of biomechanics in the understanding of normal, injured, and healing ligaments and tendons. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 1(1), 9. doi: 10.1186/1758-2555-1-9
- Jung, H. J., Vangipuram, G., Fisher, M. B., Yang, G., Hsu, S., Bianchi, J., . . . Woo, S. L. (2011). The effects of multiple freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of the human bone-patellar tendon-bone allograft. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(8), 1193-1198. doi: 10.1002/jor.21373
- Kalaci, A., Uruc, V., Özden, R., Gökhan Duman, I., Dogramaci, Y., Karapinar, S., & Yaldiz, M. (2014). The Biocompatibility of Nitinol in Knee Joint Spaces and Femoral Tunnels: An Experimental Study in Rats. *Journal of Hard Tissue Biology*, 23(3), 317-322.
- Lam, T. C., Thomas, C. G., Shrive, N. G., Frank, C. B., & Sabiston, C. P. (1990). The Effects of Temperature on the Viscoelastic Properties of the Rabbit Medial Collateral Ligament. *Journal of Biomechanical Engineering*, 112(2), 147-152. doi: 10.1115/1.2891165
- Lebreton, C. (2004). Alliages à mémoire de forme de type nickel titane - fiches matériaux. *Techniques de l'ingénieur, Matériaux fonctionnels*(M532).
- Lee, G. H., Kumar, A., Berkson, E., Verma, N., Bach, B. R., Jr., & Hallab, N. (2009). A biomechanical analysis of bone-patellar tendon-bone grafts after repeat freeze-thaw cycles in a cyclic loading model. *Journal of Knee Surgery*, 22(2), 111-113.

LégisQuébec. (2017). Chapitre M-35.1, r.208 - Règlement sur les quotas des producteurs de lait. Repéré à <http://legisquebec.gouv.qc.ca/fr>ShowDoc/cr/M-35.1,%20r.%20208>

Legnani, C., Ventura, A., Terzaghi, C., Borgo, E., & Albisetti, W. (2010). Anterior cruciate ligament reconstruction with synthetic grafts. A review of literature. *International Orthopaedics*, 34(4), 465-471. doi: 10.1007/s00264-010-0963-2

Lewis, D. D., Milthorpe, B. K., & Bellenger, C. R. (1997). Mechanical comparison of materials used for extra-capsular stabilisation of the stifle joint in dogs. *Australian Veterinary Journal*, 75(12), 890-896. doi: 10.1111/j.1751-0813.1997.tb11260.x

Lyon, R. M., Woo, S. L., Hollis, J. M., Marcin, J. P., & Lee, E. B. (1989). A new device to measure the structural properties of the femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. *Journal of Biomechanical Engineering*, 111(4), 350-354.

Maes, J. A., & Haut Donahue, T. L. (2006). Time dependent properties of bovine meniscal attachments: stress relaxation and creep. *Journal of Biomechanics*, 39(16), 3055-3061.

Mallett, K. F., & Arruda, E. M. (2017). Digital image correlation-aided mechanical characterization of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament. *Acta Biomaterialia*, 56(Supplement C), 44-57. doi: 10.1016/j.actbio.2017.03.045

Mascarenhas, R., & MacDonald, P. B. (2008). Anterior cruciate ligament reconstruction: a look at prosthetics--past, present and possible future. *McGill Journal of Medicine*, 11(1), 29-37.

McLean, S. G., Mallett, K. F., & Arruda, E. M. (2015). Deconstructing the anterior cruciate ligament: what we know and do not know about function, material properties, and injury mechanics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(2), 020906.020901-020906.020919. doi: 10.1115/1.4029278

Moon, D. K., Woo, S. L., Takakura, Y., Gabriel, M. T., & Abramowitch, S. D. (2006). The effects of refreezing on the viscoelastic and tensile properties of ligaments. *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1153-1157. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.02.012

Moss, E. W., & Ferguson, T. H. (1980). Tensile strength of the cranial cruciate ligament in cattle. *American Journal of Veterinary Research*, 41(9), 1408-1411.

Moss, E. W., McCurnin, D. M., & Ferguson, T. H. (1988). Experimental cranial cruciate replacement in cattle using a patellar ligament graft. *The Canadian Veterinary Journal*, 29(2), 157-162.

- Nemat-Nasser, S., Choi, J. Y., Guo, W.-G., Isaacs, J. B., & Taya, M. (2005). High strain-rate, small strain response of a NiTi shape-memory alloy. *Journal of Engineering Materials and Technology*, 127(1), 83-89.
- Nichols, S., & Anderson, D. E. (2014). Determination of the normal arthroscopic anatomy of the femoropatellar and cranial femorotibial joints of cattle. *The Canadian Veterinary Journal*, 55(3), 232-239.
- Niehaus, A. J., Anderson, D. E., Johnson, J. K., & Lannutti, J. J. (2013). Comparison of the mechanical characteristics of polymerized caprolactam and monofilament nylon loops constructed in parallel strands or as braided ropes versus cranial cruciate ligaments of cattle. *American Journal of Veterinary Research*, 74(3), 381-385. doi: 10.2460/ajvr.74.3.381
- Nogalski, M. P., & Bach, B. R., Jr. (1994). Acute anterior cruciate ligament injuries. Dans F. H. Fu, C. D. Harner & K. G. Vince (Éds.), *Knee surgery* (Vol. 1, pp. 679-730). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Ouared, K., Zidane, K., Aggad, H., & Niar, A. (2015). Impact of Clinical Lameness on the Milk Yield of Dairy Cows. *Journal of Animal and Veterinary Advances*, 14(1), 10-12. doi: 10.3923/javaa.2015.10.12
- Pentecost, R., & Niehaus, A. (2014). Stifle Disorders: Cranial Cruciate Ligament, Meniscus, Upward Fixation of the Patella. *Bovine Orthopedics*, 30(1), 265-281.
- Pioletti, D. P., Rakotomanana, L. R., Lauper, F., & Leyvraz, P. F. (1992). Modélisation Et Identification Des Propriétés Viscoélastiques Non Linéaires Du Ligament Croisé Antérieur. *Journal of Physiology and Biochemistry*, 103(3), 51.
- Pioletti, D. P., Rakotomanana, L. R., & Leyvraz, P. F. (1999). Strain rate effect on the mechanical behavior of the anterior cruciate ligament-bone complex. *Medical Engineering & Physics*, 21(2), 95-100.
- Poddevin, N., King, M. W., & Guidoin, R. G. (1997). Failure mechanisms of anterior cruciate ligament prostheses: In vitro wear study. *Journal of Biomedical Materials Research*, 38(4), 370-381. doi: 10.1002/(SICI)1097-4636(199724)38:4<370::AID-JBM10>3.0.CO;2-D
- Proffen, B. L., McElfresh, M., Fleming, B. C., & Murray, M. M. (2012). A comparative anatomical study of the human knee and six animal species. *Knee*, 19(4), 493-499.
- Putters, J. L., Kaulesar Sukul, D. M., de Zeeuw, G. R., Bijma, A., & Besselink, P. A. (1992). Comparative cell culture effects of shape memory metal (Nitinol), nickel and titanium: a biocompatibility estimation. *European Surgical Research*, 24(6), 378-382.

- Rawal, A., Kumar, R., & Saraswat, H. (2012). Tensile mechanics of braided sutures. *Textile Research Journal*, 82(16), 1703-1710.
- Rawal, A., Sibal, A., Saraswat, H., & Kumar, V. (2015). Geometrically controlled tensile response of braided sutures. *Materials Science and Engineering: C*, 48, 453-456. doi: 10.1016/j.msec.2014.12.043
- Rich, F. R., & Glisson, R. R. (1994). In Vitro Mechanical Properties and Failure Mode of the Equine (Pony) Cranial Cruciate Ligament. *Veterinary Surgery*, 23(4), 257-265. doi: 10.1111/j.1532-950X.1994.tb00480.x
- Sengoz Sirin, O., Çelik, M. T., Özmen, A., & Avki, S. (2014). Measurements of normal joint angles by goniometry in calves. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 27(3), 120-123.
- Shabalovskaya, S. (1996). On the nature of the biocompatibility and on medical applications of NiTi shape memory and superelastic alloys. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 6(4), 267-289.
- Shabalovskaya, S., Anderegg, J., & Van Humbeeck, J. (2008). Critical overview of Nitinol surfaces and their modifications for medical applications. *Acta Biomaterialia*, 4(3), 447-467.
- Shabalovskaya, S. A. (2001). Physicochemical and biological aspects of Nitinol as a biomaterial. *International Materials Reviews*, 46(5), 233-250. doi: 10.1179/095066001771048745
- Shabalovskaya, S. A. (2002). Surface, corrosion and biocompatibility aspects of Nitinol as an implant material. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 12(1), 69-109.
- Solano, L., Barkema, H. W., Pajor, E. A., Mason, S., LeBlanc, S. J., Zaffino Heyerhoff, J. C., ... Orsel, K. (2015). Prevalence of lameness and associated risk factors in Canadian Holstein-Friesian cows housed in freestall barns. *J Dairy Sci*, 98(10), 6978-6991. doi: 10.3168/jds.2015-9652
- Sun, E. X., Fine, S., & Nowak, W. B. (2002). Electrochemical behavior of nitinol alloy in Ringer's solution. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 13(10), 959-964. doi: 10.1023/A:1019812729884
- Ventura, A., Terzaghi, C., Legnani, C., Borgo, E., & Albisetti, W. (2010). Synthetic grafts for anterior cruciate ligament rupture: 19-year outcome study. *Knee*, 17(2), 108-113. doi: 10.1016/j.knee.2009.07.013

- Warnick, L. D., Janssen, D., Guard, C. L., & Gröhn, Y. T. (2001). The Effect of Lameness on Milk Production in Dairy Cows. *J Dairy Sci*, 84(9), 1988-1997. doi: 10.3168/jds.S0022-0302(01)74642-5
- Willshire, J. A., & Bell, N. J. (2009). An economic review of cattle lameness. *Cattle Practice*, 17(2), 136-141.
- Woo, S. L., Hollis, J. M., Adams, D. J., Lyon, R. M., & Takai, S. (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *American Journal of Sports Medicine*, 19(3), 217-225.
- Woo, S. L., Lee, T. Q., Gomez, M. A., Sato, S., & Field, F. P. (1987). Temperature Dependent Behavior of the Canine Medial Collateral Ligament. *Journal of Biomechanical Engineering*, 109(1), 68-71. doi: 10.1115/1.3138645
- Woo, S. L., Livesay, G. A., & Smith, B. A. (1994). Kinematics. Dans F. H. Fu, C. D. Harner & K. G. Vince (Éds.), *Knee surgery* (Vol. 1, pp. 173-187). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Woo, S. L., Orlando, C. A., Camp, J. F., & Akeson, W. H. (1986). Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *Journal of Biomechanics*, 19(5), 399-404.
- Woo, S. L., Smith, B. A., & Johnson, G. A. (1994). Biomechanics of knee ligaments. Dans F. H. Fu, C. D. Harner & K. G. Vince (Éds.), *Knee surgery* (Vol. 1, pp. 155-172). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Wren, T. A., Yerby, S. A., Beaupre, G. S., & Carter, D. R. (2001). Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 245-251.
- Yahia, L. h., Brunet, J., Labelle, S., & Rivard, C.-H. (1990). A Scanning Electron Microscopic Study of Rabbit Ligaments Under Strain. *Matrix*, 10(1), 58-64. doi: 10.1016/S0934-8832(11)80138-1
- Yahia, L. H., Hagemeister, Drouin, Sati, M., & Rivard, C. (1994). Conceptual Design of Prosthetic Anterior Cruciate Ligaments: the Need for a Biomimetical Approach. *Biomimetics*, 2(4), 309-330.
- Yang, P. J., & Temenoff, J. S. (2009). Engineering Orthopedic Tissue Interfaces. *Tissue Engineering. Part B, Reviews*, 15(2), 127-141.
- Zantop, T., Petersen, W., & Fu, F. H. (2005). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 15(1), 20-28. doi: 10.1053/j.oto.2004.11.011