

Conception d'un dispositif de contusion antérieure de la
moelle épinière d'un modèle porcin

par

Daniel MOORE

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

MONTRÉAL, LE 18 MARS 2019

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Daniel Moore, 2019



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

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

Mme Sylvie Doré, présidente du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Dr. Jean-Marc Mac-Thiong, membre du jury
Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal

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

LE 20 FÉVRIER 2019

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Ce mémoire est l'aboutissement d'un périple de trois ans, rendu possible grâce au soutien inestimable de nombreux collaborateurs et de personnes ressources que je tiens à remercier personnellement. D'abord, je remercie mon directeur Yvan Petit et mon co-directeur Éric Wagnac qui m'ont guidé, épaulé et conseillé tout au long de ce projet et qui ont cru en moi du début jusqu'à la fin. Je tiens également à souligner l'appui du Dr. Mac-Thiong, sans qui ce projet n'aurait jamais pu voir le jour.

Merci à l'équipe du Centre de Recherche pour leur expertise dans la réalisation des protocoles expérimentaux sur modèles animaux. Un merci spécial à Caroline Bouchard, pour sa bonne humeur contagieuse et ses précieux conseils, à Louisane Dupré, toujours disponible et à l'écoute, à Geneviève Leblanc, pour sa patience et son soutien dans la gestion administrative du projet du banc d'essai expérimental et à Louis Chiocchio, pour son dévouement quotidien à l'animalerie et son aide inestimable pendant l'assemblage du banc d'essai.

Un merci chaleureux à mes camarades du LIO-HSCM d'entretenir une ambiance aussi agréable et stimulante au Laboratoire et de m'avoir appris ce grand jeu qu'est le tarot. Merci particulièrement à Elisabeth, Annie, Brieg, Hugo, Jean-Michel, Jérémy et Louis-Marie, sachez que vous avez contribué à rendre mon expérience inoubliable. Je remercie également Yann Facchinello, véritable mentor au quotidien qui m'a particulièrement aidé dans certaines des phases les plus critiques du projet.

Merci de tout mon cœur à ma famille et à ma belle-famille qui m'a encouragé dans cette épopée. À mon cousin Ralph et à mes meilleurs amis, Charles, Hugo, Sébastien et Vincent, vous êtes des personnes incroyables et je vous remercie pour votre support inconditionnel. Merci à Cédric, partenaire de « gaming » toujours disponible pour me changer les idées.

Enfin, un merci tout spécial à ma Chloé, toi qui as vécu tout autant que moi les hauts et les bas de ce projet, mais qui as su éclairer mon chemin tel un phare dans la nuit, sans jamais vaciller.

Conception d'un dispositif de contusion antérieure de la moelle épinière d'un modèle porcin

Daniel MOORE

RÉSUMÉ

L'utilisation de modèles animaux pour la reproduction des blessures médullaires permet de rapprocher les modèles expérimentaux des lésions médullaires observées cliniquement. Dans le cas des fractures comminutives, les lésions observées proviennent de l'éclatement du corps vertébral et de la projection de fragments osseux qui provoquent une compression antérieure de la moelle épinière. Les études expérimentales sur ce sujet parviennent à recréer la blessure issue de l'impact initial sur la moelle épinière, mais ne se penchent pas suffisamment sur les conséquences que peuvent avoir la lésion issue de la compression résiduelle.

Le présent projet de maîtrise propose le développement d'un dispositif et d'une méthodologie expérimentale pour étudier l'effet de la compression résiduelle dans la biomécanique des fractures comminutives avec lésions médullaires antérieures sur un modèle porcin. Les objectifs spécifiques de l'étude sont :

1. Concevoir, fabriquer et valider un banc d'essai expérimental motorisé en mesure de reproduire une contusion de la moelle épinière sur un modèle animal *in vivo*;
2. Concevoir et fabriquer un dispositif physique fonctionnel qui permet de recréer la contusion initiale sur la moelle épinière et de maintenir la compression résiduelle dans le temps;
3. Valider le dispositif en l'implantant sur la colonne vertébrale d'un modèle *in vitro* et en procédant à des tests expérimentaux selon différents degrés de blessure.

Un cahier des charges a dressé les bases de la conception du dispositif pour tenter de répondre à cette problématique. Plusieurs solutions ont été proposées et un barème d'évaluation a permis de les filtrer afin de cerner le concept le plus prometteur. Le concept final, composé de quatre pièces distinctes, a d'abord été évalué grâce à une analyse par éléments finis pour montrer qu'il pouvait résister à des moments d'une amplitude de ± 5 N·m appliqués en flexion-extension et en inflexion latérale imitant les mouvements anatomiques d'un modèle porcin éveillé.

Avant l'évaluation expérimentale du dispositif, un banc d'essai a été conçu et validé dans l'optique de reproduire des blessures médullaires sur modèles animaux *in vivo*. Le concept initial a été repris de la proposition d'un étudiant du Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie, soit M. Francis Cliche, qui a entamé la conception de cette table chirurgicale dans son mémoire de maîtrise. Des améliorations majeures ont été apportées en fonction de ses recommandations et des observations faites lors de la reprise du projet. Le banc d'essai a été assemblé et testé sur un modèle porcin *in vivo*. La chirurgie a montré le potentiel du banc d'essai expérimental et elle a validé la pertinence d'un impacteur motorisé, capable de reproduire une contusion

dynamique de la moelle épinière dynamique (~ 750 mm/s) et de la maintenir pendant plusieurs minutes.

Ensuite, le prototype du dispositif de contusion a été soumis à des tests expérimentaux en flexion-extension et en inflexion latérale afin d'observer à la fois sa résistance mécanique et de mesurer la précision de la compression résiduelle imposée. Des complications technologiques ont forcé à mesurer cette variation de la compression de façon indirecte grâce à un capteur de distance pointé sur le fond du canal médullaire. Des tests sur 12 segments vertébraux porcins *in vitro* ont révélé que le fond du canal médullaire pouvait osciller de 1 à 3 mm de hauteur, suggérant qu'il serait difficile de maintenir une compression résiduelle précise pendant plusieurs heures sur un animal éveillé. Ce dispositif novateur propose une approche intéressante pour étudier expérimentalement l'effet du temps de compression sur la gravité des lésions médullaires sur un modèle animal vivant. Il permet de refermer l'animal après la contusion initiale et il est biocompatible, promettant de diminuer les risques d'infection de complications chirurgicales.

Mots clés : dispositif, blessure médullaire, compression résiduelle, temps de compression, fracture comminutive, contusion antérieure, porcin, modèle animal, impacteur, banc d'essai

Design of an Anterior Spinal Cord Injury Device for Porcine Model

Daniel MOORE

ABSTRACT

The use of animal models to reproduce spinal cord injuries (SCI) are especially useful to close the gap between experimental models and SCI observed in clinical reality. In burst fractures, spinal injuries are caused by the disruption of the vertebral body and the retropulsion of posterior bone fragments into the spinal canal, leading to acute anterior compression of the spinal cord. Current experimental studies are able to reproduce the acute SCI, but don't emphasize enough on the consequences of secondary injury mechanisms on the damage to the spinal cord tissues.

This project focuses on the design of an experimental device and methodology to study the effects of the residual compression observed in burst fractures on the severity of an anterior SCI. The specific objectives of the study are to:

1. Design, build, and validate an experimental motorised test bench able to reproduce a Spinal Cord Injury *in vivo* on a large animal model (porcine);
2. Design and build a functional device that reproduces an anterior spinal cord acute compression and that is able to maintain a residual compression over time;
3. Validate the device by fixing it on an *in vitro* porcine spine and by recreating experimental tests under different injury degrees.

The technical specifications of the device were written to guide the design process in order to best answer the research problem. A few potential solutions were suggested and put through a scale of assessment to output the most promising concept. The final solution, made of four distinct components, was first evaluated with a finite element analysis to show it could withstand moments of magnitude ± 5 N·m in flexion/extension, and lateral inflexion, mimicking the anatomic movements of a live pig model.

Before the experimental evaluation of the device, a surgical test bench was designed to study spinal cord injuries on *in vivo* animal models. The initial concept was taken from the proposition of a previous project at the Imagery and Orthopaedic Research Laboratory, realized by Mr. Francis Cliche who started the design of this surgical table during his master degree. Major modifications were implemented following his recommendations and the observations at beginning of the current project. The test bench was then assembled and tested on a live pig model. The surgery showed the potential of the test bench and demonstrated the relevance of a motorised impactor, which is able to reproduce acute spinal cord compression at an impact speed close to 750 mm/s and to hold it for a few minutes.

Then, the functional prototype of the device was submitted to experimental tests in flexion/extension and lateral inflexion to observe both its mechanical resistance and the precision of the residual compression imposed. Due to technological limitations, we chose an indirect measurement of the residual compression, using a distance sensor aimed at the bottom of the spinal canal. The tests performed on 12 *in vitro* pig vertebral segments revealed that the distance between the device and the bottom of the spinal canal could vary from 1 to 3 mm in height, meaning it may be difficult to hold a residual compression for several hours on a live pig. Nevertheless, this innovative device offers an interesting approach to study experimentally the effects of residual compression on the severity of SCI on a live animal model. It is designed to allow wound closure immediately after surgery and it is biocompatible, therefore limiting the risks of infection and surgical complications.

Keywords: Device, Spinal Cord Injury, Residual compression, Burst fracture, Compression time, Anterior compression, Porcine model, Animal model, Impactor, Surgical table

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie descriptive du rachis.....	3
1.2 Moelle épinière	10
1.3 Blessures rachidiennes avec lésions médullaires.....	19
1.3.1 Prévalence, caractéristiques et mécanismes de la lésion médullaire	19
1.3.2 Classification des blessures rachidiennes	24
1.3.3 Classification des blessures rachidiennes avec atteintes médullaires	27
1.3.4 Traitement des blessures avec atteintes médullaires.....	29
1.4 Étude biomécanique des blessures rachidiennes avec lésions médullaires	30
1.4.1 Études animales <i>in vivo</i>	31
1.4.2 Études <i>in vitro</i>	51
1.4.3 Études numériques	52
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	55
2.1 Problématique	55
2.2 Objectifs	56
CHAPITRE 3 PROCESSUS DE CONCEPTION DU DISPOSITIF DE CONTUSION ANTÉRIEURE	57
3.1 Cahier des charges	57
3.2 Préambule	57
3.3 Marchés.....	58
3.4 Clients	59
3.4.1 Clients internes.....	60
3.4.2 Clients externes.....	60
3.5 Déploiement de la fonction de la qualité (DFQ).....	60
3.5.1 Attributs clients & spécifications techniques.....	61
3.5.2 Contraintes	66
3.5.3 Méthode d'évaluation	71
3.5.4 Analyse de Pareto	73
3.5.5 Barème d'évaluation	74
3.6 Recherche de solutions	75
3.6.1 Remue-méninge	75
3.6.2 Solutions proposées	77
3.6.3 Évaluation des concepts.....	83
3.6.4 Raffinement de la solution choisie.....	85
3.7 Solution finale	86
3.7.1 Description de la solution finale	86
3.7.2 Discussion et évaluation de la solution finale.....	89

3.7.3	Analyse numérique de la résistance du dispositif	91
3.7.4	Vérification des coefficients de sécurité	98
CHAPITRE 4	CONCEPTION D'UN BANC D'ESSAI DE CONTUSION ANTÉRIEURE DE LA MOELLE ÉPINIÈRE	101
4.1	Rappel du mémoire de Francis Cliche	101
4.1.1	Objectifs de conception et cahier des charges	101
4.1.2	Solution proposée	102
4.1.3	Critique du prototype	104
4.2	Amélioration du banc d'essai de contusion antérieure	110
4.2.1	Nouvelle solution proposée	110
4.3	Validation du banc d'essai	117
4.3.1	Calibration de la méthode d'impact et optimisation du PID	118
4.3.2	Méthodologie chirurgicale	126
4.3.3	Résultats de la chirurgie	128
CHAPITRE 5	ÉVALUATION MÉCANIQUE DU DISPOSITIF DE CONTUSION ANTÉRIEURE	135
5.1	Objectifs de l'évaluation	135
5.2	Méthodologie	135
5.2.1	Modèle expérimental choisi	135
5.2.2	Tests en flexion-extension et en inflexion latérale	136
5.3	Résultats	149
5.3.1	Tests en inflexion latérale	150
5.3.2	Tests en flexion-extension	162
5.3.3	Variation de la distance intra-cycle	172
5.3.4	Dérive de la distance	176
CHAPITRE 6	DISCUSSION	179
6.1	Amélioration du banc d'essai expérimental	179
6.1.1	Modifications du concept et validation sur modèle <i>in vivo</i>	179
6.1.2	Reproduction de la lésion et évaluation de la technique chirurgicale	182
6.2	Dispositif de contusion antérieure	184
6.2.1	Conception et fabrication du dispositif	185
6.2.2	Évaluation expérimentale du dispositif	188
6.3	Recommandations	192
6.3.1	Banc d'essai expérimental	192
6.3.2	Dispositif de contusion antérieure	194
CONCLUSION	197
ANNEXE I	RÉFÉRENCES ANATOMIQUES	199
ANNEXE II	ÉCHELLE DE DÉFICIENCE RÉVISÉE (ASIA AIS)	201
ANNEXE III	FICHES TECHNIQUES DES MATÉRIAUX	203

ANNEXE IV	RÉSULTATS DE L'AFE – AUTRES PIÈCES DU DISPOSITIF	209
ANNEXE V	ANALYSE DIMENSIONNELLE DE LA VIS DE MONTÉE ET DESCENTE DU MOTEUR BOSE	211
ANNEXE VI	RECOMMANDATIONS POUR LE BANC D'ESSAI EXPÉRIMENTAL.....	215
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		217

LISTE DES TABLEAUX

	Page	
Tableau 1.1	Résumé des muscles et organes innervés par les nerfs spinaux.....	16
Tableau 1.2	Types de fractures vertébrales majeures selon la classification de Denis	25
Tableau 1.3	Résumé des études sur modèle porcin <i>in vivo</i>	35
Tableau 1.4	Comparaison des dimensions de la moelle épinière humaine et porcine en fonction du niveau vertébral.....	36
Tableau 1.5	Comparaison du nombre de vertèbres humaines et porcines en fonction du niveau vertébral (Busscher et al., 2010; Dath et al., 2007; Wilke et al., 2011)	36
Tableau 1.6	Résumé des méthodologies d'étude utilisant des ballonnets gonflables ...	39
Tableau 1.7	Résumé des méthodologies d'étude utilisant des pinces	41
Tableau 1.8	Résumé des méthodologies d'études utilisant la méthode du lâcher de poids.....	44
Tableau 1.9	Résumé des méthodologies d'études utilisant la méthode du lâcher de poids (suite).....	45
Tableau 1.10	Résumé des méthodologies d'études utilisant un impacteur motorisé	48
Tableau 1.12	Résumé des méthodologies d'études utilisant un impacteur pneumatique.....	51
Tableau 3.1	Ordre de priorité des spécifications techniques selon la maison de la qualité.....	72
Tableau 3.2	Spécifications techniques après l'analyse de Pareto	74
Tableau 3.3	Barème d'évaluation	75
Tableau 3.4	Matrice de filtrage.....	84
Tableau 3.5	Nouvelle matrice de filtrage.....	90

Tableau 3.6	Propriétés mécaniques des pièces de l'analyse utilisées dans ANSYS	96
Tableau 3.7	Résultats de l'analyse de convergence dans ANSYS	97
Tableau 3.8	Facteurs de sécurité calculés pour chaque pièce de l'AFE	99
Tableau 4.1	Liste des attributs client et spécifications technique identifiés dans le mémoire de Francis Cliche	102
Tableau 4.2	Comparaison des paramètres finaux du PID selon l'étude	123
Tableau 5.1	Âge et masse des six spécimens porcins utilisés pour les tests expérimentaux	136
Tableau 5.2	Comparaison de la variation de la distance moyenne intra-cycle par essai	173
Tableau 5.3	Comparaison de la variation de la distance moyenne intra-cycle par essai ($\pm 15^\circ$)	175
Tableau 6.1	Évaluation du prototype final dans la matrice de décision	185

LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 1.1	Éléments du rachis et zones vertébrales en vue antérieure (a), latérale gauche (b) et postérieure (c)	4
Figure 1.2	Anatomie de la vertèbre T6, en vue supérieure (a) et en vue latérale (b)	5
Figure 1.3	Composition osseuse d'une vertèbre thoracique en coupe sagittale	6
Figure 1.4	Disque intervertébral en vue supérieure	7
Figure 1.5	Positionnement des ligaments vertébraux.....	7
Figure 1.6	Positionnement des muscles profonds du dos.....	8
Figure 1.7	Réseau des artères vertébrales en vue antéro-supérieure	9
Figure 1.8	Réseau veineux vertébral localisé sur la moelle épinière (a) et vue d'ensemble d'une vertèbre lombaire (b)	10
Figure 1.9	Vue latérale globale de la moelle épinière segmentée	11
Figure 1.10	Graphique des dimensions de la moelle épinière pour les vertèbres C1 à L1	12
Figure 1.11	Graphique des dimensions du canal rachidien pour les vertèbres C1 à L1	13
Figure 1.12	Éléments principaux de la moelle épinière en coupe transversale.....	14
Figure 1.13	Méninges de la moelle épinière en vue postérieure	15
Figure 1.14	Dermatomes en fonction du niveau vertébral et des sections médullaires.....	17
Figure 1.15	Principaux tractus et faisceaux ascendants et descendants de la moelle épinière.....	18
Figure 1.16	Causes des accidents traumatiques médullaires (TSCI) au Canada et aux États-Unis.....	20

Figure 1.17	Proportions des types d'atteinte à la moelle épinière lors de fractures comminutives.....	21
Figure 1.18	Distribution des blessures comminutives selon le niveau vertébral	22
Figure 1.19	La colonne antérieure, centrale et postérieure illustrée selon la classification de Denis	25
Figure 1.20	Principales catégories de fractures vertébrales selon la classification AO, A) Compression, B et C) Élongation et D) Torsion/cisaillement	26
Figure 1.21	Les trois sous-groupes du type A, A et B) fractures d'impact (A1), C et D) fractures « split » (A2), E et F) fractures comminutives (A3).....	27
Figure 1.22	Tableau de la classification TCLIS.....	29
Figure 1.23	Tableau d'interprétation du pointage TCLIS	29
Figure 1.24	Exemples de la méthode du ballonnet gonflable	38
Figure 1.25	Pince Heifetz appliquées en compression sur une moelle épinière porcine.....	40
Figure 1.26	Exemples de montage de lâcher de poids	43
Figure 1.27	Exemples de montages utilisant un impacteur motorisé.....	47
Figure 1.28	Exemples de bancs d'essais avec un impacteur pneumatique	50
Figure 1.29	Exemples de bancs d'essais utilisés pour reproduire des SCI sur modèles <i>in vitro</i>	52
Figure 1.30	Exemples d'études numériques sur les blessures médullaires.....	54
Figure 3.1	« Spinal Cord injury by WHO Global Regions from traumatic causes 1959-2011 »	58
Figure 3.2	Identification des zones de la maison de la qualité.....	71
Figure 3.3	Maison de la qualité	72
Figure 3.4	Diagramme de Pareto.....	73
Figure 3.5	Modélisation sur CATIA V5 de l'assemblage du concept de la vis inséré dans une vertèbre.....	77
Figure 3.6	Démarche d'utilisation du concept de la vis en six (6) étapes.....	78

Figure 3.7	Exemples de cages intersomatiques, A) Synthes® XRL System (Synthes, 2011), B) et C) ulrich medical ADDplus™ (Ulrich Medical, 2016)	79
Figure 3.8	Croquis du concept de la cage vertébrale	80
Figure 3.9	Croquis de différents concepts de plaque de fixation	81
Figure 3.10	Croquis du concept du bloc de serrage à crans	81
Figure 3.11	Exemple d'une mèche emporte-pièce de quincaillerie	82
Figure 3.12	Croquis des étapes d'utilisation du concept de l'emporte-pièce.....	83
Figure 3.13	Modélisation 3D du concept final.....	87
Figure 3.14	Coupe transversale du dispositif modélisé.....	88
Figure 3.15	Étapes d'utilisation (six) du dispositif de contusion antérieure	89
Figure 3.16	Pièces du modèle numérique	91
Figure 3.17	Table de translation conçue par Vincent Pelletier	92
Figure 3.18	Conditions limites de l'étude par éléments finis.....	93
Figure 3.19	Cas de chargement de l'analyse par éléments finis	93
Figure 3.20	Prototype fabriqué et assemblé du dispositif de contusion antérieure	95
Figure 3.21	Déplacement maximal enregistré pendant l'AFE en flexion-extension	98
Figure 3.22	Contrainte de Von Mises maximale enregistrée pendant l'AFE en flexion-extension.....	98
Figure 4.1	Version finale du banc d'essai proposé par Francis Cliche	103
Figure 4.2	Version finale du banc d'essai avec impacteur installé par Francis Cliche	104
Figure 4.3	Vue rapprochée du système actionnant la montée/descente du moteur...105	105
Figure 4.4	Exemples de pinces de tables chirurgicales	106
Figure 4.5	Vue rapprochée du modèle 3D du système de coulissage du banc d'essai original	106

Figure 4.6	Illustration du cas de chargement critique des pinces de coulissemement banc d'essai original	107
Figure 4.7	Vue du tourillon à pivot libre du modèle 3D du banc d'essai original	108
Figure 4.8	Paliers de frottement utilisés sur le banc d'essai	109
Figure 4.9	Vue latérale de la longueur de défexion du moteur par rapport au chariot	110
Figure 4.10	Modèle 3D du nouveau concept du banc d'essai expérimental	111
Figure 4.11	Système de vis-sans-fin permettant la montée-descente du moteur Bose [®]	112
Figure 4.12	Châssis externe supportant le chariot du moteur	113
Figure 4.13	Visualisation des déplacements possibles du chariot-moteur	114
Figure 4.14	Résumé des modifications sur le bas de la table de chirurgie.....	115
Figure 4.15	Démonstration de la variation de longueur du bas de la table en utilisation indépendante des colonnes élévatrices.....	116
Figure 4.16	Guides lasers et caméra-endoscope ajoutés au chariot du moteur	116
Figure 4.17	Banc d'essai expérimental assemblé : (1) plateau chirurgical – bas de la table, (2) Châssis externe et chariot du moteur Bose [®] et (3) station mobile d'acquisition des données	117
Figure 4.18	Banc d'essai expérimental opérationnel en salle de chirurgie	118
Figure 4.19	A) Montage expérimental	119
Figure 4.20	Schéma de la méthode d'impact pour la calibration du PID :	121
Figure 4.21	Exemple de graphique d'un régulateur PID.....	122
Figure 4.22	Commande envoyée au moteur Bose [®]	125
Figure 4.23	Comparaison des vitesses instantanées de l'actuateur selon différentes hauteurs initiales	125
Figure 4.24	A) Modèle porcin branché et anesthésié sur le banc d'essai, B) Incision dorsale au niveau des vertèbres thoraciques, C) Laminectomie des vertèbres T9 à T11 & D) Retrait et nettoyage des tissus mous recouvrant la moelle épinière.....	127

Figure 4.25	Images avant et après contusion d'une moelle épinière <i>in vitro</i> par la caméra endoscope	128
Figure 4.26	Descente manuelle du chariot du moteur au-dessus de la moelle épinière.....	129
Figure 4.27	Déplacement de l'actuateur lors de la contusion sur le spécimen animal.....	130
Figure 4.28	Dépassement de la réponse de l'actuateur à la consigne	131
Figure 4.29	Graphique de la vitesse réelle de l'actuateur pendant la contusion finale sur le spécimen animal.....	132
Figure 4.30	A) Modèle porcin après la chirurgie une fois la plaie refermée et pansée, B) Déplacement de l'animal dans son enclos, C) Modèle animal une fois replacé dans son enclos & D) Marche de l'animal le lendemain matin de la chirurgie.....	133
Figure 5.1	Montage du banc d'essai à moment pur	137
Figure 5.2	Segment de cinq vertèbres encastré dans les caissons	139
Figure 5.3	Corporectomie réalisée sur le corps vertébral antérieur central.....	139
Figure 5.4	Broches orthopédiques de Kirschner maintenant le dispositif sur les vertèbres	140
Figure 5.5	Trous percés dans les corps antérieurs aux endroits prévus sur la plaque	140
Figure 5.6	Taraudage des trous percés dans l'os.....	141
Figure 5.7	Dispositif fixé aux vertèbres grâce aux vis pour os spongieux.....	141
Figure 5.8	Schéma du principe d'un capteur temps de vol simplifié	143
Figure 5.9	Montage préliminaire du capteur de distance et du microcontrôleur	144
Figure 5.10	Courbes de calibration brutes du capteur VL6180X à différentes intensités de lumière ambiante.....	145
Figure 5.11	Courbes de calibration du capteur de distance une fois lissées dans MatLab	146
Figure 5.12	A) Montage expérimental pour la flexion-extension et B) montage expérimental pour l'inflexion latérale.....	148

Figure 5.13	Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 2, segment thoracique.....	151
Figure 5.14	Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 2, segment thoracique.....	151
Figure 5.15	Comparaison du test et retest pour le Spécimen 2 thoracique en inflexion latérale	152
Figure 5.16	Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 2, segment lombaire	152
Figure 5.17	Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 2, segment lombaire	153
Figure 5.18	Comparaison du test et retest pour le Spécimen 2 lombaire en inflexion latérale	153
Figure 5.19	Malformation au niveau du disque intervertébral séparant T8-T9 sur le Spécimen 3, section thoracique.....	154
Figure 5.20	Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 3, segment thoracique.....	155
Figure 5.21	Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 3, segment thoracique.....	155
Figure 5.22	Comparaison du test et retest pour le Spécimen 3 thoracique en inflexion latérale	156
Figure 5.23	Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 3, segment lombaire	156
Figure 5.24	Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 3, segment lombaire	157
Figure 5.25	Comparaison du test et retest pour le Spécimen 3 lombaire en inflexion latérale	158
Figure 5.26	Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 6, segment thoracique.....	158
Figure 5.27	Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 6, segment thoracique.....	159
Figure 5.28	Comparaison du test et retest pour le Spécimen 6 thoracique en inflexion latérale	160

Figure 5.29	Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 6, segment lombaire	160
Figure 5.30	Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 6, segment lombaire	161
Figure 5.31	Comparaison du test et retest pour le Spécimen 6 lombaire en inflexion latérale	161
Figure 5.32	Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 2, segment thoracique.....	162
Figure 5.33	Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 2, segment thoracique.....	163
Figure 5.34	Comparaison du test-retest pour le Spécimen 2 thoracique en flexion-extension	163
Figure 5.35	Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 2, segment lombaire	164
Figure 5.36	Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 2, segment lombaire	164
Figure 5.37	Comparaison du test-retest pour le Spécimen 2 lombaire en flexion-extension	165
Figure 5.38	Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 3, segment thoracique.....	166
Figure 5.39	Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 3, segment thoracique.....	166
Figure 5.40	Comparaison du test-retest pour le Spécimen 3 thoracique en flexion-extension	167
Figure 5.41	Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 3, segment lombaire	167
Figure 5.42	Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 3, segment lombaire	168
Figure 5.43	Comparaison du test-retest pour le Spécimen 3 lombaire en flexion-extension	168
Figure 5.44	Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 6, segment thoracique.....	169

Figure 5.45	Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 6, segment thoracique.....	170
Figure 5.46	Comparaison du test-retest pour le Spécimen 6 thoracique en flexion-extension	170
Figure 5.47	Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 6, segment lombaire	171
Figure 5.48	Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 6, segment lombaire	171
Figure 5.49	Comparaison du test-retest pour le Spécimen 6 lombaire en flexion-extension	172
Figure 5.50	Comparaison de la variation de la distance intra-cycle pour chaque essai.....	174
Figure 5.51	Comparaison de la variation de la distance intra-cycle pour chaque essai ($\pm 15^\circ$)	175
Figure 5.52	Exemple de dérive de la distance pendant un test en flexion-extension typique.....	176

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Tridimensionnel
ABS	Acrylonitrile butadiène styrène
AFE	Analyse par éléments finis
AIS	Échelle de déficience, de l'anglais « Abbreviated Injury Scale »
ASIA	Association américaine des blessures vertébrales, de l'anglais « American Spinal Injury Association »
AO	Association pour l'étude de l'ostéosynthèse, de l'allemand « Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen »
AP	Antéro-postérieur
DFQ	Déploiement de la Fonction Qualité
ÉTS	École de technologie supérieure
É.-U.	États-Unis (d'Amérique)
F	Force
FA	Fabrication additive
FDA	Agence américaine des produits alimentaires & médicamenteux, de l'anglais « Food & Drugs Administration »
FDM	Modélisation par dépôt de fil fondu, de l'anglais « Fused Deposition Modeling »
FS	Facteur de sécurité
HSCM	Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
IH	Infinite Horizon
ISNCSI	Normes internationales pour la classification neurologique des blessures vertébrales, de l'anglais « International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury »

IRM	Imagerie par résonance magnétique
LCR	Liquide céphalo-rachidien
LIO	Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie
ML	Médio-latéral
NTSCI	Blessures médullaires de nature mom-traumatique, de l'anglais « Non-Traumatic Spinal Cord Injuries »
OQLF	Office québécois de la langue française
OSU	Université de l'État de l'Oregon, de l'anglais « Oregon State University »
PAEK	Polyaryléthercétone
PEEK	Polyétheréthercétone
PEI	Polyétherimide
PTFE	Polytétrafluoroéthylène
SCI	Blessures à la moelle épinière, de l'anglais « Spinal Cord Injuries »
SLA	Stéréolithographie
SLS	Frittage sélectif au laser, de l'anglais « Selective Laser Sintering »
TSCI	Blessures médullaires de nature traumatique, de l'anglais « Traumatic Spinal Cord Injuries »
UHMW	(Polyéthylène) de masse molaire ultra-élevée, de l'anglais « Ultra High Molecular Weight »
VM	Von Mises, en référence à la contrainte équivalente de Von Mises
vs	Versus

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

mm	Millimètre (unité de mesure de longueur)
mm ²	Millimètre carré (unité de mesure d'aire)
mm ³	Millimètre cube (unité de mesure de volume)
cm	Centimètre (unité de mesure de longueur)
cm ²	Centimètre carré (unité de mesure d'aire)
cm ³	Centimètre cube (unité de mesure de volume)
m	Mètre (unité de mesure de longueur)
m ²	Mètre carré (unité de mesure d'aire)
m ³	Mètre cube (unité de mesure de volume)
g	Gramme (unité de mesure de masse)
kg	Kilogramme (unité de mesure de masse)
G	Milliard (pour G\$, milliard de dollars)
M	Million (pour M\$, million de dollars)
MPa	Mégapascal (unité de mesure de contrainte)
n	Nombre d'échantillons
N	Newton (unité de mesure de la force)
ft-lb	pied-livre (unité de mesure de la force)
psi	livres par pouce carré, de l'anglais « pounds per square inch » (aussi lb/po ² – unité de mesure de pression)
\$	Dollar (devise monétaire)
€	Euro (devise monétaire)
®	Marque déposée, de l'anglais « Registered trademark »

XXVIII

TM Marque non déposée ou Marque de commerce, de l'anglais « Trademark »

% Pourcentage (fraction sur cent)

INTRODUCTION

La colonne vertébrale, ou rachis, est une structure vitale du corps humain, car elle contribue notamment à sa rigidité et à sa mobilité en plus de renfermer la moelle épinière, responsable des échanges nerveux à travers tout le corps. Les blessures rachidiennes, particulièrement celles atteignant la moelle épinière, ont le potentiel d'avoir des conséquences désastreuses sur le corps humain, pouvant ainsi entraîner la paralysie des membres (paraplégie, tétraplégie), une insuffisance respiratoire et même la mort.

Ces blessures sont fréquemment le résultat de traumatismes, dont les principales causes sont les accidents routiers et les chutes, comptant à eux seuls pour les deux tiers des causes (Pickett, Campos-Benitez, Keller, & Duggal, 2006; Rajasekaran, Kanna, & Shetty, 2015). Ces traumatismes se produisent à haute vitesse et engendrent des fractures vertébrales associées à des lésions médullaires dans 64% des cas. De ce nombre, le mécanisme lésionnel le plus observé est la fracture comminutive dans près de la moitié des cas (Pickett et al., 2006). Cette dernière se caractérise par l'éclatement d'un ou plusieurs corps vertébraux qui causent la rétropulsion de fragments vertébraux venant comprimer la moelle épinière dans l'axe transversal.

La prise en charge des victimes représente un fardeau économique colossal pour le système de la santé (El Tecle, Dahdaleh, & Hitchon, 2016; Krueger, Noonan, Trenaman, Joshi, & Rivers, 2013; Noonan et al., 2012; A. Singh, Tetreault, Kalsi-Ryan, Nouri, & Fehlings, 2014). Une meilleure compréhension des mécanismes des blessures médullaires est alors essentielle dans le but d'améliorer le traitement et le rétablissement des patients. Dans la littérature, il est entendu que lors d'un accident vertébral causant une lésion médullaire, l'impact initial sur la moelle épinière crée la blessure primaire. Cependant, dans les moments suivants cette blessure initiale, les fragments osseux toujours logés dans la moelle épinière engendrent la lésion secondaire, dont les conséquences peuvent largement varier en fonction du temps avant la prise en charge de la victime. La majorité des études prône alors une décompression rapide, idéalement en-dessous de 24 à 72 heures, afin de limiter les dégâts neurologiques et moteurs

sur le corps (Batchelor et al., 2013; Bourassa-Moreau, Mac-Thiong, Ehrmann Feldman, Thompson, & Parent, 2013; Cadotte, Singh, & Fehlings, 2010; El Tecle et al., 2016; Jazayeri et al., 2012; Li, Walker, Zhang, Shields, & Xu, 2014).

Toutefois, les effets précis de cette compression résiduelle restent à ce jour mal compris. L'étude de la biomécanique de cette blessure passe alors par la recherche expérimentale sur modèles animaux notamment en raison des coûts associés plus faibles. Plusieurs auteurs préconisent donc le modèle porcin, qui présente des similitudes physiologiques avec l'être humain, pour recréer des conditions similaires aux observations cliniques (J. H. Lee et al., 2013; Navarro et al., 2012; Swindle, Makin, Herron, Clubb, & Frazier, 2012).

Au sein du Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie issu de l'association de l'École de technologie supérieure et de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, les travaux de l'étudiant Francis Cliche ont permis de montrer la validité du modèle porcin pour l'étude de la biomécanique des fractures comminutives par approche antérieure qui s'approche davantage de la réalité clinique que l'approche postérieure (Cliche, 2014; Navarro et al., 2012). Dans un objectif de continuité des travaux déjà entrepris, ce projet vise la conception d'un dispositif expérimental permettant de recréer une contusion transverse de la moelle épinière par approche antérieure sur un modèle porcin afin de permettre l'étude la plus fidèle possible des conséquences du temps de compression de la moelle épinière lors de fractures comminutives.

Ce mémoire est divisé en six chapitres principaux ainsi qu'une conclusion. Premièrement, une revue de la littérature détaille l'anatomie du rachis et ses blessures, en portant une attention particulière aux lésions rachidiennes avec atteintes médullaires et aux études expérimentales les reproduisant. Deuxièmement, la problématique de l'étude et les objectifs de recherche sont présentés. Le troisième chapitre décrit le processus de conception du dispositif de contusion antérieure et le quatrième chapitre se concentre ensuite sur la conception et la validation d'un banc d'essai expérimental. Le Chapitre 5, quant à lui, porte sur l'évaluation expérimentale du dispositif conçu. Finalement, le Chapitre 6 analyse de façon critique le travail en entier et apporte des recommandations pour la suite du projet.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente une revue des connaissances trouvées à travers la littérature qui décrit d'abord l'anatomie du rachis et de la moelle épinière. Les différents mécanismes de blessures pour ces deux éléments du corps humain et les traitements possibles sont également détaillés. Ensuite, les principales études expérimentales reproduisant les blessures médullaires sont présentées et leur méthodologie de recherche résumée.

1.1 Anatomie descriptive du rachis

Le rachis, ou colonne vertébrale, fait partie du squelette axial du corps humain. Le squelette axial regroupe à la fois le rachis, le crâne et la cage thoracique. On dénombre 33 vertèbres au total dans la colonne vertébrale qui sont regroupées en cinq sections principales : les vertèbres cervicales (7), thoraciques ou dorsales (12), lombaires (5), sacrales (5) et coccygiennes (4). Dans le cas des vertèbres sacrales et coccygiennes, elles sont soudées ensemble pour former le sacrum et le coccyx respectivement. Quoique pratiquement droite en vue antérieure et postérieure, la colonne vertébrale normale possède quatre courbures caractéristiques dans sa vue latérale. En partant du haut vers le bas, on note la courbe cervicale, thoracique, lombaire et sacrale. Le diagramme de la Figure 1.1 illustre les différents éléments du rachis et les zones vertébrales le composant.



Figure 1.1 Éléments du rachis et zones vertébrales en vue antérieure (a), latérale gauche (b) et postérieure (c)

Adaptée de Netter et Lamoglia (p.150, 2012)

Un des rôles principaux de la colonne vertébrale est de protéger la moelle épinière qui est au centre des vertèbres et qui parcourt tout le rachis. Les autres rôles majeurs de la colonne vertébrale sont de solidifier le tronc et d'assurer la mobilité de ce dernier autant en flexion

qu'en extension et en rotation. Les différents plans et orientations anatomiques sont présentés à l'ANNEXE I.

Selon le niveau vertébral, les vertèbres peuvent varier en forme, mais elles possèdent majoritairement toutes des caractéristiques générales communes. Ainsi, la vertèbre type est composée de deux zones principales, soit la partie antérieure, dite corps vertébral, et la partie postérieure ou arc vertébral. Ce dernier se divise en une paire de pédicules, une paire de lames et supporte sept processus (ou apophyses) : quatre articulaires, deux transverses et un épineux. L'arc vertébral enferme aussi le trou vertébral, également appelé foramen vertébral. Il s'agit de la cavité centrale qui accueille la moelle épinière et l'ensemble des trous vertébraux forme le canal rachidien. Ce sont les lames, qui relient de chaque côté le processus transverse au processus épineux, qui protègent la moelle épinière postérieurement. La Figure 1.2 schématisse le positionnement de ces différentes zones sur la vertèbre thoracique type (T6) en vue supérieure (a) et latérale (b).

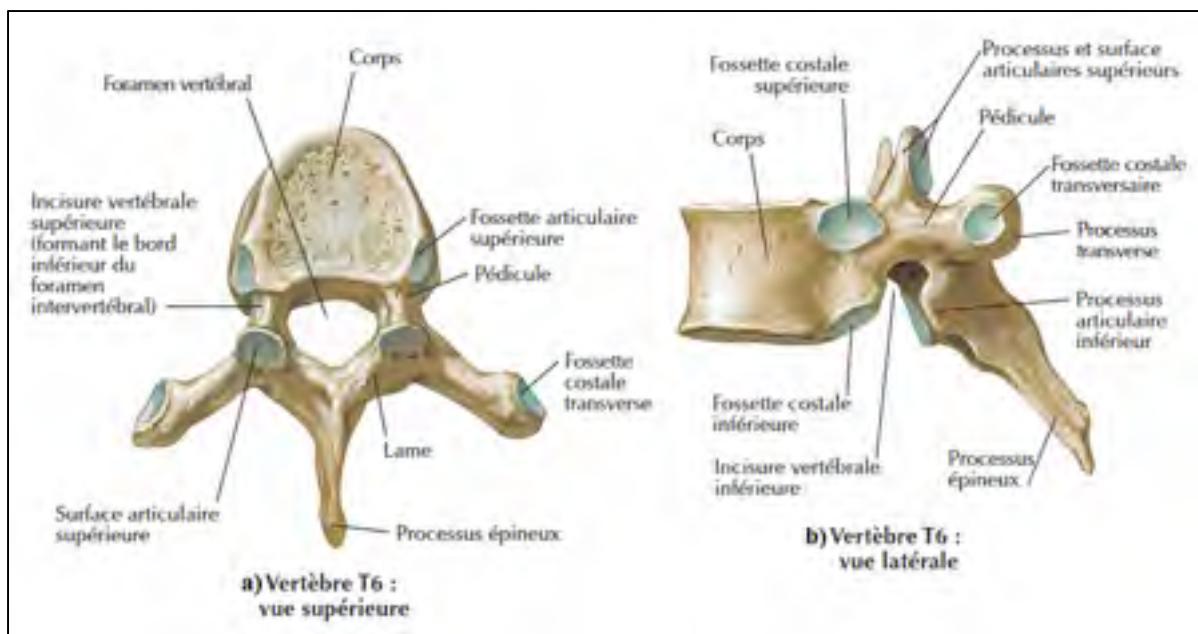


Figure 1.2 Anatomie de la vertèbre T6, en vue supérieure (a) et en vue latérale (b)
Adaptée de Netter et Lamoglia (p.151, 2012)

Une vertèbre est composée de deux types d'os : l'os spongieux, ou trabéculaire, et l'os cortical. Dans le cas de l'os spongieux, il s'agit du cœur de la vertèbre; le corps vertébral en est principalement composé. C'est une structure osseuse à densité moindre que l'os cortical, car elle est perforée de multiples orifices de tailles différentes pour le passage des vaisseaux et de canaux qui sont traversés de veines se rassemblant dans le canal rachidien. L'os cortical, au contraire, est très dense, rigide et possède un module élastique plus élevé avoisinant les 22 GPa. L'os trabéculaire se situe plutôt autour de 14 GPa en comparaison (Banse, Sims, & Bailey, 2002; Nicholson et al., 1997). L'os cortical recouvre tout l'extérieur de la vertèbre et son épaisseur varie selon la zone observée sur la vertèbre. Ainsi, l'os cortical recouvrant l'extérieur du corps vertébral est beaucoup plus mince que celui des apophyses par exemple (*Voir Figure 1.3*).

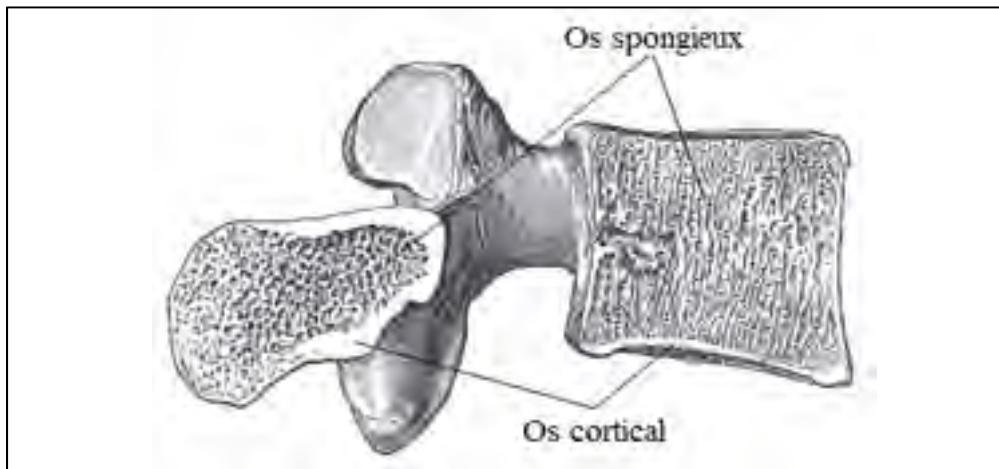


Figure 1.3 Composition osseuse d'une vertèbre thoracique en coupe sagittale
Adaptée de (Gray, 2000)

Aux vertèbres se rattachent une multitude de tissus mous, c'est-à-dire muscles, tendons, ligaments et disques intervertébraux qui appuient l'intégralité de la colonne vertébrale et assurent la liaison entre les vertèbres. D'abord, les disques intervertébraux assurent la fluidité de mouvements du rachis et l'amortissement des chocs en permettant à chaque vertèbre de glisser une par rapport à l'autre. Tel qu'illustré à la Figure 1.4, il est composé du noyau pulpeux en son centre et de l'anneau fibreux sur son contour.

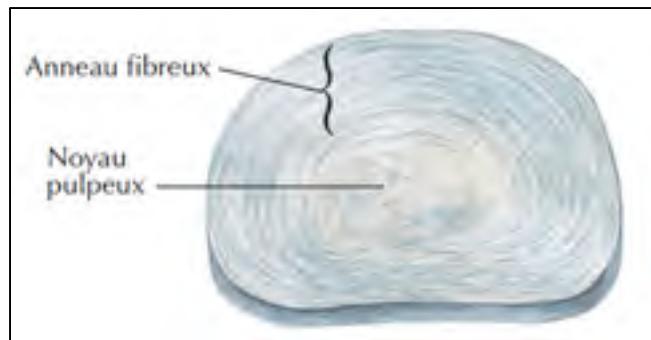


Figure 1.4 Disque intervertébral en vue supérieure
Adaptée de Netter et Lamoglia (p.152, 2012)

Les ligaments vertébraux, au nombre de cinq, sont représentés sur la Figure 1.5. Les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur relient les vertèbres entre elles et entourent le corps vertébral de chaque vertèbre sur la face antérieure et postérieure respectivement. Ensuite, les ligaments jaune et supra-épineux remplissent les mêmes rôles, mais du côté postérieur de la vertèbre. Ils agissent principalement lors des mouvements de flexion latérale et de rotation de la colonne vertébrale. Enfin, le ligament interépineux relie les processus épineux de chacune des vertèbres et il intervient lors des mouvements de flexion et d'extension du rachis.

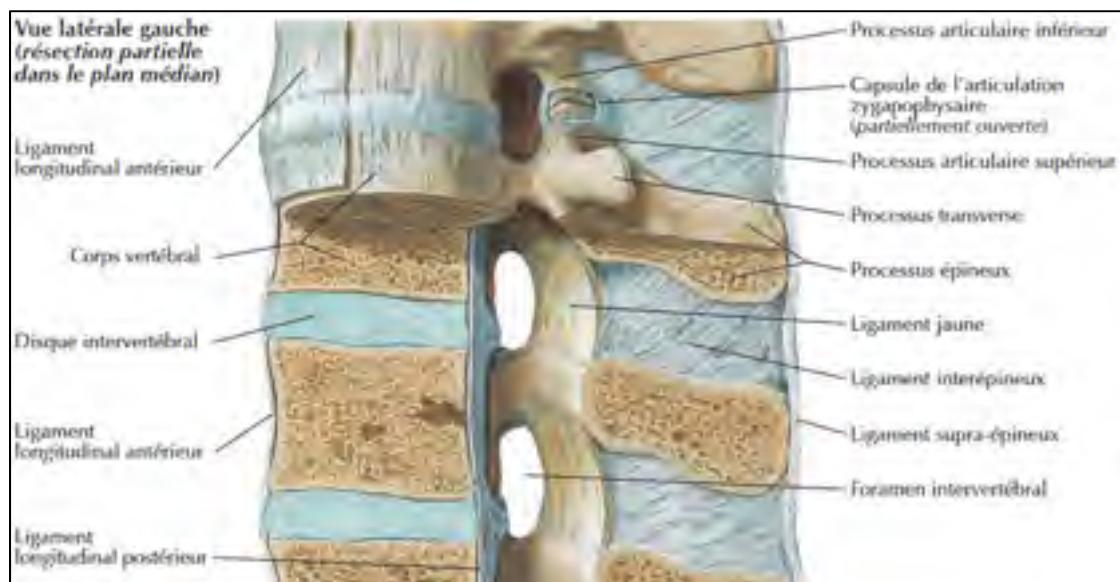


Figure 1.5 Positionnement des ligaments vertébraux
Adaptée de Netter et Lamoglia (p. 156, 2012)

Les muscles responsables du mouvement et la stabilisation du rachis sont aussi appelés muscles profonds du dos. Le groupe érecteur du rachis, composé des muscles ilio-costaux, longissimus et épineux, contrôle la flexion/extension, la flexion latérale et la rotation du rachis en plus de préserver la courbe lombaire. Chacun de ces muscles peut être séparé en trois sections en fonction de leur hauteur vertébrale, soit la tête, le cou et le thorax. Deux autres acteurs importants dans la flexion latérale du rachis sont le carré des lombes et le multifide. Ce dernier, situé dans la région lombaire, agit également au mouvement d'extension. Enfin, sous le multifide, il est important de mentionner les muscles interspinaux et intertransverses qui jouent un rôle important dans la stabilisation de la colonne vertébrale. La Figure 1.6 indique le positionnement des muscles profonds du dos.

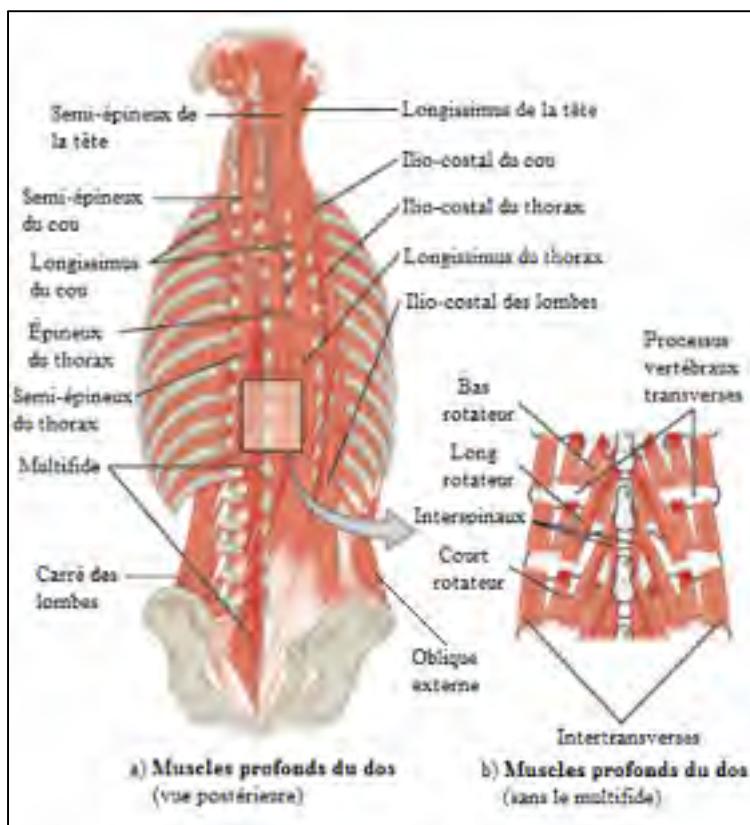


Figure 1.6 Positionnement des muscles profonds du dos
Adaptée de (BCcampus, 2016)

Afin d'alimenter en oxygène et en nutriments les tissus mous du rachis et la moelle épinière, un réseau sanguin vaste et complexe composé d'artères et de veines parcourt la colonne

vertébrale. Premièrement, l'artère principale, soit l'aorte thoracique, s'appuie sur la partie antérieure des vertèbres, légèrement sur le côté latéral gauche. Il s'agit d'une artère descendante responsable d'amener la circulation sanguine aux artères intercostales qui nourrissent ensuite les vertèbres et la moelle épinière (*Voir Figure 1.7*).

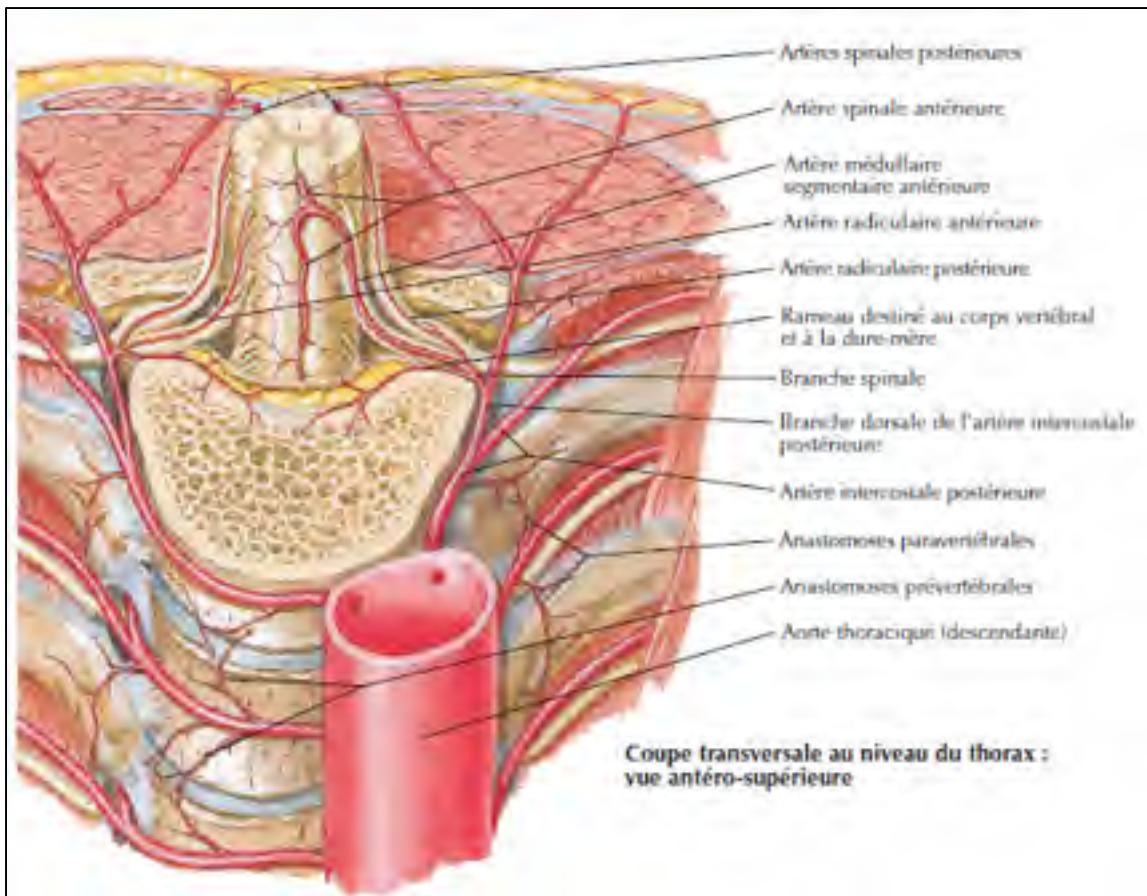


Figure 1.7 Réseau des artères vertébrales en vue antéro-supérieure
Tirée de Netter et Lamoglia (p. 165, 2012)

Deuxièmement, le réseau veineux vertébral est, quant à lui, localisé principalement à l'intérieur du foramen vertébral. Ces veines sont le plexus vertébral interne antérieur et postérieur ainsi que les veines intervertébrales qui se séparent en veines segmentaires médullaires dans le canal médullaire. Enfin, la veine basi-vertébrale est la principale veine sortante du corps vertébral. La Figure 1.8 b) illustre l'emplacement de chacune de ces veines. Plus près de la moelle

épinière, on note la veine spinale antérieure et la veine spinale postérieure qui sont situées à l'intérieur de la dure-mère et collées sur la substance blanche (*Voir Figure 1.8 a*).

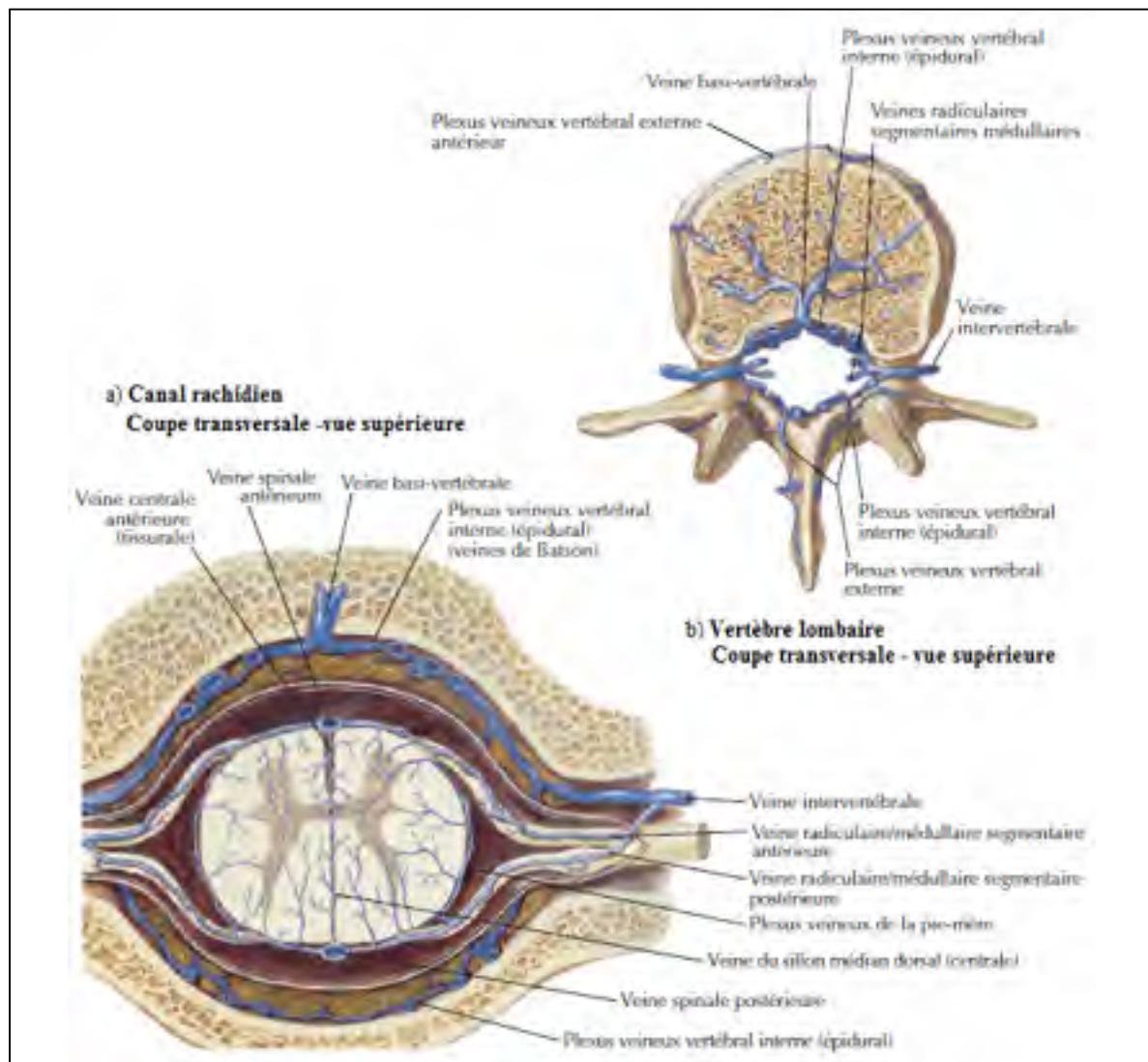


Figure 1.8 Réseau veineux vertébral localisé sur la moelle épinière (a) et vue d'ensemble d'une vertèbre lombaire (b)

Adaptée de Netter et Lamoglia (p.166, 2012)

1.2 Moelle épinière

La moelle épinière est un cordon de tissus nerveux situé dans le foramen vertébral qui est en charge de transmettre les influx nerveux au reste de l'organisme. D'une longueur totale chez

l'adulte d'environ 42 à 45 cm (Marieb, 2005; O'Rahilly, 2008), elle parcourt toute la colonne vertébrale en partant du bulbe rachidien, au niveau de la première vertèbre cervicale, jusqu'au cône médullaire, au niveau des vertèbres lombaires L1-L2. Le cône médullaire se prolonge ensuite pour devenir la queue de cheval qui se divise en plusieurs racines nerveuses connectées aux nerfs spinaux descendant vers les membres inférieurs (*Voir Figure 1.9*).

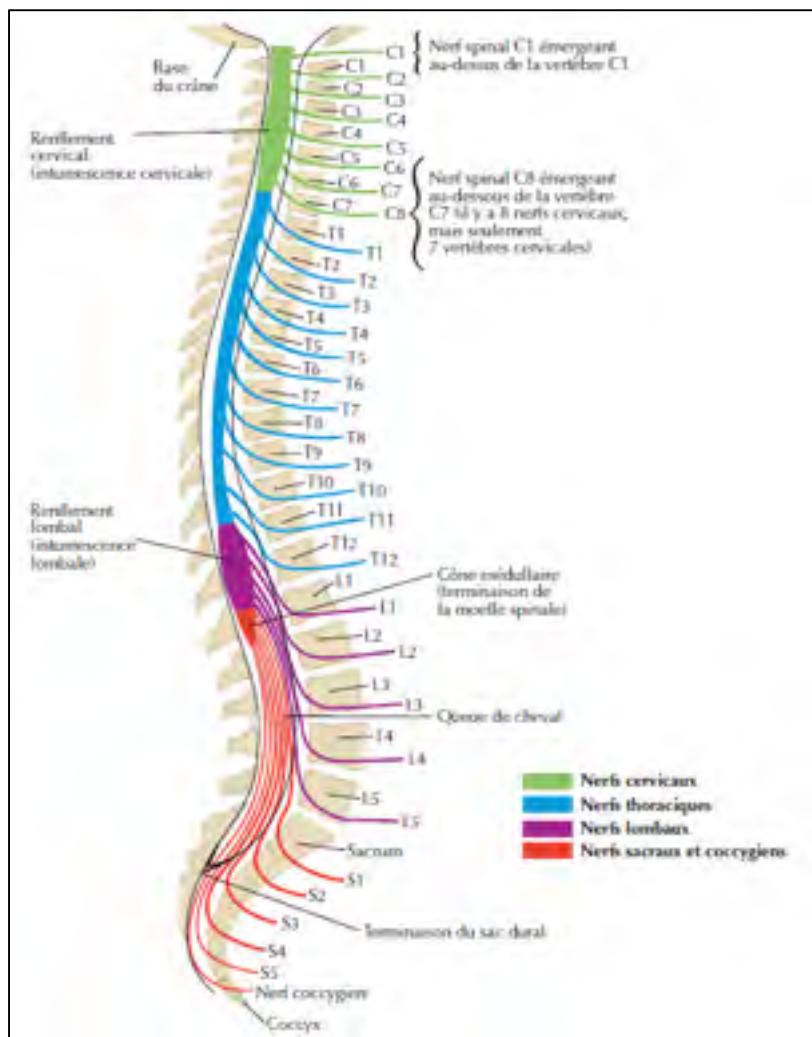


Figure 1.9 Vue latérale globale de la moelle épinière segmentée
Adaptée de Netter et Lamoglia (p.158, 2012)

La moelle épinière n'est pas parfaitement cylindrique. En effet, de forme légèrement elliptique, la moelle épinière thoracique se situe autour de 9,0 mm de diamètre dans le plan transverse (axe médio-latéral ou ML) et 6,5 mm dans le plan sagittal (axe antéro-postérieur ou AP). De

plus, elle varie autant en forme qu'en taille en fonction du niveau vertébral observé et des renflements. Ainsi, on compte deux renflements principaux sur la moelle spinale : le renflement cervical, situé au niveau des vertèbres cervicales tel que son nom l'indique et le renflement lombal, situé tout juste au-dessus du cône médullaire (*Voir Figure 1.9*). Le diamètre moyen de la moelle dans le plan sagittal est d'environ 6,7 mm au niveau des vertèbres C6-C7 et de 7,6 mm au niveau des vertèbres T12-L1. Dans le plan transverse, il s'agit plutôt d'environ 11,5 mm et 9,4 mm respectivement. (Frostell, Hakim, Thelin, Mattsson, & Svensson, 2016; Schinde, Shroff, & Kadam, 2016).

Le foramen vertébral, de diamètre plus gros que la moelle épinière, suit également ces variations. Les graphiques de la Figure 1.10 et de la Figure 1.11 illustrent le diamètre moyen de la moelle épinière et du canal médullaire dans les plans sagittal et transverse pour les vertèbres C1-L1, soit du début de la moelle épinière jusqu'au cône médullaire. Il est possible d'observer l'augmentation des diamètres de la moelle spinale et du canal médullaire vis-à-vis des renflements cervical et lombal (Frostell et al., 2016; Gellad, Rao, Joseph, & Vigorito, 1983; Ko, Park, Shin, & Baek, 2004; Sherman, Nassaux, & Citrin, 1990; R. Singh et al., 2011; Tan, Teo, & Chua, 2004).

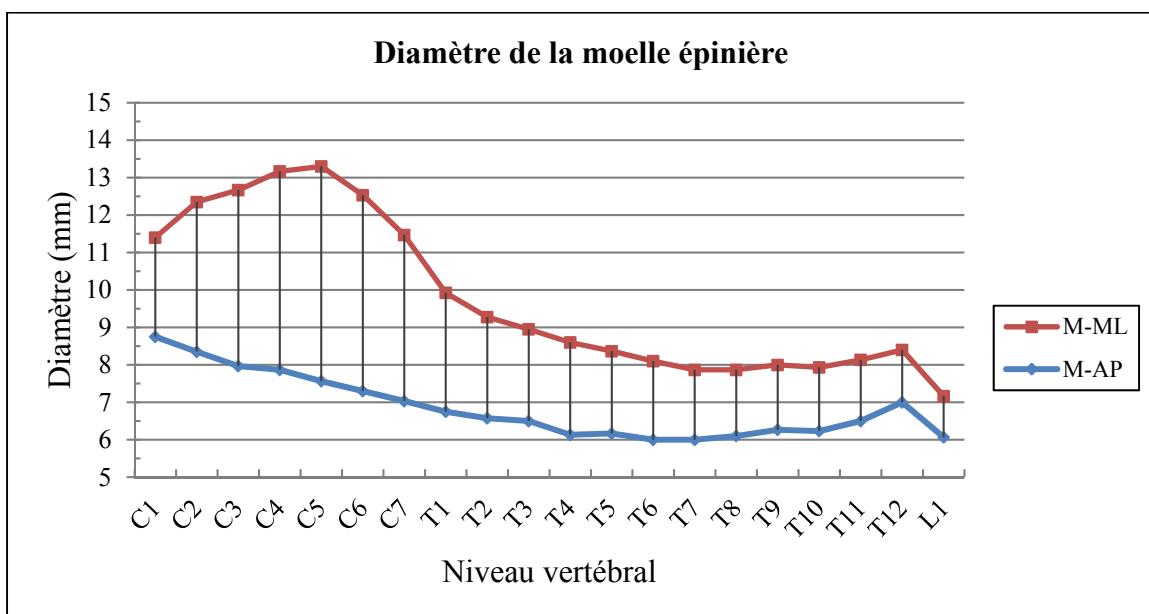


Figure 1.10 Graphique des dimensions de la moelle épinière pour les vertèbres C1 à L1

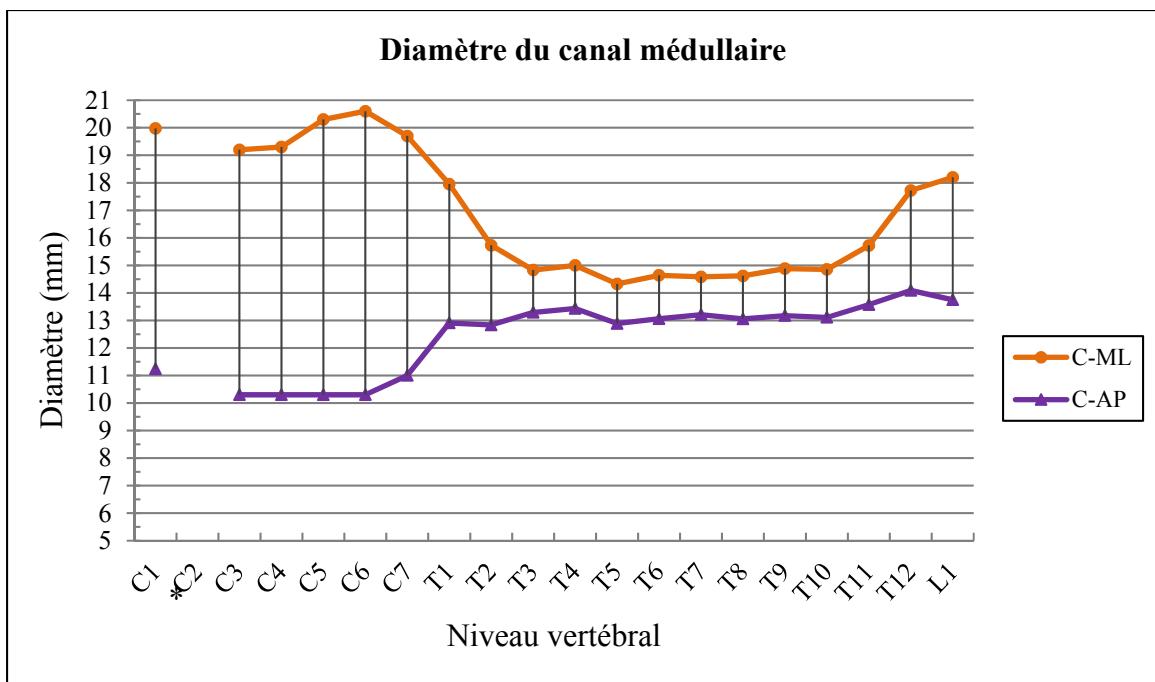


Figure 1.11 Graphique des dimensions du canal rachidien pour les vertèbres C1 à L1

* Données insuffisantes au niveau vertébral C2

Plusieurs éléments constituent la moelle épinière. D'abord, en son centre, on y retrouve deux substances principales : la substance blanche et la substance grise. La première, prend son nom de sa couleur qui provient de la coloration de la myéline contenue dans les neurofibres. Elle se divise en trois cordons, appelés cordon dorsal, cordon latéral et cordon ventral en fonction de leur position. Ces cordons contiennent des faisceaux et des tractus, qui à leur tour sont composés d'axones qui gèrent les influx nerveux ascendants et descendants. L'autre élément central, la substance grise, est appelée ainsi car les cellules la constituant sont amyélinisées, c'est-à-dire dépourvues de myéline. Elles sont plutôt un mélange de corps cellulaires et de neurones multipolaires qui forment un « H » ou un papillon si la moelle épinière est observée en vue transversale (*Voir Figure 1.12a*). Les deux côtés sont symétriques et l'axe, médiolatéral, peut être visualisé par le sillon médian dorsal et la fissure médiane ventrale.

Le pont qui relie chacun des deux côtés de la substance grise est appelé commissure grise. Cette dernière entoure le canal central de la moelle épinière (*Voir Figure 1.12b*). Les projections postérieures sont les cornes dorsales et les projections antérieures se nomment

cornes ventrales. Il existe une dernière paire de projections, les cornes latérales, qui sont présentes dans les segments thoracique et haut lombaire de la moelle, mais elles sont moins étendues. Des cornes dorsales et ventrales émergent respectivement les racines dorsales et ventrales qui se fusionnent latéralement pour former les nerfs spinaux qui se situent de chaque côté de la moelle épinière (*Voir Figure 1.12b*).

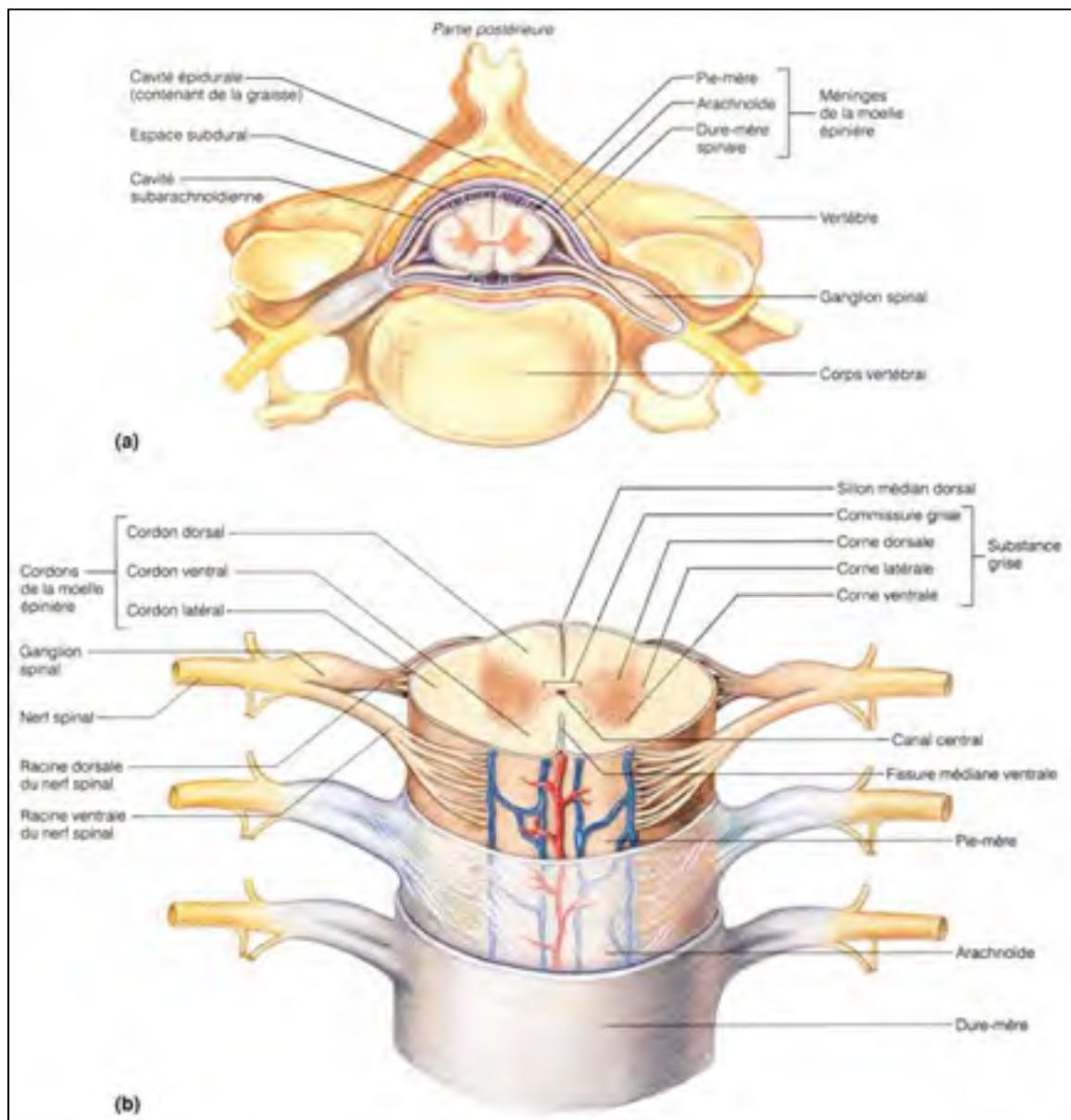


Figure 1.12 Éléments principaux de la moelle épinière en coupe transversale
Adaptée de Marieb (p.441, 2005)

Les substances blanche et grise sont entourées et protégées par les méninges, décomposées en trois couches superposées. En partant de l'intérieur vers l'extérieur, il s'agit de la pie-mère, de l'arachnoïde et de la dure-mère. Ces membranes sont constituées de tissu conjonctif et la dure-mère est l'enveloppe la plus résistante. Sous cette dernière circule le liquide céphalo-rachidien (LCR) qui agit comme coussin aqueux pour la moelle épinière en cas de choc dommageable et qui transporte les nutriments aux cellules. De plus, la moelle épinière est rattachée aux parois osseuses des vertèbres sur toute sa longueur grâce au ligament dentelé, qui est extension de la pie-mère en lame de dents de scie. La Figure 1.13 permet de visualiser les différentes couches de la moelle épinière en vue postérieure.

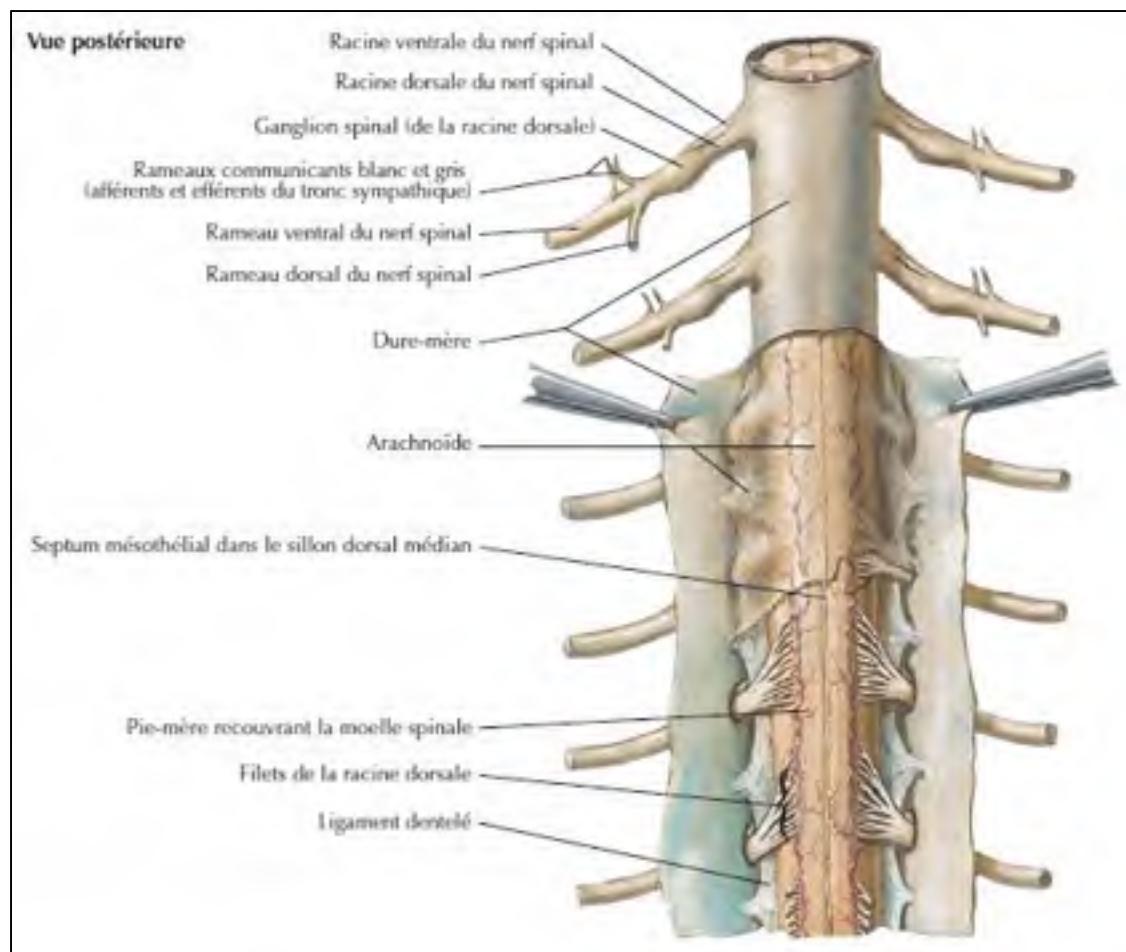


Figure 1.13 Méninges de la moelle épinière en vue postérieure
Adaptée de Netter et Lamoglia (p.162, 2012)

Les nerfs spinaux émergeant de chaque côté de la moelle spinale viennent toujours en paires et on en dénombre 31 chez l'être humain (Marieb, 2005). Ces nerfs sortent de la colonne vertébrale par les foramens intervertébraux et ils s'étendent jusqu'aux organes ou muscles qu'ils desservent. La moelle épinière est segmentée de la même façon que la colonne vertébrale et les nerfs spinaux correspondant au niveau vertébral observé innervent des parties du corps différentes. Le Tableau 1.1 résume les structures innervées en fonction du segment médullaire et la Figure 1.14 schématise ces liens en les reportant sur les dermatomes, c'est-à-dire les zones de peau innervées correspondantes aux muscles sous ces dernières.

Tableau 1.1 Résumé des muscles et organes innervés par les nerfs spinaux
(Waxman, p.242-243, 2013)

Niveau vertébral	Muscles innervés	Niveau vertébral	Organes innervés
C1-C5	Cou, parties de la scapula et trapèzes	C3	Yeux
C3-C5	Diaphragme	C5-T5	Cœur
C5-C7	Biceps	C8-T4	Bronches, poumons
C5-T1	Épaule, haut du dos, pectoraux	T5-T10	Estomac, foie, pancréas, petit intestin
C8-T1	Triceps, avant-bras, mains	T11-L1	Gros intestin, reins, rectum, vessie
T2-T7	Thoraciques	L2-S3	Organes génitaux
T9-L2	Abdominaux		
L2-L4	Hanches, antérieurs des cuisses		
L4-S3	Postérieurs des cuisses, reste des jambes, pieds		
S2-S4	Sphincter		

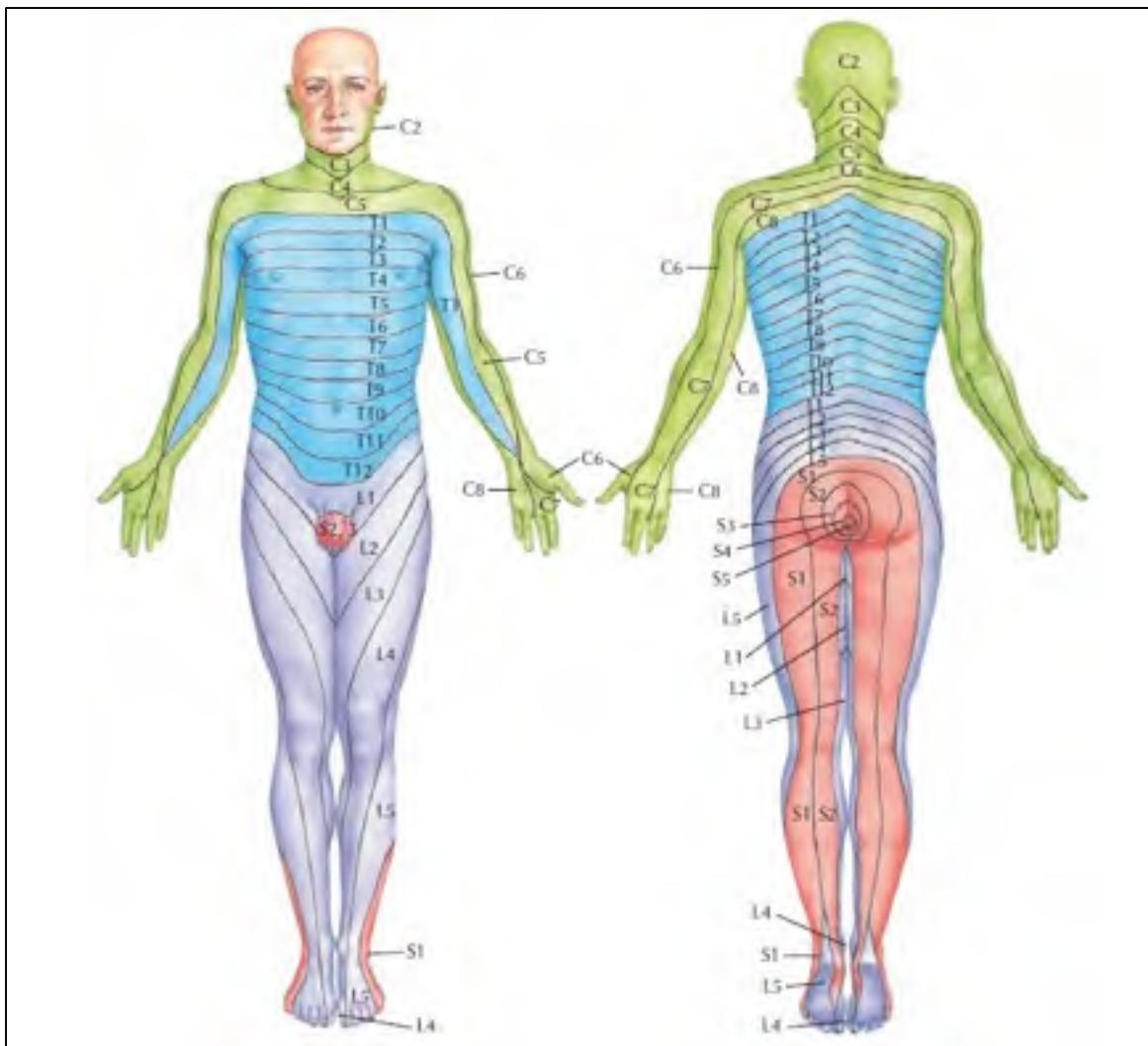


Figure 1.14 Dermatomes en fonction du niveau vertébral et des sections médullaires
Adaptée de Netter et Lamoglia (p.159, 2012)

L'innervation des parties du corps se fait grâce aux tractus et aux faisceaux ascendants et descendants de la substance blanche de la moelle épinière. D'une part, les faisceaux et tractus ascendants transportent les influx nerveux sensitifs et la majorité provient de la stimulation des récepteurs de la peau en lien avec le toucher, la pression, la température ainsi que la douleur. Ces influx proviennent également de la réponse des propriocepteurs à l'étirement des muscles, des tendons et des articulations. Ces informations sont transmises en grande partie par six paires de faisceaux ou tractus de la moelle spinale. Le faisceau cunéiforme, le faisceau gracile, le tractus spinothalamique latéral et le tractus spinothalamique ventral acheminent des influx

au cerveau qui sont traités de façon consciente par le cerveau. À l'inverse, le tractus spinocérébelleux dorsal et le tractus spinocérébelleux ventral transmettent des influx provenant des propriocepteurs au cervelet et ce dernier les traite de manière inconsciente afin de coordonner le mouvement des muscles squelettiques. La majeure partie des voies sensorielles sont regroupées dans la corne dorsale, ou partie postérieure de la moelle épinière. Il est possible d'observer le positionnement précis de ces tractus et faisceaux sur une coupe transversale de la moelle épinière à la Figure 1.15.

D'autre part, les tractus descendants acheminent des influx moteurs provenant du cerveau et se dirigeant vers les muscles. Ces tractus sont divisibles en deux catégories, soit les tractus de la voie motrice principale et les tractus de la voie motrice secondaire. Les tractus composant la première sont le tractus corticospinal et corticonucléaire. Ils commandent la contraction des muscles squelettiques et régulent les mouvements secondaires. Les tractus de la voie motrice secondaire sont, quant à eux, le tectospinal, le vestibulospinal, le rubrospinal et le réticulospinal. Ils sont chargés de la contraction semi-volontaire des muscles squelettiques, soit l'équilibre, la posture et le tonus musculaire. Les neurones moteurs innervant les muscles squelettiques sont localisés principalement dans la corne ventrale, donc dans la partie antérieure de la moelle spinale. Leur position exacte est montrée à la Figure 1.15.

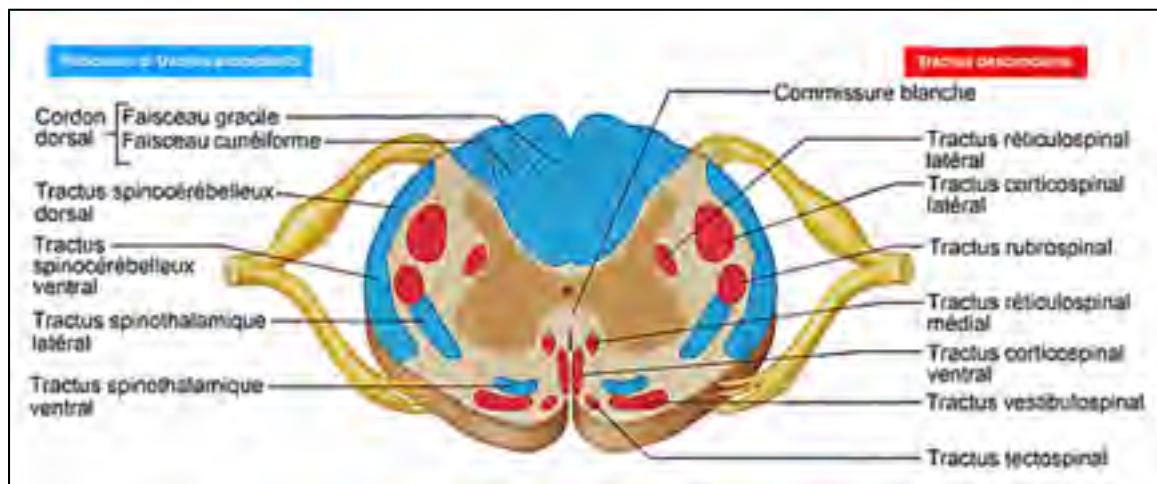


Figure 1.15 Principaux tractus et faisceaux ascendants et descendants de la moelle épinière
Tirée de St-Jacques (2017)

1.3 Blessures rachidiennes avec lésions médullaires

La colonne vertébrale est le pilier central à la fois du système musculo-squelettique humain et du système nerveux central. De par son importance, les conséquences des blessures pouvant l'atteindre sont grandement augmentées. Cette section de la revue littéraire se concentre sur les types de lésions touchant la colonne vertébrale en portant une attention particulière sur les blessures à la moelle épinière, leur classification et leur traitement.

1.3.1 Prévalence, caractéristiques et mécanismes de la lésion médullaire

Au Canada, en 2010, il était estimé que 85 556 personnes souffraient de lésions médullaires, soit 2 525 personnes par million d'habitants. De ce nombre, 51% était en raison de blessures de nature traumatique (de l'anglais « Traumatic Spinal Cord Injuries » ou TSCI) contre 49% de nature non-traumatique (NTSCI) (Noonan et al., 2012). Cette étude poursuit en indiquant que 37 313 (44%) des cas étaient des personnes souffrant de tétraplégie, contre 48 243 (56%) atteintes de paraplégie. Le fardeau économique que représente un patient atteint de paraplégie incomplète est en moyenne 1,5 M\$ et ce nombre double pour les patients atteints de tétraplégie complète (Krueger et al., 2013).

Toujours au pays, les causes des blessures traumatiques médullaires les plus élevées sont les accidents automobiles (35%), suivis des chutes (31%). Les accidents automobiles sont la raison la plus fréquente de TSCI chez les personnes âgées entre 15 et 40 ans, tandis que, chez les personnes âgées de 65 ans et plus, ce sont les chutes qui en sont majoritairement responsables (63%) (Pickett et al., 2006). Aux États-Unis, les données sont semblables, montrant que les accidents automobiles sont en tête de liste avec 31,5% des TSCI, contre 25,3% pour les chutes, avec une incidence globale accrue chez les 16-30 ans (Chen, Tang, Vogel, & Devivo, 2013). Les autres causes des TSCI selon l'étude de Pickett sont les autres types de véhicules (12%), les sports (9%), les accidents de travail (7%), la violence (5%) et les suicides (1%). Le graphique de la Figure 1.16 illustre les causes TSCI au Canada et aux États-Unis. Les catégories ont été adaptées en fonction de la méthodologie de Pickett et al. (2006).

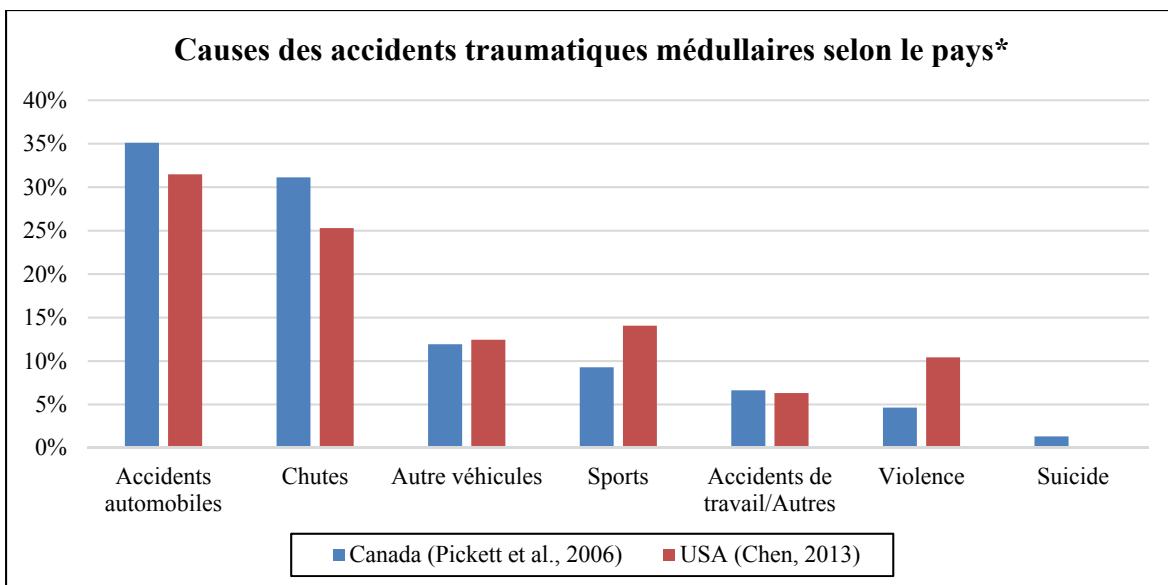


Figure 1.16 Causes des accidents traumatiques médullaires (TSCI) au Canada et aux États-Unis

Adapté de Pickett et al. (2006) et Chen et al. (2013)

Dans les deux études, les accidents automobiles et les chutes comptent pour environ les deux tiers des blessures médullaires traumatiques. Différents mécanismes de blessures peuvent intervenir en fonction du type de traumatisme, mais, généralement, ces types d'accidents produisent des traumatismes à haute vitesse et énergie (Bensch, Koivikko, Kiuru, & Koskinen, 2006; Rajasekaran et al., 2015). Dans le cas des chutes, près de la moitié (48%) des blessures médullaires proviennent de fractures vertébrales comminutives (Pickett et al., 2006). Une autre étude effectuée sur 152 patients atteints de blessures médullaires traumatiques comminutives indique que les blessures sont survenues à la suite de chutes dans 54% des cas, d'accidents de la route dans 30% des cas et d'activités sportives dans 13% des cas (Bensch et al., 2006).

Les fractures vertébrales comminutives se décrivent comme l'éclatement du corps antérieur et de la partie centrale de la vertèbre principalement en raison d'une force de compression axiale élevée sur la colonne vertébrale. L'affaissement d'une des extrémités (ou les deux) du corps antérieur occasionne une fracture de la paroi postérieure du canal médullaire et la rétropulsion d'un ou plusieurs fragments dans le canal médullaire dans la direction antéro-postérieure (Denis, 1984). Les fragments osseux causent l'occlusion du canal rachidien et compriment la

moelle épinière et les tissus mous adjacents de manière transversale, occasionnant les lésions. Puisque la portion postérieure du canal rachidien reste souvent intacte, la moelle se retrouve coincée et écrasée par les fragments osseux. Dans un peu plus du tiers des cas, la moelle épinière est complètement atteinte. Ensuite, en ordre d'importance, suivent les atteintes à la moelle centrale, soit la substance grise, puis à la moelle antérieure (Pickett et al., 2006). La Figure 1.21 résume les types d'atteintes à la moelle épinière en soulignant la proportion provenant de fractures vertébrales.

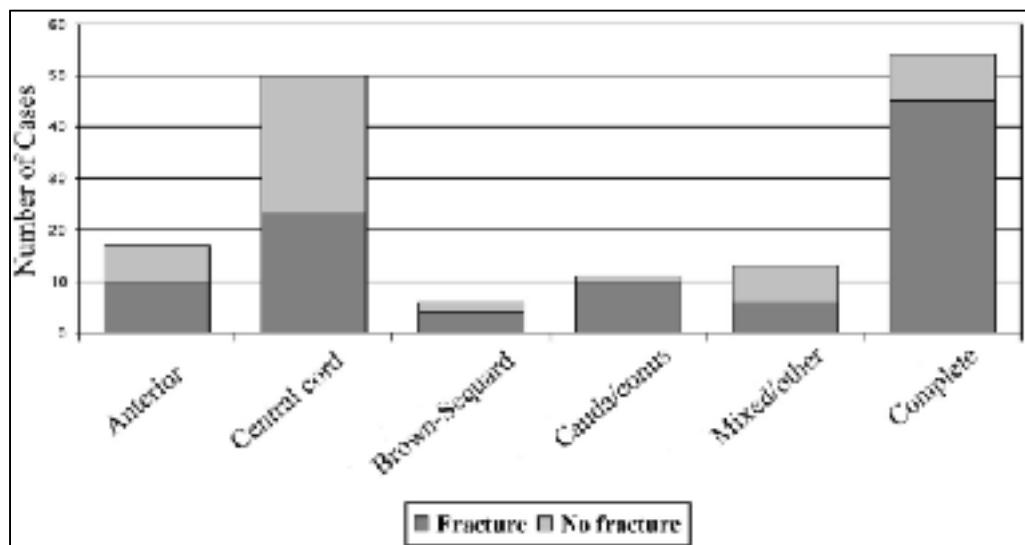


Figure 1.17 Proportions des types d'atteinte à la moelle épinière lors de fractures comminutives
Tirée de Pickett et al. (2006)

Une atteinte à la moelle centrale affecte principalement les fonctions motrices des membres supérieurs et moins des membres inférieurs en raison de l'arrangement des faisceaux et des tractus. Toutefois, dans le cas d'une atteinte à la moelle antérieure, les conséquences sont une perte totale des fonctions motrices et partielle des fonctions sensorielles (sensation de température) en dessous du niveau de la blessure (J. Lee & Thumbikat, 2015; Mataliotakis & Tsirikos, 2016). Le niveau de la blessure est déterminé par le segment caudal de la moelle épinière qui présente des fonctions motrices bilatérales (puissance $>3/5$) et sensorielles normales (Winter, Pattani, & Temple, 2014).

Dans 50 à 80% des cas, le site des fractures comminutives se concentre autour de la jonction thoracolombaire. La possibilité de lésion médullaire dans cette région est augmentée en raison du diamètre réduit du canal médullaire (Choo, 2007). Pour les traumatismes provenant de chutes et d'accidents automobiles plus particulièrement, cette tendance se maintient, montrant qu'environ la moitié des fractures comminutives sont enregistrées à la jonction thoracolombaire pour chacune des deux causes (Bensch et al., 2006). La Figure 1.18 illustre la distribution de ces fractures selon le niveau vertébral.

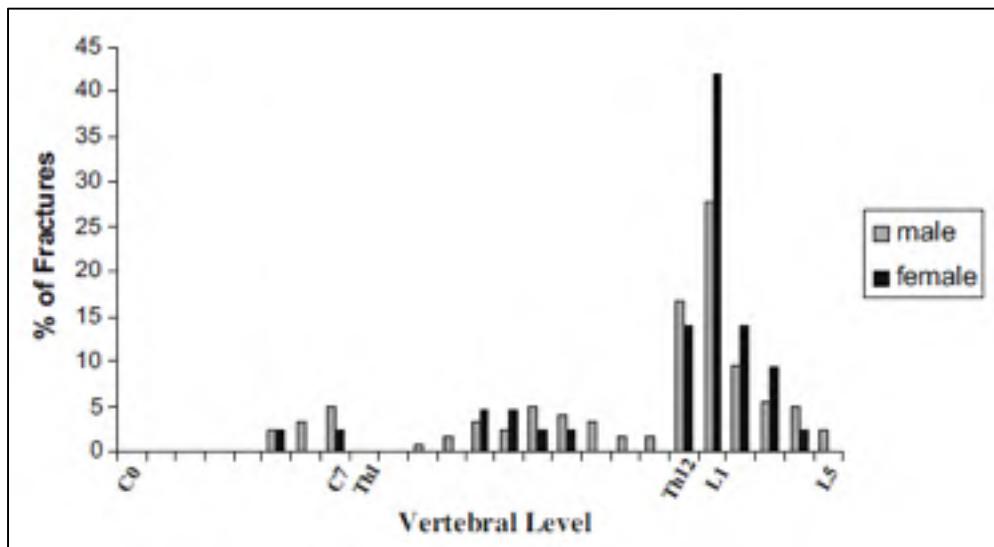


Figure 1.18 Distribution des blessures comminutives selon le niveau vertébral
Tirée de Bensch et al. (2006)

1.3.1.1 Blessures primaires et secondaires

Dans la description de la biomécanique des lésions médullaires suivant une fracture vertébrale de comminutives, deux mécanismes distincts doivent être définis, soit la blessure primaire et la blessure secondaire. La lésion primaire, dans le cas d'une lésion causée par une fracture comminutive, est le résultat de la compression transverse de la moelle épinière directement (avec ou sans pénétration) et des autres tissus adjacents, comme le réseau vasculaire, par les fragments osseux propulsés dans le canal rachidien dans les moments suivants la fracture. Si la moelle est directement atteinte, les fragments détruisent des axones et des membranes de cellules nerveuses causant des dommages irréversibles (E. M. Hagen, 2015). Ensuite,

l'endommagement du réseau vasculaire entourant la moelle épinière – l'artère spinale antérieure étant particulièrement vulnérable – engendre des hémorragies qui peuvent dégénérer dans la phase secondaire de la blessure et causer diverses complications (Bonner & Smith, 2013). Les réactions biologiques du corps à cet impact mécanique s'étendent également au-delà de la zone locale, où chute de pression systémique, choc spinal, vasospasme, ischémie, atteinte à la membrane plasmique, dérèglement homéostatique et irrégularités cardiovasculaires peuvent être observés (E. M. Hagen, 2015; Oyinbo, 2011; Winter et al., 2014).

La compression initiale observée immédiatement après le traumatisme n'est parfois pas la cause des lésions neurologiques les plus graves. En effet, dans l'étude de Bensch et al. (2006), sur un total de 78 cas de fractures comminutives au niveau thoracolombaire, une incidence de déficit neurologique de 0.31 a été enregistrée. Cette échelle est construite avec trois valeurs possibles variant de 0 à 2, où 0 est un patient qui n'a aucun déficit neurologique, 1 est un patient avec douleur neurale, dysesthésie ou condition semblable et 2 est un patient avec lésion médullaire grave, comme paraplégie ou tétraplégie. Certes, il a été montré que l'occlusion dynamique du canal médullaire lors d'une fracture comminutive est 85% plus élevée que la compression résiduelle mesurée sur des radiographies post-traumatiques (Panjabi et al., 1995). Toutefois, peu d'évidence a permis d'établir un lien direct entre le taux d'occlusion du canal médullaire, le taux de compression de la moelle épinière et les atteintes neurologiques à prévoir. Il est tout de même convenu qu'il existe une corrélation positive entre la hauteur de chute et le déficit neurologique initial. Une chute à une hauteur plus élevée produit un traumatisme à plus haute énergie et, donc, produit une déformation plus grande sur la moelle épinière (Bensch et al., 2006)

La blessure secondaire, quant à elle, prend naissance quelques minutes après le traumatisme et s'étend jusqu'à quelques jours après ce dernier (Bonner & Smith, 2013; Oyinbo, 2011). Cette phase évolutive est une succession de réactions en cascade des blessures qui tendent à aggraver et complexifier la condition du patient, engendrant encore plus de dysfonctionnement et de nécrose cellulaire. La formation d'œdèmes, l'inflammation et la propagation d'hémorragies

sont des symptômes qui peuvent se développer et durer plusieurs jours, voire des semaines après le traumatisme s'ils ne sont pas contrôlés (Ball & Sekhon, 2006; Oyinbo, 2011). La zone touchée par le traumatisme tend alors à s'élargir et à toucher les niveaux adjacents dans la phase secondaire de la blessure. Une compression prolongée de la moelle épinière par les fragments osseux logés dans le canal rachidien peut alimenter la cascade de blessures secondaires et prolonger l'ischémie des tissus. Certains auteurs s'entendent alors pour dire que les blessures additionnelles qui se développent dans la phase secondaire sont potentiellement réversibles et peuvent mener vers un meilleur rétablissement lorsque traitées rapidement (Fehlings et al., 2017; Mataliotakis & Tsirikos, 2016).

1.3.2 Classification des blessures rachidiennes

Les blessures rachidiennes regroupent toutes les blessures qui touchent principalement à la structure ostéoligamentaire de la colonne vertébrale, y compris les disques intervertébraux. Les classifications modernes tentant de catégoriser les blessures à la colonne vertébrale tournent autour des travaux de deux auteurs, soit le chirurgien orthopédique américain d'origine française Francis Denis (Denis, 1983, 1984) et le chirurgien orthopédique suisse Friedrich Magerl (Magerl, Aebi, Gertzbein, Harms, & Nazarian, 1994). Elles se concentrent principalement au niveau de la colonne thoracique et lombaire, car de 75 à 90% des fractures vertébrales s'y produisent, avec une incidence accrue à la jonction thoraco-lombaire (T10-L2) (Heinzelmann, 2008; Patel & Vaccaro, 2010).

La première est encore largement utilisée par les cliniciens de nos jours (Aebi, 2010; Heinzelmann, 2008) en raison de sa simplicité. Elle définit d'abord deux types de blessures rachidiennes, soit les blessures rachidiennes mineures (de l'anglais « minor spinal injuries ») et les blessures rachidiennes majeures (de l'anglais « major spinal injuries ») (Denis, 1983). Les blessures les plus graves, les majeures, sont séparées en quatre catégories : les fractures par compression, les fractures comminutives, les fractures par dislocation et les fractures dites « seat-belt ». Ensuite, elles se précisent en fonction de leur positionnement sur la vertèbre dans le plan sagittal, c'est-à-dire en position antérieure, centrale ou postérieure. La Figure 1.19

illustre le principe des trois colonnes tel qu'imaginé par le Dr. Denis. Ensuite, le Tableau 1.2 résume la classification du Dr. Denis pour les fractures vertébrales majeures.

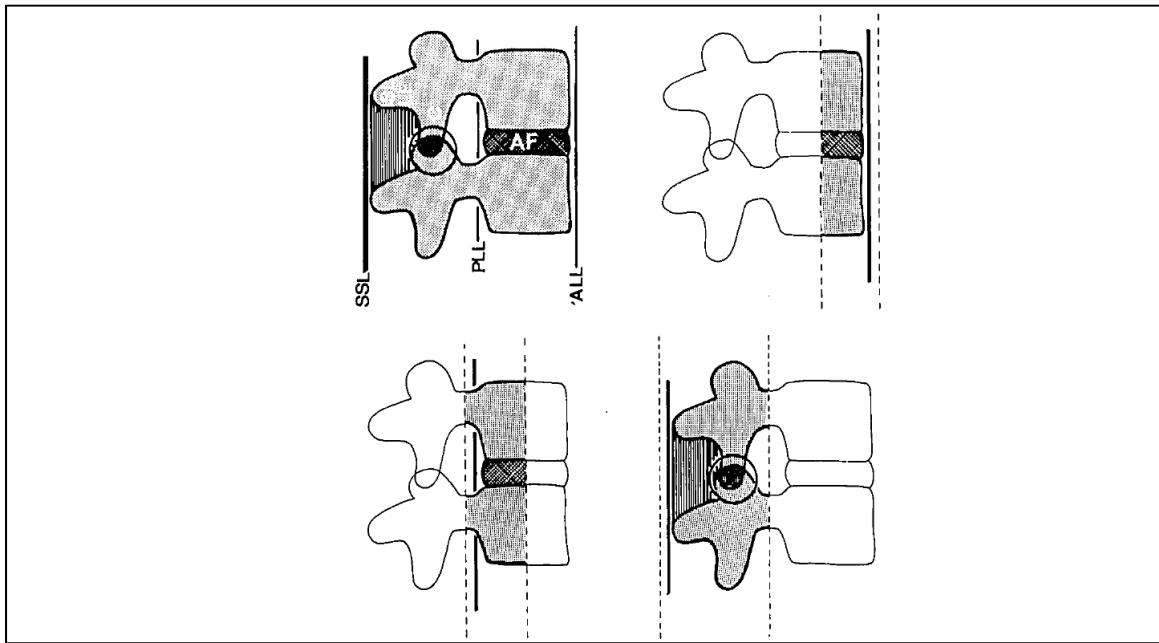


Figure 1.19 La colonne antérieure, centrale et postérieure illustrée selon la classification de Denis
Adapté de Denis (1983)

Tableau 1.2 Types de fractures vertébrales majeures selon la classification de Denis
Adapté de Denis (1983)

Type de fracture	Type de lésion selon la section de la colonne		
	Antérieure	Centrale	Postérieure
Compression	Compression	Aucun	Aucun ou élongation (sévère)
Éclatement	Compression	Compression	Aucun
Seat-Belt	Aucun ou compression	Élongation	Élongation
Dislocation	Compression, rotation, cisaillement	Élongation, rotation, cisaillement	Élongation, rotation, cisaillement

La deuxième classification, un peu plus récente et plus complète, est celle de Magerl, aussi connue sous le nom de classification AO (Association pour l'étude de l'ostéosynthèse¹). Elle part du principe que les lésions sont regroupées dans trois catégories de base propres à leurs caractéristiques pathomorphologiques. Ces catégories, nommées « types », sont les blessures par compression (type A), les blessures des éléments antérieurs et postérieurs avec élongation (type B) et les blessures des éléments antérieurs et postérieurs avec torsion (type C). Ensuite, chaque catégorie est divisée en trois sous-groupes en fonction des caractéristiques plus locales de la blessure visée. Cette classification fut révisée en 2013 par l'« AO Spine Classification Group » (Reinhold et al., 2013) et, quoique les trois grandes catégories aient été conservées, les sous-types ont été légèrement modifiés. La Figure 1.20 schématise les trois catégories principales selon la classification originale et la Figure 1.21 montre des exemples des sous-groupes pour le type A.

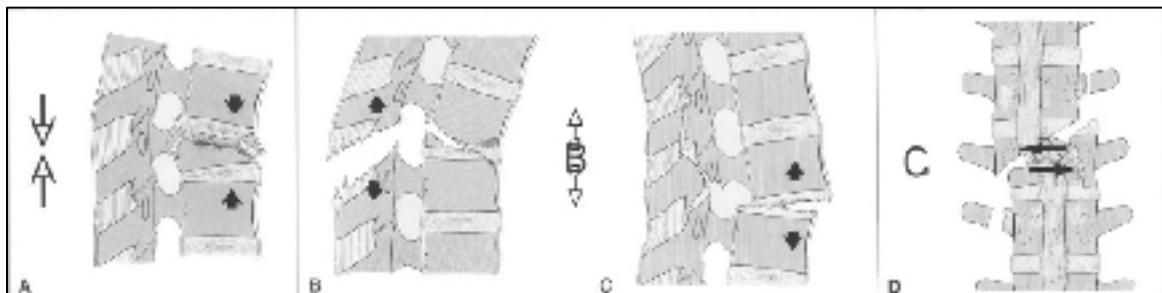


Figure 1.20 Principales catégories de fractures vertébrales selon la classification AO, A) Compression, B et C) Élongation et D) Torsion/cisaillement
Adaptée de Magerl et al. (1994)

¹ De l'allemand « Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen »

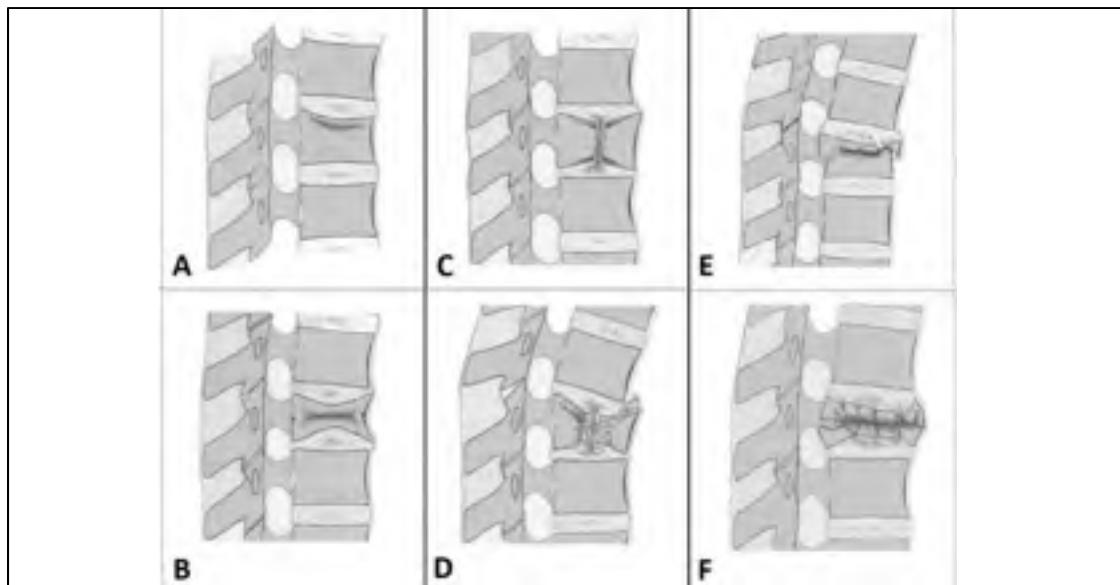


Figure 1.21 Les trois sous-groupes du type A, A et B) fractures d'impact (A1), C et D) fractures « split » (A2), E et F) fractures comminutives (A3)

Adaptée de Magerl et al. (1994)

1.3.3 Classification des blessures rachidiennes avec atteintes médullaires

Les blessures rachidiennes les plus graves peuvent toucher la moelle épinière et complexifier les lésions. Les classifications présentées dans la section précédente ne couvrent pas ce type de complication qui touche environ 12 500 nouveaux patients annuellement aux États-Unis (Roberts, Leonard, & Cepela, 2017). C'est pourquoi, en 1982, l'Association américaine des blessures vertébrales (de l'anglais « American Spinal Injury Association » ou ASIA), publie les Normes internationales pour la classification neurologique des blessures vertébrales (de l'anglais « International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury » ou ISNCSI), une classification identifiant les groupes moteurs et sensoriels clés afin d'aider le praticien à mieux cibler les atteintes neurologiques des lésions médullaires évaluées. Cette classification a été raffinée par l'ASIA pendant de nombreuses années afin de devenir l'AIS, soit l'Échelle de déficience de l'ASIA, connue pour être la référence dans le domaine. Une copie de la version révisée de l'AIS est présentée à l'ANNEXE II (Kirshblum & W., 2014). Cette classification vise trois objectifs précis : 1) normaliser la documentation des blessures médullaires de façon détaillée et rigoureuse, 2) guider le diagnostic radiographique et le

traitement subséquent et 3) déterminer si les blessures sont complètes ou incomplètes, une distinction neurologique parfois subtile, mais avec des implications majeures pour le pronostic. Une blessure complète est caractérisée par l'absence complète des fonctions sensorielles et motrices et elles sont désignées par le Grade A dans l'AIS. Les blessures incomplètes, quant à elles, signifient que certaines fonctions motrices ou sensorielles sont présentes sous le site de la lésion et elles sont désignées par le Grade B dans la classification (Roberts et al., 2017).

Ensuite, au début des années 2000, les avancées dans la compréhension de la biomécanique complexe et le traitement des lésions thoracolombaires ont fait réfléchir plusieurs chercheurs à savoir si les classifications existantes prenaient bien en compte tous les paramètres. La classification et le score de sévérité des blessures thoracolombaires (de l'anglais « Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score » ou TCLIS) a vu le jour grâce à un large groupe de chirurgiens en Amérique du Nord et en Europe (J. Y. Lee et al., 2005). Elle s'inspire des premières classifications des lésions vertébrales décrites dans ce chapitre, à savoir que trois catégories principales trient les blessures, soit les lésions par compression (A), par rotation/translation (cisaillement) (B) et par élongation (C). Un pointage sur 12 (*Voir Figure 1.22*) est ensuite calculé en fonction de l'interprétation que fait le chirurgien de la blessure, 12 étant la lésion la plus sévère. Toutefois, cette classification a l'avantage de prendre en compte la lésion médullaire en plus de la lésion vertébrale et de pallier la sur-simplification des mécanismes de blessure de la classification de Denis.

Table 1. TLICS scoring

Parameter	Points
Morphology	
Compression fracture	1
Burst fracture	2
Translational/rotational	3
Distraction	4
Neurologic involvement	
Intact	0
Nerve root	2
Cord, conus medullaris	
Incomplete	3
Complete	2
Cauda equina	3
Posterior ligamentous complex	
Intact	0
Injury suspected/indeterminate	2
Injured	3

Figure 1.22 Tableau de la classification TLIS
Tirée de J. Y. Lee et al. (2005)

À la suite de l'obtention d'un pointage, le spécialiste regarde une deuxième charte qui lui indique, en fonction du pointage obtenu, si le patient peut être traité de façon non-opératoire ou si la chirurgie est nécessaire (*Voir Figure 1.23*).

Table 2. Management as per TLICS score

Management	Points
Nonoperative	0-3
Nonoperative or operative	4
Operative	≥5

Figure 1.23 Tableau d'interprétation du pointage TLIS
Tirée de J. Y. Lee et al. (2005)

1.3.4 Traitement des blessures avec atteintes médullaires

Il n'existe actuellement aucun traitement permettant de soigner efficacement et sans conséquence grave les blessures rachidiennes avec atteintes médullaires. Puisque les traumatismes impliquant des blessures médullaires causés par des accidents à haute vitesse se limitent rarement à un simple traumatisme isolé de la moelle épinière, il est important pour les soins d'urgence de prendre en charge et stabiliser un patient présentant des traumatismes

multiples et autres situations portant un risque à sa vie le plus rapidement possible. (Heinzelmann, 2008; Rajasekaran et al., 2015).

Souvent, la chirurgie est nécessaire afin de décomprimer la moelle, retirer les fragments osseux ou autres tissus obstruant le canal rachidien et stabiliser la colonne vertébrale (à l'aide de fusions vertébrales ou autres instrumentations) pour limiter les complications liées à la blessure secondaire (Li et al., 2014; Pickett et al., 2006). Cependant, les opinions dans la littérature divergent lorsqu'il est question du délai chirurgical optimal. En effet, plusieurs études récentes indiquent qu'un patient devrait être opéré sous la barrière des 24h post-traumatisme afin de minimiser la gravité des lésions neurologiques et maximiser la récupération du patient (Bourassa-Moreau et al., 2013; Bourassa-Moreau et al., 2016; Fehlings et al., 2017; E. M. Hagen, 2015; Li et al., 2014; Mataliotakis & Tsirikos, 2016; Rajasekaran et al., 2015; Rogers & Todd, 2016). D'autres auteurs, au contraire, mentionnent qu'aucune évidence clinique fiable ne prouve les réels bénéfices entre un délai opératoire urgent ($>24\text{h}$) versus la précédente référence dans le domaine ($>72\text{h}$) (Ball & Sekhon, 2006; Cadotte et al., 2010). Cette controverse s'explique par la difficulté d'étudier de façon systématique les cas observés en clinique et d'évaluer leur score AIS ou TCLIS dans les 24 premières heures (J. Lee & Thumbikat, 2015). Toutefois, pour pallier ces problèmes logistiques et éthiques, de nombreuses études expérimentales sur des animaux reproduisent et analysent la blessure dans l'objectif de mieux comprendre l'effet d'une décompression rapide et les résultats préliminaires font graduellement pencher la balance en faveur d'un délai chirurgical réduit (Batchelor et al., 2013; El Tecle et al., 2016).

1.4 Étude biomécanique des blessures rachidiennes avec lésions médullaires

La compréhension de la biomécanique des blessures médullaires ne cesse d'évoluer grâce à la recherche. Une des sphères qui aide à mieux comprendre les mécanismes des lésions à la moelle épinière est la recherche expérimentale. En recréant les blessures sur des modèles reproductibles, les études expérimentales étudient de façon précise les paramètres liés à la fois

au comportement du traumatisme et les lésions y étant reliées, mais aussi son impact sur la récupération physique et neurologique post-traumatique.

En parcourant la littérature, trois catégories peuvent être dessinées pour l'étude biomécanique des blessures rachidiennes avec lésions médullaires, soit les études animales *in vivo*, les études *in vitro* et les études numériques. Cette section décrit les méthodologies des études propres à chaque catégorie en portant une attention particulière aux études animales.

1.4.1 Études animales *in vivo*

L'étude des blessures médullaires sur des modèles animaux vivants est un moyen accessible de reproduire ce qui est observé chez l'humain. L'attrait des animaux est d'offrir un modèle vivant qui soit facile à se procurer, et ce, en quantité quasi illimitée, d'être facilement manipulable, de pouvoir utiliser des méthodes plus invasives sans se préoccuper (autant que chez l'humain) de sa sécurité (Sharif-Alhoseini, 2014). Un autre avantage des études animales est la possibilité de récupérer les tissus post-mortem pour en faire l'histologie par exemple. Plusieurs modèles animaux ont été employés au fil des années toujours en cherchant, comme conditions idéales, à 1) simuler des lésions médullaires similaires aux cas cliniques, 2) être contrôlables, reproductibles et stables, 3) impliquer une méthodologie simple et facile à étudier et 4) avoir recours à de l'équipement facile d'utilisation et rapide à produire (Zhang, Fang, Chen, Gou, & Ding, 2014). Dans sa revue des différents modèles animaux, Raffaele Nardone spécifie également qu'un modèle animal idéal devrait permettre de recréer différents degrés de sévérité des blessures et de résultats post-traumatiques (Nardone et al., 2017).

1.4.1.1 Modèle murin

Les rongeurs – les rats principalement, mais aussi les souris et cochons d'Inde – sont les animaux les plus fréquemment employés pour recréer les TSCI *in vivo*, particulièrement pour recréer des traumatismes par compression aiguë de la moelle épinière à l'aide de méthodes par lâcher de poids ou grâce à des impacteurs motorisés ou pneumatiques(Bhatnagar, Liu, & Oxland, 2014; Khan, Havey, Sayers, Patwardhan, & King, 1999; J. H. Lee et al., 2012; Ropper

et al., 2015; Stokes, Noyes, & Behrmann, 1992; Vijayaprakash & Sridharan, 2013; Yeo et al., 2004). Les rongeurs sont souvent préférés en recherche médicale pour leur petite taille, le faible coût associé pour leur achat et leur entretien ainsi que le faible espace occupé par animal. L'équipement utilisé est également plus compact et moins coûteux. Toutefois, lorsque vient le temps d'analyser les réactions physiologiques des rongeurs aux TSCI, plusieurs différences significatives sont observées par rapport à l'humain, notamment sur la réponse et la récupération cellulaire (Wewetzer, Radtke, Kocsis, & Baumgartner, 2011). De plus, une autre différence majeure chez les rats qu'ont mise en évidence Claire F. Jones et son équipe (Jones, Newell, Lee, Cripton, & Kwon, 2012) est la taille et la proportion anatomique entre la moelle épinière et le liquide céphalo-rachidien qui l'entoure. Le rôle du LCR n'est pas à négliger, car il est réputé protéger la moelle épinière lors d'impacts en absorbant une partie du choc et il a été prouvé qu'il joue un rôle dans les blessures loin du site d'impact lors de TSCI en raison de la propagation d'ondes de stress dans le LCR (Jones, Newell, et al., 2012). Ces raisons, additionnées aux observations cliniques que les charges utilisées pour induire la compression diffèrent en fonction du modèle animal et que la récupération chez les rats est beaucoup plus rapide que pour d'autres mammifères de plus grande taille (Khan et al., 1999) amènent à se poser la question si les rongeurs sont les modèles animaux les mieux adaptés pour étudier les traumatismes à la moelle épinière et les méthodes de récupération post-traumatiques.

1.4.1.2 Modèle canin et félin

Des mammifères de plus grande taille, comme des chats et des chiens, ont également été utilisés par certaines études pour tenter de se rapprocher de la réalité clinique chez les humains (Khan et al., 1999; Nardone et al., 2017). Chez les chiens plus particulièrement, la méthode de prédilection pour induire la lésion médullaire semble être les ballonnets gonflables (Fukuda et al., 2005; J. H. Lee et al., 2008; Lim et al., 2007; Purdy et al., 2004) qui nécessitent des méthodes chirurgicales moins invasives qu'une laminectomie, par exemple, et qui permettent de grader les blessures en faisant varier le diamètre du ballon et le temps de compression de la moelle épinière. Ces études ont permis de corrélérer la morphologie de la lésion et la récupération fonctionnelle en imitant les mécanismes de blessure secondaire cliniques chez l'humain. La

nature docile du modèle canin permet des examens neurologiques faciles et des études pathophysiologiques plus poussées (Fukuda et al., 2005).

1.4.1.3 Modèle primate non-humain

Toutefois, quoique considérés comme un intermédiaire valable entre les rongeurs et les humains, les modèles canins et félins diffèrent de l'humain au niveau anatomique et c'est pourquoi d'autres options furent explorées, comme les primates, afin de développer des traitements plus appropriés à l'humain (Nardone et al., 2017). Par exemple, Yvette S. Nout et son équipe (Nout et al., 2012) ont ainsi utilisé des primates comme modèles *in vivo* afin d'évaluer plus facilement les thérapies nécessaires pour regagner certaines fonctions locomotrices, comme l'usage des mains, après une lésion médullaire traumatique dans la région cervicale. Les ressemblances physiologiques et neuroanatomiques, autant au niveau de la moelle épinière que du système nerveux central, entre les primates et les humains permettent d'établir des liens plus directs entre les résultats des études expérimentales et leurs implications chez l'humain. Une autre étude a reproduit une contusion de la moelle épinière au niveau cervical sur des macaques grâce à un impacteur motorisé afin d'étudier la relation entre les paramètres biomécaniques, la taille de la lésion et les conséquences sur le comportement de l'animal après chirurgie (Salegio et al., 2016). Ces études ont montré l'importance d'utiliser des modèles animaux similaires à l'humain afin d'évaluer efficacement à la fois la blessure primaire, secondaire et la récupération des patients. Cependant, les conclusions de ces travaux indiquent qu'il n'a pas été possible de reproduire des lésions à la moelle épinière entière en raison de la difficulté d'entretien des animaux. Sachant que les parties intactes de la moelle épinière lors d'une contusion contribuent beaucoup à la récupération, il est difficile de traduire ces résultats en prédictions fiables pour l'humain (Salegio et al., 2016).

1.4.1.4 Modèle porcin

Un dernier modèle expérimental qui gagne en popularité ces dernières années est le cochon. Les ressemblances entre la physiologie du rachis porcin et humain et la mécanique de blessure se rapprochant de l'être humain font du cochon un animal intéressant pour l'étude des TSCI

(Bozkus et al., 2005; Busscher, Ploegmakers, Verkerke, & Veldhuizen, 2010; Dath, Ebinesan, Porter, & Miles, 2007; Lim, Piedrahita, Jackson, Ghashghaei, & Olby, 2010; Sheng, Wang, Xu, Zhu, & Zhou, 2010; Wilke, Geppert, & Kienle, 2011). Dans la littérature, plusieurs équipes de recherches ont étudié les TSCI sur des modèles porcins (Cliche, 2014; Jones, Kwon, & Cripton, 2012; Jones et al., 2013; Jones, Lee, Kwon, & Cripton, 2012; H. Kim, Kim, Hyun, Chung, & Park, 2017; H. Kim, Kim, Hyun, & Park, 2017; Kuluz et al., 2010; J. H. Lee et al., 2013; Martirosyan et al., 2015; Navarro et al., 2012; Streijger et al., 2017; Zurita et al., 2012). Les races de cochons utilisées varient selon l'étude et la majorité d'entre elles ont reproduit les blessures au niveau thoracique à l'aide de la méthode de lâcher de poids ou grâce à un impacteur motorisé. De façon générale, ces travaux ont tenté de reproduire la blessure primaire observée cliniquement et ont étudié les effets à long terme sur les fonctions motrices et sensorielles des sujets. Dans le cas des travaux du Dr. Nikolay L. Martirosyan et de Femke Streijger et leurs équipes respectives, l'accent était plutôt mis sur l'impact des TSCI sur la pression du fluide cérébrospinal et sur le flux sanguin. Il est important de noter que toutes les chirurgies ont été pratiquées par approche postérieure en pratiquant une laminectomie sur l'animal. Le Tableau 1.3 résume les points clés de chacune de ces études. Les dispositifs et instruments utilisés pour la reproduction des blessures seront détaillés à la section suivante de cette revue.

Tableau 1.3 Résumé des études sur modèle porcin *in vivo*

Groupes	Auteurs	Publications	Méthode	Site d'impact	Race et âge du modèle
Univ. de Miami, É-U	Kuluz et al.	2010	Impacteur motorisé	T7	Yorkshire, 3-5 sem., 5-7 kg
Univ. de Californie, É-U	Navarro et al.	2012	Impacteur motorisé	T12	Göttingen adulte, 18-23 kg
Madrid, Espagne	Zurita et al.	2012	Pinces Heifetz	T12	Mini-porc femelle adulte, 15-20 kg
UBC, Vancouver	Jones et al.	2012-2013 (5 articles)	Lâcher de poids	T10	Yucatan femelle, ~21 sem., 20-25 kg
ÉTS, CRHSCM	F. Cliche	2014	Lâcher de poids	T10	Landrace, ~3 mois, 30-35 kg
Univ. de l'Arizona, É-U	Martirosyan et al.	2015	Lâcher de poids	T5	Yorkshire adulte
UBC, Vancouver	Streijger et al.	2017	Lâcher de poids	T10	Yucatan femelle
Univ. de Dankook, Corée du Sud	Kim et al.	2017 (2 articles)	Lâcher de poids	-	Yucatan femelle adulte, 60 kg

Dans son mémoire de maîtrise, Francis Cliche a présenté une comparaison physiologique du rachis détaillée entre le modèle porcin et l'humain, en soulignant les similitudes entre les deux. Il a également dressé un portrait global de l'utilisation du modèle porcin en recherche expérimentale et son travail de recherche sert de base à la présente étude. Ainsi, le cochon présente une morphologie vertébrale et une anatomie de la moelle épinière qui se rapprochent de celles de l'humain. Globalement, la moelle épinière porcine possède des diamètres antéro-postérieur et médio-latéral d'environ 20% et 18% plus petits que ceux de l'humain (Cliche, 2014). Au niveau thoracique, les diamètres moyens sont de respectivement 5,1 mm et 6,9 mm chez un cochon « Landrace » (d'élevage traditionnel) de trois mois (Fradet, 2014). Les écarts observés peuvent s'expliquer notamment par le jeune âge des cochons, qui n'ont pas atteint la pleine maturité, et la race utilisée. Le Tableau 1.4 résume la comparaison pour les niveaux vertébraux cervical, thoracique et lombaire.

Tableau 1.4 Comparaison des dimensions de la moelle épinière humaine et porcine en fonction du niveau vertébral

Humain (Figure 1.10)				
Plan anatomique	Cervical	Thoracique	Lombaire	Tous confondus
AP	$7,8 \pm 0,6$	$6,4 \pm 0,3$	$7,1 \pm 0,1$	$6,9 \pm 0,7$
ML	$12,4 \pm 0,7$	$8,5 \pm 0,6$	$8,6 \pm 0,4$	$9,6 \pm 2,3$
Cochon (Fradet, 2014)				
Plan anatomique	Cervical	Thoracique	Lombaire	Tous confondus
AP	$6,4 \pm 0,5$	$5,1 \pm 0,3$	$5,6 \pm 0,4$	$5,5 \pm 0,7$
ML	$9,4 \pm 1,0$	$6,9 \pm 0,4$	$7,7 \pm 0,9$	$7,7 \pm 1,2$
Écarts relatifs				
Plan anatomique	Cervical	Thoracique	Lombaire	Tous confondus
AP	18,3%	19,7%	20,7%	19,6%
ML	24,3%	18,4%	10,0%	17,6%

D'un point de vue vertébral, le porc a plus de vertèbres que l'être humain, surtout les vertèbres coccygiennes en raison de la présence de la queue. Une autre variation importante est au niveau thoracique, où deux à quatre vertèbres de plus sont présentes chez le porc et une à deux au niveau lombaire. Le Tableau 1.5 compare le nombre de vertèbres de l'être humain par rapport au modèle porcin en fonction du segment vertébral.

Tableau 1.5 Comparaison du nombre de vertèbres humaines et porcines en fonction du niveau vertébral (Busscher et al., 2010; Dath et al., 2007; Wilke et al., 2011)

Modèle	Niveau vertébral				
	Cervical	Thoracique	Lombaire	Sacral	Coccygien
Humain	7	12	5	5	4
Porcin	7	14-16	5-7	4	20-23

1.4.1.5 Dispositifs de contusion existants

Pour recréer les blessures à la moelle épinière, les équipes de recherche ont recours à différents dispositifs et instruments mécaniques et/ou électroniques qui reproduisent la mécanique de blessure voulue, soit par contusion, compression, extension, dislocation ou par coupe

transversale de la moelle épinière (Cherian et al., 2014). La blessure d'intérêt dans ce mémoire provient d'une compression dynamique de la moelle épinière causée par une fracture comminutive. Cette section se concentre donc spécifiquement sur les dispositifs de contusion et de compression de la moelle épinière dans la littérature qui reproduisent ce type de lésion. Quoique non négligeable dans l'analyse de l'ensemble de la lésion au rachis, la portion mécanique de blessure liée au traumatisme vertébral n'est pas l'objet d'étude principal des dispositifs présentés dans cette section en raison de la difficulté de mettre en œuvre des dispositifs expérimentaux parvenant à recréer à la fois la blessure vertébrale et médullaire de façon contrôlée. Quatre grandes classes ont été répertoriées et seront détaillées, soit le ballonnet gonflable, les pinces, la méthode du lâcher de poids et l'impacteur motorisé (électromécanique ou pneumatique).

1.4.1.6 Ballonnet gonflable

Le premier dispositif couramment utilisé dans la littérature est le ballonnet gonflable, soit un cathéter introduit dans le canal rachidien qui est gonflé une fois en place. Le ballonnet est rempli soit d'un gaz ou d'un liquide avec agent contrastant, par exemple, afin d'être facilement observable en fluoroscopie. Cette méthode vient donc appliquer une compression progressive sur la moelle épinière en causant l'obstruction du foramen vertébral, sans causer de contusion mécanique directe. La pression appliquée sur la moelle épinière est uniforme et répartie sur une certaine surface en fonction du diamètre du ballon utilisé. Cette approche permet ainsi de maintenir la compression appliquée pendant un certain laps de temps. De plus, la chirurgie nécessaire pour introduire le cathéter est souvent moins invasive que pour d'autres méthodes, car elle ne nécessite pas une laminectomie d'autant de vertèbres et, dans certains cas, elle n'en nécessite pas du tout (Fukuda et al., 2005). La Figure 1.24 illustre des exemples de cathéters gonflables tirés de la littérature.

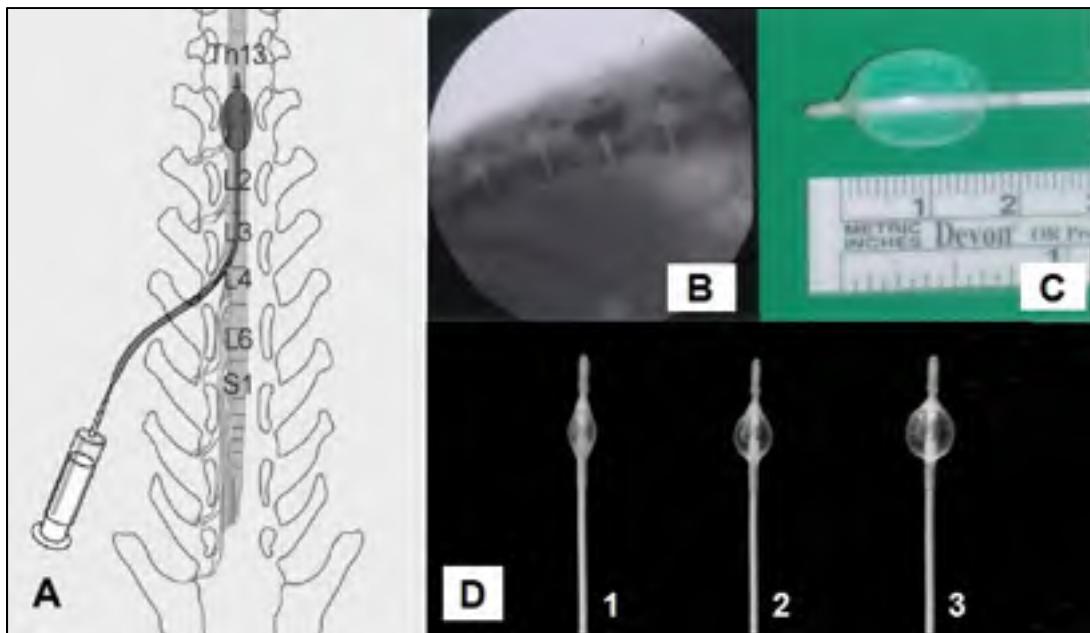


Figure 1.24 Exemples de la méthode du ballonnet gonflable
Adaptée de A) Fukuda et al. (2005), B) et C) Lee et al. (2008) et D) Lim et al. (2007)

Toutefois, cette technique ne reproduit pas très bien la mécanique de blessure primaire d'une contusion causée par l'impact à haute vitesse de fragments osseux lors d'une fracture comminutive. Elle imite plutôt la compression résiduelle qui persiste post-traumatisme en raison des fragments osseux obstruant le canal rachidien. Bien que plusieurs travaux aient tenté de montrer l'influence du temps de compression sur la récupération du patient (Bourassa-Moreau, 2013), un consensus n'a toujours pas été adopté dans la littérature concernant l'impact de la blessure secondaire sur la condition du patient et c'est pourquoi il est nécessaire de développer de nouveaux modèles approfondissant cette mécanique.

Quatre études récentes utilisant des ballonnets gonflables ont été trouvées dans la littérature. Elles utilisent toutes comme modèle expérimental le modèle canin (Fukuda et al., 2005; J. H. Lee et al., 2008; Lim et al., 2007; Purdy et al., 2004). Le Tableau 1.6 résume la méthodologie de chacune d'entre elles.

Tableau 1.6 Résumé des méthodologies d'étude utilisant des ballonnets gonflables

Auteurs	Publi.	Taille des ballonnets ^[1]	Temps de compression ^[1]	Niveau vertébral	Race et âge du modèle		
Purdy et al.	2004	2 mm	30 min.	Lombaire	17 chiens bâtards adultes, 18-36 kg		
		4 mm	120 min.				
		7 mm	240 min.				
Fukuda et al.	2005	1,0 ml	10 min.	L1	14 chiens adultes, 8,5-19 kg		
		1,5 ml					
Lim et al.	2007	50 µl	6 heures	L1	27 chiens bâtards adultes, 3-5 kg		
		100 µl	12 heures				
		150 µl	24 heures				
Lee et al.	2008	0,7 ml	30 min.	L2-L3	7 chiens, 6,8-9,8 kg		
		0,8 ml	60 min.				
		1,0 ml					

^[1] Combinaisons entre temps de compression et taille des ballonnets variées.

1.4.1.7 Pinces

La deuxième méthode servant à reproduire les TSCI sur modèles animaux sont les pinces ou clips chirurgicaux. Trois études récentes utilisent cette technique et le modèle de pinces utilisées varie, mais il s'agit dans tous les cas de pinces médicales ou chirurgicales qui sont reprises telles quelles ou personnalisées pour les besoins de l'expérience. Les modèles expérimentaux étaient, soit des mini-porcs dans une étude (Zurita et al., 2012), soit des rongeurs dans les deux autres cas (Falavigna et al., 2014; McDonough, Monterrubio, Ariza, & Martinez-Cerdeno, 2015). L'avantage d'une telle technique est la simplicité d'approvisionnement et d'utilisation du matériel expérimental ainsi que le faible coût lui étant associé. Cette méthode permet également de reproduire des blessures de différents grades en ajustant de façon manuelle la distance de fermeture des pinces par exemple. La Figure 1.25 présente une photo de l'utilisation de deux pinces Heifetz dans la reproduction de SCI dans le cadre de l'étude de Mercedes Zurita et ses collègues.



Figure 1.25 Pinces Heifetz appliquées en compression sur une moelle épinière porcine
Tirée de Zurita et al. (2012)

Cependant, plusieurs lacunes dans cette technique mettent en doute sa crédibilité pour reproduire fidèlement des blessures médullaires traumatiques. Premièrement, la mécanique d'une pince qui se referme et qui comprime la moelle épinière sur deux côtés néglige l'importance d'un impact dynamique au moment du traumatisme. De plus, les temps de pincement de la moelle par les pinces varient énormément entre les études, allant de 15 secondes à 30 minutes, et il est donc difficile de corrélérer ce mécanisme de blessure avec les cas cliniques. Le Tableau 1.7 rassemble les différentes méthodologies d'étude pour chaque article trouvé employant la méthode des pinces.

Tableau 1.7 Résumé des méthodologies d'étude utilisant des pinces

Auteurs	Publi.	Pinces utilisées		Temps comp.	Niveau vertébral	Race et âge du modèle
Zurita et al.	2012	2 pinces Heifetz		30 min.	T12	Mini-porcs adultes, 15-20 kg
Falavigna et al.	2014	Pince anévrismale (F=50 g) ^[1]	Latérale (n=10) ^[2] Postérieure (n=10) ^[2]	60 sec.	T9	20 rats Wistar, 12-14 sem., 250-300 g
McDonough et al.	2015	Forceps Dumont n°5		15 sec.	T10	Souris

^[1] F signifiant force équivalente (pression).

^[2] n étant le nombre d'échantillons.

1.4.1.8 Lâcher de poids

Le troisième type de dispositif servant à reproduire des contusions sur la moelle épinière est la méthode du lâcher de poids. Cette méthode utilise une masse, souvent de forme cylindrique, amenée à une certaine hauteur puis lâchée et guidée dans sa chute libre afin d'impacter la moelle épinière exposée par laminectomie. La masse imite ainsi un fragment osseux projeté sur la moelle épinière lors d'une fracture comminutive par exemple. Certains travaux ont procédé à un maintien de la compression après impact (entre 5 minutes et 8 heures), soit pour effectuer des manipulations chirurgicales, des prises de mesure ou encore pour imiter un fragment osseux logé dans le canal rachidien post-traumatisme.

Il s'agit d'une des techniques les plus répandues dans la recherche expérimentale sur modèles animaux *in vivo* en raison des grandes similitudes par rapport à la mécanique de blessure traumatique, mais également pour la facilité à fabriquer un montage et à répéter des tests de façon reproductible. Par contre, plus de manipulations du matériel sont nécessaires pour ce type de montage que pour les techniques des pinces et du ballonnet gonflable. Maintes études ont emprunté cette route et ont perfectionné des montages expérimentaux pour divers modèles animaux (Basso, Beattie, & Bresnahan, 1996; Cliche, 2014; Jones, Kwon, et al., 2012; Jones,

Lee, et al., 2012; Khan et al., 1999; H. Kim, Kim, Hyun, Chung, et al., 2017; H. Kim, Kim, Hyun, & Park, 2017; J. H. Lee et al., 2013; Martirosyan et al., 2015; Streijger et al., 2017; Vijayaprakash & Sridharan, 2013).

Le type de banc d'essai et la hauteur de chute varie beaucoup d'étude en étude, mais quelques bancs d'essais normalisés ont été conçus pour les rongeurs, comme l'impacteur de l'Université de New York (de l'anglais « New York University » ou NYU) (Basso et al., 1996; Vialle, Rodrigo Grochocki, & Nohama, 2007). Sur les modèles porcins, les montages de lâcher de poids se sont développés plus récemment, notamment en raison des infrastructures et des coûts additionnels associés (Jones, Kwon, et al., 2012; Jones, Lee, et al., 2012; H. Kim, Kim, Hyun, Chung, et al., 2017; H. Kim, Kim, Hyun, & Park, 2017; Martirosyan et al., 2015; Streijger et al., 2017). Dans certains cas, le montage se fixe directement sur les vertèbres – les processus épineux par exemple – afin d'assurer une stabilité supplémentaire. Quelques exemples de montages de lâcher de poids sont montrés à la Figure 1.26.

Tous les articles trouvés dans la littérature utilisent l'approche postérieure pour exposer la moelle épinière sauf un travail, soit celui de M. Francis Cliche (Cliche, 2014). En effet, dans son mémoire, M. Cliche cherche à comparer l'approche postérieure de l'approche antérieure afin d'évaluer les différences dans les atteintes neurologiques des blessures provoquées. Pour y parvenir, il a recours à un montage expérimental personnalisé permettant un lâcher de poids faisant varier hauteur, masse de l'impacteur utilisé, diamètre de l'impacteur et temps de compression. Toutefois, pour son étude sur modèles *in vivo*, ces paramètres ont été fixés pour permettre une meilleure comparaison des deux approches. Les tests *in vivo* se sont déroulés sur cinq animaux, soit 3 en approche postérieure et 2 en approche antérieure. M. Cliche a été en mesure d'observer des différences importantes entre les deux approches, notamment par la hauteur de déformation moins importante en approche antérieure que postérieure (1,5 mm vs 2,4 mm en moyenne). De plus, grâce à l'histologie macroscopique des moelles, il a observé des différences significatives dans la réaction des tissus au type d'approche, notant que les saignements et les meurtrissures ne se situaient pas au même endroit sur la moelle épinière, montrant que les voies neurologiques touchées ne sont pas les mêmes selon l'approche.

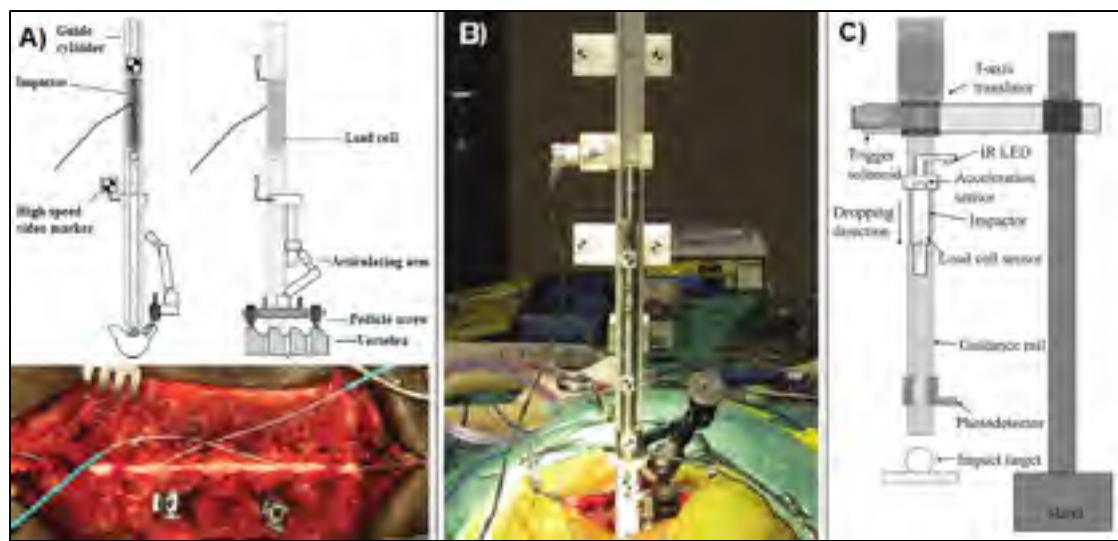


Figure 1.26 Exemples de montage de lâcher de poids
Adaptée de A) Jones et al. (2012), B) Lee et al. (2013) et C) Kim et al. (2017)

Une étude se distingue particulièrement en proposant un protocole expérimental sans manipulation chirurgicale. Une masse avec un impacteur à profil cylindrique au bout est lâchée sur le dos de spécimens cadavériques porcins dans le but d'étudier les fractures vertébrales plutôt qu'une lésion médullaire. À cet effet, les essais ont été reproduits à de multiples endroits sur la colonne vertébrale des animaux (T7 à L6) pour voir l'influence du niveau vertébral sur les patrons de fractures. Cette méthode est donc dépendante de la transmission de l'énergie dans la colonne vertébrale et les multiples paramètres pouvant intervenir dans la propagation des fractures et la possibilité de rétropulsion de fragments osseux la rendent peu appropriée pour l'étude de blessures médullaires (Dale' Bass et al., 2008).

Afin d'enregistrer les paramètres d'impact, les auteurs ont souvent recours à des capteurs et des échelles leur permettant de calculer manuellement, électroniquement ou photo-numériquement la hauteur de départ de la masse, la profondeur de compression de cette dernière dans la moelle épinière ainsi que sa vitesse d'impact sur la moelle. De plus, des cellules de charge servent également à mesurer la force d'impact produite par la masse entrant en contact avec la moelle épinière. Le Tableau 1.8 et le Tableau 1.9 résument les méthodologies et paramètres d'étude de chaque publication sur le sujet.

Tableau 1.8 Résumé des méthodologies d'études utilisant la méthode du lâcher de poids

Auteurs	Pub.	Impacteur	Masse (g)	Hauteur (cm)	Vitesse (m/s)	Force (N)	Temps comp.
Basso et al.	1996	NYU	10	0,625	0,35 [1]	-	Retrait immédiat
				1,25	0,5 [1]		
				2,5	0,7 [1]		
				5	0,99 [1]		
Khan et al.	1999	Tige cylindrique Teflon, 5,1 mm ² (rats), 25 mm ² (chats)	10 (rats)	9	1,33 [1]	~25	Retrait immédiat
				18		~36	
			30 (chats)	9	1,88 [1]	~52	
				18		~70	
Bass et al.	2008	Profil cylindrique Ø25,4 x 80 mm largeur	19100	100	4,0-4,2	2411-4997	Retrait immédiat
			28000			4273-7123	
Jones et al.	2012 a	Tige cylindrique bout rond Ø9,53 mm	50	50	2,67	62,5±6,3	100 g + 5 min.
			100		2,69	153,6 ±13,2	
	2012 b	Tige cylindrique bout plat Ø9,53 mm	20	32	2,3	-	100 g + 8 heures
				125	4,6		
Lee et al.	2013	Tige cylindrique bout plat Ø9,53 mm	50	5	-	11,1±1,2	5 min. *1 groupe retrait immédiat
				10	-	20,2±2,0	
				20*	-	29,7±2,3	
				20	1,83	36,4±1,6	
				30	2,29	48,9±0,8	
				40	2,67	66,6±7,8	
Vijaya-prakash et al.	2013	Tige cylindrique Ø3 mm	10	1,25	0,5 [1]	-	Retrait immédiat
				2,5	0,7 [1]		
F. Cliche	2014	Tige cylindrique Ø5 mm	50	10	1,40	49,1 mJ (énergie)	5 min.
							60 min.
Martirosyan et al.	2015	-	20	15	1,72 [1]	300 g/cm ²	Retrait immédiat

Tableau 1.9 Résumé des méthodologies d'études utilisant la méthode du lâcher de poids (suite)

Auteurs	Pub.	Impacteur	Masse (g)	Hauteur (cm)	Vitesse (m/s)	Force (N)	Temps comp.
Kim et al.	2017 a	Tige cylindrique bout plat	50	20	1,84	13,35 [2]	5 min.
	2017 b	Tige cylindrique bout plat	75	20	1,81	21,20 [2]	Retrait immédiat
Streijger et al.	2017	Tige cylindrique bout plat Ø9,53 mm	50	50	2,736 ±0,102	54,43 ±0,438	150 g + 1 heure

[1] Estimée à partir de la formule $v = \sqrt{2 * g * h}$, où v = vitesse, g = 9,81 m/s² et h = hauteur.

[2] Force d'impulsion moyenne enregistrée pendant toute la compression.

1.4.1.9 Impacteur motorisé

La dernière technique détaillée dans cette revue est l'impacteur motorisé. Malgré la popularité de la méthode du lâcher de poids, les impacteurs motorisés sont de plus en plus utilisés pour l'excellent contrôle de la vitesse et de la profondeur de compression qu'ils offrent.

Parmi les études relevées, la majorité se concentre sur les rongeurs (J. H. Kim, Tu, Bayly, & Song, 2009; J. H. Lee et al., 2012; Noyes, 1987; S. R. Scheff, K. N., 2009; S. W. Scheff, Rabchevsky, Fugaccia, Main, & Lumpp, 2003; Yang, Kang, Lim, Shin, & Sim, 2012). Deux bancs d'essais normalisés sont largement utilisés sur ce modèle animal, soit l'impacteur de l'Oregon State University (OSU) (Noyes, 1987; Stokes et al., 1992) et, plus récemment, l'Infinite Horizon (IH) (Precision Systems and Instrumentation, Lexington, KY, É.-U.). Ces impacteurs sont en mesure d'atteindre des vitesses s'approchant de 0,5 m/s pour l'OSU et 0,13 m/s pour l'IH. Pour ce qui est de la force d'impact, l'IH a été testé à des valeurs atteignant 200 kdyn (2 N). Les travaux employant ces bancs d'essais se sont ainsi concentrés à reproduire des impacts à différentes forces de façon à obtenir des degrés de blessures gradés. Un suivi a ensuite été réalisé sur les animaux, allant jusqu'à 42 jours post-opératoires afin d'étudier les pertes sur les fonctions locomotives et sensorielles des animaux. Ces études ont permis de

déterminer que les blessures avec une force d'impact supérieure occasionnaient une compression plus importante de la moelle épinière et les dommages étaient donc plus grands. Toutefois, la vitesse ne joue pas un rôle significatif dans la sévérité de la blessure chez les rongeurs (J. H. Kim et al., 2009).

Ensuite, deux études ont plutôt opté pour le modèle porcin (Kuluz et al., 2010; Navarro et al., 2012). John Kuluz et son équipe ont tenté de reproduire une blessure incomplète et complète sur des minipores en tentant d'atteindre une distance de compression de la moelle épinière de 3 à 8 mm. Ils ont piloté la pression de l'impacteur sur la moelle épinière, atteignant jusqu'à 80 psi (15,6 N avec un impacteur de 6 mm de diamètre) et ont suivi étroitement la condition des animaux pendant deux semaines après la chirurgie. Les résultats de leurs observations ont pu être corrélés avec le degré de blessure de chaque animal en procédant à une histopathologie après 28 jours. Les fonctions motrices et sensorielles des animaux atteints d'une lésion incomplète de la moelle ont montré une amélioration pendant les 14 premiers jours post-chirurgie, mais ont stagné par la suite. Les fonctions sensorielles ont montré une récupération complète contrairement aux fonctions motrices.

Navarro et al. (2012) a reproduit une étude similaire, séparant les animaux en trois groupes correspondant à trois forces d'impact différentes : 1,5 kg (14,7 N), 2 kg (19,6 N) et 2,5 kg (24,5 N). Toutefois, la vitesse d'impact était nettement inférieure à l'OSU et à l'IH, c'est-à-dire de 0,03 m/s, en raison de l'impacteur utilisé qui limitait la vitesse maximale pouvant être atteinte (IMS-17; Intelligent Motion Systems, Marlborough, Connecticut, É.-U.) Cette valeur très basse remet en doute la crédibilité biomécanique de ces tests par rapport à ce qui est observé en clinique. En effet, quoiqu'il soit difficile de mesurer la vitesse exacte chez l'humain, il est entendu que la mécanique des SCI causées par la rétropulsion d'un fragment osseux se produit à haute vitesse. L'estimation de la vitesse maximale nécessaire pour produire un impact avec une énergie et fracturer la vertèbre varie d'environ 1 m/s (Choo, 2007) à environ 5 m/s (Wilcox et al., 2004; Wilcox et al., 2002) dans la littérature. De plus, l'étude de Navarro et al. (2012) néglige la distance de compression de la moelle épinière, qui est pourtant un paramètre important de la biomécanique de la blessure.

Enfin, en 2016, une étude utilisant le même impacteur électromécanique que celui qui sera utilisé pour le présent projet (Bose ElectroForce LM1; TA Instruments, DE, É.-U.) est parue (Salegio et al., 2016). Cette étude cherchait à reproduire une lésion médullaire dans la région cervicale de primates non-humanoïdes à une vitesse de 1 m/s avec un impacteur de 4 mm de diamètre pour des compressions verticales de 2 à 4 mm sur la moelle épinière. Ce qui est important à retenir de cette méthodologie est la vitesse réelle atteinte par le moteur lors des tests dans cette étude. La consigne imposée était de 1 m/s, mais les vitesses atteintes se sont plutôt situées entre 0,27 et 0,58 m/s. Cet écart peut s'expliquer par la difficulté du moteur à suivre la consigne en fonction des paramètres de déplacement et de temps souhaités. Cette situation sera définitivement à surveiller lors des tests expérimentaux de la présente étude.

La Figure 1.27 propose quelques exemples de bancs d'essais munis d'impacteurs motorisés et le Tableau 1.10 résume les principales méthodologies d'études étant associées à ce type de dispositif d'impact.

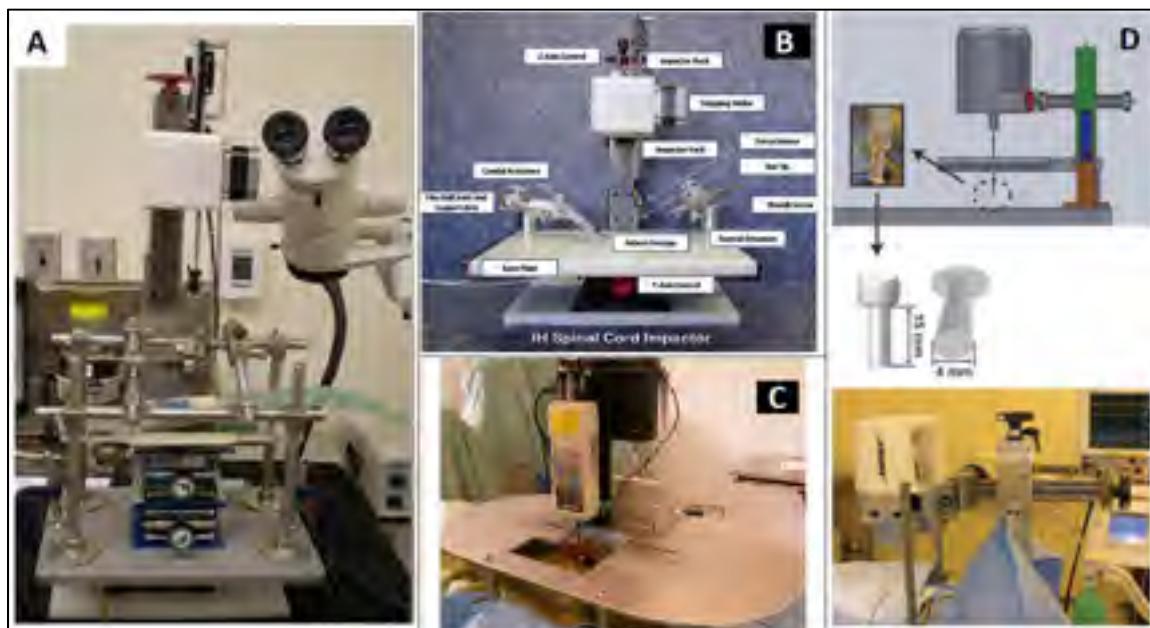


Figure 1.27 Exemples de montages utilisant un impacteur motorisé
Adaptée de A) Lee et al. (2012), B) Scheff et al. (2009), C) Navarro et al. (2012) et D) Salegio et al. (2016)

Tableau 1.10 Résumé des méthodologies d'études utilisant un impacteur motorisé

Auteurs	Pub.	Impacteur	Vitesse (m/s)	Force (N)	Comp. (mm)	Temps comp.
Noyes et al.	1986	OSU, tige cylindrique, bout plat Ø2 mm	~0,5	0,12-0,47	0-6 mm ³	4-16 msec
Scheff et al.	2003	IH, tige cyl., bout arrondi, Ø2,5 mm	0,1220 ±0,0036	1	~0,8	Retrait immédiat
				1,5	~1,0	
				2	~1,2	
Kuluz et al.	2010	Électro-mécanique, tige cyl., bout plat Ø6 mm	-	5,85 ^[1] (30 psi)	3	Retrait immédiat
				11,7 ^[1] (60 psi)	5	
				15,6 ^[1] (80 psi)	8	
Lee et al.	2012	IH, tige cyl., bout arrondi Ø1,5 mm	0,1202 ±0,0005	1,5555 ±0,0073	1,5127 ±0,0279	Retrait immédiat
Navarro et al.	2012	Électro-mécanique, tige cyl., bout plat	0,03	14,7 ^[2] (1,5 kgf)	-	Retrait immédiat
				19,6 ^[2] (2 kgf)		
				24,5 ^[2] (2,5 kgf)		
Salegio et al. ^[3]	2016	Bose® ElectroForce LM1, tige cyl., bout plat Ø4 mm	0,27(1)	3,27-4,48	1,71-1,91(2)	0,02 sec
			0,55(1)	10,54-14,90	2,66-2,78(3)	
			0,42-0,58(1)	12,50-23,19	3,46-3,72(4)	

^[1] Conversion de psi à N (1 psi = 0,006895 N/mm² et F[N] = σ[N/mm²] * A[mm²]).^[2] Conversion de kgf à N (1 kgf = 9,80665 N).^[3] Valeurs théoriques souhaitées entre parenthèses.

Une sous-catégorie des impacteurs motorisés sont les actuateurs pneumatiques. Cette technique a été employée par quelques auteurs dans la littérature pour recréer des TSCI et le modèle animal de prédilection pour ces études était les rats ou les souris (Bhatnagar et al., 2014; del Mar et al., 2015; Yeo et al., 2004). Le banc d'essai de Sang Jun Yeo et al. (2004) ressemble beaucoup aux bancs d'essais utilisant des impacteurs motorisés électromécaniques

(*Voir Figure 1.30A*), à la différence que c'est plutôt un vérin pneumatique qui reproduit la contusion sur la moelle épinière lorsqu'il est actionné. Tout comme vu précédemment avec la méthode du lâcher de poids et de l'impacteur motorisé, les sujets sont placés à plat ventre et une laminectomie est pratiquée sur la partie postérieure de la colonne vertébrale pour exposer la moelle à vif. Grâce à cette méthode, cette étude est arrivée à reproduire des impacts à haute vitesse de façon gradée, allant de 1,5 m/s à 3,5 m/s avec des pressions pneumatiques variant entre 35 et 100 psi en visant une compression de 2 mm de profondeur dans la moelle. La précision dans le contrôle et la mesure de cet actuateur pneumatique en font deux atouts majeurs lorsque comparé au traditionnel lâcher de poids et il n'y a pas non plus de rebond après l'impact initial.

Les méthodologies des deux autres études utilisant des impacteurs pneumatiques sont différentes. En effet, Tim (Bhatnagar et al., 2014) ont construit un dispositif permettant à la fois de reproduire des blessures par contusion et par dislocation de la moelle épinière, en faisant une méthode polyvalente. Dans le cas de la contusion, une grande vitesse a été atteinte encore une fois, moyennant 1,1 m/s avec une pression entre 77 et 89 psi. Le montage a été adapté pour être installé dans une chambre IRM afin de monitorer les essais. Les fractures ont ainsi pu être observées en temps réel. Pour Nobel del Mar et son équipe, leur méthode consistait plutôt à projeter une puissante pulsion d'air canalisée dans un cylindre en plastique sur la partie dorsale d'une souris (del Mar et al., 2015). Cette façon de faire est donc moins concentrée sur la reproduction d'une blessure médullaire précise, mais plutôt sur l'étude des fractures rachidiennes et leur impact sur la moelle. Les pertes axonales ont été étudiées pendant deux jours post-traumatisme par immunofluorescence et histologie.

L'utilisation d'un impacteur pneumatique ne semble pas avoir été explorée pour de plus gros modèles animaux, comme le cochon. Il est donc possible de se questionner sur la capacité d'un tel système à créer des impacts suffisamment puissants pour blesser une moelle épinière plus grosse que celle de rongeurs. De plus, aucune étude n'a envisagé l'option de maintenir la compression appliquée pendant un certain temps pour imiter un fragment osseux qui resterait

coincé dans le canal médullaire. La Figure 1.28 illustre les méthodes des trois études utilisant un impacteur pneumatique et le Tableau 1.12 compare chacune des méthodologies en détails.

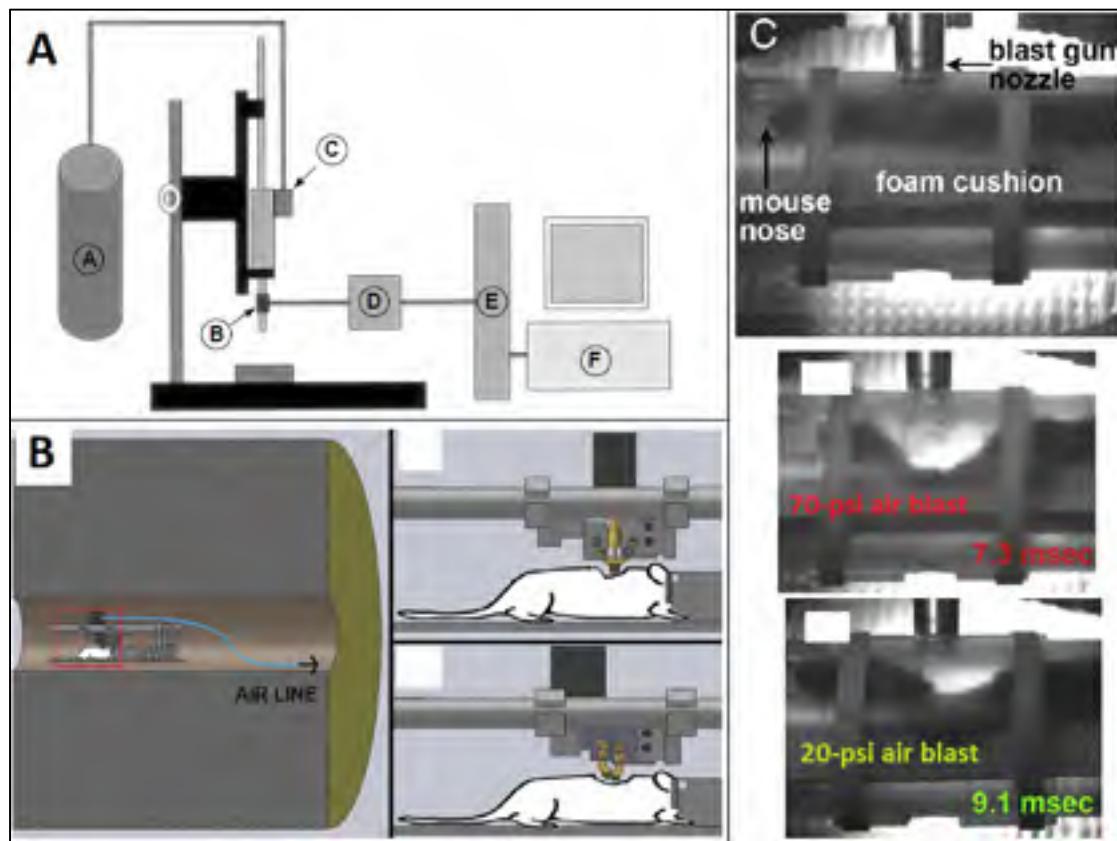


Figure 1.28 Exemples de bancs d'essais avec un impacteur pneumatique
Adaptée de A) Yeo et al. (2004), B) Bhatnagar et al. (2014) et C) del Mar et al. (2015)

Tableau 1.11 Résumé des méthodologies d'études utilisant un impacteur pneumatique

Auteurs	Pub.	Impacteur	Vitesse (m/s)	Force (psi)	Comp. (mm)	Temps comp.
Yeo et al.	2004	Pneumatique, tige cylindrique Ø2,5 mm	1,52 ±0,06	40	2	0,2 sec
			2,05 ±0,10	35		
			3,53 ±0,02	100		
Bhatnagar et al.	2014	Pneumatique, sphère Ø2 mm (contusion)	1,10 ±0,25	77-89	1,78 ±0,12	Retrait immédiat
		Pneumatique, 2 pinces (dislocation)	0,184 ±0,101	79-89	2,5	
del Mar et al.	2015	Pulsion d'air, rectangle 3 x 5,5 mm	-	20	6,5 [1]	Impact ponctuel
				70	14 [1]	

[1] Déplacement maximal de la section dorsale des souris.

1.4.2 Études *in vitro*

Les études sur spécimens cadavériques, qu'ils proviennent de sujets humains ou animaux, peuvent être utiles pour reproduire des blessures de façon très contrôlée. En effet, n'utiliser qu'un segment vertébral *in vitro*, par exemple, permet d'isoler plusieurs variables et intermédiaires normalement présents chez des sujets vivants qui pourraient influencer les résultats. De cette façon, seuls les paramètres voulus peuvent être observés de façon rigoureuse et reproductible. Il est ainsi possible de reproduire plus facilement des fractures comminutives afin d'obtenir des patrons de fracture bien précis par exemple. Les coûts associés aux expériences sont également réduits en utilisant des modèles cadavériques. Les chercheurs peuvent ainsi augmenter le nombre d'échantillons de leurs tests et d'augmenter le poids statistique de l'étude.

Toutefois, il est important de comprendre que les études *in vitro* ne permettent pas d'analyser la complexité des blessures en entier, notamment parce qu'il s'agit souvent d'études réalisées

sur des parties du modèle complet et qui négligent donc les liens et les relations de tous les tissus ensemble. De plus, étudier les blessures médullaires sur une moelle épinière *in vitro* n'est pas représentatif de la réalité clinique, car les tissus morts n'ont pas les mêmes propriétés mécaniques que les tissus vivants et l'impact du LCR est négligé. C'est pourquoi la moelle épinière est parfois remplacée carrément par un substitut imitant sa géométrie et ses propriétés mécaniques. En altérant ainsi certains tissus, les résultats ne peuvent donc pas être calqués parfaitement à la réalité clinique et c'est pourquoi les études *in vivo* restent le moyen le plus efficace pour analyser précisément les blessures médullaires.

Quelques études sur modèles *in vitro* ont été trouvées dans la littérature et des exemples sont illustrés à la Figure 1.29 (Dale' Bass et al., 2008; Ivancic et al., 2006; Petteys et al., 2017; Wilcox et al., 2004; Wilcox et al., 2003)

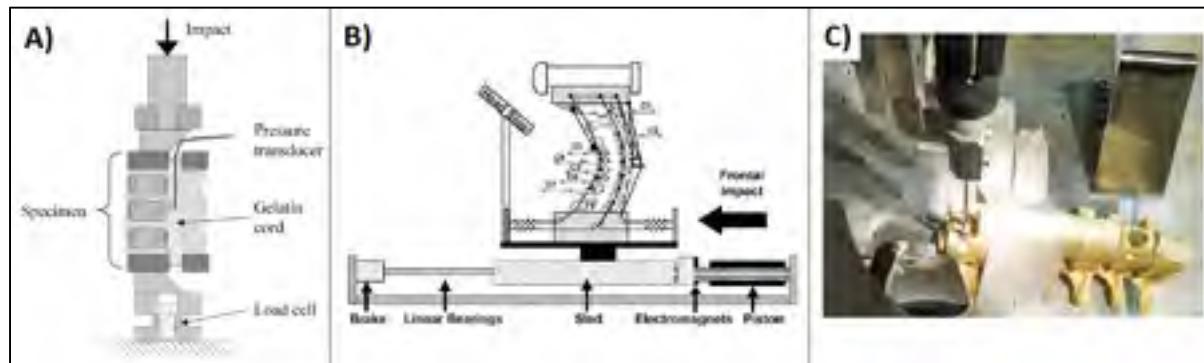


Figure 1.29 Exemples de bancs d'essais utilisés pour reproduire des SCI sur modèles *in vitro*
Adaptée de A) Wilcox et al. (2003), B) Ivancic et al. (2005) et C) Petteys et al. (2017)

1.4.3 Études numériques

Enfin, un dernier type d'étude qui gagne en popularité dans les dernières années sont les études numériques. Les percées technologiques en informatique ont permis aux chercheurs d'avoir accès à des outils et logiciels de plus en plus puissants. Les analyses par éléments finis permettent de générer une grande quantité d'essais en variant chaque paramètre indépendamment sans se soucier de la condition du patient. De plus, elles permettent également de monitorer précisément des paramètres mécaniques, comme la vitesse du fragment osseux

projecté sur la moelle épinière par exemple, ou encore la force appliquée sur cette dernière lors de l'impact.

Cependant, les études numériques doivent surmonter un défi de taille, c'est-à-dire s'assurer que les relations entre les différentes structures dans les logiciels se rapprochent le plus possible de la réalité clinique. C'est pourquoi il est intéressant de jumeler les études numériques à des travaux sur modèles *in vitro* ou *in vivo*. La mécanique complexe des blessures rachidiennes demande une compréhension fondamentale des mécanismes lésionnels et c'est ce que les modèles numériques, comme le modèle SM2S « Spine Model for Safety and Surgery », tentent d'apporter. Tout comme les études *in vitro*, les études numériques ne sont souvent pas assez représentatives de la réalité clinique pour être prises comme unique type d'étude dans l'analyse de la mécanique des blessures à la moelle épinière. Par exemple, une étude numérique ne pourrait pas représenter adéquatement l'effet du temps de compression de la moelle épinière sur la détérioration des tissus et leurs conséquences sur la gravité des lésions. Les modèles numériques sont plutôt utilisés conjointement aux études *in vivo*, car ils sont efficaces pour analyser certains paramètres difficilement mesurables ou observables physiquement.

Plusieurs travaux dans la littérature proposent des modèles numériques pour l'étude des TSCI, dont certains au LIO-HSCM (Fradet, 2014; J. Hagen, 2016; Maikos, Qian, Metaxas, & Shreiber, 2008; Wilcox et al., 2004; Wilcox et al., 2003; Ya-Bo, Ee-Chon, Qiu, & Wei, 2011; Yan et al., 2012). La Figure 1.30 illustre certains de ces modèles.

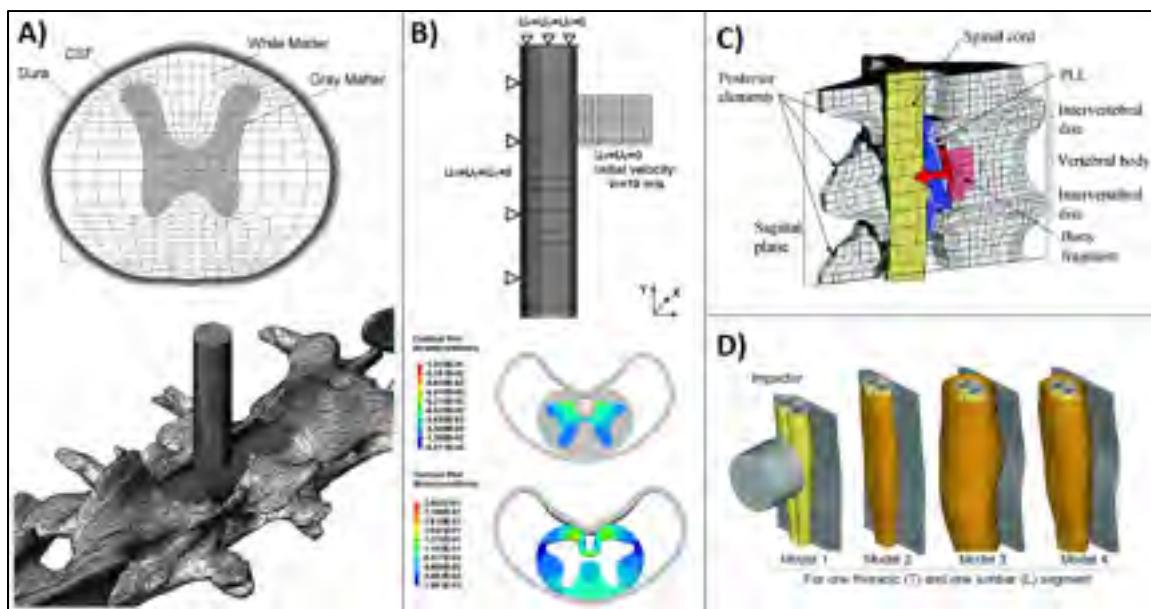


Figure 1.30 Exemples d'études numériques sur les blessures médullaires
 Adaptée de A) Maikos et al. (2008), B) Ya-bo et al. (2011), C) Wilcox et al. (2003) et D)
 Fradet (Chapitre 8, 2014)

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

Dans le présent chapitre, la problématique de recherche sera décrite et les objectifs pour y répondre seront définis.

2.1 Problématique

La revue de la littérature a montré que les blessures à la moelle épinière ont un impact majeur sur la gravité des lésions observées lors d'accidents vertébraux traumatiques. Ces accidents, souvent causés par des véhicules motorisés ou des chutes, se produisent à haute vitesse. Dans le cas des fractures vertébrales par éclatement, les fragments osseux projetés sur la moelle épinière occasionnent des blessures primaires et secondaires qui peuvent avoir des conséquences graves sur les fonctions motrices et sensorielles de la victime.

Plusieurs études mettent en relief la biomécanique derrière ce type de blessure. Ainsi, la contusion produite lors de l'impact comprime fortement la moelle épinière pendant un court intervalle de temps et la blessure initiale se produit. Toutefois, le fragment tend à rester logé dans la moelle épinière après le choc initial, et ce, parfois pendant un long laps de temps. La blessure secondaire, créée par cette compression résiduelle sur la moelle épinière, peut avoir des conséquences tout aussi néfastes que la blessure primaire. Actuellement, les blessés médullaires traumatiques qui sont pris en charge par les services d'urgence ne sont pas diagnostiqués immédiatement sur les lieux de l'accident. Il s'écoule potentiellement plusieurs heures entre le moment de l'accident et le retrait du(des) fragment(s) osseux comprimant la moelle épinière par les équipes médicales à l'hôpital.

Le temps de décompression de la moelle épinière varie donc beaucoup en fonction du temps de prise en charge du patient. Jusqu'à présent, les études se concentrent principalement sur la corrélation de modèles expérimentaux recréant la blessure primaire et des cas cliniques. L'influence du temps de décompression sur la gravité des lésions reste ainsi mal compris. De

plus, les études recensées reproduisent les lésions par approche postérieure et non antérieure. Tel que le montre M. Cliche dans son mémoire de maîtrise (Cliche, 2014), l'attrait de l'approche antérieure réside dans la reproduction plus fidèle de la mécanique de blessure, c'est-à-dire lorsque les fragments vertébraux du corps antérieur sont rétropulsés dans l'axe antéro-postérieur sur la moelle épinière.

Il est donc pertinent de proposer une méthode pour reproduire expérimentalement une contusion sur la moelle épinière en approche antérieure et de la maintenir dans le temps afin d'étudier sur un modèle animal *in vivo* à la fois la blessure primaire et la blessure secondaire. Cette méthodologie est composée de deux volets distincts, soit la proposition d'un banc d'essai expérimental, qui est la station de travail reproduisant la contusion grâce à un impacteur motorisé, et la proposition d'un dispositif implanté sur un modèle animal principalement chargé de reproduire la blessure secondaire.

2.2 Objectifs

À la vue de la problématique, le principal objectif pour y répondre est le suivant :

OP Concevoir, fabriquer et valider un banc d'essai et un dispositif expérimentaux reproduisant la contusion observée sur la moelle épinière lors d'une fracture vertébrale par éclatement, au niveau thoracique et par voie antérieure dans le but de reproduire plus fidèlement les conditions cliniques.

Plus précisément, cet objectif général se divise en trois sous-objectifs distincts :

- SO1 Concevoir, fabriquer et valider un banc d'essai expérimental motorisé reproduisant une contusion de la moelle épinière sur un modèle animal *in vivo*;
- SO2 Concevoir et fabriquer un dispositif physique fonctionnel qui permet de recréer la contusion initiale sur la moelle épinière et de maintenir la compression résiduelle dans le temps;
- SO3 Valider le dispositif en l'implantant sur la colonne vertébrale d'un modèle *in vitro* et en procédant à des tests expérimentaux selon différents degrés de blessure.

CHAPITRE 3

PROCESSUS DE CONCEPTION DU DISPOSITIF DE CONTUSION ANTÉRIEURE

Ce chapitre détaille le processus de conception du dispositif de contusion antérieure, en commençant par le cahier des charges, suivi de la recherche de solutions puis de la présentation du concept final. La conception cherche à répondre à la problématique établie au chapitre précédent.

3.1 Cahier des charges

Le cahier des charges est la première étape phare de toute conception. Il permet de cibler précisément les besoins du projet en vue de développer une solution satisfaisant le plus possible les objectifs établis au départ. Ainsi, les marchés possibles, les clients visés, les attributs clients et leurs spécifications techniques seront d'abord décrits. Ensuite, une analyse matricielle classe ces différents critères en ordre d'importance en vue d'identifier les plus critiques pour le projet.

3.2 Préambule

La présente conception s'effectue dans une optique de continuité de travaux précédemment entrepris au LIO-HSCM. En effet, ce projet se base sur le mémoire de maîtrise de M. Francis Cliche intitulé *Développement d'un modèle de contusion antérieure de la moelle épinière porcine* (Cliche, 2014). Cette étude a validé que l'approche antérieure, lors de la reproduction expérimentale des blessures médullaires comminutives était plus fidèle à la réalité clinique que l'approche postérieure classique (Cliche, 2014, p. 41). C'est pourquoi la conception décrite dans ce chapitre se base sur les résultats et une partie de la méthodologie envisagée par M. Cliche, c'est-à-dire d'utiliser de réaliser une blessure médullaire à la hauteur de la vertèbre T10, en approche antérieure, sur un banc d'essai expérimental conçu par M. Cliche avec le moteur électromagnétique Bose® ElectroForce LM1 (Cliche, 2014, p. 55 et 105).

3.3 Marchés

En 2010, il était estimé, en Amérique du Nord, qu'entre 17 et 83 nouveaux cas de lésions médullaires de nature traumatique par million d'habitants étaient enregistrés annuellement (Furlan, 2014). Au Canada, un total d'environ 1298 habitants par millions serait touché par une telle blessure. Il s'agit là du plus haut taux enregistré mondialement. Lorsqu'il est question des causes de ces traumatismes, plusieurs études s'entendent pour dire que les deux sources principales de traumatismes à la moelle épinière, en Amérique du Nord, sont les accidents routiers (41-47% des cas) et les chutes (~20%) (Furlan, 2014; B. B. Lee, Cripps, Fitzharris, & Wing, 2014). La Figure 3.1 illustre bien à quel points ces deux causes de lésions n'impactent pas seulement l'Amérique du Nord, mais bien le monde entier.

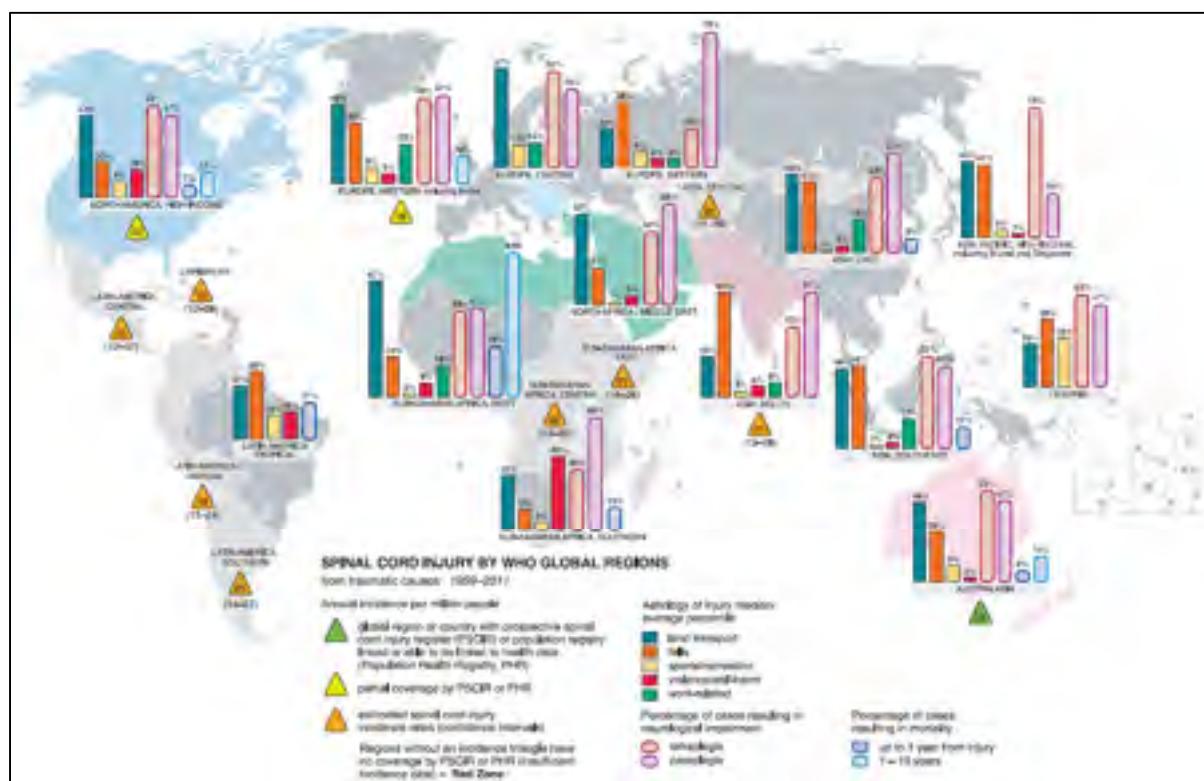


Figure 3.1 « Spinal Cord injury by WHO Global Regions from traumatic causes 1959-2011 »
Tirée de B. B. Lee et al. (2014)

D'un point de vue économique, traiter 12 000 patients supplémentaires en 2008 aux États-Unis était estimé à 9,7 milliards de dollars américains. En frais médicaux seulement, on parle d'un coût annuel entre 15 000 et 30 000 dollars américains par patient et, sur la vie complète d'un patient hospitalisé, le coût varie de 500 M\$ à 3 G\$ américains selon la gravité de la blessure (Chiu et al., 2010). Le besoin d'améliorer la compréhension des lésions médullaires en vue d'une meilleure prise en charge et d'un traitement plus efficace des patients est donc justifié.

Pour ce qui est du dispositif de contusion antérieure, puisqu'il s'agit d'un outil de recherche, le ou les marché(s) potentiel(s) ne sont pas directs. En effet, l'implant qui émanera de ce projet n'aidera pas directement les patients ayant subi des traumatismes à la colonne vertébrale ni le personnel médical prenant en charge ces patients. Cependant, au-delà du cadre fermé du projet, la conception d'un tel implant pourrait offrir un nouveau design simplifié et reproductible pour d'autres chercheurs qui souhaiteraient étudier les lésions médullaires. Le principe même du dispositif pourrait être réutilisé et ainsi garantir une certaine uniformité dans la complétion des tests expérimentaux d'études ultérieures. La présente conception ne vise pas une production à grande échelle du dispositif, mais plutôt une reproduction à échelle réduite d'un design qui serait prouvé et efficace.

Mis à part le dispositif lui-même, une autre force de ce projet réside dans la base de données qui sera générée par les tests menés dans le cadre du projet. Le concept final sera optimisé, précis et durable assurant ainsi d'éliminer plusieurs erreurs de mesure découlant du matériel. Ainsi, il est possible d'espérer que d'autres chercheurs utilisent ces données pour leurs recherches.

3.4 Clients

La définition des clients dans un projet de conception est vitale afin de connaître précisément à qui s'adresse le produit directement ainsi que ses retombées. En ce sens, deux catégories distinctes sont créées : les clients internes, qui représentent toute personne ou institution qui

utilisera ou se servira du produit et les clients externes qui regroupent, quant à eux, les personnes ou institutions pouvant bénéficier indirectement des retombées du projet.

3.4.1 Clients internes

Le client interne pour ce projet est le Dr. Jean-Marc Mac-Thiong de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, médecin spécialiste en traumatologie de la colonne vertébrale, qui prendra en charge les manipulations chirurgicales à effectuer sur les spécimens. Il est donc impératif de satisfaire les besoins et les exigences du Dr. Mac-Thiong lors de la conception de du dispositif de contusion. Ainsi, un soin particulier sera accordé à l'importance de concevoir un dispositif simple d'utilisation pour le chirurgien, autant en termes de temps de chirurgie, du nombre d'outils nécessaires pour manipuler le dispositif ainsi que l'ergonomie de ce dernier. C'est pourquoi des réunions seront tenues avec lui ainsi que les directeurs de maîtrise sur une base régulière afin d'assurer un suivi étroit des requêtes du client. De cette façon, il sera en mesure de commenter et critiquer les choix de l'équipe et les correctifs nécessaires seront rapidement apportés.

3.4.2 Clients externes

En ce qui concerne les clients externes, il s'agit de tous les chercheurs qui bénéficieront ou qui utiliseront les données générées par les tests avec le dispositif de contusion pour leurs propres recherches. Ainsi, afin d'assurer la crédibilité et la constance des résultats des tests, il est important de concevoir un dispositif et un protocole aisément répétable en plusieurs expérimentations sur plusieurs spécimens différents. De cette façon, les chercheurs qui utiliseront les résultats auront davantage confiance en les données parce que ce contrôle limitera les biais expérimentaux comme les erreurs de manipulation ou les biais d'échantillon.

3.5 Déploiement de la fonction de la qualité (DFQ)

Le DFQ consiste en une méthode de conception et/ou d'amélioration de produit axée sur la satisfaction du client. Elle considère les exigences exprimées ainsi que celles suggérées et

permet plusieurs avantages tels que la réduction des problèmes aux premiers stades du développement des produits, la diminution des coûts de fabrication, etc. (Duret & Pillet, 2005).

3.5.1 Attributs clients & spécifications techniques

Les attributs sont des critères qualitatifs du dispositif jugés importants auxquels sont associées une ou plusieurs spécifications techniques permettant l'évaluation quantitative de ceux-ci. Ils sont énumérés, expliqués et évalués selon leur importance relative ci-dessous.

3.5.1.1 Premier attribut : Le dispositif est peu coûteux.

Importance : 1/5

- **Spécification technique :** Coût de fabrication unitaire (\$)
Cible : 100 \$ (minimiser)

Dans n'importe quel domaine de conception, chercher à réduire les coûts de fabrication ou de production est un enjeu primordial dans la majorité des situations. En recherche dans le milieu hospitalier, c'est particulièrement le cas puisque les budgets sont souvent plus restreints qu'un cadre de développement privé. Pour le présent dispositif, considérant le budget limité, il faut pouvoir réduire le coût de production unitaire le plus possible. Le coût de production unitaire veut dire qu'il s'agit de la fabrication d'un seul dispositif. La possibilité d'amortir les coûts en réutilisant le produit plusieurs fois est définitivement l'objectif à atteindre, mais le calcul du coût amorti est complexe et c'est pourquoi le calcul de cette spécification technique ne s'en tiendra qu'au coût de fabrication.

3.5.1.2 Deuxième attribut : Le dispositif est minimalement invasif.

Importance : 3/5

- **Spécification technique :** Volume d'os enlevé (% de la vertèbre complète)
Cible : 20% (minimiser)

Une autre mesure pour rendre la chirurgie moins invasive est de minimiser le volume d'os qui sera retiré de la vertèbre porcine pour permettre d'insérer le dispositif. Moins le chirurgien a besoin de retirer d'os de la vertèbre, moins la chirurgie sera invasive pour l'animal et diminuera les risques de complications comme l'infection. De plus, diminuer le volume d'os enlevé diminue les risques de complications et augmente les chances de récupération (Papadakis, Aggeliki, Papadopoulos, & Girardi, 2013; Proietti, Scaramuzzo, Schiro, Sessa, & Logroscino, 2013; Reis, de Oliveira, Rotta, & Botelho, 2015). Selon le Dr. Mac-Thiong, soit le chirurgien en charge des opérations chirurgicales du projet, le volume d'os enlevé ne doit pas dépasser 50% du corps vertébral total afin de s'assurer une récupération saine du cobaye. Cependant, à des fins de conception et de classement des futures solutions proposées, l'idée est de diminuer le volume d'os enlevé et une cible idéale de 20% a été fixée.

3.5.1.3 Troisième attribut : Le dispositif est précis.

Importance : 5/5

- **Spécification technique :** Variation de la profondeur de compression initiale
Cible : ± 0.5 mm (minimiser)

Un des objectifs principaux du dispositif est d'être en mesure de maintenir la profondeur de compression initialement imposée à l'impacteur sur la moelle épinière pendant plusieurs heures et ce, sans possibilité de déplacement ou de relâchement du dispositif. Ainsi, les résultats sont mieux contrôlés et garantissent une certaine précision. Cependant, le contrôle de cette compression peut se définir en deux composantes : la compression initiale et la compression résiduelle. Dans le cas de la présente spécification technique, il sera question de la compression initiale.

Ce taux de compression est typiquement soit un pourcentage de la hauteur du canal rachidien complet ou une distance en millimètres pouvant être traduite en pourcentage. Sur un cochon « Landrace » d'environ 4 mois pesant 40 kg, la profondeur du canal rachidien est de 9 mm environ (Busscher et al., 2010). Ainsi, si la profondeur de compression initiale désirée est de 7 mm par exemple, le taux de compression équivalent serait de 78%. Pour assurer la précision des tests à effectuer, il a été établi que la tolérance de la profondeur de compression imposée à l'actuateur linéaire Bose® devrait être de ± 0.5 mm de la profondeur du canal médullaire, ce qui correspond à un peu plus de $\pm 5\%$. Cette tolérance tient évidemment compte de la chaîne d'erreur complète du montage expérimental, c'est-à-dire du jeu fonctionnel dans le montage sur lequel est fixé le moteur, de la précision, mais aussi de la justesse sur la consigne imposée au moteur et sur la tolérance de la référence « zéro » sur l'impacteur pour initialiser le test. La précision est la variation de la valeur mesurée par rapport à la cible, tandis que la justesse ou l'exactitude de la mesure est la correspondance entre la valeur de référence (cible) et la valeur mesurée.

Le choix d'une distance plutôt que d'un pourcentage a été préféré pour l'établissement de cette spécification technique, car il est plus facile de mesurer cette distance directement que de transformer des distances en pourcentages par la suite. De plus, le pourcentage est toujours relatif en fonction des valeurs comparées.

Pour ce qui est de mesurer cette variation *in situ*, plusieurs options sont envisagées et devront être envisagées lorsqu'une solution complète aura été conçue et un prototype fabriqué. Les moyens envisageables sont l'imagerie (par rayons X ou IRM), des mesures optiques par caméras à fibre optique ultra-minces ou bien à des tiges pédiculaires graduées.

- **Spécification technique :** Variation de la profondeur de compression résiduelle
Cible : ± 0.5 mm

Une autre variable à considérer dans l'équation de la précision du dispositif pour les tests expérimentaux est le facteur temps. En effet, puisque les tests demanderont au dispositif d'être

« activé » et de garder la compression résiduelle sur la moelle épinière pendant plusieurs heures, il est important de garantir que la compression voulue pendant cette durée reste constante et varie donc le moins possible. Ce contrôle est crucial afin de garantir la reproductibilité des tests ainsi que leur précision par rapport à la cible visée. La même cible que la spécification précédente a été établie, c'est-à-dire ± 0.5 mm.

- **Spécification technique :** Erreur de positionnement de l'impacteur par rapport à la cible
Cible : Rayon de 1 mm (minimiser)

La dernière façon de mesurer la précision du dispositif réside dans la capacité du dispositif de bien aligner l'impacteur sur la zone de la moelle épinière préalablement établie où la contusion sera appliquée. En effet, cette zone sera déterminée à l'avance en pré-chirurgie à l'aide d'IRM et de fluoroscopie et, afin d'uniformiser le plus possible les résultats des différents tests et de pouvoir les interpréter correctement, il est important que le dispositif arrive à bien guider la tige sur cette zone. Pour augmenter la précision des résultats, il faut donc minimiser cette erreur de positionnement de l'impacteur par rapport à la cible sur la moelle épinière.

Cette erreur est caractérisée par une distance en millimètres correspondant au cercle tracé par un rayon d'un millimètre par rapport à la cible sur la moelle et la cible d'un rayon de 1 mm autour du point visé a été jugée idéale. Considérant la largeur moyenne d'une moelle épinière porcine de 7 mm (diamètre médio-latéral), 1 mm de chaque côté du point « nominal » visé est l'équivalent de 14% de sa largeur. S'écartez plus que cette valeur pourrait compromettre la qualité du test d'impact souhaité et changer la mécanique de blessure.

3.5.1.4 Quatrième attribut : Le dispositif est simple d'utilisation.

Importance : 2/5

- **Spécification technique :** Temps total d'utilisation
Cible : 20 minutes (minimiser)

Le temps d'utilisation total du dispositif est un facteur important à prendre en compte dans la conception du dispositif de contusion antérieure. Le temps total d'utilisation englobe plusieurs étapes décrites ci-dessous :

1. L'étape chirurgicale préparant la vertèbre porcine à recevoir le dispositif, que ce soit en perçant un trou dans la vertèbre, en retirant une partie de celle-ci ou en creusant une cavité quelconque;
2. L'installation du dispositif dans la vertèbre, c'est-à-dire l'insertion de la partie du dispositif qui doit être implantée dans la vertèbre une fois que l'opération chirurgicale a été effectuée;
3. Le montage de l'impacteur sur le moteur, soit la fixation de la partie qui servira à tenir la tige qui viendra appliquer la contusion à la moelle épinière sur l'actuateur linéaire Bose®;
4. Le positionnement et la calibration du moteur ou, plus précisément, le positionnement du montage du moteur et de l'impacteur au-dessus de la vertèbre et du dispositif implanté et la calibration précise de ce dernier;
5. La réalisation d'un impact, soit la compression de la moelle épinière par l'impacteur et le « verrouillage » du dispositif pour maintenir la compression appliquée;
6. Le retrait du montage de l'actuateur linéaire de la vertèbre.

L'utilisation du dispositif pendant la chirurgie nécessitera deux personnes, soit une pour installer, positionner et calibrer le moteur et le chirurgien pour effectuer la chirurgie sur le cochon, préparer la vertèbre et effectuer l'impact. Raccourcir le temps d'utilisation du dispositif veut donc dire que le chirurgien n'aura pas à patienter pendant que l'autre personne termine l'installation du dispositif et que le cochon restera ouvert et exposé aux risques d'infection le moins longtemps possible. La cible à atteindre a été fixée à 20 minutes, qui peut se diviser en trois parties : une première étape de préparation du montage de maximum 10 minutes (Cliche, 2014, p. 80), l'étape chirurgicale de préparation de la vertèbre, soit cinq minutes ainsi que la réalisation de l'impact et du retrait du moteur en cinq minutes.

- **Spécification technique :** Nombre de pièces
Cible : 4 (minimiser)

Le nombre de pièces est un autre élément qui peut jouer sur la simplicité d'utilisation du dispositif. En effet, chercher à réduire le nombre de pièces du dispositif lui-même ou le nombre d'outils spécifiques pour le manipuler se traduira par moins de manipulations à réaliser et de possibilités d'erreurs et, donc, par le fait-même, une utilisation simplifiée. La cible de 4 pièces au total, à la fois pour le dispositif lui-même que pour les outils permettant de le manipuler, a été émise.

3.5.2 **Contraintes**

Les contraintes sont des critères non négociables auxquelles le dispositif devra satisfaire. Un équipement qui ne respecte pas, même une seule de ces restrictions, sera éliminé.

1. L'instrumentation doit pouvoir s'installer et s'utiliser avec le moteur Bose®

Il est indispensable que le dispositif et les outils se rattachant à son utilisation puissent s'installer sans problème sur l'actuateur linéaire Bose® dont le laboratoire dispose pour le projet. Il n'est pas possible de disposer d'un autre type de moteur ou d'impacteur pour le projet et il faudra donc que la conception du dispositif et de son montage prennent en compte le design du moteur et des trous prévus pour l'assemblage d'accessoires déjà présents sur ce dernier.

2. Le dispositif doit être biocompatible

Une autre contrainte du dispositif est qu'il devra être biocompatible étant donné qu'il sera implanté dans le corps d'un cochon directement. Plus précisément, parler de biocompatibilité veut également dire que les matériaux employés pour la partie du dispositif qui restera dans la vertèbre porcine ne doivent pas déclencher des réactions adverses comme de l'inflammation ou la formation d'une couche entre l'os et le dispositif. Il ne faut pas que le bon fonctionnement du dispositif puisse être altéré par une quelconque réaction du corps du cochon.

3. Le dispositif doit être compatible avec l'imagerie par résonance magnétique

Pendant la réhabilitation de l'animal suite à l'implantation du dispositif, un suivi de la récupération structurelle de la moelle épinière sera effectué par imagerie quantitative par résonance magnétique (IRM). Il est donc primordial que le dispositif conçu soit compatible avec l'IRM et qu'il ne produise donc aucun artéfact pouvant nuire à la qualité de l'image obtenue. Cette contrainte aura un impact sur le choix des matériaux composant le dispositif.

4. Le dispositif doit être radio-opaque

Une autre contrainte en lien avec l'IRM est que le dispositif choisi, quoique ne produisant pas d'artéfact nuisant à la qualité de l'image, devra toutefois être visible au fluoroscope et donc radioopaque. Il faut absolument pouvoir clairement voir le dispositif sur l'image du fluoroscope afin de s'assurer du bon positionnement et du bon fonctionnement du dispositif. De plus, il est possible que certaines mesures de profondeur d'impacteur par rapport au dispositif soient prises.

5. Le dispositif doit pouvoir se séparer du moteur et permettre de refermer l'animal

Le projet impose également que le dispositif qui sera conçu devra impérativement permettre de se séparer de l'actuateur linéaire Bose® tout en gardant la compression appliquée et ainsi permettre au chirurgien de refermer la plaie de l'animal. De cette façon, il ne sera pas nécessaire de mobiliser tout le personnel opératoire pendant plusieurs heures et l'animal ne sera pas non plus ouvert pendant tout ce temps. Ainsi, les risques d'infection sont grandement réduits, car il a été montré qu'un temps de chirurgie prolongé est un des facteurs de risque des infections nosocomiales du site chirurgical (Korol et al., 2013).

6. Le dispositif doit résister aux forces imposées par le moteur

Pour assurer un fonctionnement adéquat et sécuritaire du dispositif, le dispositif devra absolument résister aux forces imposées par le moteur lorsque ce dernier appliquera une contusion sur la moelle. Il s'agit en fait de fixer un seuil minimal de forces dont le dispositif

devra être en mesure de résister. Le moteur n'appliquera pas directement une contusion sur le dispositif, il transmettra plutôt cette force à l'impacteur qui à son tour viendra comprimer la moelle épinière. Cependant, dans le cas où la tige accrocherait le dispositif ou en considérant que la force transmise à la moelle épinière soit redistribuée à 100% au corps vertébral et au dispositif, ce dernier doit résister aux charges sans occasionner de bris. Si l'intégrité du dispositif est affectée et qu'il casse, les conséquences pourraient être catastrophiques, le moins pire étant l'échec du test et le plus grave une blessure infligée à l'animal.

Pour parvenir à déterminer un seuil minimal à respecter, il faut commencer par déterminer la force axiale maximale que le moteur pourra appliquer sur la moelle épinière porcine. Pour ce faire, les résultats du chapitre 8 la thèse de doctorat de M. Léo Fradet (Fradet, 2014), ont été utilisés. En effet, dans ce chapitre, M. Fradet simule numériquement différents cas de chargements dynamiques sur un modèle par éléments finis d'une moelle épinière porcine à partir de propriétés biomécaniques trouvées expérimentalement. Il applique, entre autres, une contusion transverse sur des segments thoraciques de moelle épinière avec différentes tailles d'impacteurs. Un de ces impacteurs a une aire de section de $83,5 \text{ mm}^2$, soit un diamètre d'environ 10,3 mm qui est très près du diamètre de 8 mm utilisé pour le présent projet, et M. Fradet enregistre les contraintes maximales de Von Mises générées lors de la compression. Sur le segment correspondant à la vertèbre T6, il enregistre une contrainte maximale de 1,60 MPa (pire cas sur les quatre modèles étudiés) (Fradet, 2014, p. 116). Avec cette contrainte et connaissant l'aire de section de l'impacteur, il est maintenant possible de trouver la force axiale équivalente grâce au calcul suivant :

$$F_{max} = \sigma_{max} * A = 1,60 \text{ MPa} * 83,5 \text{ mm}^2 = 133,6 \text{ N} \quad (3.1)$$

Puis, avec un facteur de sécurité arbitraire de 1,5, la force corrigée est de 200,5 N. Cette valeur reste en dessous de la force nominale que l'actuateur linéaire Bose® peut générer, soit 220 N. Donc, s'il est supposé que la force axiale transmise à la moelle lors de la compression soit 100% retransmise vers le haut lors de la décompression de la moelle – ce qui n'est pas le cas

en pratique, mais qui sera tout de même considéré ici – alors le dispositif doit être en mesure de résister à cette force de 200,5 N et ne pas se briser ou se déformer plastiquement.

7. Le dispositif doit être en mesure de maintenir la compression dans le temps sans variation possible

L'objectif premier de la présente conception est d'assurer que le dispositif est en mesure de maintenir le taux de compression initialement imposé à la moelle épinière sur une période prolongée. La durée des tests variera de quelques minutes à plusieurs heures et, si le dispositif n'arrive pas à garder la compression que le moteur linéaire a transmise à la moelle au début du test, le test est un échec. Afin de parvenir à quantifier un seuil quantifiable à respecter, il sera question d'une force que le mécanisme de « serrage » ou de blocage du dispositif devra être en mesure de supporter.

Suivant le calcul de la contrainte précédente, la force maximale appliquée transversalement à la moelle épinière dans les travaux de M. Fradet est de 133,6 N sur la vertèbre T6. En supposant une retransmission inverse complète de la force de compression nécessaire pour comprimer la moelle épinière au maximum, l'impacteur générera une force axiale de 133,6 N dans le sens inverse de l'impact et le dispositif devrait être en mesure de contrecarrer cette force pour éviter un déplacement de la tige après impact. Toujours en appliquant un facteur de sécurité arbitraire de 1,5, il faudrait que le mécanisme de blocage du dispositif supporte la force axiale corrigée de 200,5 N, sans quoi il pourrait y avoir un déplacement de l'impacteur et donc une variation du taux de compression dans le temps. Cette contrainte devra être validée grâce à des tests expérimentaux sur un prototype physique du dispositif dans un environnement contrôlé.

8. Toutes les pièces du dispositif doivent être stérilisables

Une limite supplémentaire imposée par l'utilisation du dispositif dans un contexte chirurgical est que toutes les pièces qui seront en contact avec l'animal doivent être stérilisables. Le non-respect de cette contrainte entraîne automatiquement un refus du chirurgien à planter le dispositif dans le corps de l'animal, car les risques d'infection et de contamination de l'animal

seraient trop grands. La méthode de stérilisation sera déterminée en fonction des infrastructures et du matériel à disposition, mais, généralement, les instruments chirurgicaux sont stérilisés à la vapeur dans des autoclaves (Hemmerich, 2004).

9. Le dispositif doit être sécuritaire

Dans le but d'augmenter la sécurité du dispositif, autant lorsque le chirurgien le manipule et l'installe que lorsqu'il est inséré dans le cochon, les rayons des arêtes du dispositif devront être maximisées autant que possible afin de limiter les possibilités de blessures en raison de coupures ou de perforations. Un rayon minimal de 2 mm sur les arêtes externes du dispositif est une cible réaliste qui garantit qu'il n'est pas possible de se couper ou de se blesser en raison d'une arête tranchante.

Une autre caractéristique reliée à la sécurité de l'animal est le fait que le dispositif ne doit pas trop dépasser du corps vertébral du cochon afin de ne pas endommager les tissus et les organes avoisinants. Étant donné l'approche antérieure de la chirurgie, la partie du dispositif susceptible de dépasser de la vertèbre sera donc du côté antérieur, c'est-à-dire ventral où les organes internes se situent. Les poumons et l'aorte sont les organes vitaux les plus susceptibles d'être touchés par le dispositif et, après discussions avec le Dr. Mac-Thiong, le dispositif ne devra pas dépasser de plus du 10 mm du haut du corps vertébral.

10. Le dispositif ne doit pas nécessiter le retrait de plus de 50% du volume de vertèbre

Tel que spécifié plus haut dans l'attribut « Le dispositif est minimalement invasif », l'expertise du chirurgien qui réalisera les opérations chirurgicales requises pour les tests expérimentaux de ce projet a spécifié que le retrait du corps vertébral ne doit pas excéder 50% du volume total de la vertèbre, sans quoi une saine récupération du spécimen opéré n'est plus garantie. C'est pourquoi une des contraintes de ce projet est de développer un dispositif qui ne demandera pas le retrait de plus de 50% du volume du corps vertébral total. Il est estimé que le corps antérieur compose environ 50% de la vertèbre et le corps postérieur avec les processus vertébraux l'autre 50%.

3.5.3 Méthode d'évaluation

L'évaluation sert à déterminer la priorité des différents attributs énumérés ci-haut. Pour ce faire, ils sont insérés dans une maison de la qualité, laquelle permet d'établir des liens entre les divers attributs et spécifications techniques. Le fonctionnement est simple; les attributs sont identifiés dans la zone 1 avec leur cote d'importance déterminée précédemment dans la zone adjacente (2) et les spécifications techniques sont identifiées dans la zone 4 avec une flèche indiquant si l'objectif est de les maximiser (\uparrow) ou de les minimiser (\downarrow).

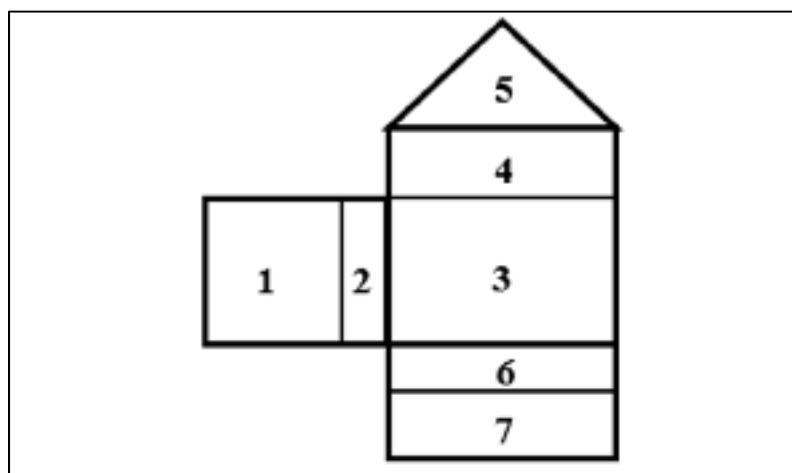


Figure 3.2 Identification des zones de la maison de la qualité

La zone 5 ou le toit de la maison contient les synergies entre les spécifications techniques, lesquelles sont identifiées par les symboles « + » et « - ». Un + indique une synergie positive, c'est-à-dire que l'amélioration d'une des spécifications améliore par le fait même les résultats de la deuxième. À l'inverse, un – indique une synergie négative, c'est-à-dire que l'amélioration d'une spécification nuit aux résultats de la seconde.

La zone 3 abrite les liens entre les attributs et les spécifications. Les liens sont notés de -5 à 5, en comptant seulement les chiffres impairs, selon la synergie positive ou négative et le niveau d'influence; le 1 étant le plus faible et le 5 étant le plus fort. Finalement, les zones 6 et 7 annoncent respectivement les cibles et leur unité ainsi que les résultats des sommes algébriques et relatives des cotes de chaque spécification technique. La Figure 3.3 de la page suivante

représente la maison de la qualité. L'ordre de priorité peut ensuite être établi à partir des pourcentages relatifs issus de la maison de la qualité et il est identifié dans le Tableau 3.1.

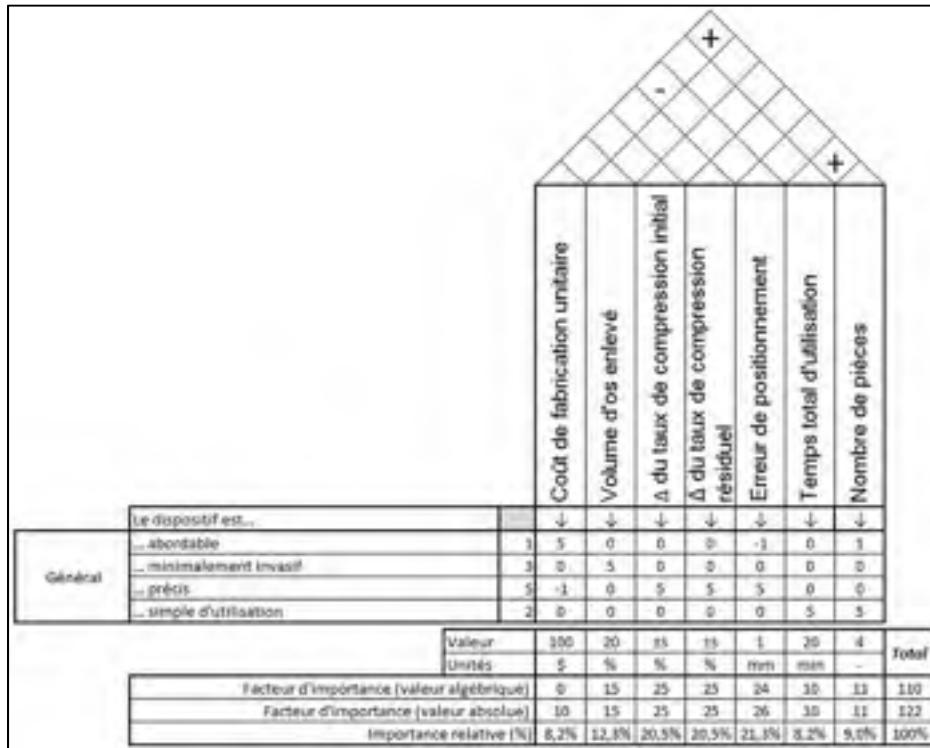


Figure 3.3 Maison de la qualité

Tableau 3.1 Ordre de priorité des spécifications techniques selon la maison de la qualité

Spécifications techniques	Cote	%
Erreur de positionnement de l'impacteur	5	21,3
Variation de la prof. de compression initiale	5	20,5
Variation de la prof. de compression résiduelle	5	20,5
Volume d'os enlevé	3	12,3
Nombre de pièces	2	9,0
Temps total d'utilisation	2	8,2
Coût de production unitaire	1	8,2

Tel qu'observé dans le Tableau 3.1, les spécifications techniques relatives à la précision, soit l'erreur de positionnement de l'impacteur, la variation de la profondeur de compression initiale et la variation de la compression résiduelle sont les plus importantes avec des pourcentages absolu de 21,3 et 20,5% respectivement. Elles sont suivies le volume d'os enlevé, avec une

importance de 12,3%, le nombre de pièces, avec 9,0%, puis du temps total d'utilisation et le coût de production unitaire qui ont tous deux une importance de 8,2%. Les importances données aux attributs correspondants sont respectées puisque que les spécifications ayant obtenu la plus haute importance ont une cote de 5 et le tableau va en ordre décroissant jusqu'à 1 pour le coût.

3.5.4 Analyse de Pareto

Le diagramme de Pareto est un outil statistique qui permet de prioriser des éléments en fonction de leur importance relative selon la loi des 20/80, ou principe de Pareto. En effet, il arrive souvent que 20% des causes soient responsable de 80% des résultats. Le principe énonce donc qu'il vaut mieux concentrer ses énergies sur les éléments les plus influents puisque les autres 80% n'auront que très peu d'impact sur les résultats finaux (Office québécois de la langue française, 2013).

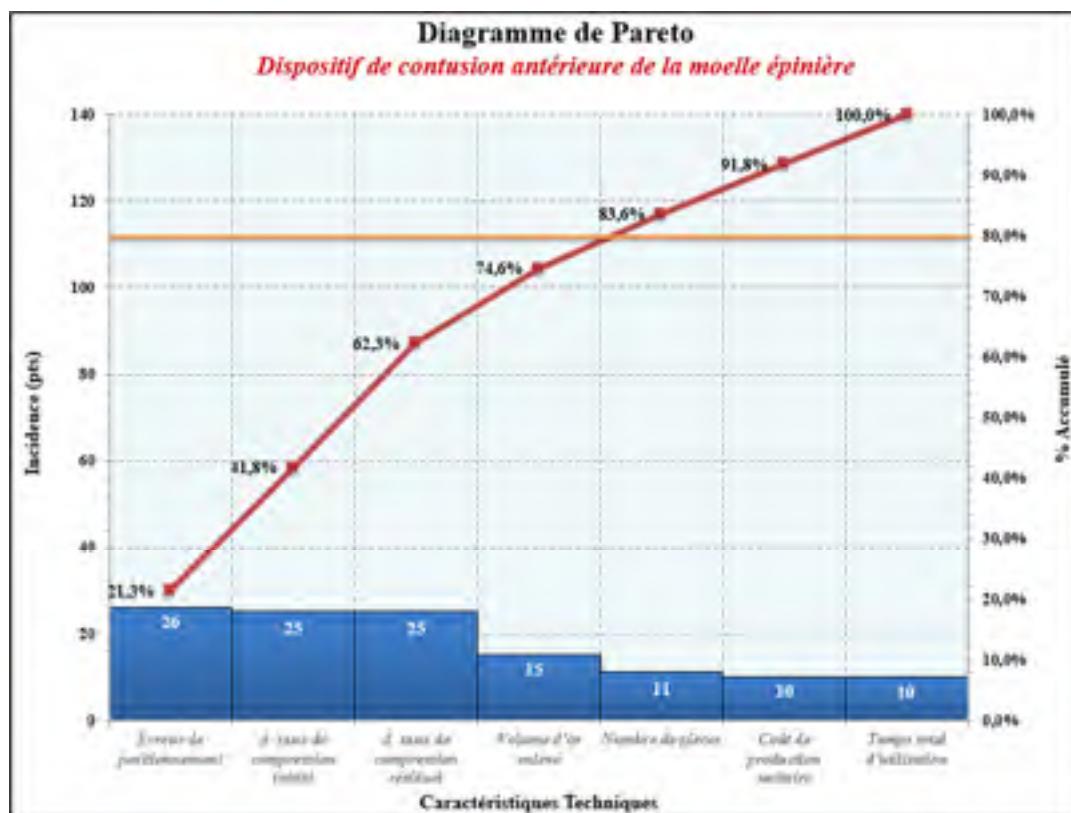


Figure 3.4 Diagramme de Pareto

À la lumière du diagramme de Pareto, les spécifications techniques au-delà de la barre des 80% sont écartées. Ainsi, les spécifications techniques qui seront évaluées selon un barème, sont inscrites au Tableau 3.2.

Tableau 3.2 Spécifications techniques après l'analyse de Pareto

Spécifications techniques	Cote	%
Erreur de positionnement de l'impacteur	5	21,3
Variation de la prof. de compression initiale	5	20,5
Variation de la prof. de compression résiduelle	5	20,5
Volume d'os enlevé	3	12,3

3.5.5 Barème d'évaluation

Le barème est un outil d'évaluation quantitative des spécifications techniques les plus influentes déterminées par le triage selon Pareto. Pour chaque spécification, quatre valeurs ou intervalles de valeurs, représentant chacune une quantité subjective quant à la cible à atteindre, sont associées à un pointage qui détermine le degré d'atteinte de cette cible. En d'autres termes, le pointage maximal de 3 est attribué à la valeur exacte de la cible voulue, alors que le pointage minimal de 0 est attribué à la valeur la plus éloignée de la cible. La valeur 0 représente donc la non-atteinte de la cible selon la spécification technique évaluée. Ce barème aura une importance critique sur la suite de la conception, car il représente les critères principaux à évaluer pour chaque concept imaginé. Le Tableau 3.3 ci-dessous définit ce barème d'évaluation.

Tableau 3.3 Barème d'évaluation

Caractéristique	Cible	Barème	Cote
Erreur de positionnement de l'impacteur	R1 mm	R \leq 1 mm	3
		1,5 \geq R > 1	2
		2 \geq R > 1,5	1
		R > 2	0
Variation de la profondeur de compression initiale	$\pm 0,5$ mm	PCI $\leq \pm 0,5$ mm	3
		$\pm 0,8 \geq$ PCI > $\pm 0,5$	2
		$\pm 1,0 \geq$ PCI > $\pm 0,8$	1
		PCI > $\pm 1,0$	0
Variation de la profondeur de compression résiduelle	$\pm 0,5$ mm	PCR $\leq \pm 0,5$ mm	3
		$\pm 0,8 \geq$ PCR > $\pm 0,5$	2
		$\pm 1,0 \geq$ PCR > $\pm 0,8$	1
		PCR > $\pm 1,0$	0
Volume d'os enlevé	20%	V $\leq 20\%$	3
		$35 \geq V > 20$	2
		$50 \geq V > 35$	1
		V > 50	0

3.6 Recherche de solutions

Une fois le cahier des charges rédigé et le barème d'évaluation établi, il est temps de passer à l'étape suivante de la conception du dispositif, soit la recherche de solutions potentielles. Le but de cette étape est de générer des concepts plausibles et différents qui pourraient répondre aux besoins du cahier des charges. Ces idées seront ensuite soumises au barème d'évaluation en vue de leur attribuer un pointage qui déterminera la solution la plus pertinente.

3.6.1 Remue-méninge

Premièrement, la recherche de solutions débute avec plusieurs séances de remue-méninge en groupe en vue de générer un maximum d'idées pouvant servir de base de concept pour le dispositif de contusion. Ainsi, les séances de remue-méninge permettent de trouver des solutions potentielles tout en s'écartant de toute idée préconçue. Un tel processus évite de tomber dans un cadre de conception trop rigide qui écarterait possiblement des idées novatrices.

Il est possible de catégoriser les solutions imaginées dans le remue-méninge par la forme de l'objet venant impacter la moelle épinière. En effet, le premier réflexe d'un tel dispositif est d'utiliser la traditionnelle forme cylindrique d'impacteur qui a été employée plusieurs études similaires (*Voir Tableau 1.8 et Tableau 1.9 du Chapitre 1*). Ensuite, une autre solution serait plutôt d'utiliser directement une partie de l'os vertébral pour générer cet impact, se rapprochait du fait même de la réalité clinique. Enfin, d'autres formes d'impacteur sont également imaginées, par exemple en employant une tige en forme de « L ».

Par ailleurs, la nature des idées trouvées dépend également de la façon de traiter le corps vertébral. En effet, certaines idées émises préconisent un retrait minimal du volume d'os du corps vertébral antérieur par le perçage d'un trou cylindrique dans lequel une partie du dispositif sera introduite. D'autres suggestions proposent plutôt un retrait plus grand de volume d'os sur le corps antérieur, allant jusqu'à la résection complète de celui-ci. L'espace ainsi créé permet de loger plus facilement la majorité, si ce n'est pas la totalité, du dispositif de contusion imaginé. Il serait également envisageable de ne retirer qu'un disque intervertébral et ne presque pas toucher à la structure osseuse environnante.

Enfin, plusieurs idées de matériaux ont également été lancées. Puisque certaines contraintes du cahier des charges restreignent les matériaux possibles pour la fabrication du dispositif, il est important de considérer soigneusement la nature du matériau dans les concepts imaginés. Ainsi, le dispositif devra être à la fois biocompatible, stérilisable et compatible à l'IRM. Les matériaux proposés qui respectent ces critères incluent notamment un alliage de titane, un polymère de la famille des polyaryléthercétones (PAEK), soit des « polymères techniques à propriétés thermomécaniques élevées » (Füzesséry, 1995), un nylon ou encore un polyétherimide (PEI), comme l'ULTEM™, une résine thermoplastique commerciale introduite par Sabic Innovative Plastics (Sabic, 2017) et maintenant produite sous différentes formes.

Toutes les idées issues du remue-méninge permettent d'assembler selon différentes combinaisons les éléments indépendants afin de créer des solutions potentielles. La section suivante décrit ainsi les plus prometteuses.

3.6.2 Solutions proposées

À partir des idées intéressantes qui sont ressorties du remue-méninge, quatre principaux concepts ont été développés. Chaque concept regroupe les meilleures idées issues du remue-méninge et forment une solution concrète ayant le potentiel de répondre positivement aux besoins issus du cahier des charges.

3.6.2.1 Concept de la vis

Le premier concept s'inspire beaucoup du principe d'une vis. En effet, un trou circulaire serait percé dans le corps antérieur de la vertèbre au-dessus du site d'impact afin d'exposer la moelle épinière. Une partie du dispositif serait ensuite vissée dans cette ouverture et un trou précis au centre de cette vis servirait de guide pour l'impacteur (*Voir Figure 3.5*).

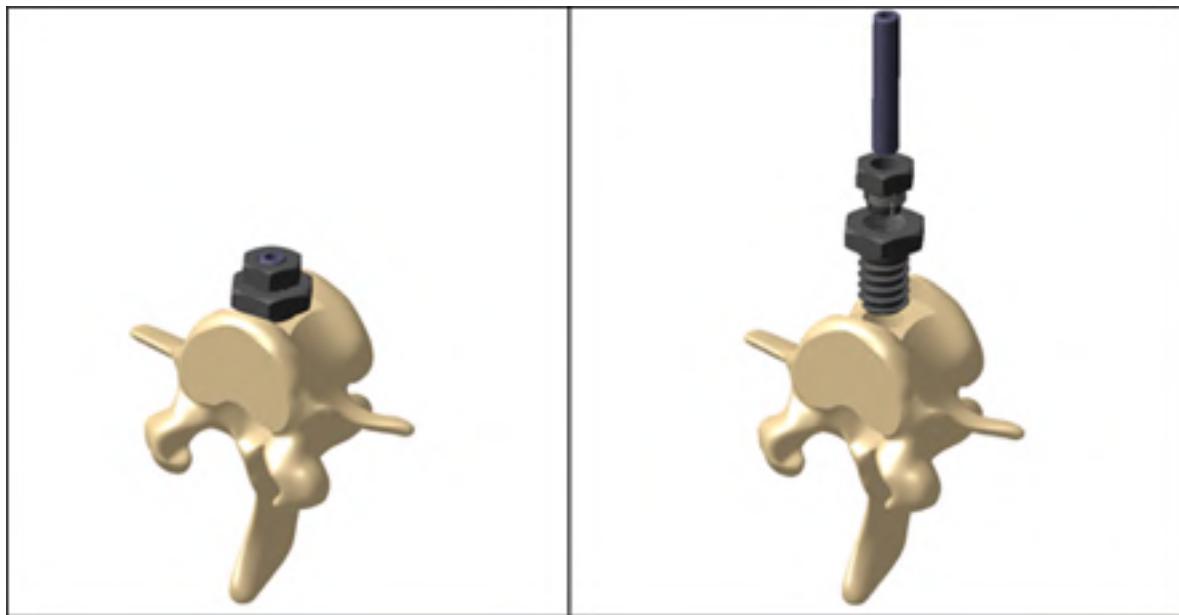


Figure 3.5 Modélisation sur CATIA V5 de l'assemblage du concept de la vis inséré dans une vertèbre

Une fois la tige reproduisant l'impact insérée dans le trou et la contusion réalisée, le mécanisme qui permettrait de verrouiller la tige en place serait un écrou fendu qui se logerait dans un trou conique de la vis. À mesure que l'écrou serait vissé dans ce trou, il serait contraint de suivre l'angle du cône et ses « mâchoires » fendues serreraient la tige en place. Le schéma de la Figure 3.6 détaille la marche à suivre pour utiliser le concept de la vis.

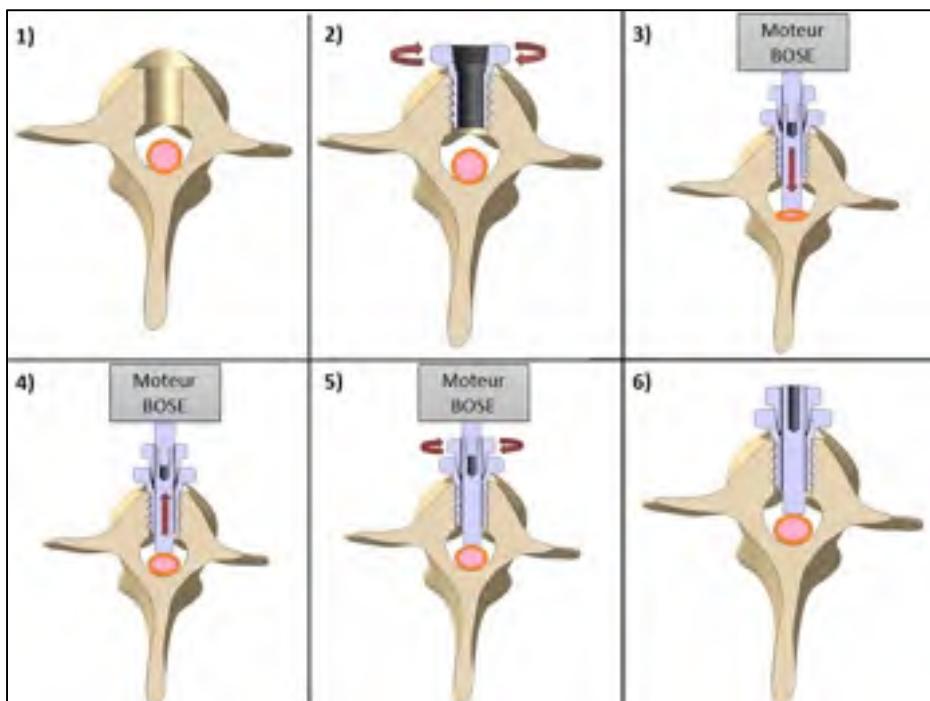


Figure 3.6 Démarche d'utilisation du concept de la vis en six (6) étapes

Un tel concept minimiserait le volume d'os vertébral enlevé grâce à sa compacité et son fonctionnement simple ne demanderait pas des manipulations excessives ou trop précises de la part du chirurgien. Toutefois, elle repose sur la qualité de l'ancre des filets de la vis dans l'os. De plus, un mauvais alignement du trou de perçage se répercuterait sur la vis qui serait désalignée à son tour et nuirait au positionnement de l'impacteur au-dessus de la zone visée pour le test.

3.6.2.2 Concept de la cage vertébrale

Ce deuxième concept se base sur une instrumentation déjà utilisée dans le milieu orthopédique, c'est-à-dire les cages vertébrales ou intersomatiques. Ce type de dispositif prothétique est inséré à la suite d'une corporectomie complète, soit une intervention chirurgicale effectuée en approche antérieure qui vient retirer la totalité d'un ou plusieurs corps vertébraux antérieurs ainsi que les disques adjacents. Une fusion vertébrale, ou arthrodèse, est ainsi effectuée puisque la cage vient rigidifier le segment affecté par la corporectomie (Haute autorité de santé, 2013; Vouaillat, 2015). Plusieurs versions de cages vertébrales existent, mais voici quelques exemples de cages qui ont inspiré le présent concept à la Figure 3.7 ci-dessous :

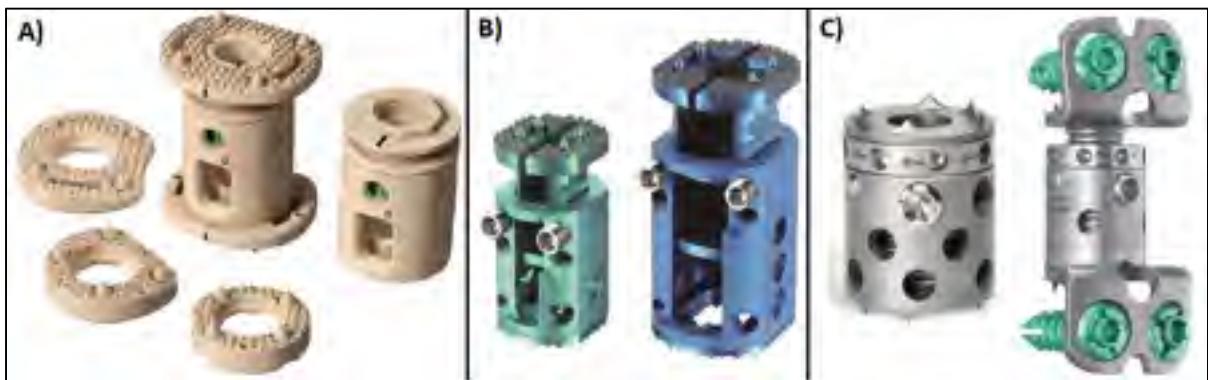


Figure 3.7 Exemples de cages intersomatiques, A) Synthes® XRL System (Synthes, 2011), B) DSC (Sintea Plustek, s.d.) et C) ulrich medical ADDplus™ (Ulrich Medical, 2016)

À partir du principe général des cages montrées à la Figure 3.7, le concept imaginé pour répondre à la problématique du dispositif de contusion intègre une cage circulaire en deux parties qui peut s'adapter à la largeur exacte de l'espace intervertébral créé grâce à des filets sur chacune des parties. Ensuite, une ouverture verticale permet d'insérer l'impacteur à travers la cage pour atteindre la moelle épinière. L'ancre sur les corps vertébraux adjacents est garanti, soit par des dents aux extrémités de la cage si le matériau est de nature polymérique, soit en titane poreux si le matériau choisi est un alliage de titane, ainsi que des vis qui sont insérées antérieurement dans les vertèbres (*Voir Figure 3.8*).

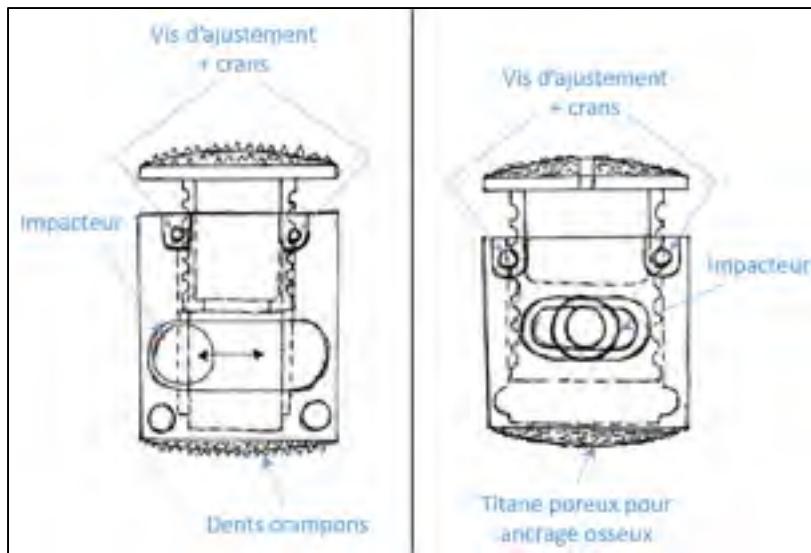


Figure 3.8 Croquis du concept de la cage vertébrale

L'avantage d'un tel concept réside principalement dans sa façon de s'adapter à l'espace intervertébral qui peut varier selon le spécimen étudié en s'ajustant avec des vis et des crans. Cependant, un grand volume d'os est enlevé ou affecté par cette technique puisqu'un corps vertébral antérieur complet ainsi que les disques intervertébraux y étant reliés doivent être retirés.

3.6.2.3 Concept de la plaque

Le troisième concept ressemble un peu au concept de la cage vertébrale, dans le sens qu'il nécessite le retrait complet d'un corps vertébral antérieur ainsi que des disques adjacents. Toutefois, au lieu de placer une cage extensible dans cette espace pour ainsi créer la fusion vertébrale, c'est plutôt une plaque qui vient recouvrir et joindre le dessus des corps antérieurs. Sous cette plaque se cache le dispositif de serrage, qui pourrait être fabriqué séparément du reste de la plaque et guidé par des trous oblongs et des vis afin de bien s'aligner avec le site d'impact sur la moelle épinière. Un trou circulaire accueillerait l'impacteur et le serrage imaginé pourrait être réalisé grâce à des crans à fixation rapide, de l'anglais « snap-fit ». La Figure 3.9 montre le principe général du concept et la Figure 3.10 illustre plus en détails le mécanisme de serrage.

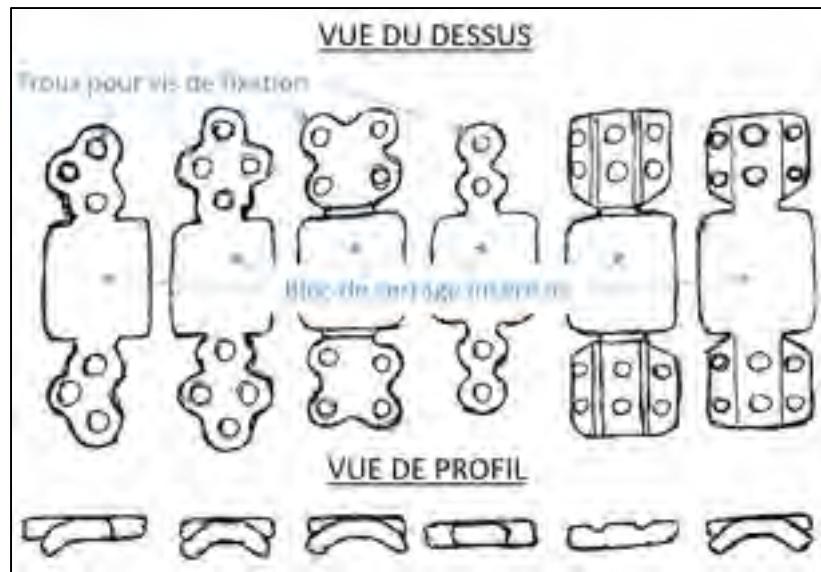


Figure 3.9 Croquis de différents concepts de plaque de fixation

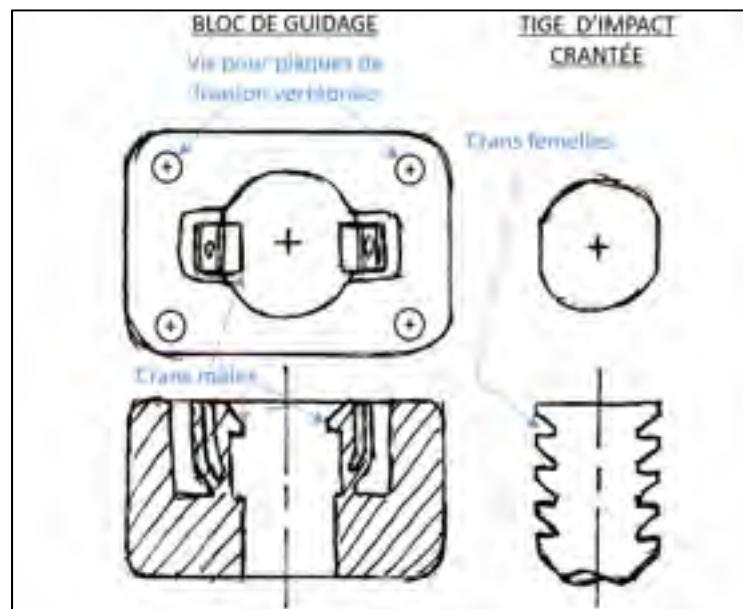


Figure 3.10 Croquis du concept du bloc de serrage à crans

L'attrait d'un tel concept provient surtout de sa capacité à s'ajuster latéralement à la position de la moelle épinière pour garantir un alignement parfait, car le bloc de guidage pourrait être placé dans l'espace créé par le retrait du corps vertébral antérieur. De plus, l'ajustement et son utilisation serait facile et rapide grâce aux crans. Toutefois, plus de recherche et d'analyse serait nécessaire quant à l'efficacité et la précision du mécanisme de serrage à crans ainsi que

l'espacement nécessaire entre chaque cran. Plusieurs calculs sont de mise afin de dimensionner les crans de façon adéquate, mais ce genre d'analyse dimensionnelle est très bien détaillé dans plusieurs références dans l'industrie (BASF Corporation, 2007; Bayer, s.d.; Erhard, 2006)

3.6.2.4 Concept de l'emporte-pièce

Le quatrième et dernier concept mise sur la reproduction plus fidèle de la mécanique réelle de blessure. Pour ce faire, au lieu d'utiliser une tige cylindrique artificielle, ce concept se servirait plutôt directement de l'os vertébral antérieur comme fragment impacteur. Plus précisément, un outil viendrait d'abord visser en place une tige dans le corps vertébral antérieur. Le but serait de fixer la tige sur toute la hauteur du corps antérieur pour garantir un ancrage solide. Ensuite, à l'aide d'une mèche emporte-pièce, inspirée de celles trouvées en quincaillerie pour le bois (*Voir Figure 3.11*), un cylindre autour de la tige précédemment insérée serait creusé dans le corps vertébral antérieur, jusqu'à l'os cortical précédant le canal rachidien (*Voir Figure 3.12*).



Figure 3.11 Exemple d'une mèche emporte-pièce de quincaillerie
Adaptée de (Black+Decker Inc., 2018)

Enfin, la tige insérée à la première étape serait reliée à l'actuateur linéaire Bose® et ce dernier générerait l'impact en poussant sur cette tige et le cylindre osseux créé avec l'emporte-pièce

se détacherait de la vertèbre et générerait l'impact. Le schéma de la Figure 3.12 ci-dessous résume la démarche précédemment énoncée.

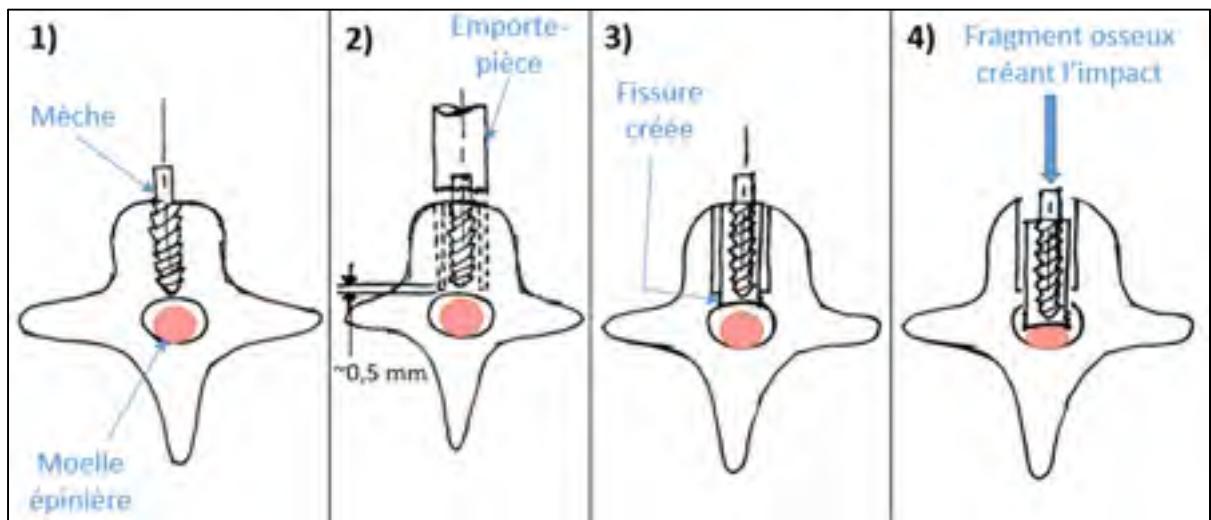


Figure 3.12 Croquis des étapes d'utilisation du concept de l'emporte-pièce

L'enjeu de cette solution résiderait dans le contrôle de la taille du fragment, malgré la faiblesse créée dans le corps vertébral. De plus, une analyse de la force initiée par le moteur linéaire et celle enregistrée lorsque le fragment touche la moelle serait nécessaire afin de vérifier quelle perte d'énergie découle du détachement du fragment du reste de la vertèbre. Toutefois, les bénéfices de simuler plus fidèlement la biomécanique de la blessure sont non-négligeables.

3.6.3 Évaluation des concepts

Maintenant que les principales solutions ont été présentées, elles doivent être évaluées afin de déterminer les avantages et les inconvénients de chacune en vue de n'en choisir qu'une seule qui servira de base pour le reste de la conception. L'analyse des concepts est faite en comparant les différentes solutions proposées par rapport à un concept de référence dans une matrice de filtrage.

La matrice de filtrage est construite en utilisant d'abord les spécifications techniques tirées du barème d'évaluation du Tableau 3.3. Un concept de référence est ensuite imposé et il se voit

attribué la note neutre de zéro. Les autres concepts sont ensuite comparés à cette solution de référence et, pour chaque spécification technique, une note variant entre « -3 » et « 3 » est attribuée pour décrire si le concept évalué performe mieux (« + ») ou moins bien (« - ») que la référence. Si le concept évalué est jugé équivalent à la référence, alors la note « 0 » est attribuée. Afin d'accentuer les pointages, les valeurs « -2 » et « 2 » seront écartées.

Par la suite, pour chaque spécification technique, son importance relative est multipliée par la note de « ± 3 » du concept évalué. Le pointage total de cette solution est donc obtenu en additionnant chaque produit. Ainsi, chacune des solutions de Chapitre 3.6.2 est comparée de cette façon et cette méthode quantitative permet de déceler la solution avec le plus haut pointage. Toutefois, cette méthode reste purement théorique étant donné qu'aucun des concepts présentés n'a été fabriqué à tester. Il s'agit plutôt d'une matrice accélérant le processus de conception en faisant rapidement le tri dans les solutions proposées. Les résultats de la matrice de filtrage sont présentés dans le Tableau 3.4.

Tableau 3.4 Matrice de filtrage

Spécification technique	Imp. rel. (%)	(1 ^{er}) Vis	(2 ^e) Cage vert.	(3 ^e) Plaque	(4 ^e) Emporte-p.
Erreur de position. de l'impacteur	21,3	0	1	3	-1
Variation de la prof. de compression initiale	20,5	0	0	-1	-3
Variation de la prof. de compression résiduelle	20,5	0	-1	-1	-1
Volume d'os enlevé	12,3	0	-1	-1	1
SCORE TOTAL		0	-11,5	10,6	-91

À la lumière de la matrice de filtrage, la comparaison des différents concepts entre eux identifie le concept de la plaque comme solution gagnante. Toutefois, le score de 10,6 pour ce concept n'en fait pas non plus un choix décisif par rapport à la solution de référence. En effet, le concept de la plaque se différencie principalement de la vis de par sa capacité d'ajustement latéral par rapport à la moelle épinière. Sachant que l'« Erreur de positionnement de l'impacteur » est la

caractéristique technique la plus importante du cahier des charges, la note de « 3 » multipliée à l'importance relative de 21,3 confère à ce concept un avantage majeur par rapport aux autres.

Cependant, le mécanisme « snap-fit » imaginé pour fixer la tige une fois l'impact réalisé ne permettrait pas un contrôle aussi précis dans le temps de la compression appliquée en raison des crans avec espacement déterminé et c'est pour cette raison que la plaque reçoit la note de « -1 » pour cette spécification technique. Enfin, beaucoup plus d'os serait enlevé avec la plaque qu'avec la vis car il serait nécessaire de retirer presque tout le corps antérieur de la vertèbre T10 et ses disques adjacents, conférant ainsi à la plaque une valeur de « -1 ».

La matrice de filtrage utilisée pour analyser les concepts proposés est un outil proposant une méthode de comparaison simple et elle permet de déceler un concept qui semble plus prometteur que les autres. Toutefois, cette analyse est strictement théorique et c'est pourquoi le concept choisi par la matrice de filtrage, soit la plaque, devra être amélioré, fabriqué sous forme de prototype puis évalué de manière physique afin de juger s'il répond adéquatement au cahier des charges. La section suivante s'intéresse donc au raffinement de ce concept.

3.6.4 Raffinement de la solution choisie

Le but du raffinement de la solution choisie par la matrice de filtrage du Tableau 3.4 est de déterminer comment améliorer le concept, soit en incorporant des éléments prometteurs des autres solutions ou en trouvant de nouvelles idées. Ce processus s'inscrit dans le cheminement normal de la conception, dans lequel plusieurs itérations de design sont imaginées avant d'obtenir un produit satisfaisant.

Ainsi, en fonction des notes obtenues dans la matrice de filtrage pour chacun des quatre concepts, la solution de la plaque pourrait tirer avantage de certaines idées du concept de la vis. Plus précisément, le système de serrage de l'impacteur à crans (ou « snap-fit ») est remplacé par le principe de la vis et de l'écrou auto-serrant. Ce système permettra plus de

liberté dans l'atteinte d'un taux de compression précis et le système risque moins de se desserrer dans le temps et de modifier le taux de compression résiduel.

D'autre part, après une revue des différents matériaux et méthodes de fabrication possibles, il a été déterminé que la majorité des pièces pourraient être imprimées par fabrication additive (FA) dans un polymère haute performance. Cette méthode de fabrication permet d'obtenir des géométries plus complexes, sans nécessairement augmenter les coûts de production et le type de matériau respecterait la contrainte de compatibilité à l'IRM.

3.7 Solution finale

La recherche de solutions et le filtrage dans la matrice ont permis de trouver la meilleure solution pour répondre au cahier des charges, soit le concept de la plaque de fusion vertébrale. Toutefois, plusieurs itérations de prototypes numériques et physiques ont été réalisées avant d'arriver à un résultat optimal. Cette section décrit la solution finale, ses avantages et inconvénients, l'analyse numérique et les choix de matériaux et de fabrication de celle-ci.

3.7.1 Description de la solution finale

La solution finale de cette conception se compose de quatre pièces distinctes. La première, la plaque, assure la fusion entre la vertèbre d'intérêt de cette étude, soit la vertèbre T10, et les deux vertèbres voisines. Il s'agit d'une plaque qui épouse le profil des corps antérieurs des vertèbres T9 et T11 et qui s'y fixent à l'aide de quatre vis chirurgicales spongieuses sur chacune des vertèbres. Cette plaque assure le positionnement et la rigidité globale du dispositif de contusion en entier. La plaque est installée dans l'axe de la colonne vertébrale et elle possède des rainures permettant un ajustement latéral de 5 mm des autres pièces du dispositif. Cet ajustement permet un positionnement précis de l'impacteur par rapport à la moelle épinière en cas de désaxement lors de l'installation de la plaque. La valeur de 5 mm a été déterminée d'une part en fonction de la largeur du canal rachidien d'un cochon de quatre mois, soit environ 11 cm (Busscher et al., 2010, Fig. 5 a), ce qui donnerait un ajustement latéral de presque la moitié de cette distance. D'autre part, elle prend en considération la largeur totale de la plaque qui

doit rester la plus mince possible pour limiter l'invasivité du dispositif à l'intérieur du modèle porcin. (Busscher et al., 2010, Fig. 5 a) La Figure 3.13 ci-dessous montre la plaque modélisée sur le logiciel CATIA v5R21 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France).

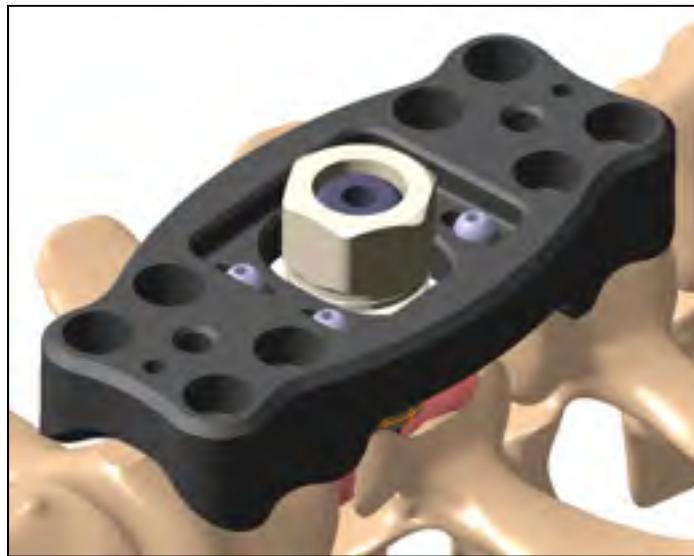


Figure 3.13 Modélisation 3D du concept final

La deuxième pièce du dispositif est appelée bloc d'ajustement et il vient se placer sous la plaque de fusion vertébrale. Il est fixé à la plaque grâce à quatre vis qui glissent dans les rainures d'ajustement précédemment décrites. La fonction principale de ce bloc est d'accueillir l'écrou de serrage, troisième pièce du dispositif, pour assurer le maintien du taux de compression désiré. Plus particulièrement, le bloc possède des filets coniques qui réduiront progressivement le diamètre de l'écrou afin de s'appuyer sur l'impacteur et de serrer cette dernière. Le bloc et l'écrou sont troués afin de laisser passer librement la tige lors de l'impact.

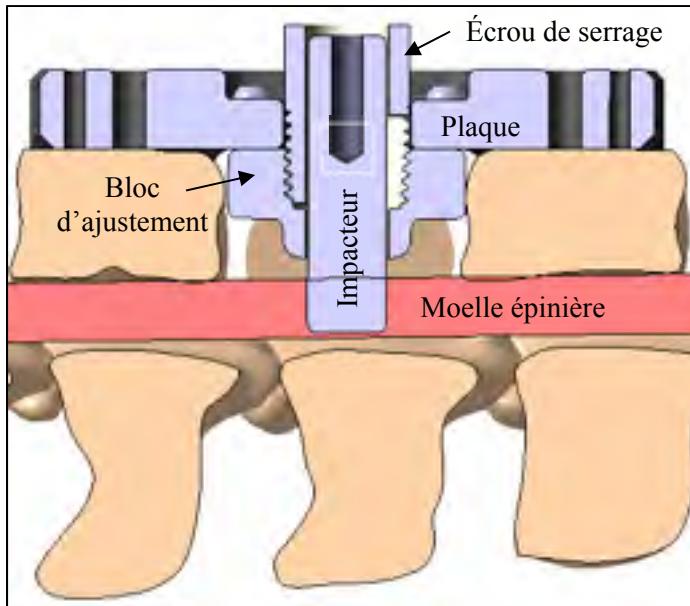


Figure 3.14 Coupe transversale du dispositif modélisé

Enfin, l'impacteur a la caractéristique de se détacher du montage de l'actuateur linéaire. À long terme, cette caractéristique permettra au chirurgien de refermer l'animal pendant le maintien de la compression résiduelle et, donc, de limiter les risques d'infection chez l'animal. La Figure 3.15 ci-dessous illustre la démarche d'utilisation des différentes pièces du dispositif. Dans l'ordre chronologique en partant de la gauche, l'étape 1) consiste à réaliser la corporectomie du corps vertébral antérieur ainsi que du retrait des deux disques intervertébraux adjacents. L'étape 2) est l'installation de la plaque de fusion vertébrale qui accueillera ensuite les autres pièces du dispositif. Celle-ci est vissée aux deux corps antérieurs adjacents grâce à des vis à os spongieux. L'étape 3) est le positionnement du bloc de guidage sous la plaque. L'alignement est réalisé latéralement afin de se centrer par rapport à la moelle épinière. L'étape 4) est la réalisation de l'impact sur la moelle épinière avec la tige impactrice fixée au moteur Bose®. En 5), toujours en maintenant la profondeur de compression désirée, l'écrou de serrage est descendu et vissé dans le bloc de guidage. Finalement, en 6), l'écrou est maintenant serré et la compression résiduelle maintenue. Le moteur Bose® peut être détaché et retiré du montage.

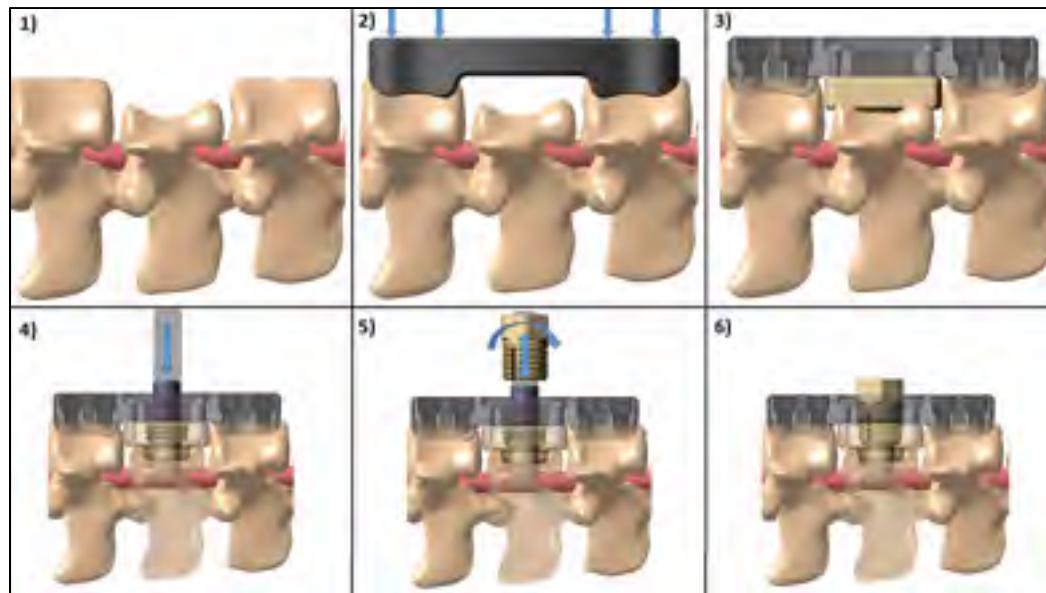


Figure 3.15 Étapes d'utilisation (six) du dispositif de contusion antérieure

3.7.2 Discussion et évaluation de la solution finale

La solution finale de cette conception présente plusieurs avantages qui répondent bien aux critères du cahier des charges. Toutefois, certains compromis ont dû être faits en regard des contraintes du projet. De ce fait, le dispositif présente également quelques désavantages. Ce segment du rapport détaille les pour et les contre du concept de la plaque de fusion vertébrale et termine avec une nouvelle évaluation dans la matrice de triage afin de valider si les modifications apportées au design final en cours de route l'ont réellement amélioré.

3.7.2.1 Avantages & inconvénients

Les avantages principaux de la solution finale sont :

- Le serrage du dispositif pour maintenir la compression résiduelle est facile;
- Le dispositif comporte seulement 4 pièces, réduisant les manipulations par le chirurgien;
- Il est possible d'ajuster finement le dispositif latéralement pour l'aligner avec la moelle épinière
- Le dispositif dépasse peu du corps vertébral.

En contrepartie, les inconvénients les plus marquants sont :

- Le dispositif exige une corporectomie de la quasi-totalité du corps vertébral antérieur (donc presque 50% du corps vertébral complet);
- Les ajustements et le serrage du dispositif peuvent être difficiles une fois implanté chez un modèle *in vivo*;
- Le dispositif cache presque totalement l'ouverture sur le canal vertébral, rendant difficile l'alignement visuel avec la moelle épinière pendant la chirurgie.

3.7.2.2 Nouvelle évaluation

Les améliorations apportées à la solution choisie nécessitent une nouvelle évaluation dans la matrice filtre afin de s'assurer de la pertinence des modifications. Le Tableau 3.5 ci-dessous compare cette nouvelle évaluation à la première effectuée avant raffinement et la solution de référence, le concept de la vis. Toutefois, cette évaluation reste strictement qualitative puisque le concept n'a pas encore été fabriqué et testé physiquement.

Tableau 3.5 Nouvelle matrice de filtrage

Spécification technique	Imp. rel. (%)	Vis	Plaque initiale	Plaque finale
Erreur de position. de l'impacteur	21,3	0	3	3
Variation de la prof. de compression initiale	20,5	0	-1	0
Variation de la prof. de compression résiduelle	20,5	0	-1	1
Volume d'os enlevé	12,3	0	-1	-1
SCORE TOTAL		0	31,1	72,1

Le raffinement de la solution de la plaque de fusion vertébrale amène un meilleur contrôle de la compression initiale et résiduelle en raison du mécanisme de vis plutôt que les crans autobloquants. C'est pour cette raison que la plaque finale reçoit un score de 1 au lieu de -1 pour le maintien du taux de compression résiduelle. Au total, la plaque finale voit son pointage global augmenté à 72,1 au lieu de 10,6. Ce résultat laisse présager que les modifications

apportées au design améliorent la solution finale plutôt que lui nuire. Plus d'analyse et de validation est nécessaire avant de confirmer cette affirmation cependant.

3.7.3 Analyse numérique de la résistance du dispositif

Avant d'aller de l'avant avec la fabrication du dispositif, il est important de vérifier s'il résiste aux efforts qui seront appliqués sur le dispositif lors des tests mécaniques et, éventuellement, aux efforts réels d'un modèle porcin en réhabilitation post-chirurgie. Une des options pour évaluer une telle situation avant la fabrication est de soumettre le modèle numérique à une analyse par éléments finis (AFE). Pour ce faire, le logiciel ANSYS 15.0 (ANSYS Inc., Pennsylvanie, É.-U.) a été employé.

La géométrie du dispositif modélisée au préalable dans le logiciel CATIA v5R21 a été importée dans le logiciel ANSYS 15.0. Le dispositif a été considéré comme un assemblage de plusieurs pièces dans le logiciel, mais seuls la plaque de fusion, le bloc d'ajustement et les vis fixant ce dernier à la plaque ont été considérés pour l'analyse. Le but d'un tel choix est le limiter le nombre de pièces afin simplifier le modèle et ne garder que celles jugées critiques pour l'analyse. La Figure 3.16 ci-dessous illustre les pièces du dispositif considérées pour le modèle et le Tableau 3.6 y associe les matériaux et leurs propriétés pour la suite de l'analyse statique.

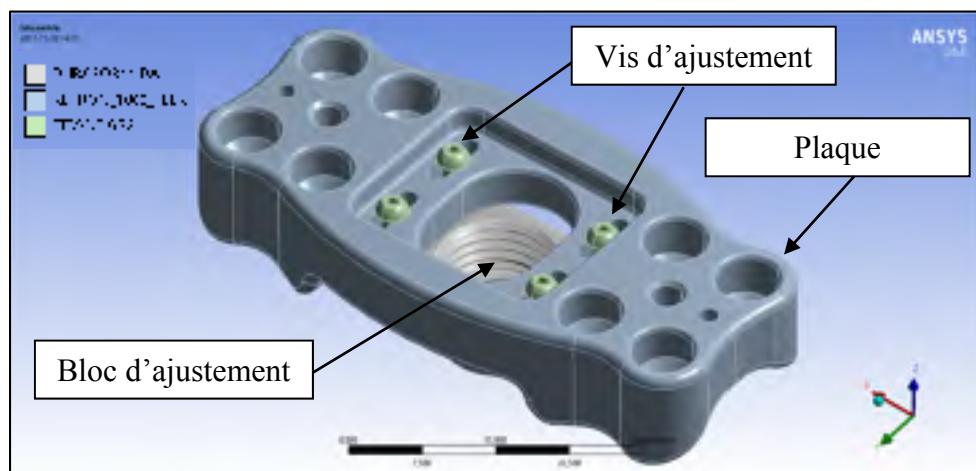


Figure 3.16 Pièces du modèle numérique

3.7.3.1 Cas de chargement et conditions limites

Afin de comprendre les paramètres de l'analyse à réaliser, la description du cas de chargement reproduit est nécessaire. Les tests de validation mécanique sont réalisés sur des segments vertébraux de quelques vertèbres sur un banc d'essai de caractérisation de la colonne vertébrale. Le banc d'essai en question (*Voir Figure 3.17*) a été originellement conçu par Jaëlle Tremblay pour des modèles porcins adultes (Tremblay, Mac-Thiong, Brailovski, & Petit, 2015) puis modifié et adapté pour des animaux de plus petite taille par Vincent Pelletier (Pelletier, 2018).

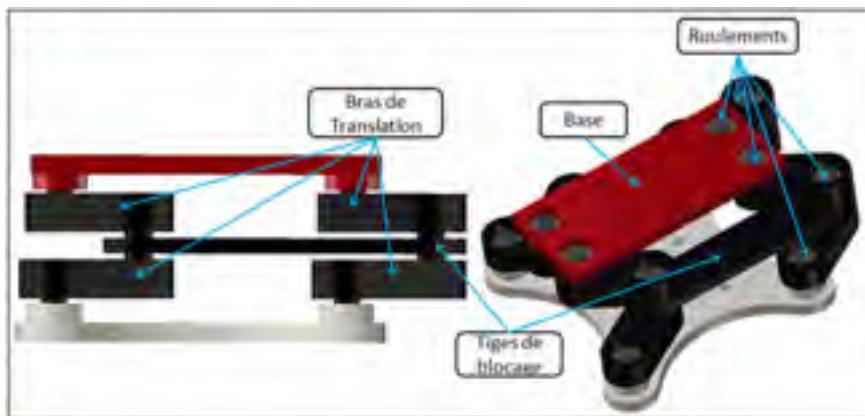


Figure 3.17 Table de translation conçue par Vincent Pelletier
Adapté de Pelletier (2018)

Le fonctionnement de ce montage expérimental permet de simuler des mouvements de flexion-extension et d'inflexion latérale avec un moment pur. Une des extrémités sur segment vertébral est encastrée et l'autre est libre de mouvement. De plus, la littérature suggère que, pour des tests expérimentaux sur des dispositifs intra spinaux, au niveau thoracique, un moment de ± 5 N·m doit être appliqué (Wilke, Krischak, Wenger, & Claes, 1997). La Figure 3.18 ci-dessous résume les conditions limites appliquées sur le modèle d'analyse par éléments finis.

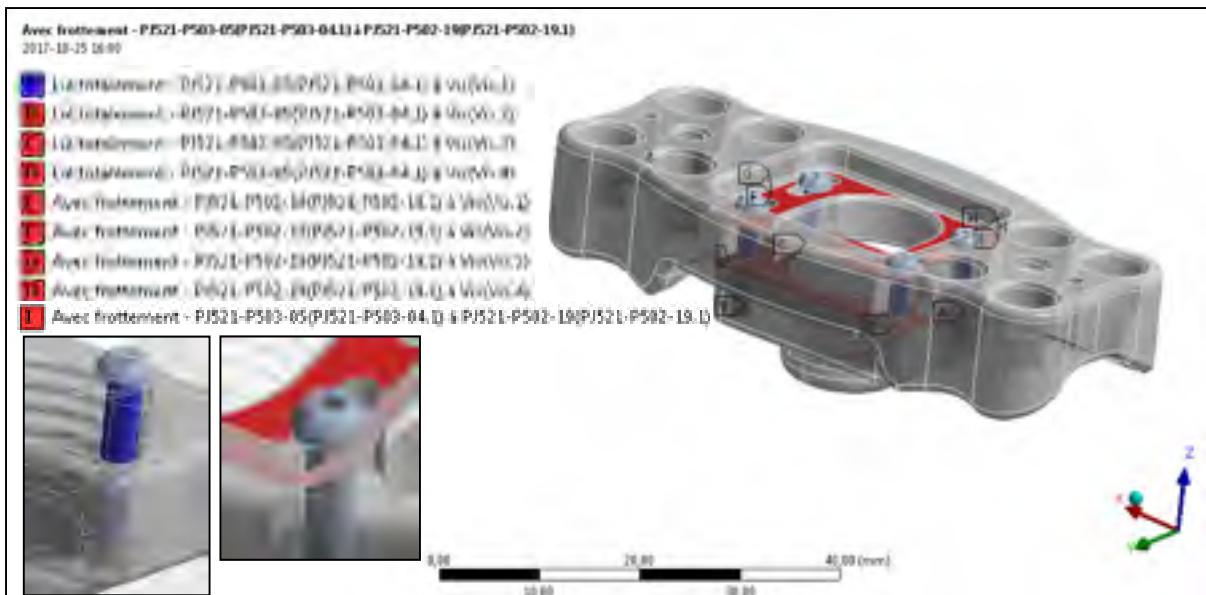


Figure 3.18 Conditions limites de l'étude par éléments finis

Ensuite, le cas de chargement appliqué sur le modèle pendant l'analyse est représenté à la Figure 3.19. L'analyse présentée est selon le cas de chargement critique en flexion-extension seulement, car la section du dispositif sollicitée est plus petite qu'en inflexion-latérale. Les contraintes maximales enregistrées sont donc plus grandes en flexion-extension.

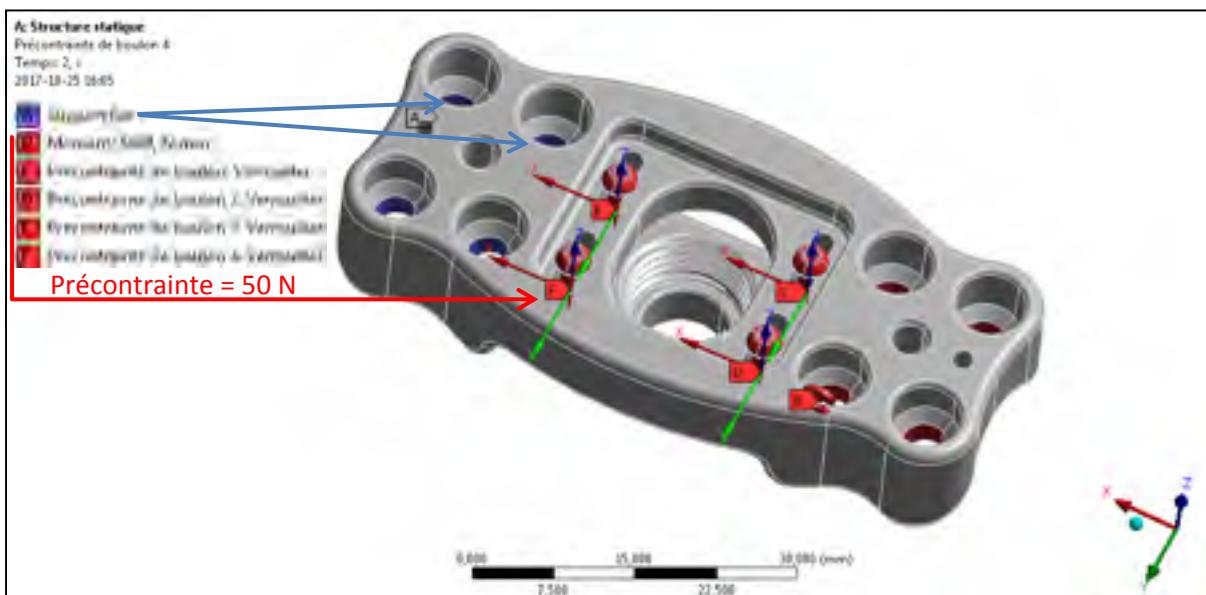


Figure 3.19 Cas de chargement de l'étude par éléments finis

3.7.3.2 Matériaux et fabrication

Un autre aspect important de l'AFE est le matériau de chaque pièce de l'assemblage. En effet, les propriétés mécaniques des matériaux employés doivent être entrées dans le logiciel pour chacune des pièces. Il est crucial de prendre en considération la méthode de fabrication, car cette dernière peut avoir un impact majeur sur le comportement du matériau lors de son utilisation réelle. De plus, les matériaux choisis pour l'analyse sont restreints par les contraintes établies dans le cahier des charges. Plus particulièrement, il faut que les matériaux choisis soient biocompatibles, ne génèrent pas de réaction adverse chez l'animal, qu'ils soient compatibles à l'IRM et stérilisables avec les méthodes usuelles du Centre de Recherche de l'HSCM, soit par autoclave à vapeur.

Pour la plaque de fusion vertébrale, le matériau choisi est un polymère basé sur une résine polyétheréthercétone (PEEK), soit le Ketron® 1000 PEEK de l'entreprise Quadrant Plastics. Ce polymère à haute densité offre une résistance mécanique élevée, en plus de répondre à toutes les contraintes du cahier des charges (*Voir ANNEXE III, Figure-A III-1 pour la fiche technique*). Il est notamment conforme aux normes américaines de la « Food and Drug Administration » (FDA) en rapport aux « matériaux et articles en matière plastique destinées à entrer en contact avec les denrées alimentaires » (Quadrant, 2018). Comme méthode de fabrication, l'usinage conventionnel a été préféré afin de garantir une densité de matériau et une précision dimensionnelle optimales. Les propriétés mécaniques théoriques, pour des matériaux équivalents, sont supérieures lorsqu'il s'agit d'un brut usiné que lorsqu'il s'agit d'une pièce construite par fabrication additive, principalement en raison de la densité de la pièce produite.

Ensuite, le bloc d'ajustement ainsi que l'écrou de serrage (non représenté dans l'AFE) sont fabriqués en DuraForm® PA (3D Systems, 2017) par frittage sélectif au laser (de l'anglais SLS). Cette forme de nylon est compatible à la stérilisation par autoclave, possède une excellente résolution de surface et précision géométrique ainsi que d'assez bonnes propriétés mécaniques (*Voir ANNEXE III, Figure-A III-2 & 3 pour la fiche technique*). La fabrication

additive a été choisie comme moyen de fabrication pour ces pièces pour plusieurs raisons. Ces deux pièces sont très petites et possèdent des détails géométriques difficiles à usiner par méthode conventionnel, comme les filets coniques. Par le fait même, tenter d'usiner ces pièces comme la plaque de fusion coûterait très cher, tandis que la fabrication additive a l'attrait de pouvoir produire des détails géométriques complexes sans pour autant augmenter le coût de fabrication.

Enfin, les vis reliant le bloc d'ajustement à la plaque de fusion sont en titane de grade 2. C'est le grade de titane pur (non-allié) le plus utilisé commercialement, notamment dans les implants dentaires (Sidambe, 2014). Il est réputé non-ferromagnétique ($\leq 0,30\%$ fer) et cause 40% moins d'artéfacts en IRM que l'acier inoxydable ou les alliages de cobalt-chrome (Pohler, 2000). Ce matériau a été préféré pour son très faible coût et ses hautes propriétés mécaniques (*Voir ANNEXE III, Figure-A III-4 & 5 pour la fiche technique*). Toutefois, pour être considéré 100% compatible à l'IRM, il est préférable que qu'aucune pièce du dispositif de contusion ne soit en alliage métallique. Aucune autre vis n'offrait cependant des propriétés mécaniques suffisantes pour l'application. La réaction du matériau à l'IRM sera donc testée lors des premiers essais précliniques et des mesures correctives seront appliquées si nécessaire. La Figure 3.20 montre des images du dispositif une fois fabriqué et assemblé.

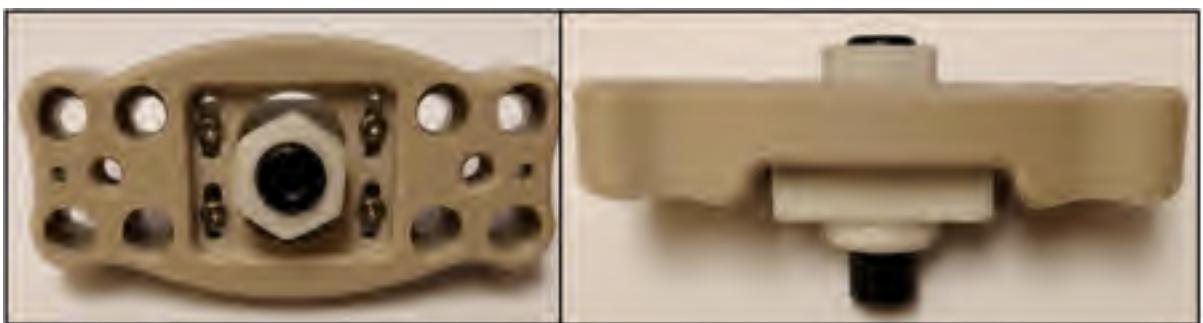


Figure 3.20 Prototype fabriqué et assemblé du dispositif de contusion antérieure

Le Tableau 3.6 regroupe les propriétés mécaniques entrées dans le logiciel ANSYS pour les besoins de l'AFE.

Tableau 3.6 Propriétés mécaniques des pièces de l'analyse utilisées dans ANSYS

Pièce	Matériau associé	Masse volumique (g/cm³)	Élasticité isotrope			
			Module d'Young (MPa)	Coefficient de Poisson (v)	Module de compression (MPa)	Module de cisaillement (MPa)
Plaque	Ketron 1000 PEEK	1,31	4300	0,30889*	3750	1642,6*
Bloc	Duraform PA	1	1586	0,30942*	1387	605,61*
Vis	Titane Grade 2	4,51	103000	0,34394*	110000	38320*

* Ces valeurs ont été calculées automatiquement par le logiciel

3.7.3.3 Résultats et analyse de convergence

Le modèle volumique a été maillé à l'aide de tétraèdres. Pour la première analyse, le maillage a été généré de façon automatique avec les paramètres par défaut du logiciel pour obtenir des résultats servant de base pour la suite de l'analyse. Une fois les premiers résultats générés, les zones de contraintes maximales ont été identifiées. Une analyse de convergence a été effectuée afin de s'assurer que les contraintes maximales générées n'étaient pas des singularités produites par le logiciel, mais bien des zones de concentration de contraintes réelles. En affinant le maillage autour des zones de contraintes maximales, l'objectif de l'analyse de convergence est de vérifier si les contraintes varient ou restent semblables entre les simulations. Un seuil arbitraire de 5% a été établi comme différence acceptable pour déclarer que l'analyse converge. Pour calculer l'écart relatif (en pourcentage) entre deux valeurs, la formule suivante est utilisée, considérant que « C_0 » est la contrainte de départ et « C » est la nouvelle contrainte :

$$E_R = \frac{|C - C_0|}{C_0} \times 100 \quad (3.2)$$

La pièce critique de cette analyse est la plaque, car selon le cas de chargement, c'est elle qui est la plus sollicitée en flexion. Le Tableau 3.7 présente les paramètres et les résultats de cette analyse de convergence pour la plaque seulement. Pour les autres pièces évaluées, il est possible d'observer leurs résultats des analyses par éléments finis à l'ANNEXE IV.

Tableau 3.7 Résultats de l'analyse de convergence dans ANSYS

Simul.	Maillage				Résultats		
	Taille globale (mm)	Taille locale (mm)	Nb. de noeuds	Nb. d'éléments	Déplacement max (mm)	σ VM max (MPa)	Écart rel. (%)
1	Par défaut	Par défaut	18482	10251	2,719	56,30	-
2	2	1	40619	23055	2,719	106,7	89,5
3	2	0,5	69468	38766	2,712	93,12	12,7
4	2	0,2	169434	84778	2,701	89,33	4,07

À la lumière des résultats du Tableau 3.7, il a été possible de faire converger le modèle de la plaque après quatre itérations. En effet, l'écart relatif de 4,07% observé entre la troisième et la quatrième itération est sous le seuil de 5% jugé acceptable. La contrainte maximale observée dans la plaque est donc de 89,33 MPa avec un déplacement maximal de 2,7 mm. Ce déplacement semble énorme considérant les critères de précision concernant la compression établis dans le cahier des charges. Il est possible d'observer, sur la Figure 3.21, que le déplacement au niveau du bloc d'ajustement – et donc de l'impacteur – est plutôt autour de 1 mm. Le dispositif est fixé aux vertèbres et, s'il se déplace autant, il sera intéressant de voir, lors de la validation, le mouvement généré par les mouvements de flexion-extension du segment vertébral. Il est possible que l'AFE mette en évidence une faiblesse du concept qui devra être évaluée lors des tests expérimentaux avec le prototype fabriqué. La Figure 3.22 illustre également les contraintes maximales enregistrées dans le logiciel ANSYS.

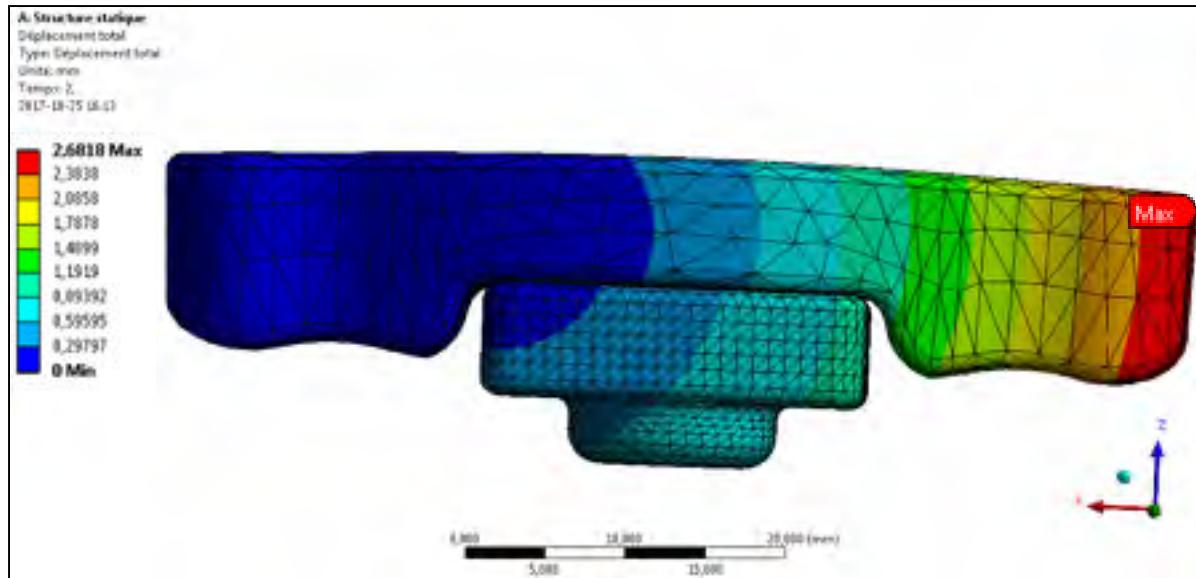


Figure 3.21 Déplacement maximal enregistré pendant l'AFE en flexion-extension

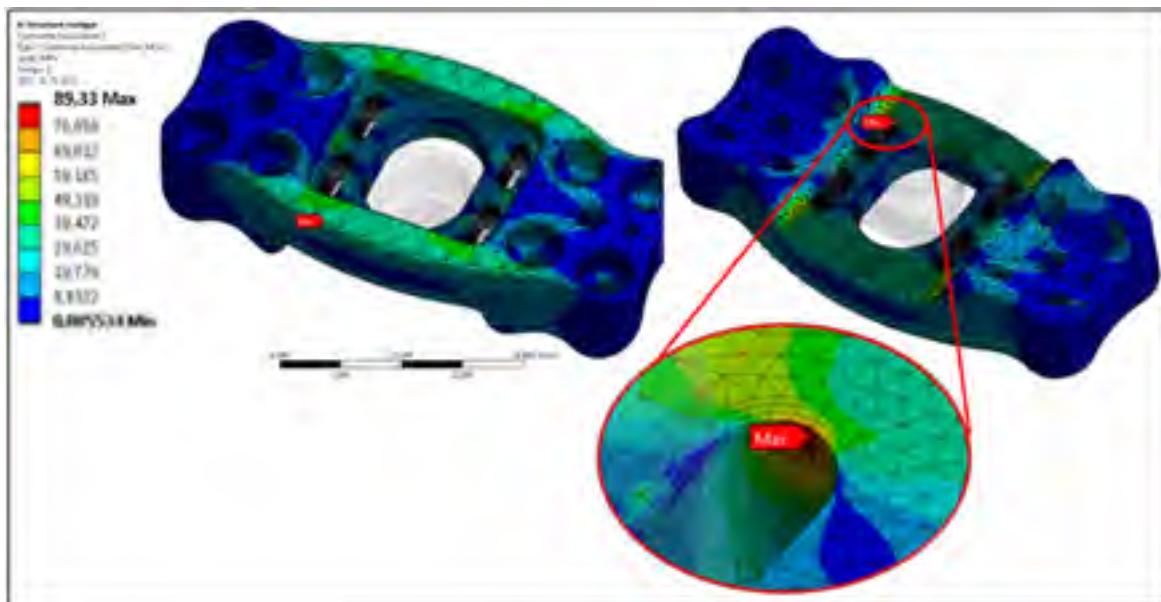


Figure 3.22 Contrainte de Von Mises maximale enregistrée pendant l'AFE en flexion-extension

3.7.4 Vérification des coefficients de sécurité

Le coefficient de sécurité, ou facteur de sécurité (FS), est un moyen simple de vérifier le rapport entre la limite d'élasticité d'un matériau choisi pour une contrainte appliquée pendant la

conception. Lorsque le rapport de ces deux éléments est supérieur à 1, cela signifie que la contrainte observée sur une pièce d'une géométrie quelconque est inférieure à la contrainte élastique, ou la limite à laquelle un matériau se trouve dans une zone de déformation élastique, pour un même matériau. Le coefficient de sécurité indique alors si la conception de ladite pièce offre une certaine « marge de manœuvre » (à ne pas confondre avec la marge de sécurité, m , qui équivaut à $FS - 1$ et s'exprime en pourcentage) en prévision de son utilisation dans une application physique. Plus le FS est grand, plus la conception de la pièce résiste théoriquement aux charges lui étant imposées en fonction du matériau choisi. La formule pour le calculer est la suivante :

$$FS = \frac{\sigma_{LE}}{\sigma} \quad (3.3)$$

Où σ_{LE} est la limite élastique du matériau en MPa et σ est la contrainte enregistrée sur la pièce en MPa.

Afin de simuler le pire cas de chargement possible lors de la conception, la contrainte réelle qui est utilisée dans le calcul du FS pour le dimensionnement d'une pièce est la contrainte maximale enregistrée sur cette pièce. Dans le cas présent, c'est la contrainte équivalente de Von Mises (VM) maximale après analyse de convergence qui est employée. Le Tableau 3.8 ci-dessous présente les FS calculés pour chacune des trois pièces de l'AFE du dispositif de contusion antérieure.

Tableau 3.8 Facteurs de sécurité calculés pour chaque pièce de l'AFE

Pièce	σ_{VM} (MPa)	σ_{LE} (MPa)	FS	m ($FS - 1$)
Plaque	89,33	115	1,29	29%
Bloc	19,98	43	2,15	115%
Vis	73,94	275	3,72	272%

Les calculs des coefficients de sécurité et de la marge révèlent que le bloc d'ajustement et les vis ont subi des contraintes largement en dessous de leur limite élastique respective. La marge de sécurité résultante est alors de 115% pour le bloc d'ajustement et de 272% pour les vis. Un tel écart entre les deux pièces est justifié par le choix du matériau, soit un polymère fabriqué par frittage au laser dans le cas du bloc d'ajustement et du titane pur commercial pour

les vis d'ajustement. Ces résultats assurent ainsi que la conception de ces pièces est adéquate et donne une bonne marge de manœuvre en prévision des tests de validation mécanique à prévoir.

Cependant, les résultats pour la plaque de fusion vertébrale sont beaucoup plus serrés. En effet, avec un facteur de sécurité de 1,29 et une marge de sécurité de 29%, cette pièce sera à surveiller lors des tests mécaniques. Il est à noter que le cas de validation présenté pour l'AFE, soit un moment pur en flexion/extension de ± 5 N·m ne peut être reproduit exactement en laboratoire. Le montage prévu pour ce test atteint plutôt des moments purs de $\pm 4,5$ N·m. De plus, en situation réelle sur modèle *in vivo*, il est peu probable que de tels efforts soient atteints. Il est donc envisageable que le coefficient de sécurité de la plaque soit en réalité plus élevé.

CHAPITRE 4

CONCEPTION D'UN BANC D'ESSAI DE CONTUSION ANTÉRIEURE DE LA MOELLE ÉPINIÈRE

4.1 Rappel du mémoire de Francis Cliche

Dans son mémoire, au Chapitre 4, M. Cliche détaille les étapes de conception d'un banc d'essai de contusion antérieure de la moelle épinière. Une solution finale est proposée et cette dernière devait normalement être assemblée et validée. Toutefois, lors de la reprise du projet, certains besoins du cahier des charges original ont été modifiés et plusieurs éléments du banc d'essai ont été identifiés comme potentiellement problématiques lors de l'assemblage préliminaire. C'est pourquoi ce chapitre propose un nouveau concept, fabriqué, assemblé et validé qui tente de mieux répondre aux besoins actuels du projet.

4.1.1 Objectifs de conception et cahier des charges

Les besoins initiaux du projet ont été déterminés de pair avec le Dr. Mac-Thiong. Destiné au Centre de Recherche de l'HSCM, ce banc d'essai avait pour but d'aider l'étude des SCI sur des modèles porcins. Plus précisément, il était question de concevoir et d'assembler un banc d'essai permettant de reproduire des lésions médullaires de façon contrôlée et reproductible. À l'aide de la méthode DFQ, M. Cliche parvint à regrouper les attributs clients essentiels, les reformuler sous forme de spécifications techniques, les évaluer dans une maison de la qualité puis les trier grâce à une analyse de Pareto. Le Tableau 4.1 répertorie les caractéristiques techniques identifiées et les classe en ordre décroissant en fonction de leur importance relative. Ce tableau met notamment en évidence l'importance de pouvoir reproduire des SCI autant en approche antérieure que postérieure, de pouvoir contrôler taux de compression et vitesse d'impact ainsi que d'avoir un espace de travail suffisant et assez précis pour être reproductible.

Tableau 4.1 Liste des attributs client et spécifications technique identifiés dans le mémoire de Francis Cliche

Spécifications techniques	Importance relative (%)	Attribut client associé	Cote
Nombre de modularité	13,9	permet les deux types d'approche	5
Taux de compression	8,8	Permet une confusion contrôlable	5
Vitesse d'impact	8,8	Permet une confusion contrôlable	5
Surface de précision de position	8,6	est reproductible	5
Longueur sans interférence	8,2	Permet un espace de travail suffisant	4
Aire d'impact	7,7	est ajustable	4
Course en hauteur	7,3	est ajustable	4
Désaxement maximal	5,8	est ajustable	4
Position angulaire	5,8	s'adapte à la morphologie	3
Temps de préparation	5,8	sont rapides et peu nombreuses	3
Nombre de manipulations	5,8	sont rapides et peu nombreuses	3
Charge maximale	4,9	est stable	3
Aire d'espace au sol	3,9	est transportable	2
Masse de la table	3,0	est transportable	2
Nombre de personnes requises	1,7	sont simples à exécuter	1

4.1.2 Solution proposée

À la suite du triage des spécifications techniques, un remue-méninge a permis de générer plusieurs idées qui ont ensuite été regroupées en quatre concepts principaux. Ces concepts ont ensuite été évalués dans une matrice de filtrage pour tenter de cibler la solution qui répondait le mieux aux spécifications techniques dont l'importance relative était la plus grande. Le concept choisi, nommé « table rotative », présentait plusieurs avantages, en particulier dans sa capacité de permettre les deux approches opératoires facilement. La solution gagnante du triage dans la matrice a ensuite été raffinée pour donner le résultat présenté aux Figures 4.1 et 4.2. Le banc d'essai choisi est caractérisé par sa ressemblance à une table d'opération plutôt classique, munie de colonnes télescopiques aux extrémités pour permettre sa montée et sa descente (*Voir Figure 4.1*). Il est à noter que tout le châssis du banc d'essai est conçu avec des profilés d'extrusion rainurés en aluminium de la compagnie 80/20® Inc. Ces profilés abordables ont l'avantage d'offrir une solution très personnalisée grâce à leur principe modulaire. De plus, le plateau où l'animal est posé est une plaque en fibre de carbone, sans

support métallique sous cette dernière, donnant la possibilité de réaliser des radiographies directement sur le banc d'essai.

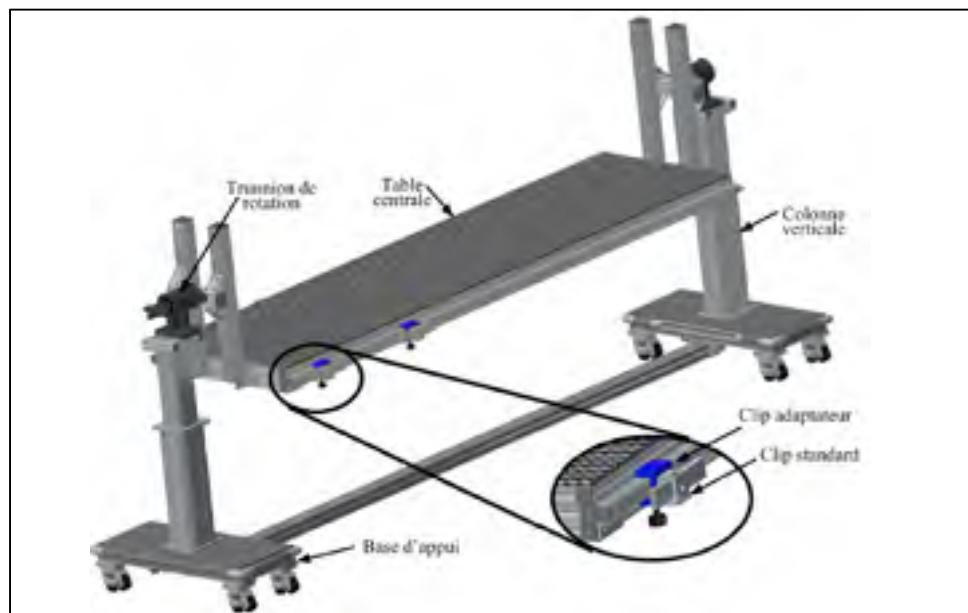


Figure 4.1 Version finale du banc d'essai proposé par Francis Cliche
Tirée de Cliche (2014, p. 97)

Pour reproduire les blessures médullaires, un deuxième chariot, construit à partir de profilés 80/20®, vient glisser sur des rails posés sur les côtés de la table. Le moteur électromécanique Bose® ElectroForce est monté sur ce chariot et ce dernier est ajustable selon trois axes afin de permettre une liberté de mouvement lors de l'opération (*Voir Figure 4.2*). L'idée d'être amovible semble intéressante; en effet, le chirurgien et ses assistants peuvent procéder à la chirurgie sur l'animal sans être encombrés par le chariot et le moteur. Ensuite, lorsque le temps est venu de reproduire la blessure, le chariot est glissé, le moteur positionné puis l'impact réalisé.

Plusieurs calculs de résistance mécanique ont été réalisés sur des composantes clés, soit les colonnes élévatrices, la déflexion du plateau en fibre de carbone ainsi que son cadre puis celle du support de l'actuateur linéaire Bose®. Les analyses de M. Cliche montrent que le

dimensionnement prévu est suffisant pour supporter les charges que subiront le banc d'essai et les déflexions calculées sont moindres.



Figure 4.2 Version finale du banc d'essai avec impacteur installé par Francis Cliche
Tirée de Cliche (2014, p. 99)

4.1.3 Critique du prototype

Malgré la qualité de la solution développée et des analyses de résistance mécanique sur certaines pièces, certains besoins du projet ont changé entre la conception et le début de l'assemblage du banc d'essai. De plus, quelques lacunes dans le design ont rapidement été identifiées dès le début de l'assemblage. Ces raisons ont exigé des modifications importantes dans la conception de cette solution finale afin de mieux l'adapter aux besoins actuels du projet. Les différents éléments ayant nécessité des modifications seront décrites dans cette section.

D'abord, le système permettant la montée et la descente du moteur Bose® ElectroForce (*Voir Figure 4.3*) est composé d'une crémaillère en nylon d'une largeur de 3,175 mm et d'une roue dentée également en nylon. Le tout est actionné manuellement par une poignée montée sur un

arbre en acier et des paliers de roulement en bronze. La masse du moteur est d'environ 6,5 kg, sans compter l'ajout de la masse des pièces et des membrures en aluminium reliant le moteur au reste du chariot. En ne considérant que la masse du moteur, une force de 63,8 N est exercée vers le bas sur les dents de la roue dentée et de la crémaillère en nylon ainsi que sur l'arbre en acier de 6,35 mm de diamètre. Seulement avec le poids du moteur, il est difficile de penser que les pièces précédemment mentionnées sont assez résistantes pour effectuer les mouvements du moteur, particulièrement dans le cas de la montée. Même si les pièces résistaient à cette force, il faudrait considérer le poids du reste des pièces d'aluminium attachées au moteur. De plus, il serait également difficile de tourner aisément la petite manivelle actionnant la roue dentée pour faire monter le moteur. Tous ces points amènent donc à réfléchir sur le dimensionnement et le choix de ces pièces.

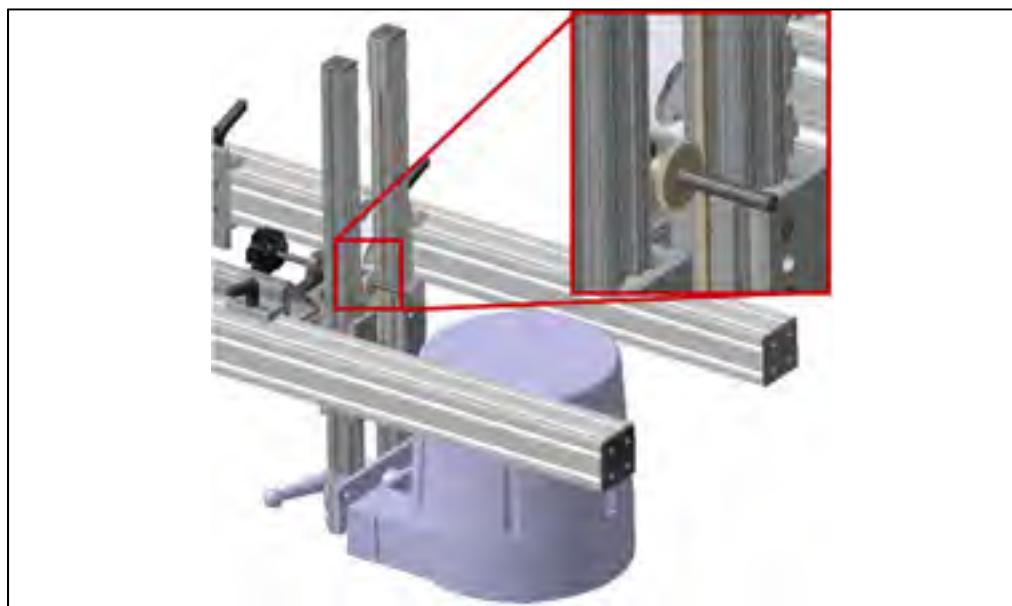


Figure 4.3 Vue rapprochée du système actionnant la montée/descente du moteur
Adaptée de Cliche (2014)

Un autre élément potentiellement problématique du design qui est la façon que le chariot du moteur tient et coulisse sur le bas de la table. En effet, ce dernier coulisse sur des rails en acier inoxydable de la même dimension que les rails utilisés sur des tables de chirurgies

commerciales. Les pièces qui permettent au chariot de tenir et coulisser sur ces rails sont basées sur les pinces de tables chirurgicales commerciales telles qu'illustrées à la Figure 4.4.



Figure 4.4 Exemples de pinces de tables chirurgicales
Tirée de Meditek (2018)

À ces pinces, des barres d'aluminium de 25,4 mm x 6,35 mm sont insérées à la verticale sur les membrures 80/20® et sont vissées sur ces barres verticales. Un total de quatre pinces et de quatre barres verticales sont utilisées pour supporter le chariot et le faire coulisser (*Voir la Figure 4.5*). Or, la masse estimée du chariot total et du moteur Bose® se situe entre 25 et 30 kg, cette masse étant basée sur la modélisation dans le logiciel CATIA v5R21.

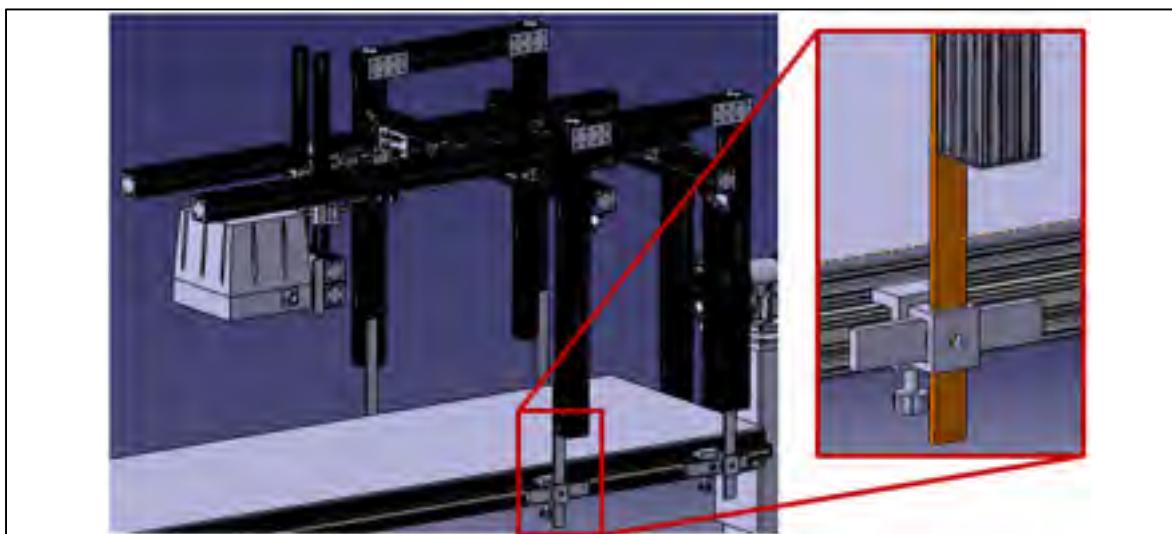


Figure 4.5 Vue rapprochée du modèle 3D du système de coulissement du banc d'essai original
Adaptée de Cliche (2014)

En temps normal, lorsque la table est parfaitement à l'horizontale, les quatre barres en aluminium tenant le chariot sont suffisamment résistantes pour supporter cette masse. Toutefois, puisque la table est prévue pour pouvoir être pivotée afin d'avoir plus de liberté dans le positionnement de l'animal et de l'approche chirurgicale, les barres en aluminium risquent de fléchir sous ce chargement en raison du décalage de la force et de l'angle créé. Cette situation est reproduite à la Figure 4.6 ci-dessous et encerclée en rouge. Il y a donc nécessité de rigidifier la façon dont le chariot est maintenu sur les rails coulissants pour garantir le bon fonctionnement du banc d'essai lors des essais et éviter les bris potentiels.

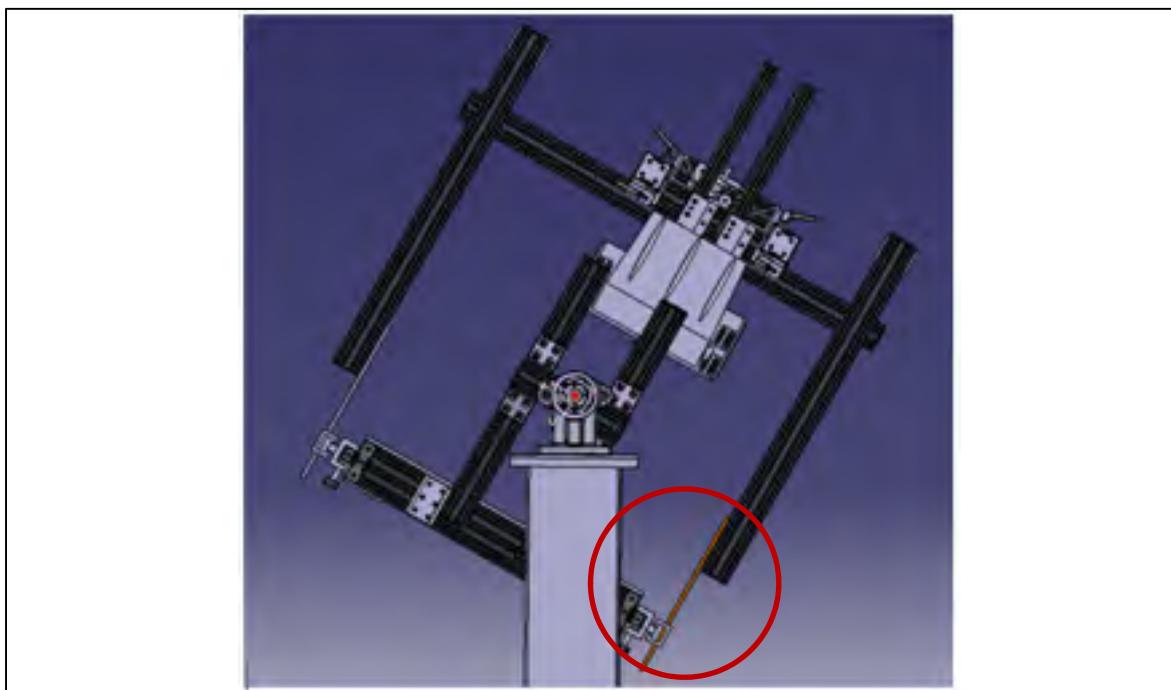


Figure 4.6 Illustration du cas de chargement critique des pinces de coulissemement banc d'essai original
Adaptée de Cliche (2014)

En dehors des pièces à risque de défaillance mécanique, certains composants du banc d'essai ne sont pas parfaitement adaptés pour assurer le fonctionnement optimal du banc d'essai. En ce sens, les colonnes télescopiques de la table peuvent être utilisées soit à l'unisson, soit indépendamment l'une de l'autre. Toutefois, la configuration actuelle des tourillons de pivot et de leurs attaches avec le plateau de chirurgie ne permettent que le mouvement simultané des

deux colonnes. De plus, seul un des deux tourillons de pivot aux extrémités du plateau chirurgical peut être barré; l'autre est toujours en pivot libre. Ainsi, lors de l'utilisation du banc d'essai pendant une chirurgie, il est important de pouvoir bloquer la rotation aux deux extrémités du plateau chirurgical pour éviter tout mouvement de ce dernier, particulièrement s'il y a un animal et des équipements sur la table. La Figure 4.7 montre le tourillon à pivot libre situé à l'une des deux extrémités de la table ainsi que la liaison rigide entre ce tourillon et le plateau chirurgical.

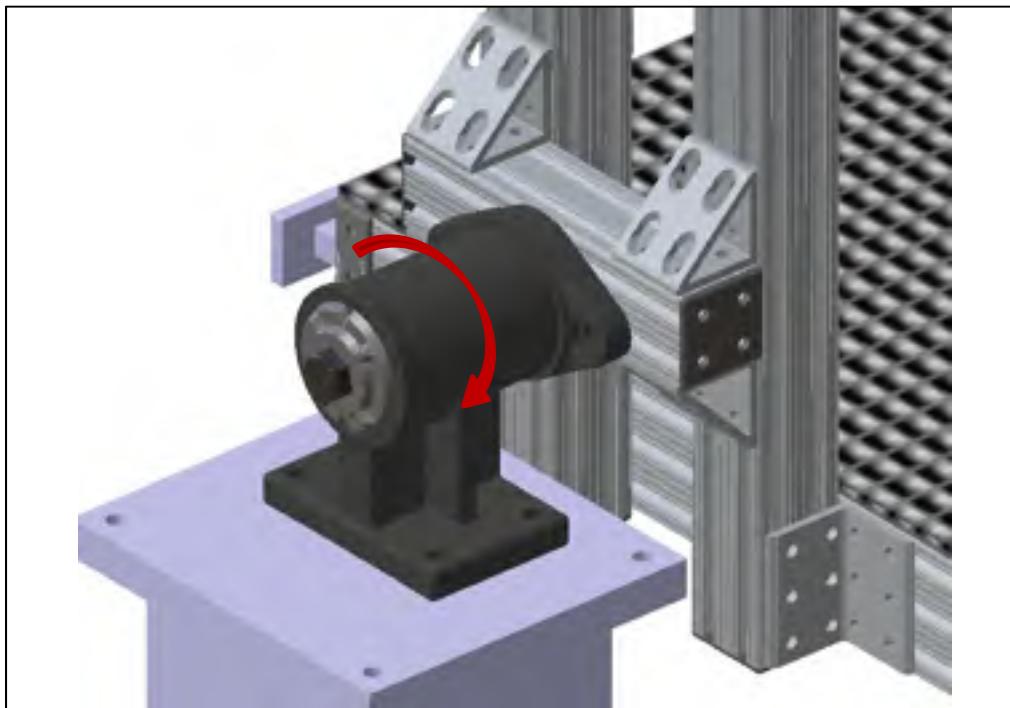


Figure 4.7 Vue du tourillon à pivot libre du modèle 3D du banc d'essai original
Tirée de Cliche (2014)

Enfin, lors du début de l'assemblage du cadre coulissant permettant le déplacement du chariot du moteur Bose®, des problèmes d'alignement et de fluidité dans le coulissoir ont été remarqués par rapport aux paliers de frottement (ou roulements linéaires) de la compagnie 80/20®. Plus précisément, il s'agit de pièces s'imbriquant sur les profilés en aluminium avec des paliers en polyéthylène de masse moléculaire ultra-elevée (UHMW) qui coulissent dans les rainures des profilés en raison de leur faible taux de frottement (*Voir* Figure 4.8).



Figure 4.8 Paliers de frottement utilisés sur le banc d'essai
Adaptée de 80/20 Inc. (2018)

En effet, ces roulements linéaires, lorsque l'alignement n'est pas parfait ou qu'une masse en porte-à-faux est appliquée, glissent moins bien sur les profilés en aluminium et occasionnent du frottement supplémentaire qui cause des soubresauts dans le coulissolement normalement fluide. Un exemple de ce problème sur le banc d'essai est le chariot coulissant qui supporte le moteur tel qu'illustré à la Figure 4.9. Dans le concept final du banc d'essai, le moteur est placé en porte-à-faux au bout du chariot coulissant. Dans ses analyses mécaniques, M. Cliche a démontré que la déflexion théorique des poutres 80/20® dans la position la plus éloignée était de 1,22 mm, soit 0,16% de la longueur totale de déportation de 0,76 m (Cliche, 2014, p.103). En principe, cette déflexion ne causerait aucune déformation ou défaillance dans la structure. Or, ce que ces calculs ne prennent pas en compte est le désalignement que cette déflexion occasionne sur les roulements linéaires permettant le déplacement du moteur sur le chariot. En pratique, le déplacement du moteur est très difficile et saccadé en raison du frottement causé par les roulements sur les membrures. C'est pourquoi placer le moteur en porte-à-faux serait problématique lors de l'utilisation du chariot pendant une chirurgie.

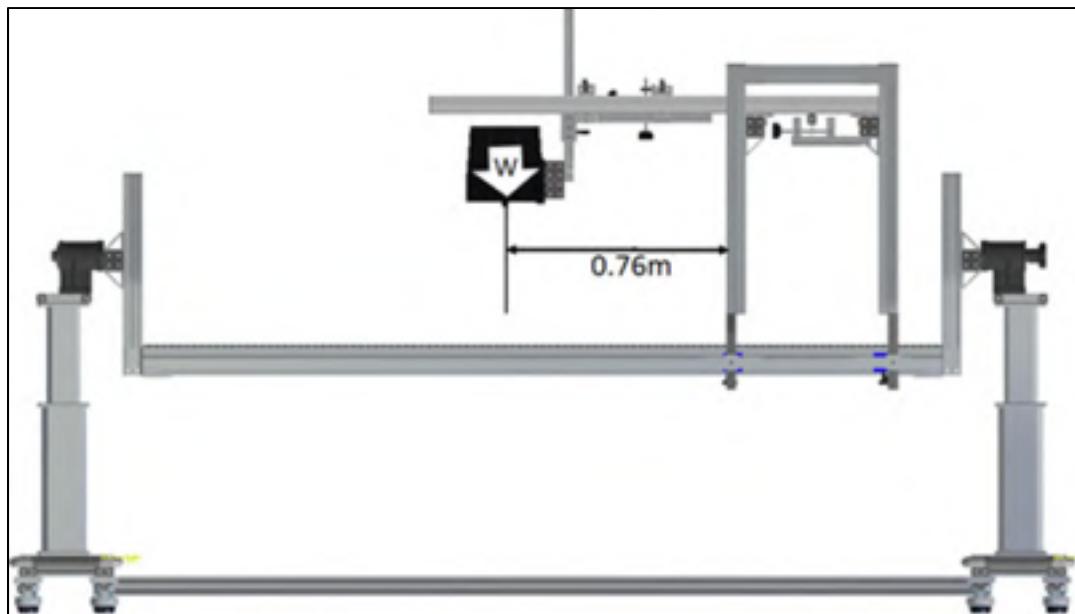


Figure 4.9 Vue latérale de la longueur de déflexion du moteur par rapport au chariot
Tirée de Cliche (2014, p.102)

4.2 Amélioration du banc d'essai de contusion antérieure

Après considération des problèmes existants sur le concept actuel du banc d'essai de contusion antérieure, une nouvelle conception a été réalisée dans le but d'améliorer ces lacunes tout en validant les besoins actuels du projet auprès du Dr. Mac-Thiong.

4.2.1 Nouvelle solution proposée

Une vue d'ensemble du nouveau concept de la table chirurgicale est présentée à la Figure 4.10. Chaque point modifié par rapport au design original de Francis Cliche sera expliqué dans la présente section dans le même ordre que les points critiqués dans la section 4.1.3 de ce mémoire.

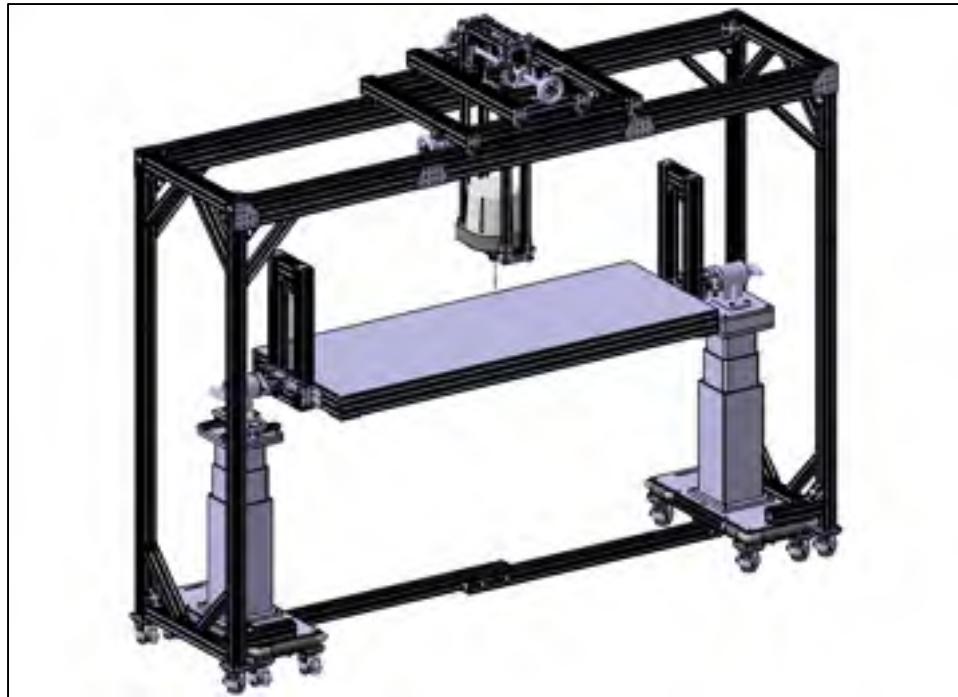


Figure 4.10 Modèle 3D du nouveau concept du banc d'essai expérimental

Premièrement, pour pallier au problème de montée et descente du moteur, le châssis en profilés d'aluminium supportant le moteur a été renforcé, passant de 2 à 4 profilés verticaux afin de rigidifier la structure. Ces profilés coulissent de haut en bas grâce à des paliers de frottement tels que décrits précédemment. Lors de l'assemblage, l'alignement de ces derniers sera crucial pour assurer un déplacement fluide. Ensuite, au lieu du système de crémaillère en nylon avec une petite molette manuelle, c'est plutôt un système de vis-sans-fin en acier au carbone 1018 supporté par deux roulements à bille – un en haut et un en bas du châssis du moteur – qui assure le déplacement (*Voir la Figure 4.11*). La vis est d'un diamètre de 3/8 po avec un pas de 1/8 po par tour. Pour actionner le mouvement, il suffit d'utiliser une clé à cliquet avec une douille normalisée de 9/16 po. La vis est assez résistante pour supporter le poids du chariot-moteur et éviter le flambage. De plus, le bras de levier de la clé à cliquet est amplement suffisant pour lever la charge du moteur et de son chariot sans difficulté (*Voir ANNEXE V pour les calculs*).

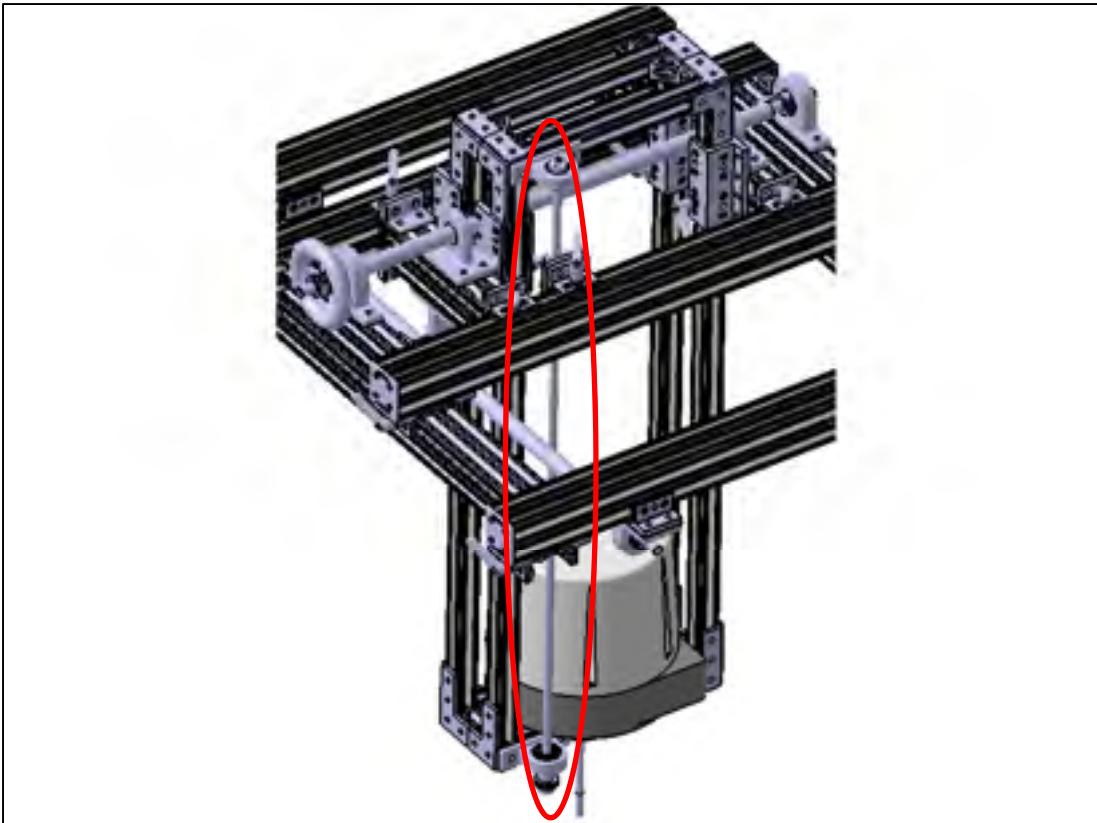


Figure 4.11 Système de vis-sans-fin permettant la montée-descente du moteur Bose®

Deuxièmement, il avait été identifié, dans le design de M. Cliche, que la façon dont le chariot du moteur était accroché sur le bas de la table de chirurgie était fragile, notamment lorsque la table était inclinée, et susceptible à une défaillance mécanique. De plus, un autre point problématique soulevé en analysant le concept original du banc d'essai était que le moteur en porte-à-faux sur le châssis nuisait au bon coulissemement des roulements linéaires 80/20® en raison de leur sensibilité à l'alignement. C'est pourquoi le nouveau concept propose plutôt un châssis complet supporté par quatre membrures verticales 80/20® de section 2 po par 2 po, soit deux à chaque extrémité, pour maximiser la rigidité. Cet ajout permet également de passer deux membrures horizontales en haut du châssis sur lesquelles le chariot du moteur peut coulisser de façon parfaitement stable sans être en porte-à-faux. Tel qu'il est possible de le constater à la Figure 4.12, le chariot du moteur vient coulisser sur le dessus du châssis externe du banc d'essai. Ce dernier est complètement indépendant du bas de la table de chirurgie et permet d'être retiré pour n'utiliser que le bas de la table. Cette modularité supplémentaire

ajoute à la polyvalence du banc d'essai si le moteur Bose® n'est pas nécessaire. Toutefois, pour assembler les deux parties du banc d'essai et les rendre solidaires, deux boulons situés dans le bas du châssis externe peuvent être vissés au bas de la table de chirurgie.

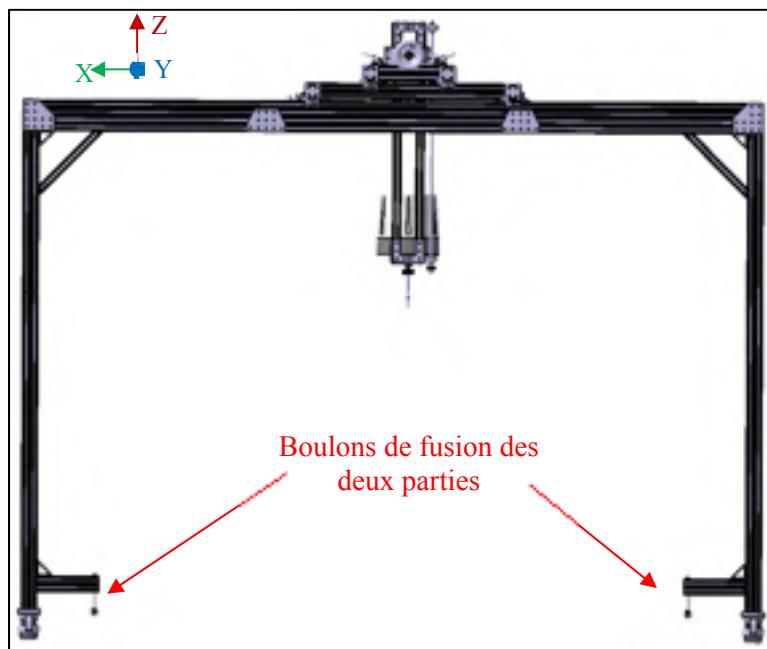


Figure 4.12 Châssis externe supportant le chariot du moteur

En regardant de plus près le chariot du moteur, il est possible de voir que deux ajustements supplémentaires ont été ajoutés. En effet, il est maintenant possible de déplacer précisément le moteur selon l'axe des X et des Y (*Voir la Figure 4.13*) grâce à une manette qui actionne une vis-sans-fin, un peu comme pour le déplacement du moteur en Z. Ce déplacement peut être qualifié de « fin », car les vis-sans-fin ont une avance de 1/16 po (~1,6 mm) par tour. Le chariot peut tout de même être déplacé grossièrement grâce aux paliers de frottements 80/20®. Une fois la position voulue atteinte, de petites manivelles sur les côtés de chaque palier de frottement peuvent être barrées pour empêcher le chariot de coulisser davantage. Cette sécurité garantit la précision de la position visée.

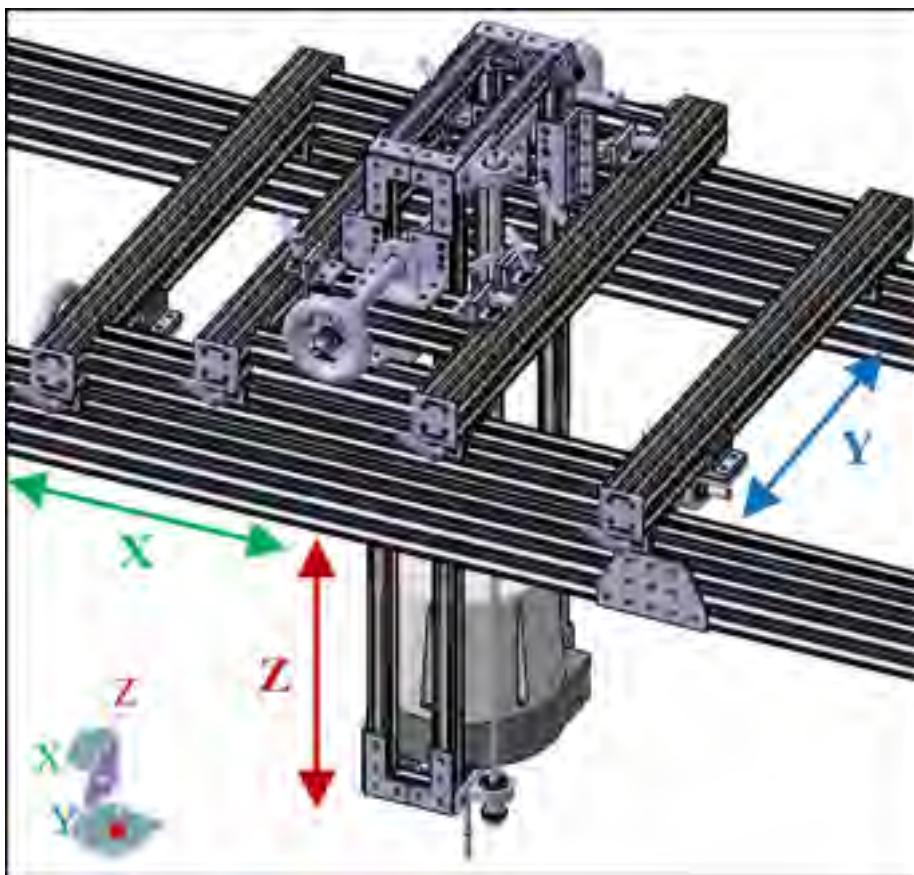


Figure 4.13 Visualisation des déplacements possibles du chariot-moteur

Troisièmement, pour ce qui est du bas de la table de chirurgie, quelques modifications ont également été apportées. D'abord, un deuxième tourillon bloquant a été ajouté à l'extrémité de la table qui n'en avait pas pour assurer le maintien de l'angle latéral de la table. Ensuite, pour pouvoir utiliser les colonnes élévatrices indépendamment, un pivot a été ajouté à chaque tourillon de façon à laisser la table pivoter librement en fonction de la hauteur d'une colonne par rapport à l'autre. La Figure 4.14 identifie chacun de ces deux ajouts.

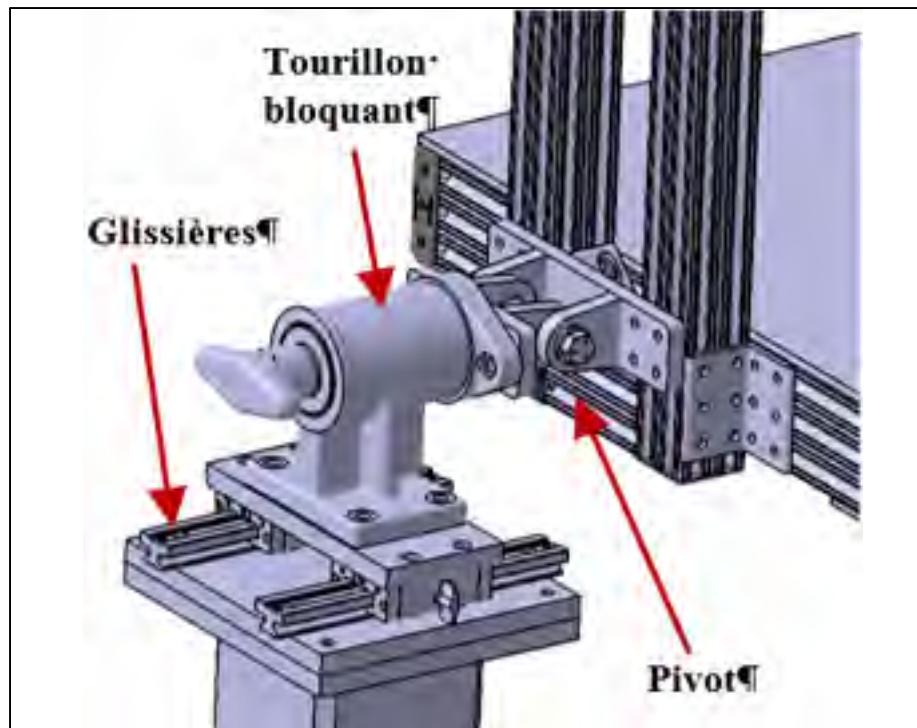


Figure 4.14 Résumé des modifications sur le bas de la table de chirurgie

La dernière modification importante sur le bas de la table de chirurgie est l'ajout de glissières sous l'un des deux tourillons. La raison de cet ajout est que la longueur X, identifiée dans la Figure 4.15 ci-dessous, varie lorsqu'une colonne est montée indépendamment de l'autre, car le plateau de chirurgie est rigide et ne varie pas en longueur. Ainsi, en montant une colonne d'une distance Z, la longueur X diminue et devient X' (*Voir* la partie de droite de la Figure 4.15). Étant donné que le bas de la table est rigide, si aucun mécanisme n'est prévu pour reprendre cette variation de la longueur, une ou plusieurs pièces du montage subiraient alors des efforts critiques au point de les faire plier. C'est pourquoi les glissières viennent compenser ce jeu dans la longueur X et permettent au montage de ne jamais subir d'effort supplémentaire lorsque les colonnes élévatrices sont utilisées indépendamment l'une de l'autre.

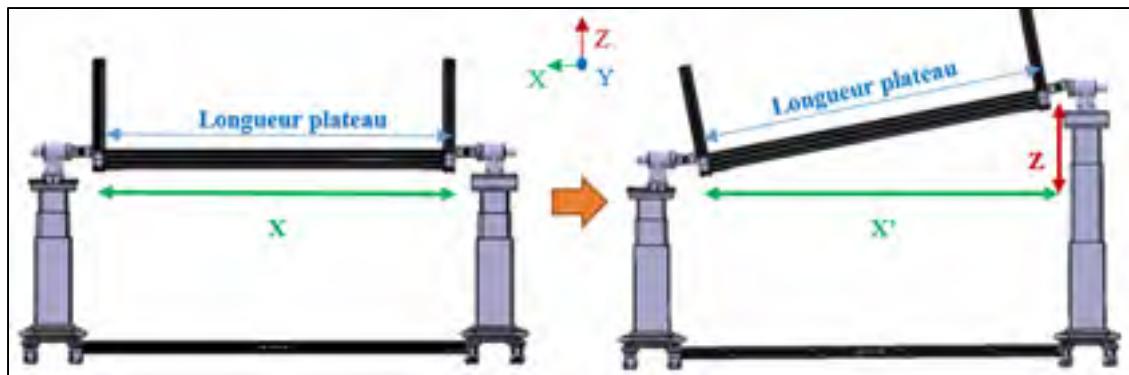


Figure 4.15 Démonstration de la variation de longueur du bas de la table en utilisation indépendante des colonnes élévatrices

Enfin, les derniers ajouts au banc d'essai expérimental sont deux lasers servant à mieux guider l'impacteur lors du positionnement de cette dernière sur la colonne vertébrale d'un spécimen. Ces lasers tracent une ligne et ils sont placés en croix de façon à guider la tige dans deux axes. De plus, une caméra-endoscope a été ajoutée au système pour permettre aux utilisateurs du banc d'essai de voir le bout de la tige même lorsqu'elle est insérée dans un espace restreint. Ces éléments sont montrés à la Figure 4.16.

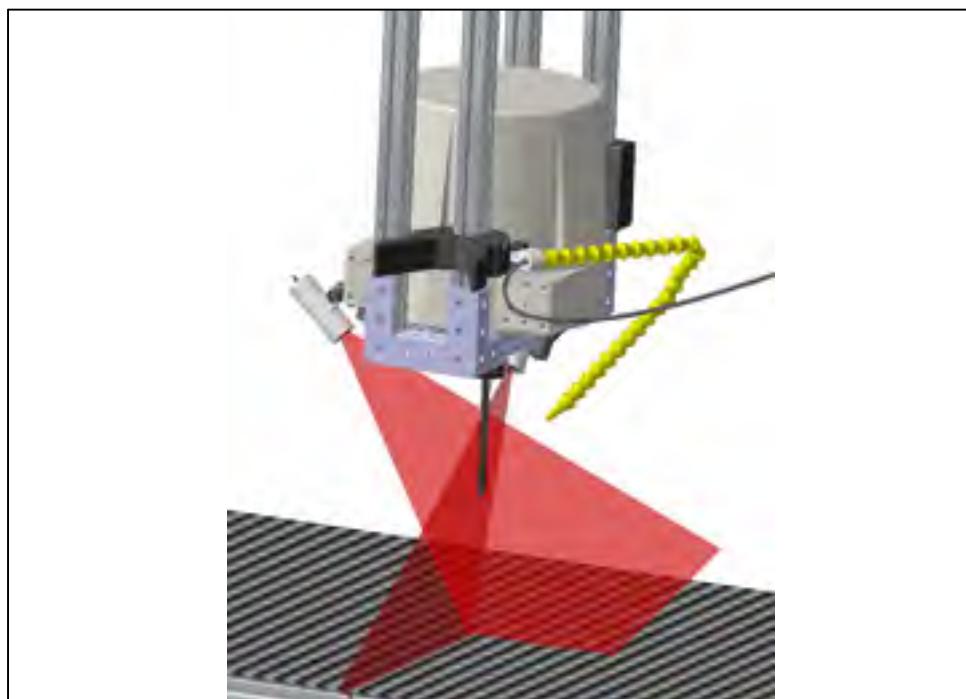


Figure 4.16 Guides lasers et caméra-endoscope ajoutés au chariot du moteur

4.3 Validation du banc d'essai

Le banc d'essai expérimental a été fabriqué et assemblé en suivant le concept amélioré présenté dans la section précédente de ce chapitre. Plusieurs pièces ont été usinées tandis que la majorité du cadre et de la quincaillerie provient du fournisseur de profilés d'extrusion en aluminium 80/20® Inc. et McMaster-Carr®. La Figure 4.17 et la Figure 4.18 présentent le prototype final une fois assemblé et opérationnel.

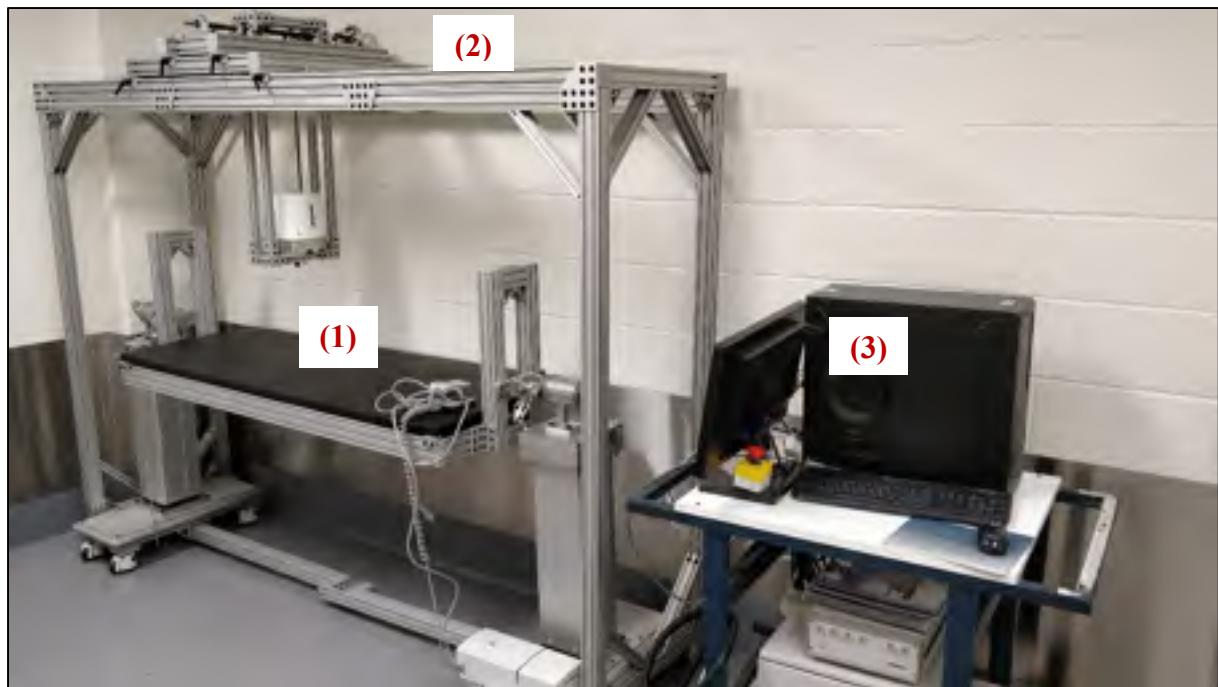


Figure 4.17 Banc d'essai expérimental assemblé : (1) plateau chirurgical – bas de la table, (2) Châssis externe et chariot du moteur Bose® et (3) station mobile d'acquisition des données

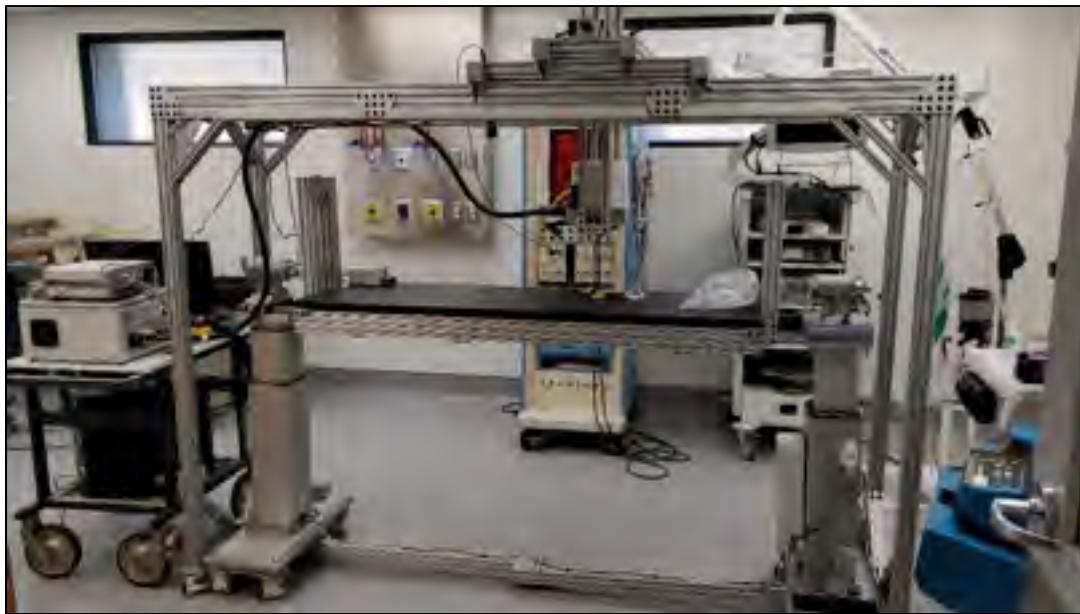


Figure 4.18 Banc d'essai expérimental opérationnel en salle de chirurgie

Une fois le banc d'essai assemblé, il est maintenant crucial de valider qu'il respecte les besoins établis dans le cahier des charges initial. Cette section détaille les étapes entreprises pour calibrer le moteur et la méthode d'impact avant de présenter les résultats d'une chirurgie effectuée sur un modèle porcin vivant en approche postérieure. À cette étape, l'approche postérieure a été préférée à l'approche antérieure en raison des difficultés opératoires à maintenir un animal en vie en approche antérieure. En effet, l'ouverture ventrale expose les organes vitaux et nécessite une grande prudence dans la réalisation de la chirurgie. Le protocole expérimental en approche postérieure était cependant déjà maîtrisé par l'équipe opératoire.

4.3.1 Calibration de la méthode d'impact et optimisation du contrôleur de déplacement du moteur de l'impacteur

Les étapes préliminaires de calibration et d'optimisation assurent que le moteur Bose® et la méthode d'impact permettent une méthodologie précise et reproductible une fois en chirurgie sur modèle vivant. D'abord, les manipulations et la procédure d'utilisation du banc d'essai pour effectuer une contusion sur la moelle épinière ont été établies lors de tests préliminaires sur modèle synthétique et modèle *in vitro*. Le banc d'essai permet à la fois une approche postérieure et antérieure sur le modèle expérimental. Toutefois, puisque le protocole

expérimental présenté pour la chirurgie sur modèle porcin se déroule en approche postérieure, la calibration et la validation de la méthode d'impact a été réalisée en approche postérieure. Le montage des tests préliminaires sur modèle synthétique est présenté à la Figure 4.19.



Figure 4.19 A) Montage expérimental des tests préliminaires sur moelle épinière synthétique, B) moule pour le substitut de moelle épinière en silicone

La moelle épinière synthétique a été produite à partir d'une mousse de silicone en deux composantes A et B mélangées ensemble (ratio 2A:1B) qui gonfle et durcit par réaction chimique. La mousse provient de la compagnie Smooth-On (Macungie, Pennsylvanie, É.-U.) et le modèle Soma Foama® 15 a été utilisé en respectant les proportions prescrites par Louis-Marie Peyrache dans son mémoire de maîtrise (Peyrache, 2017). M. Peyrache a montré que ce

substitut de silicone imite les propriétés mécaniques de la moelle épinière jusqu'à 70% de compression transverse (Peyrache, 2017, p.76). Le fait de choisir un composé synthétique reproduisant le plus possible les propriétés mécaniques d'une vraie moelle épinière ajoute à la confiance de la calibration des paramètres de la méthode d'impact en vue des essais *in vivo*. De plus, pratiquer les manipulations expérimentales sur un modèle synthétique permet de s'affranchir des contraintes liées aux expériences sur modèles *in vitro* quant à la gestion des déchets notamment. C'est ainsi que la procédure d'utilisation du banc d'essai a pu être perfectionnée après maintes itérations sur le montage de la Figure 4.19.

Lorsque le chariot du moteur est positionné au-dessus du site d'impact sur la moelle épinière, il est descendu le plus possible, jusqu'à environ 1 ou 2 mm au-dessus de la surface supérieure de la moelle épinière. Cette méthode permet de terminer l'approche avec des déplacements fins afin de toucher à la moelle synthétique et établir la valeur « zéro » du test à l'aide logiciel WinTest 7 (TA Instruments, Delaware, É.-U.) du moteur Bose®. Cette référence a une importance critique, car elle définit le point de départ pour connaître la distance de compression exacte de la moelle épinière pendant le test. L'atteinte de cette référence est faite visuellement, soit en regardant directement le site d'impact, soit en utilisant la caméra endoscope positionnée de façon à pointer sur le bout de l'impacteur et le dessus de la moelle épinière. Ensuite, à partir de cette référence propre à chaque itération de test, le vérin du moteur est actionné vers le haut, pour permettre au moteur de bénéficier du maximum de course possible pendant la compression de la moelle épinière afin d'atteindre la vitesse la plus élevée possible. Enfin, le moteur est actionné vers le bas, à vitesse maximale, jusqu'à la profondeur désirée pour le test. Avec cette méthode, ce sont donc la vitesse et le déplacement de l'impacteur qui sont contrôlés. La Figure 4.20 présente un schéma général des quatre étapes de la méthode d'impact employée pour la calibration du moteur.

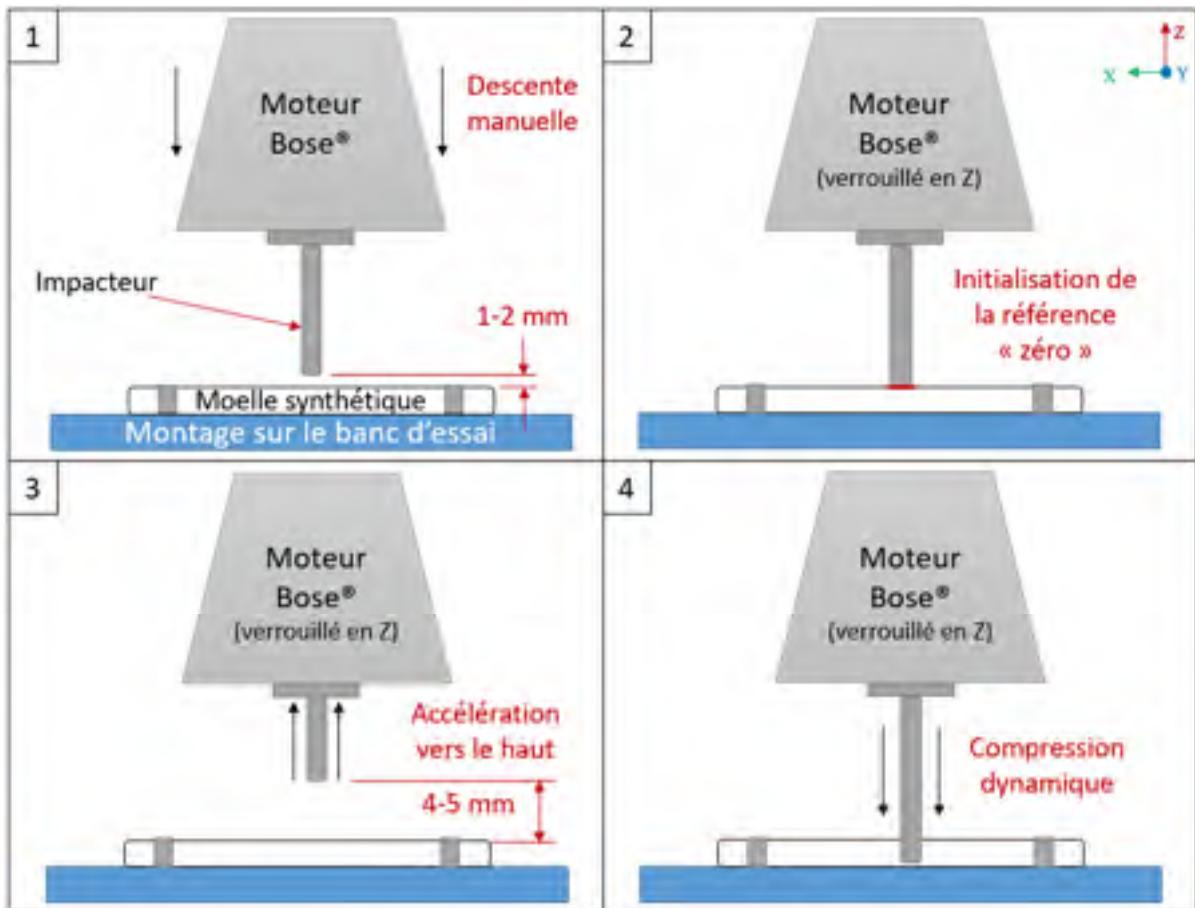


Figure 4.20 Schéma de la méthode d'impact pour la calibration du PID :
1) Descente manuelle de l'impacteur motorisé, 2) Initialisation du « zéro » sur le dessus de la moelle, 3) Accélération vers le haut et 4) Compression dynamique de la moelle synthétique

Les détails techniques de cette méthode d'impact passent par l'optimisation du PID du moteur. Le contrôle par PID est un algorithme de calcul qui vient corriger et optimiser la réponse du moteur par rapport à la commande qui lui est imposée par le logiciel WinTest 7. Cette régulation se décompose en trois actions distinctes, soit la proportionnelle, l'intégrale et la dérivée. Ces actions sont en fait des gains modifiant intentionnellement l'erreur sur la réponse du système par rapport à la commande. Le contrôle proportionnel (P) amplifie virtuellement l'effet de l'erreur d'un certain gain afin que celui-ci réagisse plus vite aux changements qui surviennent dans la consigne. Il est ensuite possible d'ajouter l'intégration de l'erreur (I) au contrôle proportionnel afin d'obtenir une régulation PI. Ici, l'erreur entre la réponse du système à la commande est intégrée par rapport au temps et multipliée par un certain gain de façon à

corriger l'erreur générée en régime permanent par l'action P. L'intégrale accélère en fait la réponse du moteur et permet d'atteindre le régime permanent plus rapidement. Enfin, la dérivée est ajoutée au contrôle PI afin de corriger le dépassement de la consigne. Elle vient freiner le système de façon à le stabiliser encore plus rapidement (Ross, 2010). La Figure 4.21 illustre le principe des actions PID sur un signal quelconque par rapport à une consigne échelon.

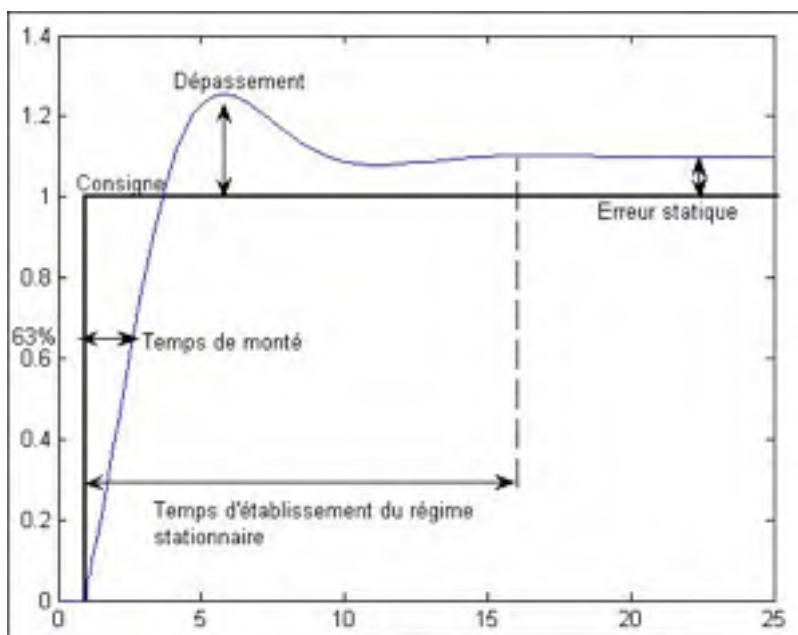


Figure 4.21 Exemple de graphique d'un régulateur PID
Tirée de (Wikipédia, 2015)

L'optimisation du PID est un processus itératif et graduel par petits incrémentations sur chacune des trois actions. Les raisons de cette méthode itérative, telles que l'indique M. Cliche dans son mémoire, sont « la complexité du montage, le manque d'information sur la représentativité des propriétés du matériau remplaçant compressé et les composantes du système de commande du vérin linéaire. » (Cliche, 2014, p.105)

Dans son mémoire, M. Cliche a déjà procédé à une optimisation du PID avec l'actuateur linéaire Bose® utilisé dans le présent projet (Cliche, 2014, p.105-113). Il s'était alors concentré sur l'optimisation du PID en fonction de la vitesse d'impact, du dépassement de la réponse par rapport à la consigne et du temps de réponse. De plus, M. Louis-Marie Peyrache a également

procédé à une optimisation du PID de l'actuateur Bose® dans le cadre du travail entourant son mémoire. Quoique non répertorié textuellement dans son mémoire, cette calibration lui a permis d'atteindre des vitesses de compression allant jusqu'à 400 mm/s avec l'actuateur Bose® sur des substituts de moelle épinière en mousse. La présente optimisation se base donc sur les paramètres de base établis dans ces deux précédentes optimisations. Toutefois, il n'est pas possible de prendre exactement les mêmes valeurs pour les actions P, I et D, car la masse de l'impacteur utilisé n'est pas la même. L'actuateur Bose® ne réagit donc pas du tout de la même façon en raison de l'inertie différente.

Pour mesurer l'effet de cette optimisation sur le test d'impact, les deux principaux paramètres contrôlés par le moteur, soit la vitesse d'impact et le déplacement, traduit en compression de la moelle épinière lors de la chirurgie, sont observés. De plus, le dépassement de la compression réelle par rapport à la consigne est montré, car il est important de ne pas trop dépasser la compression voulue, au risque d'infliger une blessure plus grave lors d'essais sur spécimens *in vivo*. Le Tableau 4.2 compare les paramètres du PID après optimisation de M. Cliche, M. Peyrache et ceux employés dans la présente étude avec la vitesse maximale, le déplacement et le dépassement associés.

Tableau 4.2 Comparaison des paramètres finaux du PID selon l'étude

	P	I	D	Vitesse max.	Comp.	Déplacement total	Dépassement
Cliche, 2014 ^[1]	0,71	0,012	-2,29	1735 mm/s	3 mm	6 mm	0,58 mm
Peyrache, 2017	0,29	0,0115	-1,27	400 mm/s	1,5 mm	6 mm	-
Paramètres finaux	0,2054	0,0068	-1,78	917,5 mm/s ^[2]	4 mm	8 mm	0,09 mm

^[1] Meilleur essai enregistré en fonction du système de pointage attribué par M. Cliche. (Cliche, 2014, p.113)

^[2] La vitesse maximale atteinte n'est pas nécessairement la vitesse à l'impact. Par exemple, pour les paramètres finaux utilisés dans les tests de calibration, la vitesse maximale de 917,5

mm/s est atteinte après seulement 2,6 mm de déplacement. Toutefois, l'impact se produit après 4 mm de déplacement. La vitesse réelle d'impact est alors plutôt de 757,3 mm/s.

Plusieurs essais itératifs ont été réalisés afin de trouver les paramètres optimaux du PID et, pour le type de commande utilisé, c'est-à-dire une commande échelon, les valeurs idéales ont définies à $P = 0,2054$, $I = 0,0068$ et $D = -1,78$. Ces valeurs s'éloignent beaucoup des paramètres optimaux selon M. Cliche et la vitesse maximale atteinte est pratiquement deux fois plus petite également (1735 mm/s vs 917,5 mm/s). Toutefois, le dépassement enregistré est largement plus petit que celui de M. Cliche, soit 0,09 mm au lieu de 0,58 mm. Ce dépassement est énorme considérant le diamètre antéro-postérieur moyen des spécimens porcins à l'étude, soit environ 5,1 mm (Fradet, 2014). De plus, il est plus grand que la cible de $\pm 0,5$ mm de la spécification technique « Variation de la compression initiale » du cahier des charges que la technique doit viser. Des paramètres PID moins agressifs ont donc été préférés pour la présente étude.

Le graphique de la Figure 4.22 montre le type de consigne envoyé du logiciel WinTest 7 au moteur Bose® pour l'optimisation du PID. Ce signal représente ce qui est prévu pour la chirurgie sur modèle porcin *in vivo*, c'est-à-dire une montée au-dessus du site d'impact de 3 à 5 mm pour permettre une accélération maximale du moteur par la suite, un déplacement vers le bas le plus rapide possible jusqu'à la compression initiale voulue (4 mm), une remontée quelques secondes après jusqu'à la profondeur de compression résiduelle (2,5 mm) et un maintien de cette compression pendant 5 minutes avant le retrait complet.

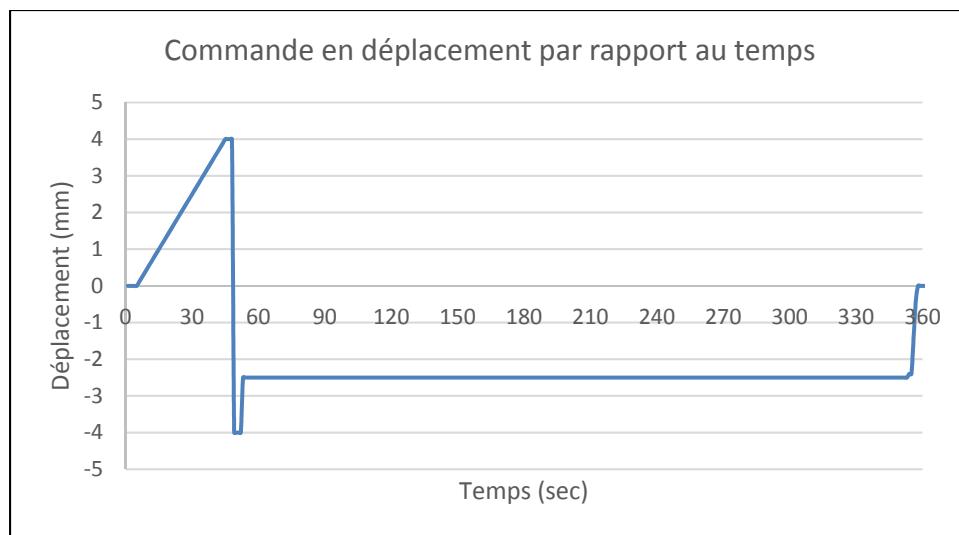


Figure 4.22 Commande envoyée au moteur Bose®

Le graphique de la Figure 4.23 montre ensuite les réponses du moteur à cette consigne, en faisant varier la hauteur initiale entre 3, 4 et 5 mm avant l'accélération vers le bas. L'objectif est de voir quelle hauteur permet d'atteindre la plus grande vitesse d'impact.

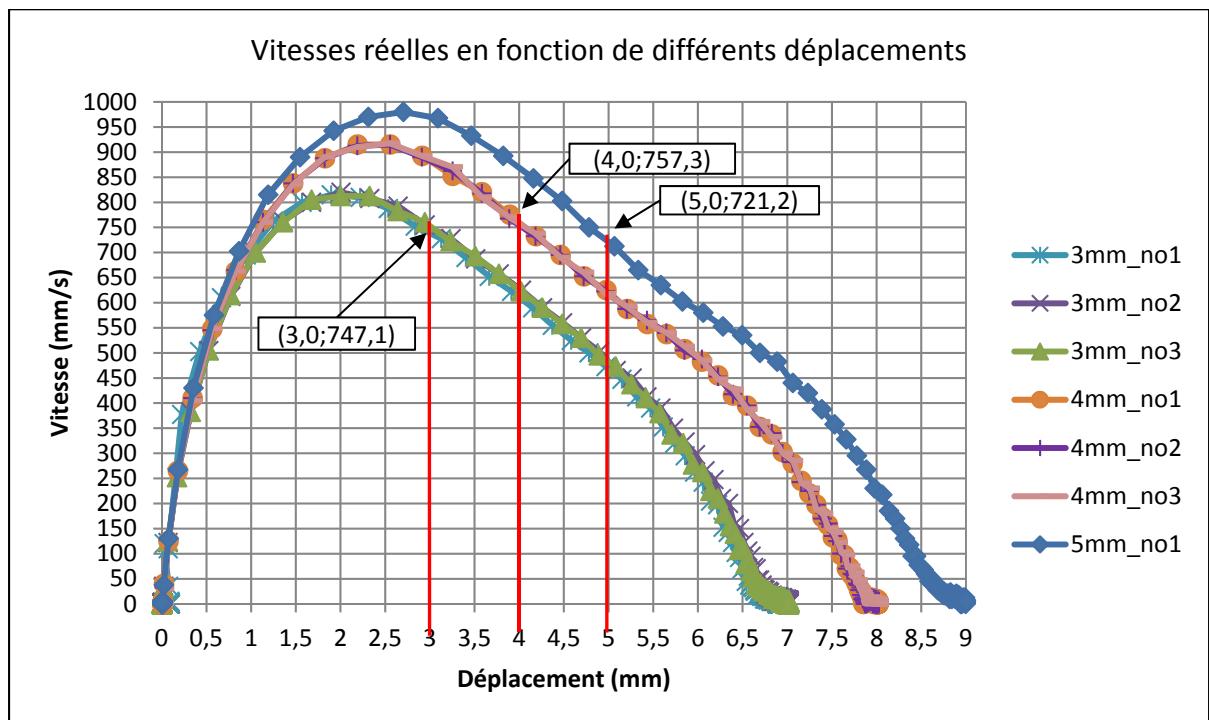


Figure 4.23 Comparaison des vitesses instantanées de l'actuateur selon différentes hauteurs initiales

Trois essais ont été réalisés pour la hauteur de 3 et de 4 mm étant donné les vitesses d'impact assez proches l'une ou de l'autre, tandis qu'un seul essai a été réalisé à la hauteur de 5 mm vu sa vitesse d'impact plus faible que les deux autres hauteurs. La vitesse d'impact a été interpolée sur Excel afin d'avoir la vitesse exactement au déplacement correspondant au-dessus du substitut de moelle synthétique et une moyenne a ensuite été dressée pour les essais à une hauteur de 3 et de 4 mm. La hauteur enregistrant la plus grande vitesse d'impact moyenne est à 4 mm, avec une valeur de 757,3 mm/s. Une hauteur initiale de 4 mm sera donc gardée pour la chirurgie sur modèle porcin.

Cependant, cette vitesse reste largement en-dessous de la vitesse maximale enregistrée lors de chacun des essais. En effet, pour des hauteurs de 3, 4 et 5 mm, la vitesse maximale était respectivement de 815 mm/s, 917,5 mm/s et 980 mm/s. De plus, ce sommet était atteint très tôt dans la course, soit entre 1,6 et 2,3 mm environ parmi tous les essais. La raison de la baisse rapide en vitesse une fois ce sommet atteint est qu'il est plus difficile pour le moteur de décélérer et de garantir qu'il arrêtera complètement à la hauteur voulue que lors de l'accélération.

4.3.2 Méthodologie chirurgicale

Le protocole de recherche a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche animale de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal (protocole MACJ06). Le modèle porcin, de race Yucatan et âgé d'environ 15 semaines, est d'abord gardé à l'animalerie du Centre de Recherche pendant 4 semaines avant l'opération. Le but est d'être manipulé quotidiennement afin qu'il s'acclimate au personnel et au milieu. Le jour de la chirurgie, il est d'abord placé sous anesthésie générale et intubation endotrachéale en position ventrale sur le plateau chirurgical du banc d'essai de contusion (*Voir Figure 4.24A*). Il reçoit également des doses d'antibiotiques, des cathéters sont insérés dans la veine et l'artère fémorale pour mesurer la pression artérielle de façon continue et une sonde urinaire est installée.

Une incision dorsale dans l'axe médian est pratiquée entre la sixième et la douzième vertèbre thoracique et les processus épineux des trois vertèbres T9 à T11 sont retirés par laminectomie grâce à des rongeurs et une fraiseuse orthopédique afin d'avoir un accès direct à la moelle épinière (Figure 4.24B-C). Le site d'impact est fixé à la vertèbre T10 et le ligament jaune, graisses et autres tissus mous entourant la moelle épinière sont retirés pour garantir un accès direct à la moelle (Figure 4.24D). En complément, les fonctions neurologiques sont évaluées à l'aide de mesures de potentiels évoqués avant et après contusion de la moelle épinière. Ces mesures permettent notamment de voir si la contusion réalisée a un impact direct sur les fonctions motrices de l'animal.

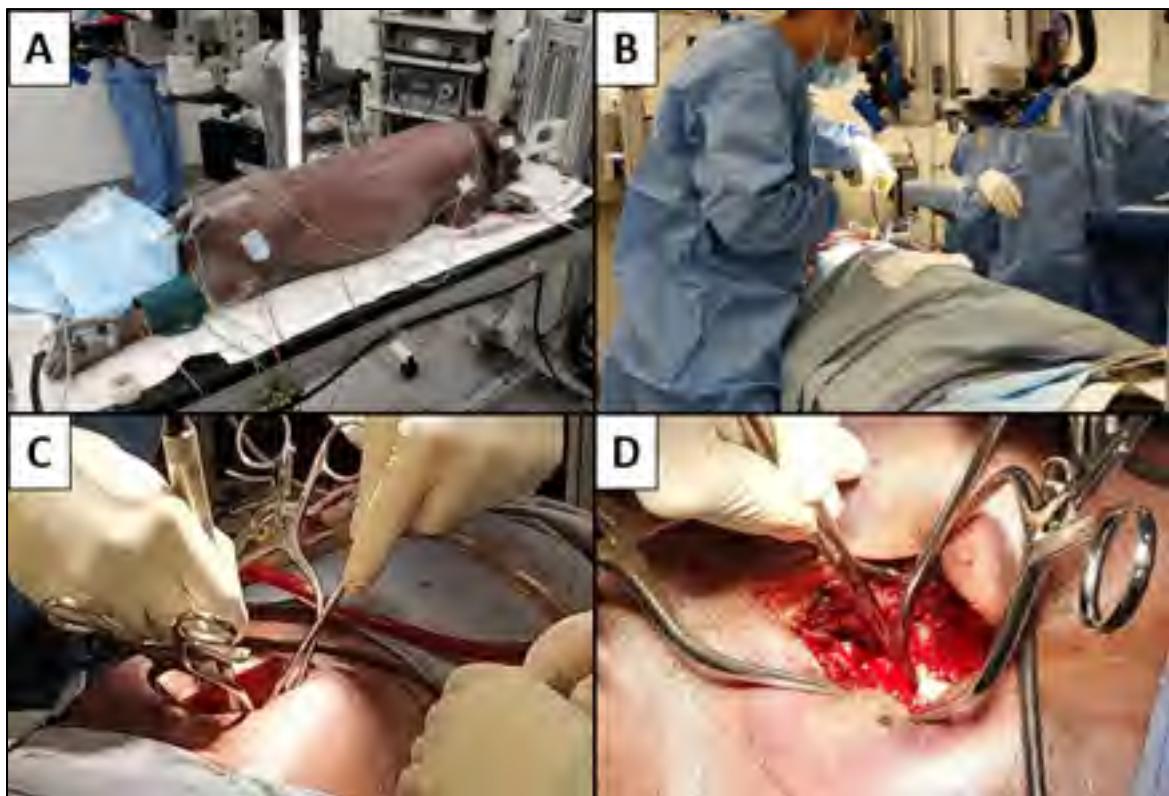


Figure 4.24 A) Modèle porcin branché et anesthésié sur le banc d'essai, B) Incision dorsale au niveau des vertèbres thoraciques, C) Laminectomie des vertèbres T9 à T11 & D) Retrait et nettoyage des tissus mous recouvrant la moelle épinière

Une fois les manipulations chirurgicales réalisées, le chariot du moteur est positionné au-dessus du site d'impact à T10. Ensuite, il est descendu jusqu'à pratiquement toucher la moelle épinière. L'animal est ensuite placé sous apnée respiratoire (par arrêt du respirateur artificiel)

pour toute la durée de la contusion afin de limiter les mouvements verticaux de la moelle épinière. Il a été observé que ceux-ci pouvaient déplacer la moelle épinière jusqu'à 5 mm vers le haut, rendant l'initialisation du test d'impact extrêmement difficile. Le chariot du moteur est ensuite verrouillé en place puis le dernier millimètre pour atteindre la moelle épinière est parcouru avec la course du moteur lui-même. Lorsque l'impacteur touche à la moelle épinière, la valeur de la course du moteur est enregistrée et le test peut être initialisé avec les bons paramètres de contusion. La Figure 4.25 illustre ce qui devrait être observé par la caméra endoscopique insérée dans l'incision. Ces images sont tirées des pré-tests de calibration sur spécimen *in vitro*.

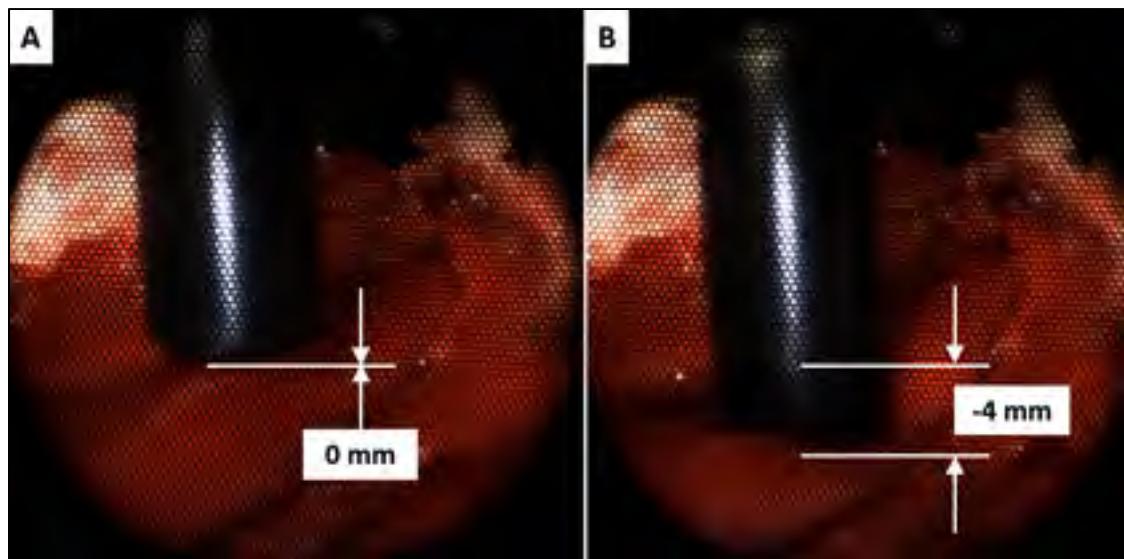


Figure 4.25 Images avant et après contusion d'une moelle épinière *in vitro* par la caméra endoscope

4.3.3 Résultats de la chirurgie

En s'inspirant de protocoles opératoires dans la littérature (Kuluz et al., 2010; J. H. Lee et al., 2013; Navarro et al., 2012), une première contusion a d'abord été réalisée à 3,1 mm de profondeur dans la moelle épinière comme compression initiale avec un retrait partiel à 2,1 mm pour la compression résiduelle. Cette compression a été maintenue pendant 5 minutes avant le retrait complet de l'impacteur. La profondeur de 3,1 mm correspond à une compression aiguë de 60% selon le diamètre moyen de 5,1 mm d'une moelle épinière porcine

dans l'axe antéro-postérieur (Fradet, 2014). La profondeur de 2,1 mm correspond plutôt à 40% de compression résiduelle. Toutefois, après impact et retrait de l'impacteur, il a été observé visuellement et par mesures des potentiels évoqués qu'il ne semblait pas y avoir eu de lésion créée. Plusieurs facteurs peuvent expliquer ce phénomène, notamment :

- L'impacteur ne touchait pas réellement au-dessus de la moelle épinière lors de l'initialisation du test d'impact;
- Des tissus mous et du sang pouvaient recouvrir partiellement le dessus de la moelle épinière, donnant la fausse impression que l'impacteur touchait réellement à la moelle épinière.

Tel qu'il est possible de le voir à la Figure 4.26, le chariot du moteur, une fois descendu en position d'impact, obstrue beaucoup le champ opératoire et il est donc difficile d'observer efficacement l'impacteur et la moelle épinière. De plus, en raison de la taille restreinte de l'ouverture et de l'épaisseur des tissus avant l'atteinte de la moelle épinière, il a été impossible de positionner la caméra endoscopique tel que désiré pour mieux observer le moment où l'impacteur touche la moelle épinière. Une analyse plus détaillée et des recommandations seront émises dans le chapitre Discussion de ce mémoire.



Figure 4.26 Descente manuelle du chariot du moteur au-dessus de la moelle épinière

Étant donné la première contusion non concluante, une deuxième contusion a été exécutée. Les paramètres ont été ajustés à 4 mm pour la compression aiguë, sans variation pour la compression résiduelle, maintenue pendant 2 minutes au lieu de 5. La modification du temps de maintien de la compression était en raison de la précarité dans le maintien du spécimen animal en apnée respiratoire pendant 5 minutes. Cette fois, l'impacteur touchait bien à la moelle épinière avant l'impact et la contusion a été jugée un succès. En effet, les mesures des potentiels évoqués après impact ont montré une atteinte neurologique à la patte arrière droite, tandis que la patte arrière gauche ne montrait pas de différence significative par rapport aux mesures prises avant l'impact. Le graphique de la Figure 4.27 montre la réponse du moteur Bose® à la descente rapide de 9 mm au total pour réaliser la contusion sur la moelle épinière.

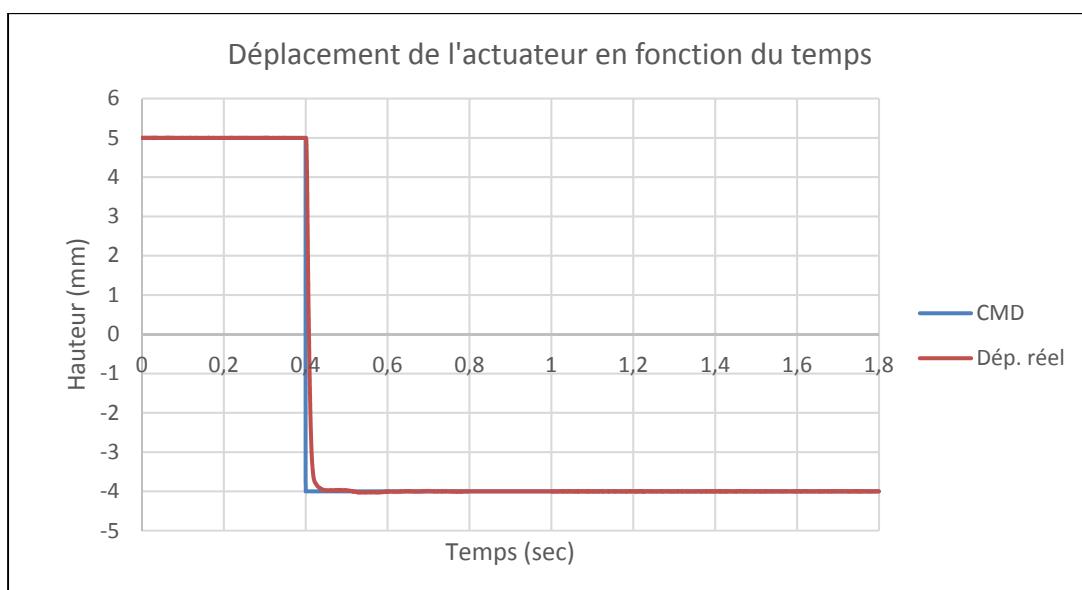


Figure 4.27 Déplacement de l'actuateur lors de la contusion sur le spécimen animal

Le graphique de la Figure 4.28 présente ensuite une vue rapprochée sur le dépassement maximal de 0,027 mm observé lors de la contusion. Il est possible de remarquer une légère oscillation qui perdure dans les premières secondes du maintien de la compression. Cette oscillation provient probablement des paramètres du PID, mais elle est de l'ordre de $\pm 0,002$ mm, donc considérée négligeable.

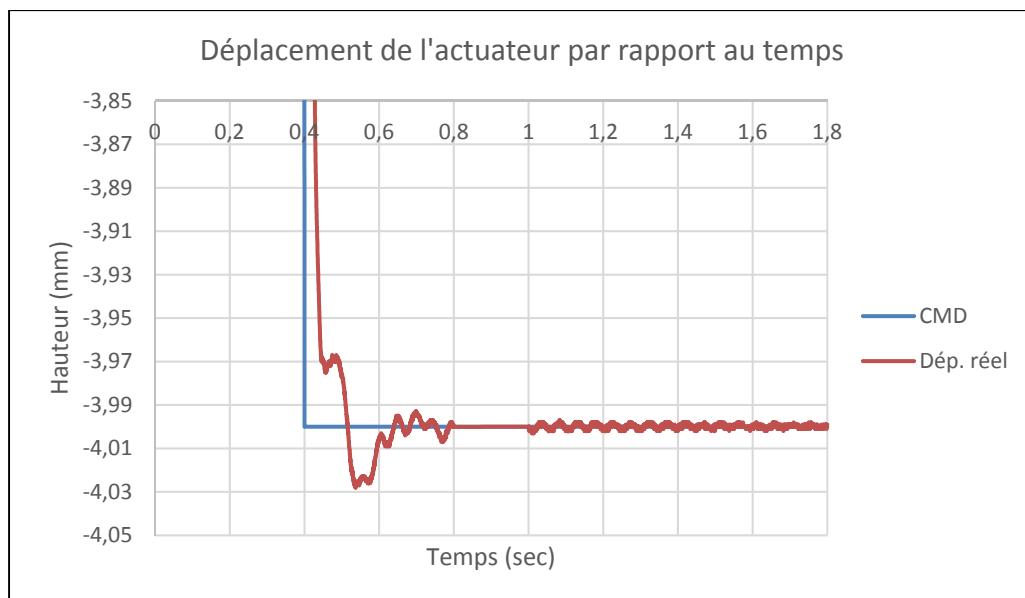


Figure 4.28 Dépassement de la réponse de l'actuateur à la consigne

La vitesse maximale atteinte pendant l'essai est de 975 mm/s et la vitesse d'impact est de 743,9 mm/s. La hauteur de 5 mm pour l'accélération de l'impacteur a été préférée à 4 mm, contrairement à ce qui avait été statué lors des pré-tests, car l'embout de l'impacteur normalement en PEEK a été changé pour un embout en aluminium 6061-T6 lors de la chirurgie afin d'être visible au fluoroscope. Toutefois, pendant la chirurgie, l'utilisation du fluoroscope fut écartée en raison de la pauvreté des images recueillies, mais la tige en aluminium fut tout de même conservée.

La masse supplémentaire de l'aluminium, dont la densité est de 2,70 g/cm³, par rapport au PEEK dont la densité de 1,31 g/cm³ (Matweb, 2018; Quadrant, 2018), a le potentiel de changer légèrement l'asservissement de l'actuateur Bose® et c'est pourquoi il a été décidé d'augmenter la hauteur d'accélération d'un millimètre pour garantir l'atteinte d'une vitesse d'impact similaire aux tests de calibration.

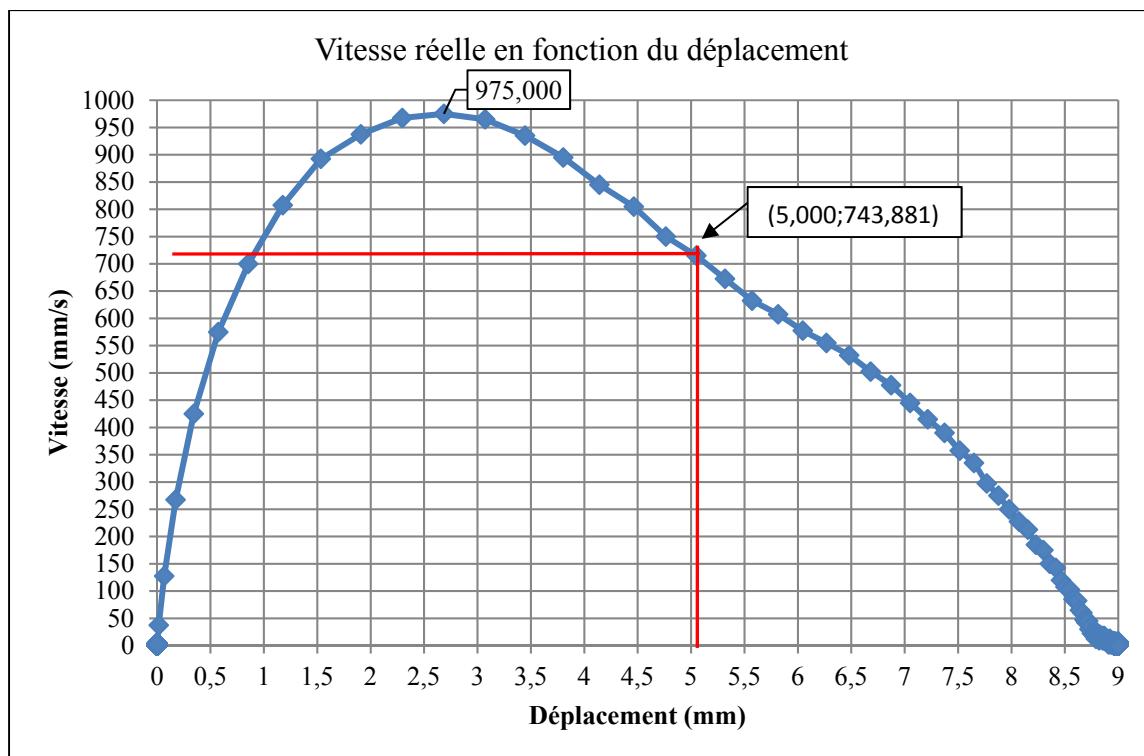


Figure 4.29 Graphique de la vitesse réelle de l'actuateur pendant la contusion finale sur le spécimen animal

L'animal fut amené sur la table d'opération vers 8h30 et la chirurgie a réellement débuté autour de 12h. Cette dernière contusion sur l'animal a été faite à 16h10 et l'animal fut refermé et les dernières manipulations chirurgicales furent complétées à 16h30. Ce délai fut causé par plusieurs complications, notamment sur l'utilisation du fluoroscope et l'échec de la première contusion. La plaie fut pansée et le réveil de l'animal s'est ensuite progressivement fait sur une période d'une heure. Plusieurs observations ont été enregistrées à partir de ce moment dans le but de noter d'éventuels impacts sur les fonctions motrices ou neurologiques :

1. 17h25 : Le modèle porcin commence à se réveiller, mais il est toujours sous assistance respiratoire;
2. 17h30 : L'animal a commencé à bouger sa patte arrière gauche, mais la droite n'avait qu'un léger frémissement. Il bougeait également les deux pattes avant;
3. 17h35 : Tremblements et spasmes des pattes arrière, réflexe de rétractation si on les étend. Les pattes avant bougent frénétiquement, comme si l'animal courait;
4. 17h40 : L'animal est transféré sur une civière puis amené dans son enclos;

5. 17h55 : Les pattes avant bougent beaucoup, les pattes arrière légèrement, par contre de vigoureux spasmes sont observés, surtout sur la patte arrière droite;
6. 18h05 : Mouvements et spasmes des pattes arrière de plus en plus fréquents, mais restent petits en comparaison aux pattes avant;
7. 18h30 : Reprend de plus en plus conscience, bouge frénétiquement ses pattes, difficultés respiratoires.

Par la suite, l'animal a été sous observation constante les premiers jours suivants la chirurgie. Une seule complication est survenue au courant de la première nuit, soit un arrêt respiratoire en raison de sécrétions bloquées dans ses voies respiratoires. Ces dernières ont dû être retirées et, par la suite, aucune autre complication n'est survenue. La Figure 4.28 A-B-C résume la prise en charge de l'animal post-chirurgie et l'image en D montre l'animal déjà en mesure de marcher de lui-même, quoique lentement et avec un léger boitement, le lendemain matin, vers 9h.



Figure 4.30 A) Modèle porcin après la chirurgie une fois la plaie refermée et pansée, B) Déplacement de l'animal dans son enclos, C) Modèle animal une fois replacé dans son enclos & D) Marche de l'animal le lendemain matin de la chirurgie

Le fait que l'animal marchait déjà par ses propres moyens le lendemain matin de la chirurgie laisse présager que la lésion créée n'était pas sévère, contrairement aux premières impressions et observations visuelles pendant la contusion. Une analyse complète de la méthode et des résultats est offerte dans le chapitre Discussion de ce travail.

CHAPITRE 5

ÉVALUATION MÉCANIQUE DU DISPOSITIF DE CONTUSION ANTÉRIEURE

5.1 Objectifs de l'évaluation

La solution proposée dans le cahier des charges de la conception du dispositif a d'abord été évaluée par éléments finis et une analyse de convergence pour valider son dimensionnement. Toutefois, avant de penser utiliser ce prototype sur des modèles vivants, il est primordial de passer par une évaluation expérimentale de ce dernier pour confirmer qu'il respecte les critères d'évaluation déterminés dans le barème d'évaluation, c'est-à-dire principalement qu'il maintient la compression résiduelle imposée sur la moelle épinière et qu'il permet des mesures reproductibles. De plus, il est important de vérifier si la conception résiste mécaniquement aux efforts induits lors des tests.

Il est question d'évaluer la présente conception et non de la valider, parce qu'il est jugé que les tests expérimentaux décrits dans ce chapitre ne permettent pas de confirmer hors de tout doute que le dispositif répond entièrement au cahier des charges. En effet, d'autres tests complémentaires seront nécessaires pour le valider. Ces derniers seront décrits dans les recommandations à la fin de ce chapitre.

5.2 Méthodologie

Deux tests distincts ont été effectués sur le prototype du dispositif de contusion antérieure, soit des tests de flexion-extension et d'inflexion latérale réalisés sur un montage expérimental permettant des moments purs tel que décrit dans le Chapitre 3.

5.2.1 Modèle expérimental choisi

Le type de spécimen animal choisi pour les tests d'évaluation du dispositif de contusion est un cochon de race « Landrace », dit d'élevage traditionnel, tel que Francis Cliche (Cliche, 2014,

p.51) utilisait pour ses essais expérimentaux. Toujours en vue de poursuivre dans la même lignée de ses travaux et de ceux entamés par le Dr. Mac Thiong, l'âge des cochons au moment de l'abattage était de $2,82 \text{ mois} \pm 1,8 \text{ jour}$. Leur masse moyenne était de $30,1 \text{ kg} \pm 1,6 \text{ kg}$. Un total de six colonnes vertébrales porcines ont été commandées pour ces tests expérimentaux et le Tableau 5.1 détaille l'âge et la masse spécifique de chacun.

Tableau 5.1 Âge et masse des six spécimens porcins utilisés pour les tests expérimentaux

Spécimen	Date de naissance	Date d'abattage	Âge (mois)	Masse (kg)	Nb. vertèbres thoraciques
1	2017-08-31	2017-11-23	2,80	29,7	14
2	2017-09-01	2017-11-23	2,77	29,5	14
3	2017-09-01	2017-11-23	2,77	29	13
4	2017-08-28	2017-11-23	2,90	32,5	14
5	2017-08-28	2017-11-23	2,90	32	15
6	2017-09-01	2017-11-23	2,77	28	14
MOYENNE			2,82	30,1	14
ÉCART-TYPE			0,06	1,6	-

Les animaux ont été abattus et préparés par l'Abattoir Campbell Inc. (Saint-Sébastien, QC) pour ne garder que la colonne vertébrale entière, partant de l'atlas (C1) jusqu'au coccyx en gardant les côtes, puis réfrigérés six jours avant d'être envoyés au CRHSCM. Une fois sur place, ils ont été congelés à -21°C immédiatement jusqu'à utilisation.

5.2.2 Tests en flexion-extension et en inflexion latérale

L'objectif de ce test est d'évaluer la précision du taux de compression imposé par le dispositif de contusion sur la moelle épinière. Deux des spécifications techniques critiques identifiées dans le cahier des charges après l'analyse de Pareto portent sur la minimisation de la variation de la profondeur de compression du dispositif sur la moelle épinière. Dans le but de reproduire le plus fidèlement possible la situation clinique de la blessure médullaire à la suite d'une fracture par éclatement de vertèbre, les tests d'évaluation de cette compression doivent être effectués sur des modèles porcins, *in vitro* ou idéalement *in vivo*.

Toutefois, mesurer précisément et directement cette variation sur de tels modèles et sur un banc d'essai contrôlé est un défi important. Lorsqu'il est question de mesurer directement la compression de la moelle épinière, il s'agit de mesurer la différence en hauteur du diamètre antéro-postérieur de la moelle épinière. Plusieurs options ont été envisagées, notamment l'imagerie en temps réel, des mesures optiques et un substitut synthétique de moelle épinière intelligent, mais elles ont toutes été écartées faute de contrôle sur la méthode et de manque de ressources technologiques à disposition. La technique qui a plutôt été retenue est une méthode de mesure indirecte de la compression de la moelle épinière, car elle ne mesure pas directement la variation de compression sur la moelle épinière. Elle mesure plutôt la variation de la distance entre le dispositif et le fond du canal médullaire.

De façon plus détaillée, les tests en flexion-extension et en inflexion latérale sont réalisés sur le banc d'essai de moments purs tel que décrit à la section 3.7.3.1 du présent rapport. Les essais reproduisent les mouvements anatomiques que la colonne vertébrale porcine pourrait subir lors des déplacements d'un cochon vivant au quotidien en fléchissant les échantillons sous diverses orientations. La Figure 5.1 montre le banc d'essai utilisé pour ces essais expérimentaux.

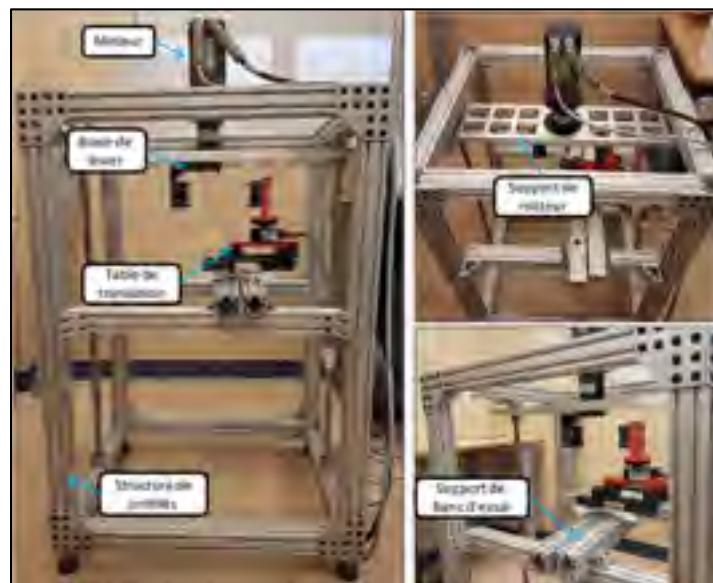


Figure 5.1 Montage du banc d'essai à moment pur
Tirée de Pelletier (2018)

5.2.2.1 Préparation du spécimen

D'abord, chaque colonne vertébrale entière était congelée dans des sacs plastiques à -21°C précédant la préparation des échantillons. En vue des tests, chaque colonne était décongelée dans une chambre froide à 4°C pendant 24 heures. Ensuite, deux segments vertébraux de cinq vertèbres ont été prélevés des colonnes entières, soit un segment thoracique constitué des vertèbres T6 à T10 et un segment thoraco-lombaire partant de la vertèbre T11 ou T12. Les spécimens porcins n'avaient pas tous le même nombre de vertèbres thoraciques, mais un nombre de cinq vertèbres a été prélevé de façon systématique et les compositions précises de chaque échantillon seront indiquées dans la présentation des résultats. Chaque échantillon a été découpé en prenant soin de ne pas abîmer les disques intervertébraux, mais les côtes et autres tissus mous ont été retirés.

Ensuite, pour les tests d'évaluation du dispositif de contusion antérieure, chaque segment vertébral porcin *in vitro* de cinq vertèbres est placé sur ce banc d'essai et soumis d'abord à des mouvements répétitifs de flexion-extension puis à des mouvements répétitifs d'inflexion latérale en fonction de son orientation sur le banc d'essai. Une vertèbre à chaque extrémité du segment vertébral est encastrée dans un caisson dans lequel une résine de polyester Bondo® (3M, Maplewood, MN, É.-U.) est coulée. Cette dernière durcit en 20 à 30 minutes et trois vis latérales sont insérées dans le caisson jusqu'au corps vertébral afin d'ajouter une résistance supplémentaire à l'encastrement. Chacune des deux vertèbres encastrées sont préalablement épongées afin d'être le plus sèches possibles et de maximiser l'adhésion de la résine. La Figure 5.2 illustre le segment vertébral encastré dans les caissons.

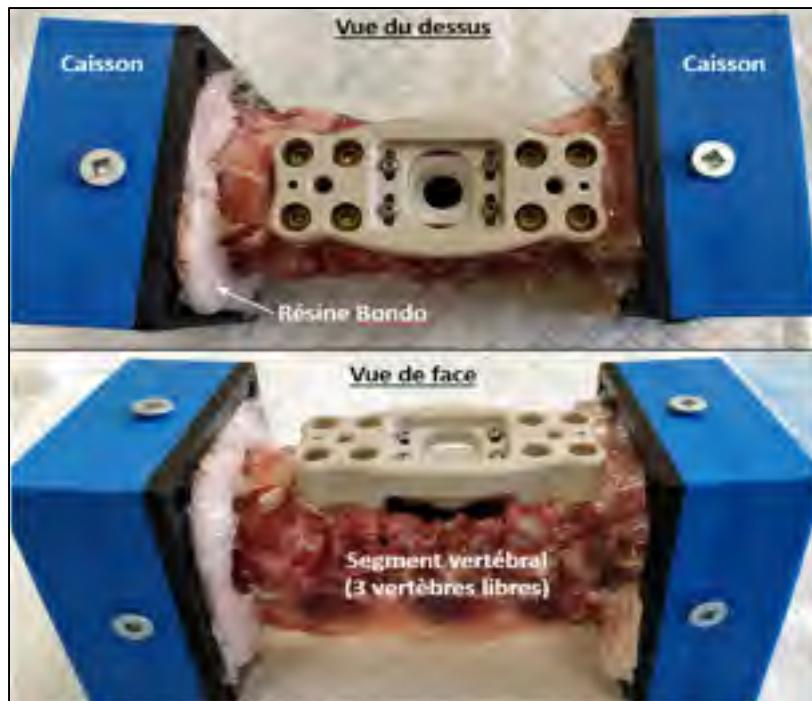


Figure 5.2 Segment de cinq vertèbres encastré dans les caissons

Sur la Figure 5.2, il est possible de voir que le dispositif de contusion est installé sur le segment vertébral. Afin d'y parvenir, une série de manipulations chirurgicales sont nécessaires. La démarche complète se détaille comme suit :

- a. Une corporectomie est réalisée sur le corps vertébral antérieur central (troisième vertèbre). Un scalpel est utilisé pour couper les disques intervertébraux adjacents et dégager les tissus mous du corps antérieur. Ensuite, des pinces coupantes sont utilisées pour tailler le corps antérieur afin de le retirer et dégager le canal médullaire. La moelle épinière est retirée (*Voir Figure 5.3*).



Figure 5.3 Corporectomie réalisée sur le corps vertébral antérieur central

- b. Le dispositif est placé sur le trou créé par la corporectomie et deux broches orthopédiques de Kirschner sont employées pour maintenir la plaque de fixation vertébrale en place le temps de réaliser les autres manipulations (*Voir Figure 5.4*).

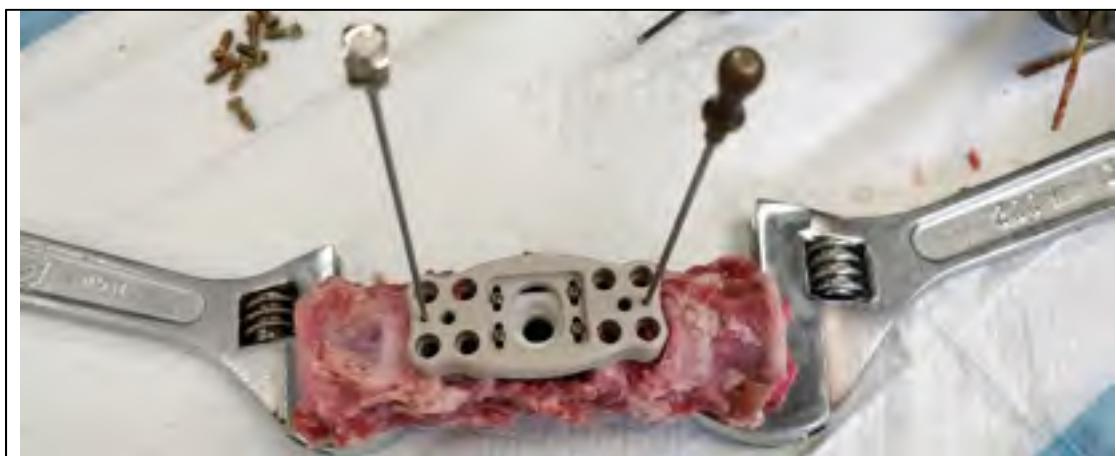


Figure 5.4 Broches orthopédiques de Kirschner maintenant le dispositif sur les vertèbres

- c. Une perceuse avec une mèche de diamètre 1/8 po est utilisée pour forer des trous de passage pour les vis osseuses. Les tiges insérées à l'étape précédente permettent à la plaque de garder sa position pendant l'opération de perçage. Un total de huit trous est percé (*Voir Figure 5.5*).



Figure 5.5 Trous percés dans les corps antérieurs aux endroits prévus sur la plaque

- d. Un taraud pour vis spongieuses de 4 mm Synthes, modèle 311.34 (DePuySynthes, Bristol, MA, É.-U.), spécialement choisi pour être compatible avec les filets des vis choisies, prépare chacun des huit trous à recevoir les vis de fixation (*Voir Figure 5.6*).



Figure 5.6 Taraudage des trous percés dans l'os

- e. Les huit vis pour os spongieux en alliage de titane Synthes, modèle 406.014, sont vissées dans les trous précédemment taraudés afin d'ancrer solidement le dispositif de contusion sur les corps vertébraux antérieurs des deux vertèbres adjacentes au site d'impact (*Voir Figure 5.7*).



Figure 5.7 Dispositif fixé aux vertèbres grâce aux vis pour os spongieux

5.2.2.2 Méthode de mesure

Une fois le dispositif bien installé sur les vertèbres et le segment encastré dans les caissons pour être monté sur le banc d'essai, il est important de se pencher sur la méthode de mesure de compression. Tel qu'indiqué plus haut dans ce chapitre, une mesure indirecte de mesure a été choisie étant donné les limitations technologiques. La moelle épinière étant retirée du segment vertébral, il n'est plus possible de l'utiliser pour mesurer la variation de la compression du segment. À partir de ce point, deux hypothèses sont prises et considérées pour la suite des essais expérimentaux :

- i. Lors de la compression de la moelle épinière avec le dispositif, il est convenu que la tige d'impact vient pousser la moelle épinière contre le fond du canal médullaire. La moelle épinière est alors collée sur le fond du canal rachidien et se déplace avec lui. S'il y a un mouvement, ou une variation en hauteur dans l'axe antéro-postérieur, du fond du canal, ce déplacement se répercute à 100% sur la moelle épinière puisque cette dernière est appuyée contre le fond du canal.
- ii. Si le dispositif de contusion est en mesure de maintenir le serrage sans aucune variation du niveau de la tige d'impact (en hauteur, dans l'axe antéro-postérieur de la vertèbre), alors la compression ne varie pas en raison de la tige d'impact, mais dépend plutôt des mouvements ou déplacements du fond du canal rachidien résultant de la cinématique du segment vertébral.

Ces deux hypothèses justifient que, malgré le retrait de la moelle épinière, il est possible de réaliser des tests expérimentaux qui permettent de mesurer la variation en hauteur du fond du canal médullaire qui, suivant les hypothèses, peut se transposer en variation de la compression. La méthode de mesure choisie emploie un capteur de distance de type temps de vol (TOF ou « Time-of-flight » en anglais). Ce dernier envoie une lumière infrarouge qui se répercute sur une surface devant lui et renvoie un signal au capteur, qui est par la suite analysé basé sur le temps que les photons émis ont pris pour être réfléchis. Cette technologie porte le nom FlightSense™ (STMicroelectronics, Genève, Suisse) (STMicroelectronics, 2016). La Figure 5.8 schématisé le principe temps de vol du capteur utilisé.

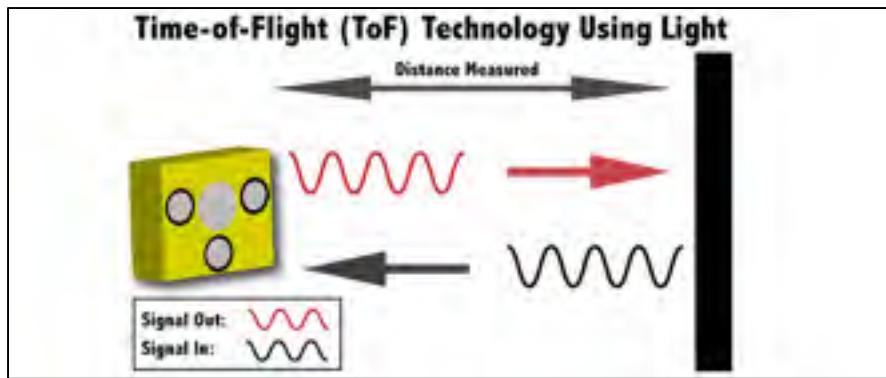


Figure 5.8 Schéma du principe d'un capteur temps de vol simplifié
Tiré de Terabee (2018)

Le modèle spécifique du capteur choisi est VL6180X et le module est placé sur un circuit Adafruit. Ce modèle arbore trois fonctions primaires, soit un capteur de proximité, un capteur de lumière ambiante et une diode laser à cavité verticale émettant par sa surface (VCSEL). Le capteur peut enregistrer des distances allant de 5 mm à 200 mm avec un affichage au dixième de millimètre près (STMicroelectronics, 2016). Afin d'être lu, le capteur est branché à un microcontrôleur Arduino Uno (Arduino, Somerville, MA, É.-U.) relié à un ordinateur par câble USB. Un programme en langage C++ est ensuite écrit afin de contrôler le capteur et de renvoyer les données lues sur l'interface du logiciel Arduino IDE. Toutefois, pour enregistrer les données de façon permanente, un module pour carte microSD est ajouté au microcontrôleur et les données lues par le capteur y sont transférées sur une carte.

Avant d'employer le capteur sur le segment vertébral pour les tests expérimentaux, des tests de calibration ont été réalisés afin de mesurer la justesse, la précision et la répétabilité des mesures sous diverses conditions de lumière. Un montage expérimental a été réalisé et le capteur a été monté sur le dessus de la plaque du dispositif de contusion en pointant vers le bas sur une surface blanche mat de façon à limiter la réflectivité de la surface. La distance (10,84 mm) a été mesurée précisément au préalable à l'aide d'un pied à coulisse digital Mitutoyo. Étant donné que le capteur est sensible à la lumière, plusieurs conditions de luminosité ambiante ont été testées, que ce soit à lumière réduite, à lumière ambiante du jour et avec une

lumière d'appoint pointée directement sur le montage. La Figure 5.9 permet de visualiser le montage construit pour calibrer le capteur à gauche et le microcontrôleur à droite.

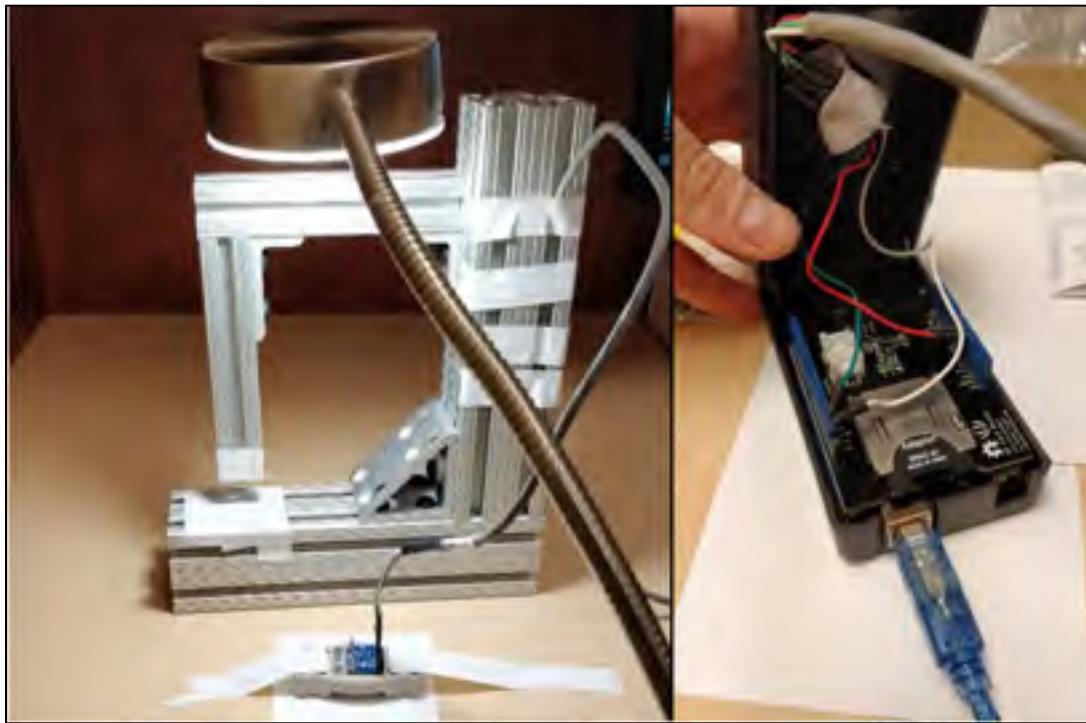


Figure 5.9 Montage préliminaire du capteur de distance et du microcontrôleur

Les tests de calibration ont été réalisés sur 60 minutes en maintenant la lumière ambiante constante à chaque essai afin de monitorer l'évolution de la mesure de distance au fil du temps. Le but était d'observer si des perturbations pouvaient faire fluctuer la mesure du capteur ou si cette dernière était constante. Dans les tests préliminaires avec le capteur, des vibrations sur le montage pouvaient perturber la lecture de la distance. De plus, il semble que le capteur ait besoin d'un temps d'adaptation et de stabilisation lorsqu'il est branché et démarré. En effet, lors de plusieurs tests de calibration, une période pouvant aller jusqu'à 10 minutes était parfois nécessaire pour que la mesure renvoyée par le capteur soit stable. La Figure 5.11 représente le graphique des courbes de calibration brutes à différentes intensités lumineuses, soit 0 lux (luminosité ambiante presque nulle), 83-85 lux (lumière du jour), 224 lux (lumière d'appoint proche du montage) et 1489 lux (lumière d'appoint pointée directement sur le montage).

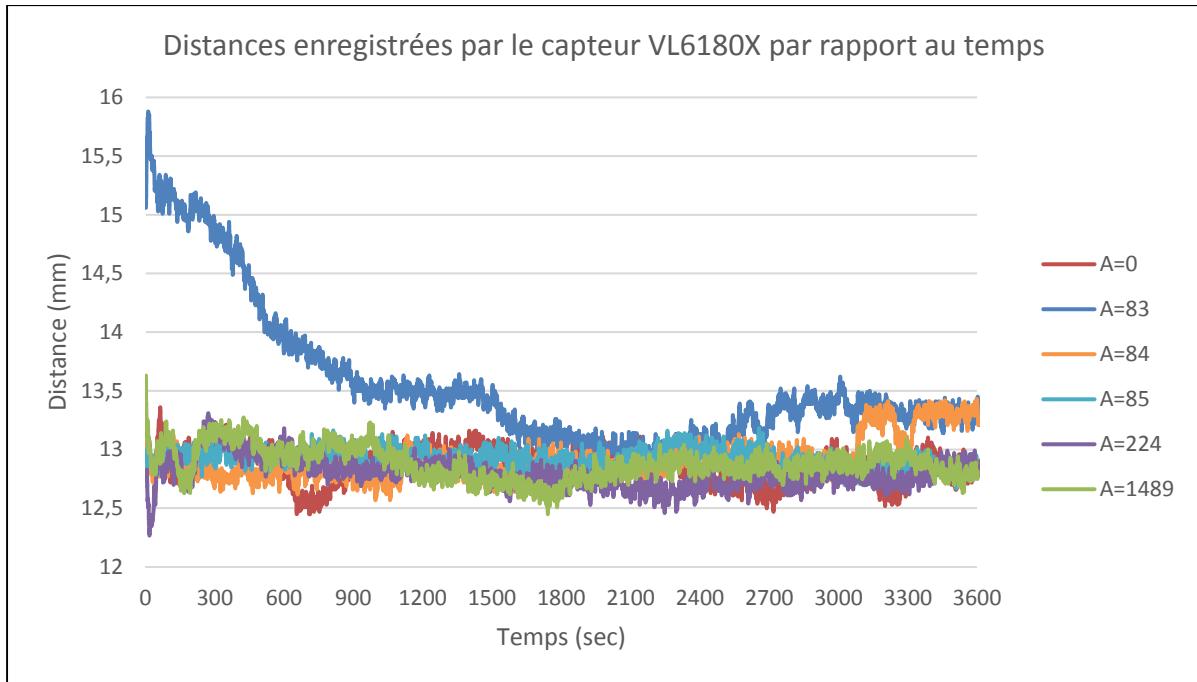


Figure 5.10 Courbes de calibration brutes du capteur VL6180X à différentes intensités de lumière ambiante

Les courbes de la Figure 5.10 ne sont pas traitées et présentent donc beaucoup de bruit. Ainsi, afin de faciliter l'analyse des courbes, les données brutes ont été traitées à l'aide d'un programme Matlab R2018a (Mathworks, Natick, MA, É.-U.) en utilisant un outil de lissage de courbe paramétrique appelé « Smoothing Spline » dans le logiciel. Cet outil de lissage suit l'équation suivante :

$$p \sum_i w_i (y_i - s(x_i))^2 + (1 - p) \int \left(\frac{d^2 s}{dx^2} \right)^2 dx \quad (5.1)$$

Où « s » est la courbe lissée et « p » est le paramètre de lissage compris entre 0 et 1. La valeur 0 applique un ajustement par loi des moindres carrés aux données tandis que la valeur 1 produit une spline cubique interpolée (MathWorks, 2018).

Pour les tests, la valeur « p » de 0.00001 a été utilisée en vue d'éliminer le bruit le plus possible. Cet algorithme a été préféré aux méthodes plus traditionnelles de lissage en raison de son efficacité pour éliminer le bruit des données brutes du capteur de distance.

De plus, la courbe à luminosité ambiante de 83 lux a demandé un long temps de stabilisation, car le capteur était branché pour la première fois. Ainsi, deux autres essais à la lumière du jour (83-85 lux) ont été réalisés pour vérifier si le même problème de stabilisation se répétait. La courbe à 83 lux a donc été écartée de l'analyse finale. La Figure 5.11 présente le graphique des courbes lissées avec la courbe à 83 lux retirée.

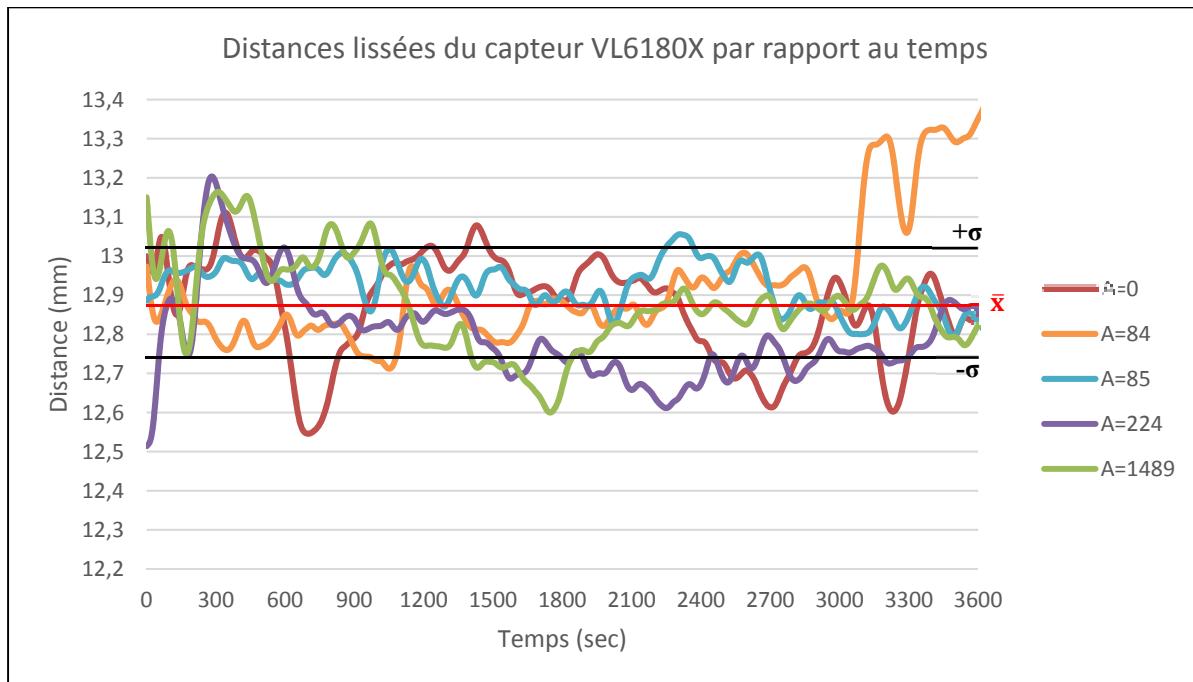


Figure 5.11 Courbes de calibration du capteur de distance une fois lissées dans MatLab

La distance moyenne enregistrée est 12,88 mm avec une précision de $\pm 0,13$ mm. Des traits horizontaux ont été rajoutés sur la Figure 5.11 afin d'illustrer la moyenne et les écarts-types. Par rapport à la distance réelle de 10,84 mm, il s'agit d'un écart de justesse d'environ 2 mm. À la vue des courbes des tests de calibration et en analysant les spécifications techniques du produit, il est clair que le capteur est sensible à plusieurs facteurs qui peuvent nuire à la justesse et à la précision de la lecture. Toutefois, la luminosité ambiante ne semble pas être un facteur majeur dans la fluctuation de la lecture. En effet, l'écart-type relativement faible des cinq courbes ensemble témoigne de cette observation. Ce sont plutôt cinq paramètres principaux qui doivent être pris en compte lors de l'interprétation de la distance lue :

1. Le bruit (max. 2 mm);
2. Dérive de la plage de décalage* (max. 13 mm);
3. Dérive dépendant de la température (moy. 9 mm, max. 15 mm);
4. Dérive dépendant du voltage (moy. 3 mm, max. 5 mm);
5. Temps de convergence (max. 15 ms).

* Il est possible d'appliquer un paramètre de décalage à la mesure du capteur, qui est un nombre entier simplement additionné ou soustrait à la lecture réelle du capteur et affiché comme retour à l'écran.

Le paramètre de décalage, quoique manuel et contrôlé par l'utilisateur, est très utile pour pallier les nombreuses variations possibles à la justesse de la lecture telles qu'indiquées par la liste des cinq paramètres influençant la lecture. Toutefois, ce paramètre n'influence en aucun cas la précision du capteur en soi, mais agit plutôt comme facteur de rectification de la justesse des données. De plus, pour les tests expérimentaux en flexion-extension et en inflexion latérale réalisés sur le segment vertébral, l'objectif réel du capteur est non pas de mesurer la distance réelle entre le capteur et le fond du canal médullaire, mais plutôt de mesurer la variation de la distance. Cette variation est ensuite interprétée comme une variation de la profondeur de compression, soit l'objectif premier des tests expérimentaux. La précision de la mesure est donc principalement évaluée avec cette méthode et l'exactitude est négligée.

Une fois le capteur calibré correctement et sa précision, justesse et reproductibilité évaluées, il peut être monté sur le segment testé et le banc d'essai afin de reproduire les tests voulus. La Figure 5.12 montre le capteur assemblé sur le montage expérimental en position de flexion-extension (A) puis en position d'inflexion latérale (B).

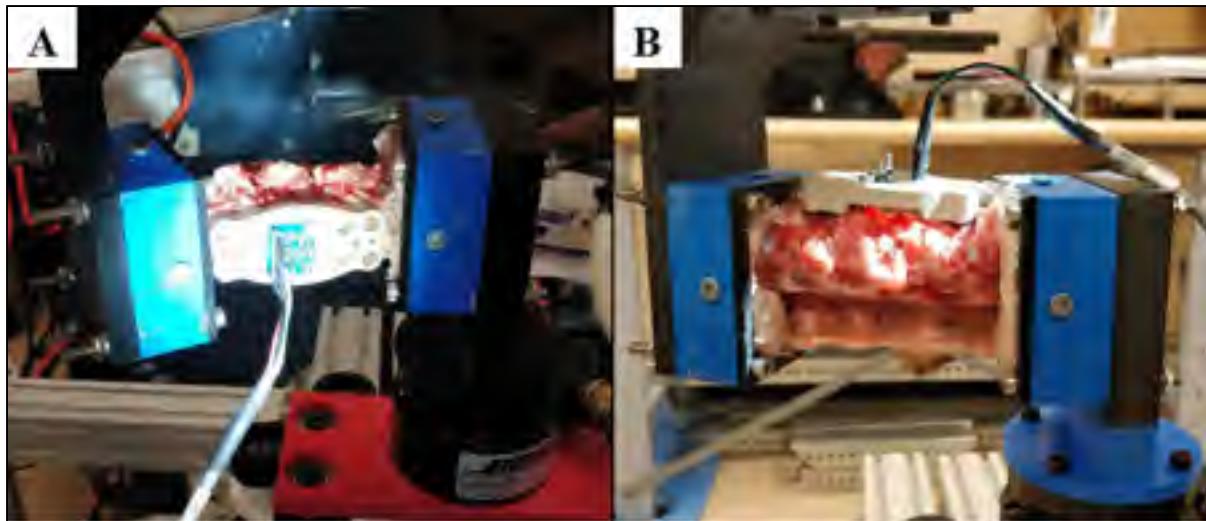


Figure 5.12 A) Montage expérimental pour la flexion-extension et B) montage expérimental pour l'infexion latérale

5.2.2.3 Paramètres des tests

Le banc d'essai expérimental est monté sur un appareil de tests mécaniques en torsion Bose[®] ElectroForceTM de $\pm 5,6$ N·m équipé d'une cellule de charge pour mesurer le couple réel. Cet appareil permet de créer les mouvements de flexion-extension ou d'infexion latérale requis pour les tests. Sur le logiciel WinTest 7, il est possible de contrôler le moteur de torsion en fonction du couple en N·m ou de l'angle de rotation désiré. D'abord, l'actionneur est placé en position neutre pour chaque essai de façon à ce que la cellule de charge mesure un couple le plus près possible de 0 N·m. La zone neutre indique que le spécimen n'est pas sollicité et il s'agit donc la position de départ de chaque test. Ensuite, une courbe personnalisée est créée avec les paramètres suivants :

1. Attente de 6 minutes en position neutre pour laisser le temps au capteur de distance de se stabiliser;
2. Montée à 1,5 N·m* contrôlée en angle à raison de 1°/sec avec une limite de 40°**;
3. Maintien à 1,5 N·m pendant 60 secondes pour laisser le temps au capteur de distance d'enregistrer correctement la mesure de distance;
4. Descente à -1,5 N·m contrôlée en angle à raison de 1°/sec avec une limite de -40°;

5. Maintien à -1,5 N·m pendant 60 secondes pour laisser le temps au capteur de distance d'enregistrer correctement la mesure de distance;
6. Remontée à la zone neutre à raison de 1°/sec;
7. Maintien en zone neutre pendant 60 secondes pour laisser le temps au capteur de distance d'enregistrer correctement la mesure de distance;
8. Répétition des étapes 2 à 7 pendant 5 cycles à 5 Hz.

* Au départ, les essais devaient être avec un couple de $\pm 4,5$ N·m pour respecter les analyses par éléments finis du Chapitre 3.7.3 ainsi que la littérature (Wilke et al., 1997). Cependant, lors des prétests, un couple de $\pm 2,5$ N·m a montré la rupture quasi instantanée du segment vertébral. C'est pourquoi, par précaution, la consigne en couple a été descendue à $\pm 1,5$ N·m de façon à suivre la méthodologie expérimentale M. Vincent Pelletier dans son mémoire (Pelletier, 2018).

** Une amplitude maximale de $\pm 30^\circ$ a été utilisée pour les premiers échantillons. Toutefois, cette amplitude ne permettait pas à l'échantillon d'atteindre la consigne de $\pm 1,5$ N·m. Quoique beaucoup plus grande que ce qu'un segment thoracique porcin équivalent ($\sim \pm 8-10^\circ$) ou lombaire ($\sim \pm 9-11^\circ$) atteint normalement (Wilke et al., 2011), cette amplitude s'explique en raison du retrait de la majorité des tissus mous sur le segment vertébral, rendant celui-ci beaucoup moins rigide. L'amplitude maximale a donc été ajustée à $\pm 40^\circ$.

5.3 Résultats

Les résultats des tests sont divisés selon les tests en inflexion latérale et ceux en flexion-extension. Les échantillons sont numérotés selon le Tableau 5.1 (par exemple : ECH02 = Spécimen 2). Trois spécimens différents ont été utilisés pour les présents essais, soit les spécimens 2, 3 et 6. Les autres colonnes vertébrales ont servi pour des pré-tests précédant la chirurgie sur modèle *in vivo* ainsi que pour des tests de reproductibilité de la méthodologie employée pour les essais en inflexion latérale et en flexion-extension. Les niveaux vertébraux sont exprimés de la façon suivante : « -02 » signifie thoracique et « -03 » signifie lombaire.

Les vertèbres composant chaque segment, la distance nominale du capteur jusqu'au fond du canal médullaire avant test ainsi que l'angle initial du segment en zone neutre sont présentés pour chaque essai. De plus, toute anomalie identifiée sur le segment vertébral ou erreur de manipulation expérimentale est également rapportée. Les essais sont d'une durée totale de 30 minutes chacun et les deux méthodes de mesures terminent le temps de capture au même moment. Ainsi, afin de recaler les courbes des deux mesures, soit l'angle de rotation et la distance, les temps des données brutes sont alignés de façon à ce que les deux mesures se terminent au même moment. Toutes les données brutes du logiciel WinTest et du capteur de distance sont traitées par un code Matlab avant la création des graphiques.

La donnée la plus importante de ce test est la variation de la distance par rapport au fond du canal médullaire, car c'est elle qui permettra d'évaluer l'impact sur la précision du maintien de la compression suivant les hypothèses identifiées dans la section 5.2.2.2.

5.3.1 Tests en inflexion latérale

5.3.1.1 Spécimen 2 (ECH02)

Le segment thoracique est composé des vertèbres T7 à T11 et la distance nominale du capteur de distance au fond du canal médullaire est de 32,7 mm (mesurée avec un pied à coulisse). L'angle initial en zone neutre est de 1,10°. L'amplitude totale atteinte est de 60° ($\pm 30^\circ$). La Figure 5.13 présente l'angle de flexion du segment vertébral en fonction du temps sur l'axe de gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

Dans la légende, « Angle » fait référence à l'angle d'inflexion latérale, « Dist-brute » est la distance renvoyée par le capteur non-lissée dans Matlab et « Dist-lisse » est la distance une fois lissée. La variation de la distance à l'intérieur d'un cycle est visible dans ces graphiques et est identifiée à la Figure 5.13 pour le premier cycle à titre d'exemple. Cette variation correspond à la différence entre la distance la plus grande (maximum) et la distance la plus petite (minimum) pour un cycle.

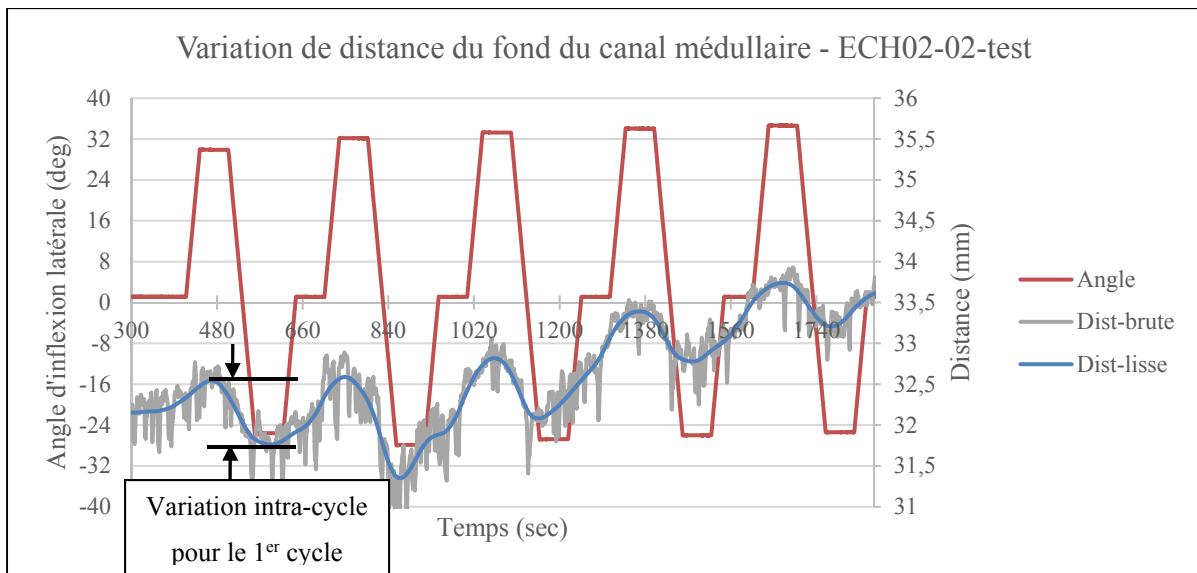


Figure 5.13 Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 2, segment thoracique

Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est $0,55^\circ$. La Figure 5.14 montre l'angle d'inflexion latérale et la distance au fond du canal rachidien en fonction du temps.

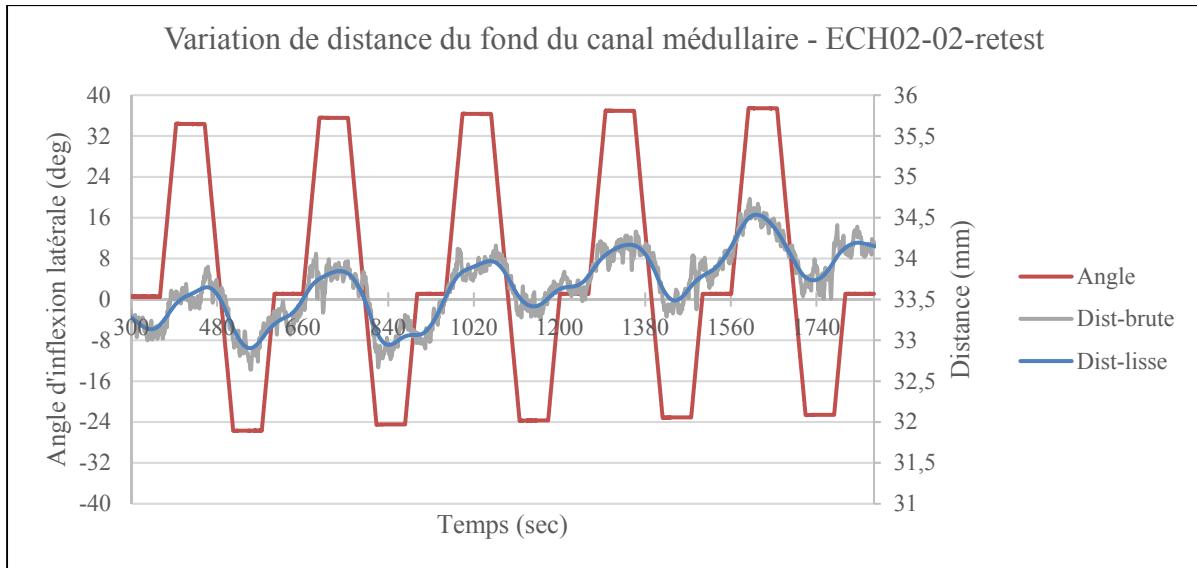


Figure 5.14 Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 2, segment thoracique

Ensuite, la Figure 5.15 montre la relation entre la distance et l'angle d'inflexion latérale pour le test et le retest. La variation intra-cycle de la distance est également visible dans ce graphique.

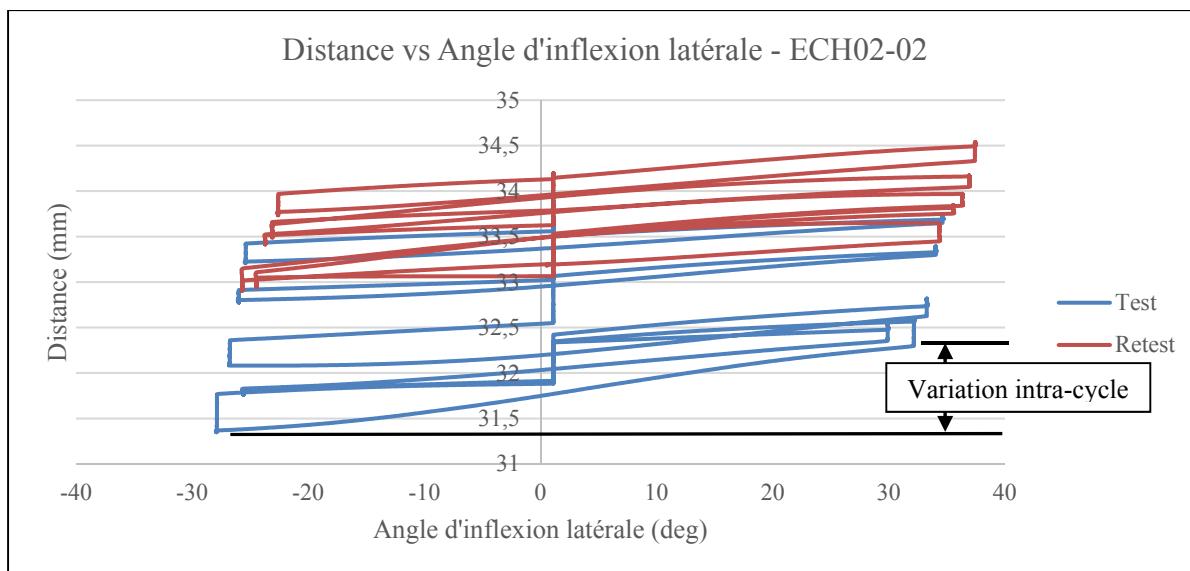


Figure 5.15 Comparaison du test et retest pour le Spécimen 2 thoracique en inflexion latérale

Le segment lombaire est composé des vertèbres T12 à L2 et la distance nominale du capteur de distance au fond du canal médullaire est 32,5 mm. L'angle initial en zone neutre est de 0,55°. L'amplitude totale atteinte est de 60° ($\pm 30^\circ$). La Figure 5.16 présente l'angle d'inflexion latérale en fonction du temps sur l'axe de gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

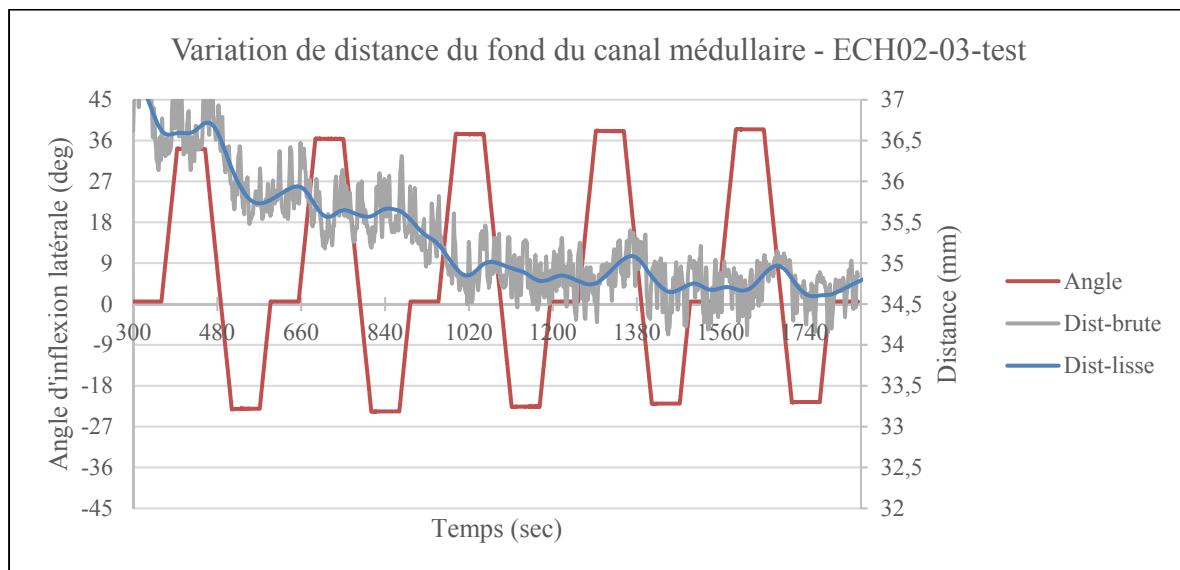


Figure 5.16 Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 2, segment lombaire

Avant 1020 secondes (17 minutes), il est possible d'observer que le capteur de distance n'est pas encore stabilisé et dérive vers le bas. Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est de $-1,65^\circ$.

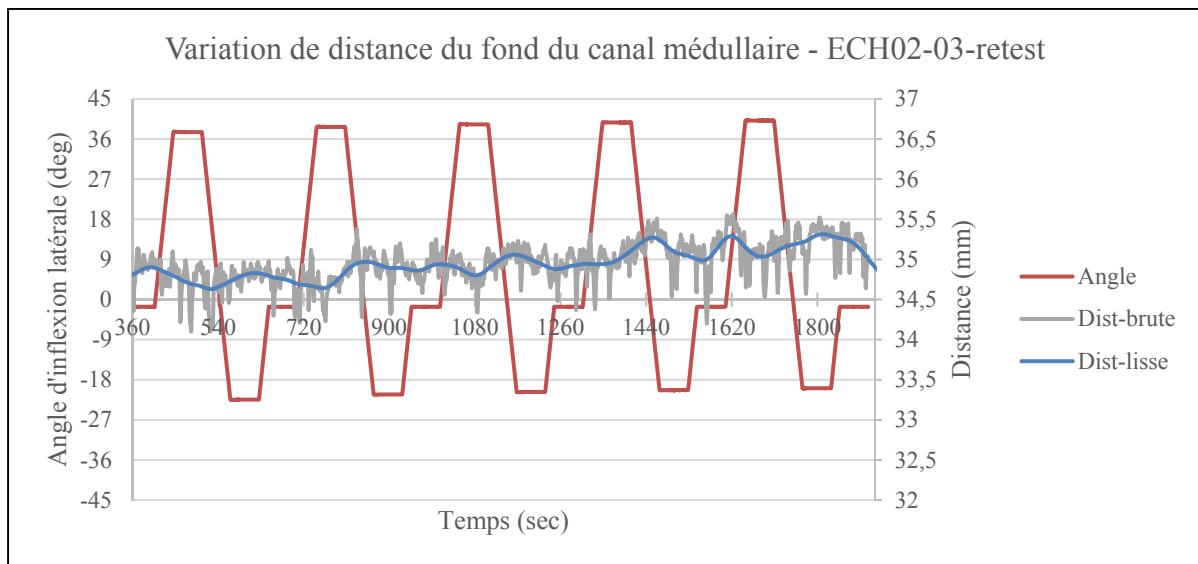


Figure 5.17 Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 2, segment lombaire

Ensuite, la Figure 5.18 montre la relation entre la distance et l'angle d'inflexion latérale pour le test et le retest.

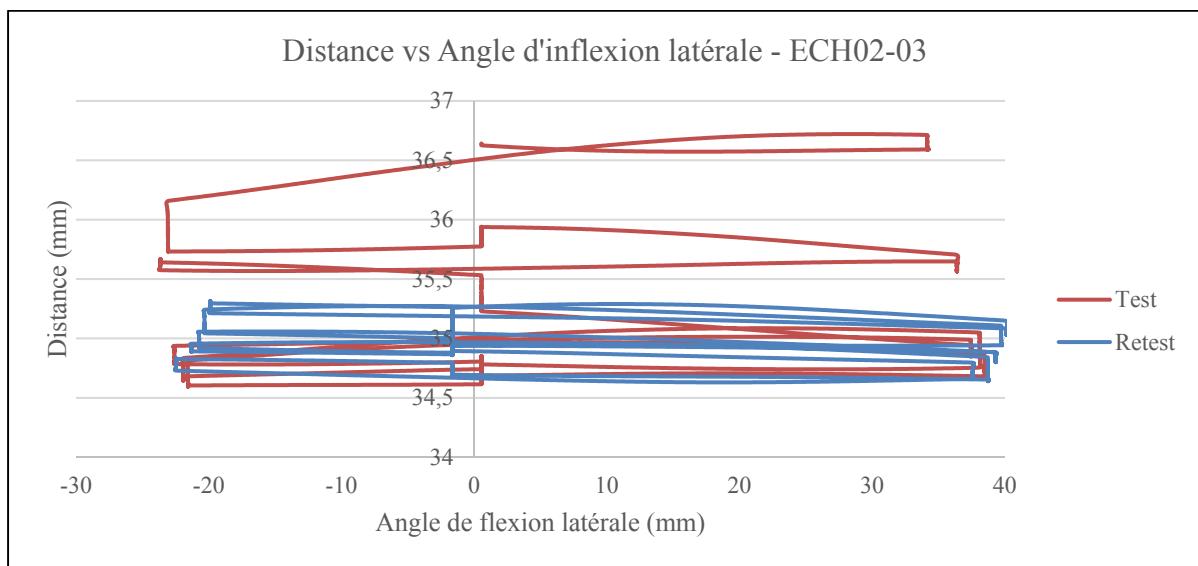


Figure 5.18 Comparaison du test et retest pour le Spécimen 2 lombaire en inflexion latérale

5.3.1.2 Spécimen 3 (ECH03)

Le segment thoracique est composé des vertèbres T6 à T10 et la distance nominale du capteur de distance au fond du canal médullaire est 34,4 mm. L'angle initial en zone neutre est de -1,00°. L'amplitude totale atteinte est de 60° ($\pm 30^\circ$). Ce segment présente une malformation au niveau de la jonction entre les corps vertébraux T8-T9. En effet, à la place d'avoir un disque intervertébral séparant les deux corps antérieurs à la verticale, ces deux vertèbres étaient plutôt liées par un disque intervertébral se séparant en deux sous la forme d'un « Y » inversé. Il est donc possible que le mouvement de ce segment soit affecté par cette malformation. De plus, pendant le nettoyage de ce segment, les processus épineux dorsaux des vertèbres T8-T9 ont été cassés, pouvant ainsi réduire davantage la stabilité et la rigidité du segment. Ces informations sont à prendre en compte lors de l'analyse des résultats.

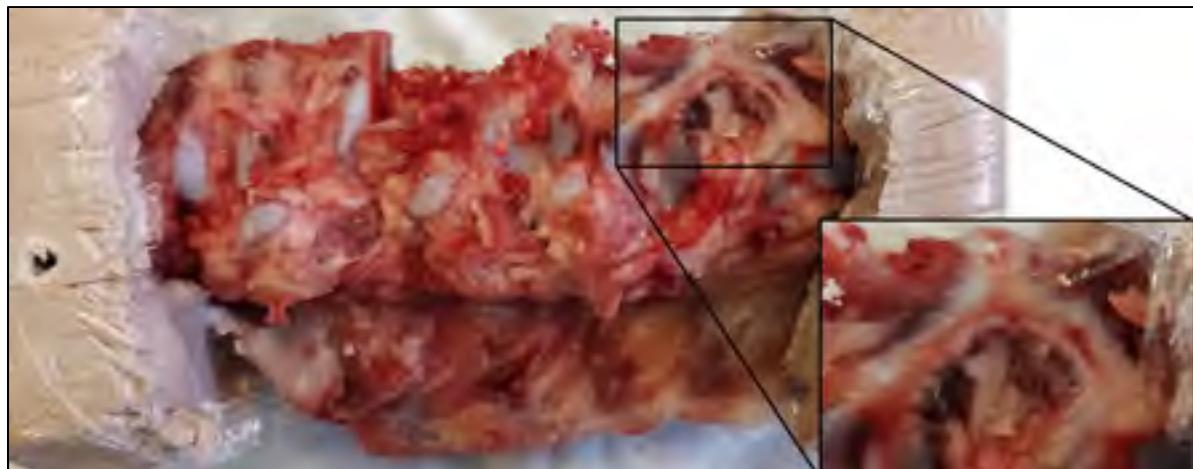


Figure 5.19 Malformation au niveau du disque intervertébral séparant T8-T9 sur le Spécimen 3, section thoracique

La Figure 5.20 présente l'angle d'inflexion latérale en fonction du temps sur l'axe de gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

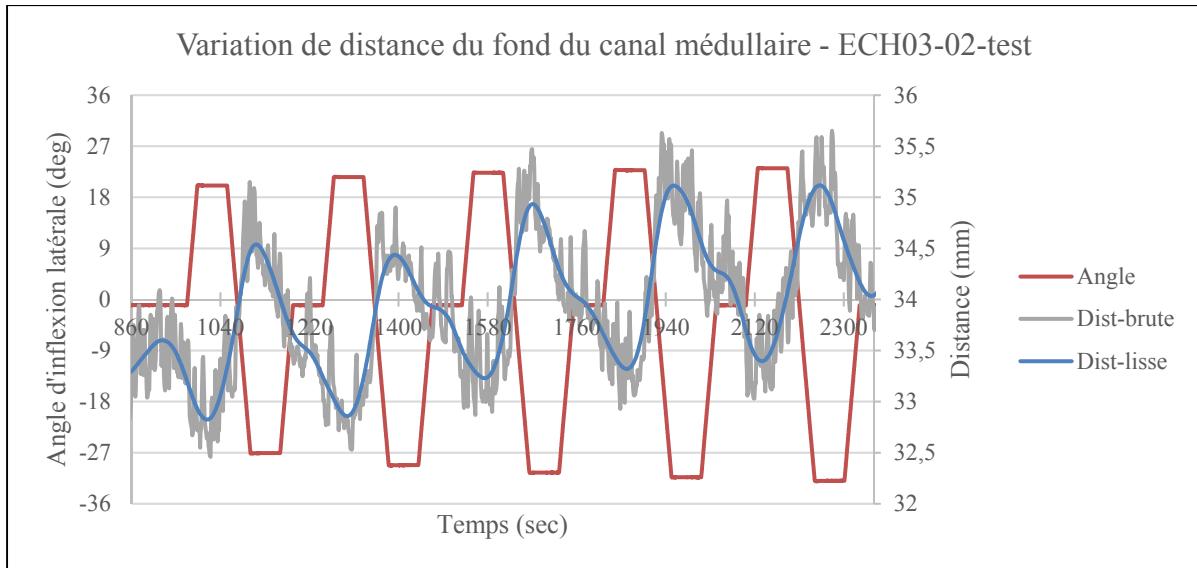


Figure 5.20 Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 3, segment thoracique

Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est $-2,20^\circ$. La Figure 5.21 montre l'angle d'inflexion latérale et la distance au fond du canal rachidien en fonction du temps.

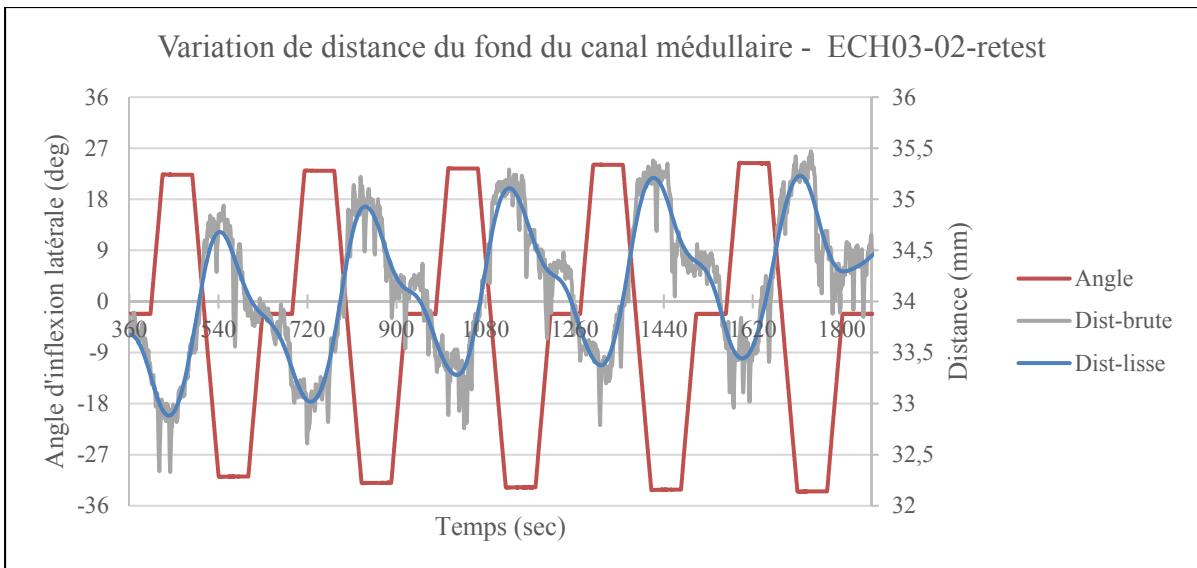


Figure 5.21 Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 3, segment thoracique

Ensuite, la Figure 5.22 montre la relation entre la distance et l'angle d'inflexion latérale pour le test et le retest.

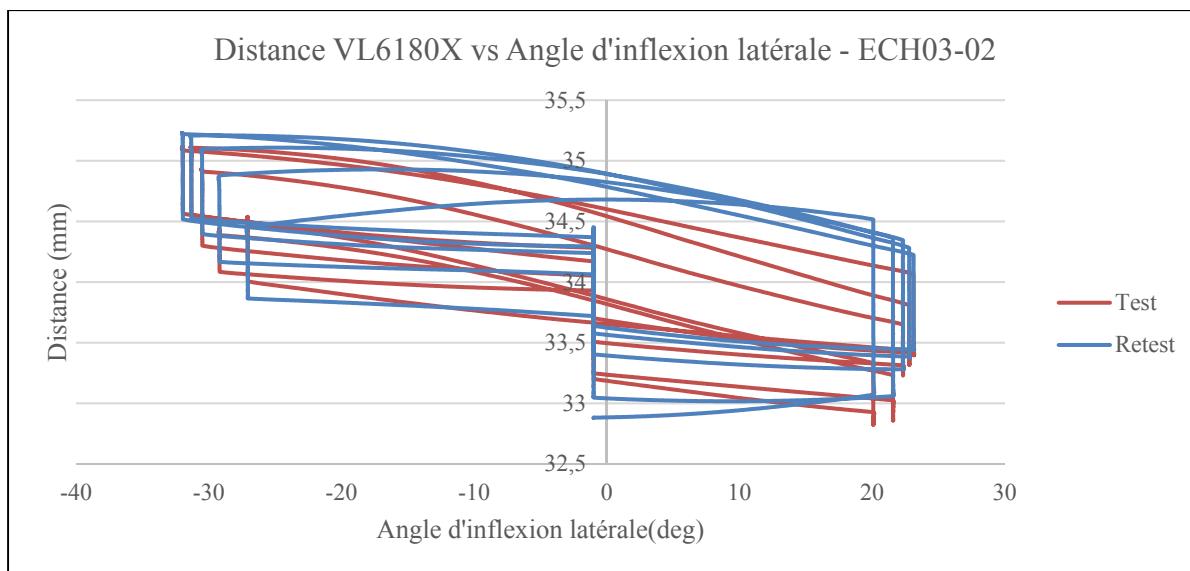


Figure 5.22 Comparaison du test et retest pour le Spécimen 3 thoracique en inflexion latérale

Le segment lombaire est composé des vertèbres T12 à L3 et la distance nominale du capteur de distance au fond du canal médullaire est 34,7 mm. La vertèbre T11 a été écartée, car le disque intervertébral adjacent était endommagé et la vertèbre était trop déformée. L'angle initial en zone neutre est de $-4,39^\circ$. L'amplitude totale atteinte est de $60^\circ (\pm 30^\circ)$. La Figure 5.23 présente l'angle d'inflexion latérale en fonction du temps sur l'axe de gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

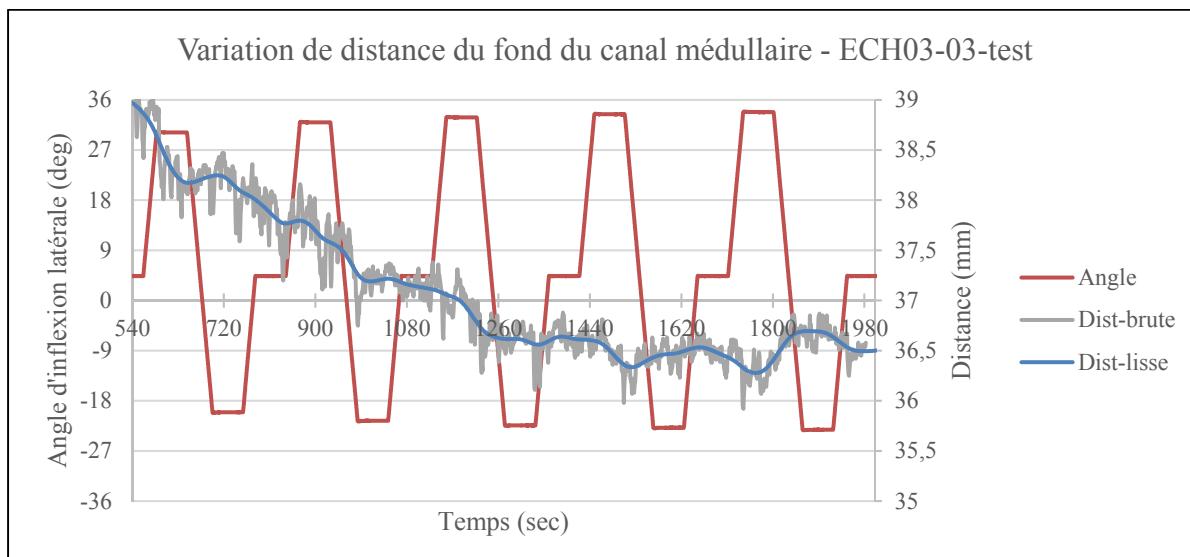


Figure 5.23 Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 3, segment lombaire

Avant 1260 secondes (21 minutes), il est possible d'observer que le capteur de distance n'est pas encore stable et dérive vers le bas. Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est $3,30^\circ$. La Figure 5.24 montre l'angle d'inflexion latérale et la distance au fond du canal rachidien en fonction du temps.

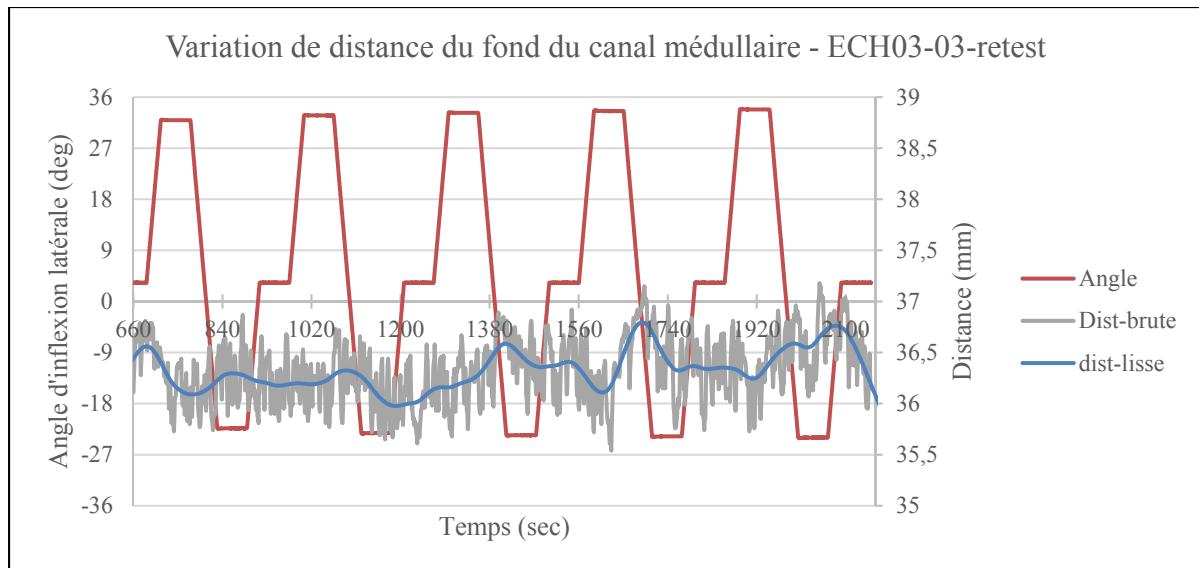


Figure 5.24 Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 3, segment lombaire

Ensuite, la Figure 5.25 montre la relation entre la distance et l'angle de flexion pour le test et le retest.

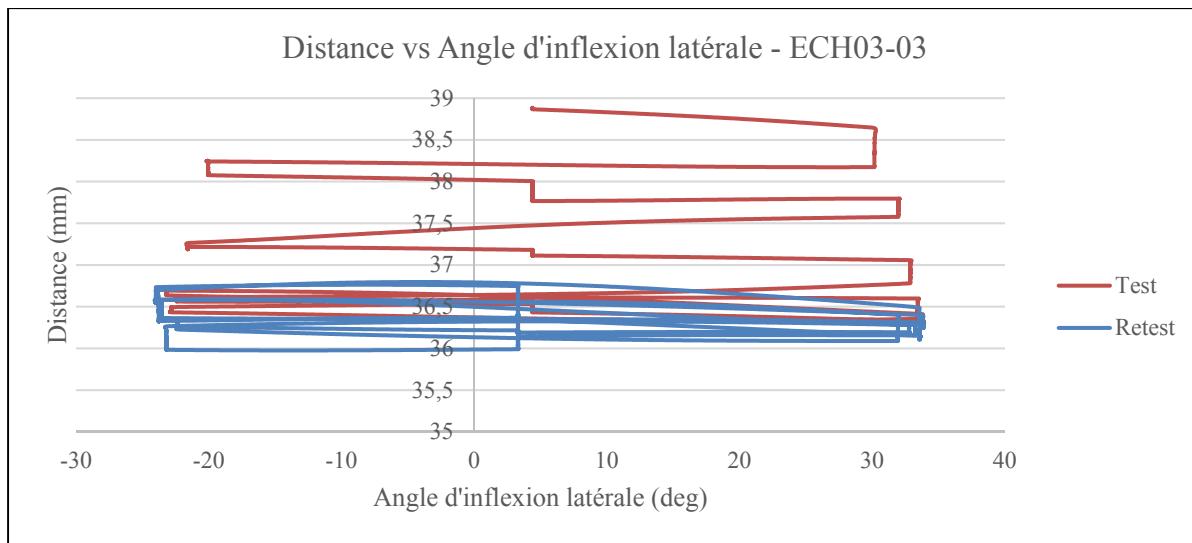


Figure 5.25 Comparaison du test et retest pour le Spécimen 3 lombaire en inflexion latérale

5.3.1.3 Spécimen 6 (ECH06)

Le segment thoracique est composé des vertèbres T6 à T10 et la distance nominale du capteur de distance au fond du canal médullaire est 32,1 mm. L'angle initial en zone neutre est de 0,55°. L'amplitude totale atteinte est de 80° ($\pm 40^\circ$). La Figure 5.26 présente l'angle d'inflexion latérale en fonction du temps sur l'axe de gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

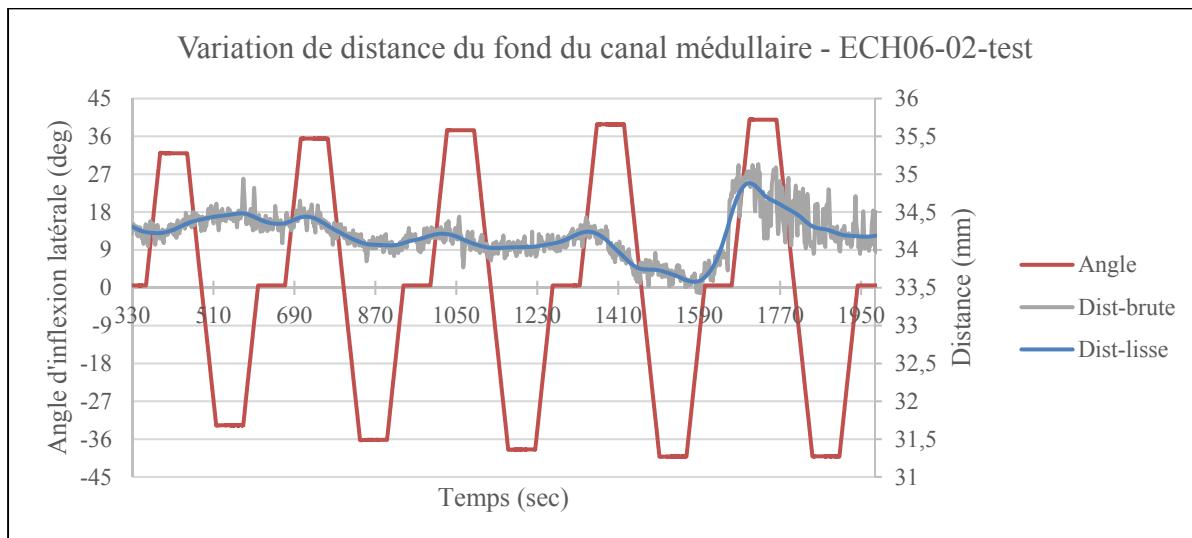


Figure 5.26 Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 6, segment thoracique

Le retest a dû être repris à une date ultérieure, car à l'analyse des données du premier essai, il a été constaté que le capteur de distance avait arrêté d'enregistrer des mesures après seulement quelques minutes dans le test. La Figure 5.27 montre donc les résultats du deuxième essai du retest en inflexion latérale avec un angle initial en zone neutre est $-2,75^\circ$. Il est à noter que cette reprise du retest a été réalisée tout de suite après des essais (test-retest) en flexion-extension sur le même segment. Cette information doit être prise en compte lors de l'analyse des résultats, car il se peut que ces conditions aient affectées le comportement viscoélastique du segment vertébral.

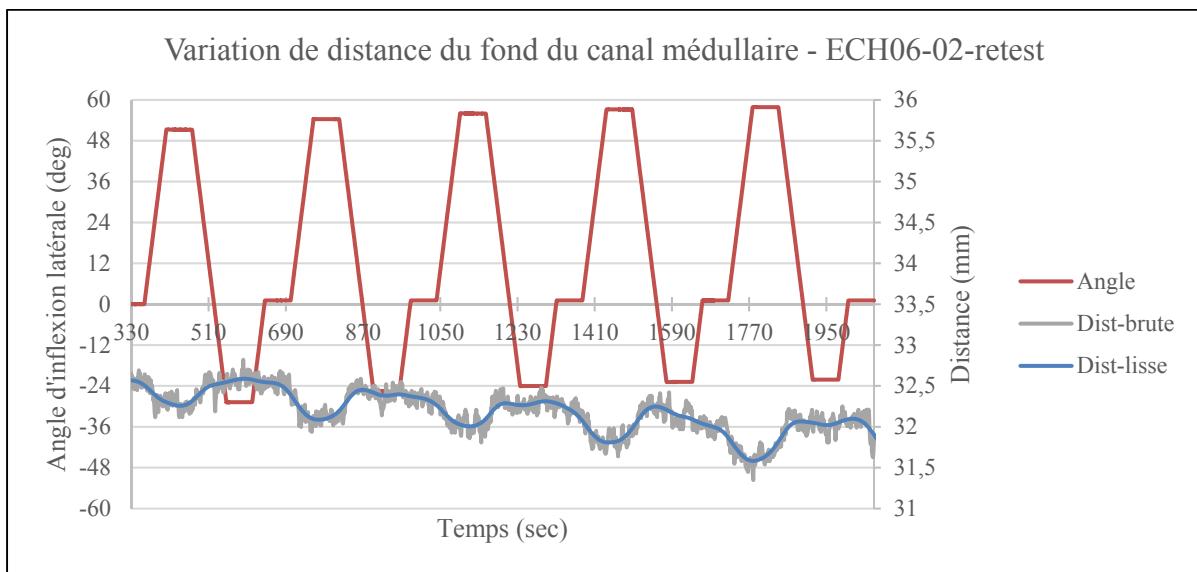


Figure 5.27 Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 6, segment thoracique.

Ensuite, la Figure 5.28 montre la relation entre la distance et l'angle d'inflexion latérale pour le test et le retest. Le fait que les essais (test-retest) aient été effectués à deux dates séparées est particulièrement visible dans ce graphique, car les données de distance retournées par le capteur sont écartées d'environ 2 mm. Il se peut que la distance nominale entre le capteur et le fond du canal ait variée pour le retest.

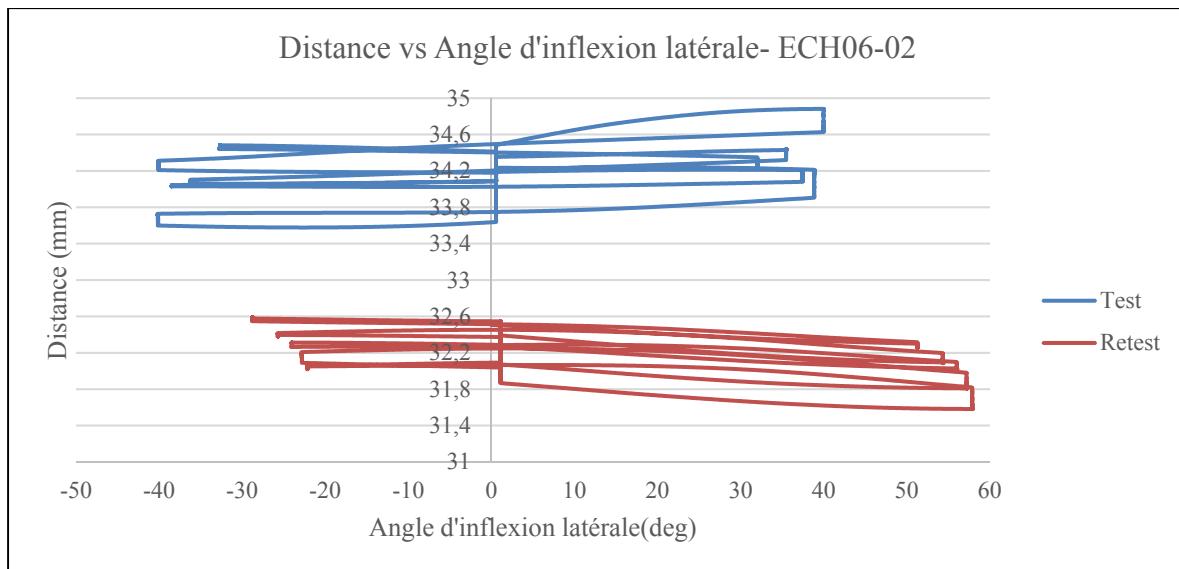


Figure 5.28 Comparaison du test et retest pour le Spécimen 6 thoracique en inflexion latérale

Le segment lombaire est composé des vertèbres T11 à L1 et la distance nominale du capteur de distance au fond du canal médullaire est 33,0 mm. L'angle initial en zone neutre est de 0,00°. L'amplitude totale atteinte est de 80° ($\pm 40^\circ$). La Figure 5.29 présente l'angle d'inflexion latérale en fonction du temps sur l'axe de gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

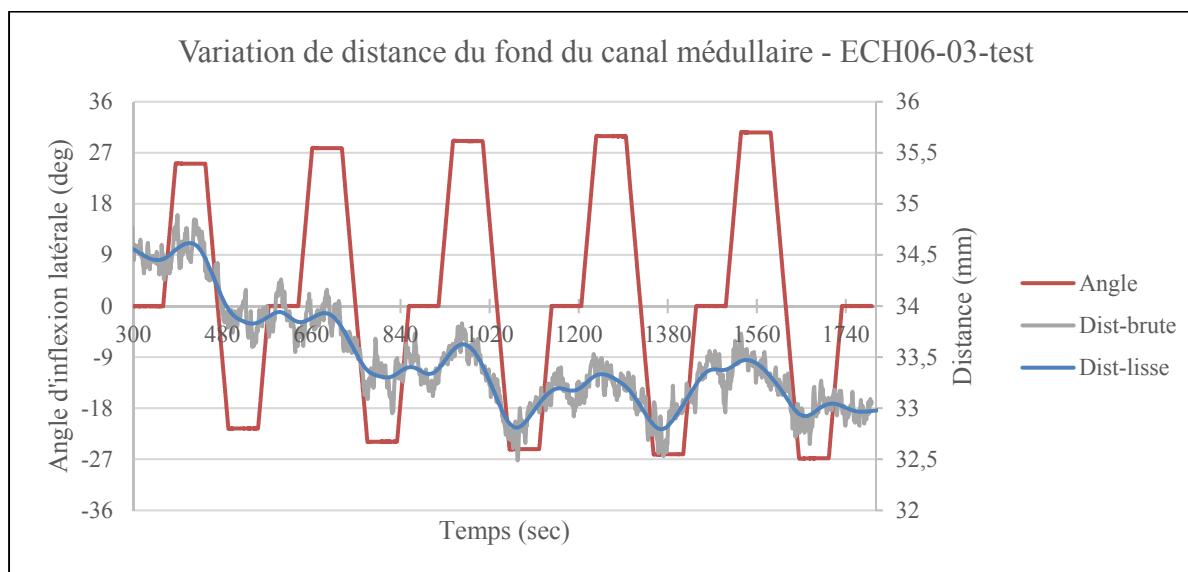


Figure 5.29 Graphique du test en inflexion latérale sur le Spécimen 6, segment lombaire

On note que le capteur semble s'être stabilisé à partir de 840 secondes (14 minutes). Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est $-1,65^\circ$. La Figure 5.30 montre l'angle d'inflexion latérale et la distance au fond du canal rachidien en fonction du temps.

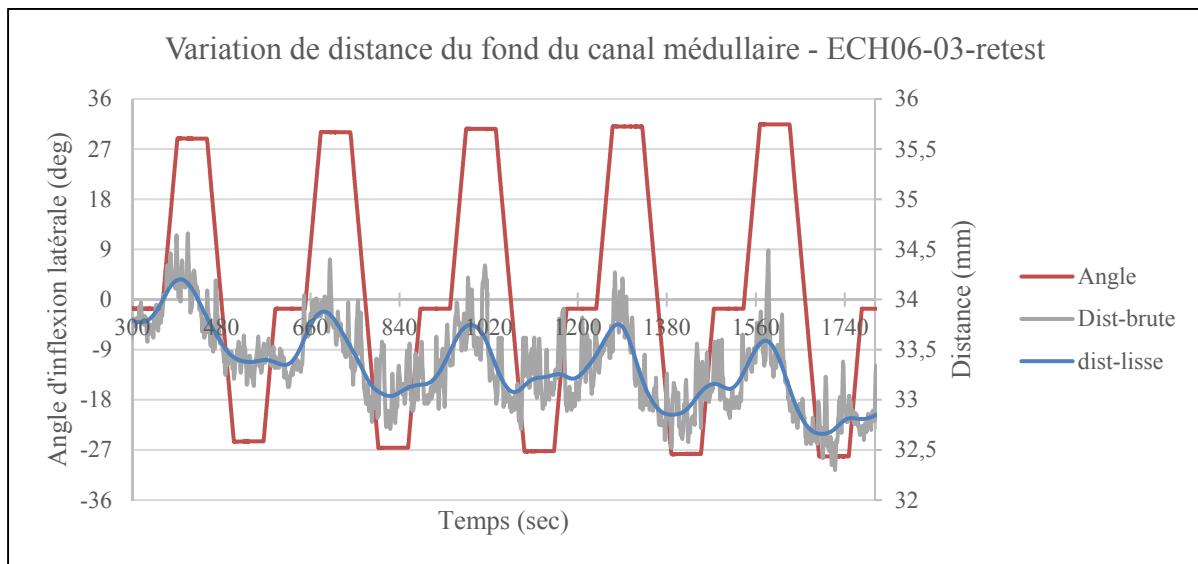


Figure 5.30 Graphique du retest en inflexion latérale sur le Spécimen 6, segment lombaire

Ensuite, la Figure 5.31 montre la relation entre la distance et l'angle d'inflexion latérale pour le test et le retest.

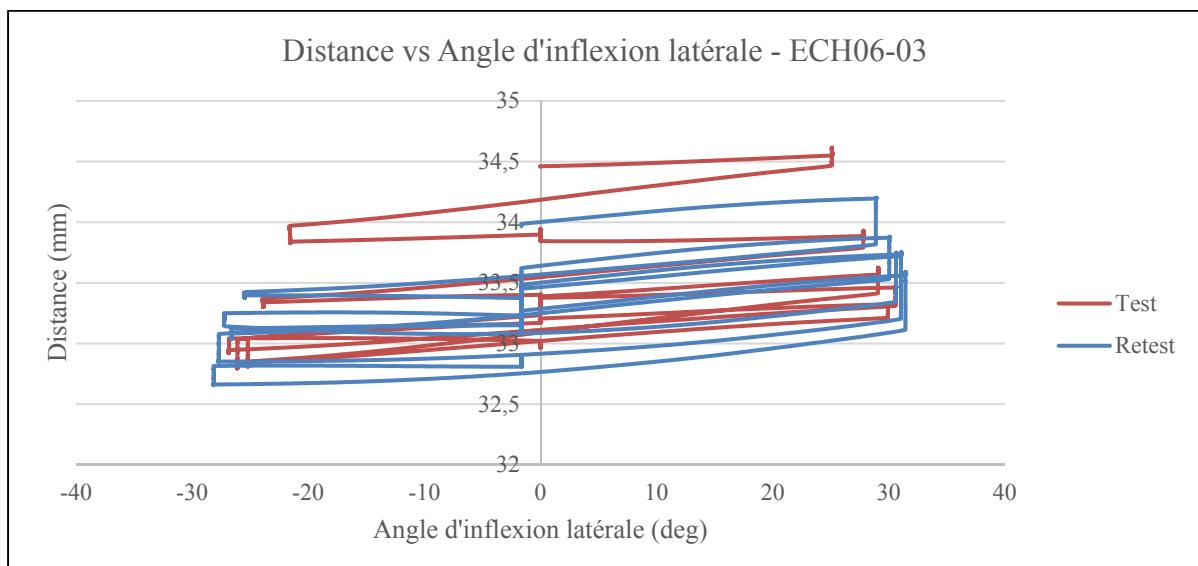


Figure 5.31 Comparaison du test et retest pour le Spécimen 6 lombaire en inflexion latérale

5.3.2 Tests en flexion-extension

Pour les tests en flexion-extension, puisque les mêmes échantillons sont repris et que le dispositif est repositionné à la même place, l'hypothèse que la distance nominale entre le capteur et le fond du canal médullaire demeure inchangée a été prise.

5.3.2.1 Spécimen 2 (ECH02)

Pour le test sur le segment thoracique, l'angle initial en zone neutre est de $-1,65^\circ$. L'amplitude totale atteinte est de 80° ($\pm 40^\circ$). La Figure 5.32 présente l'angle de flexion en fonction du temps sur l'axe de gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

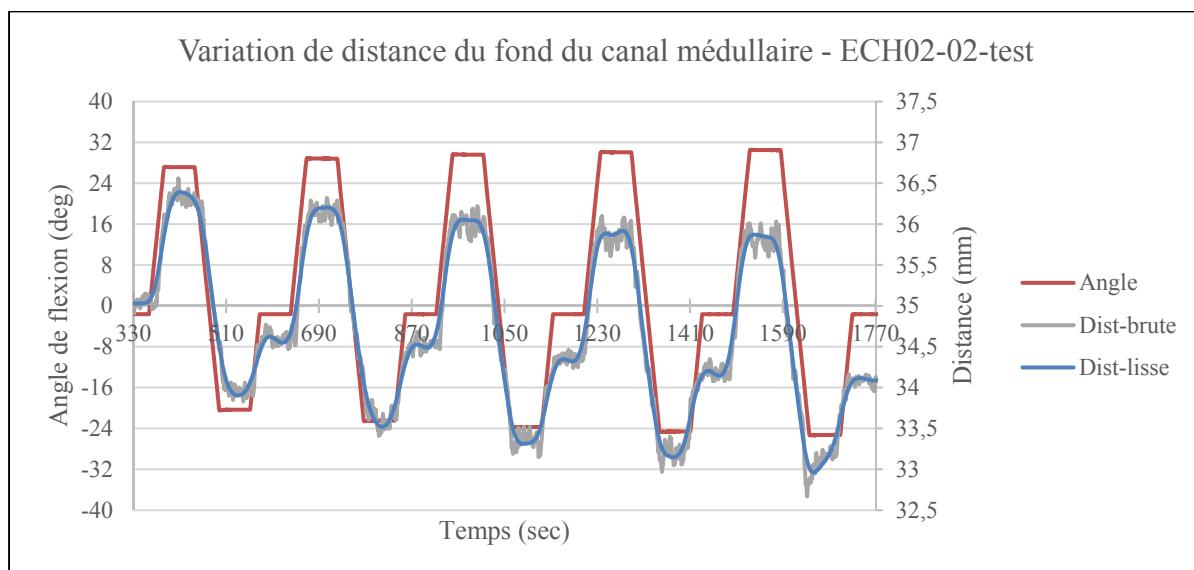


Figure 5.32 Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 2, segment thoracique

Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est $-6,00^\circ$. La Figure 5.33 montre l'angle de flexion et la distance au fond du canal rachidien en fonction du temps.

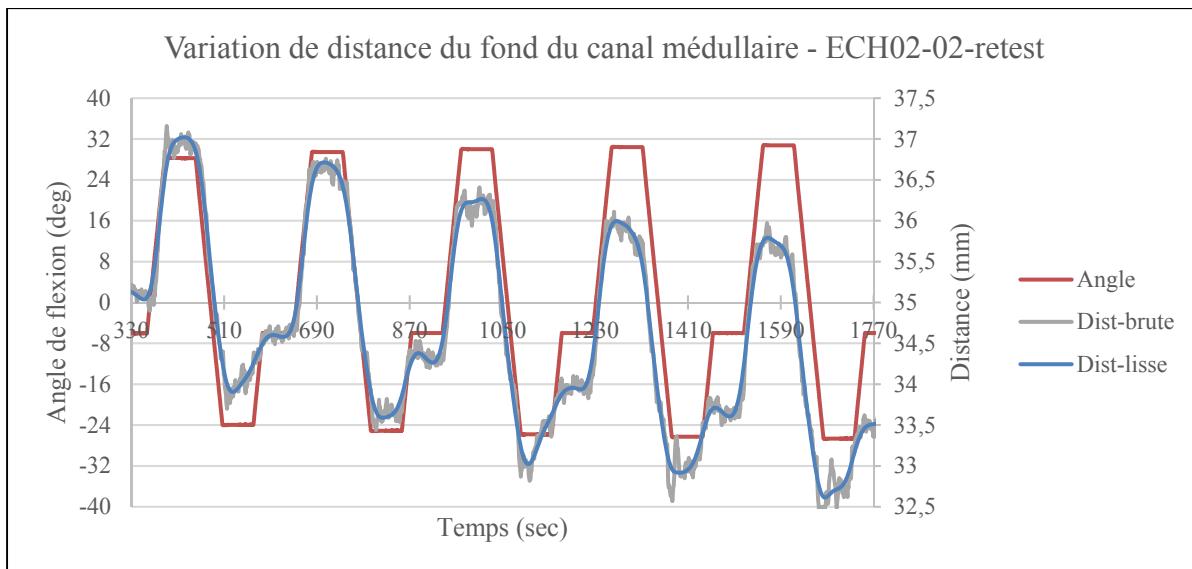


Figure 5.33 Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 2, segment thoracique

Ensuite, la Figure 5.34 montre la relation entre la distance et l'angle de flexion pour le test et le retest.

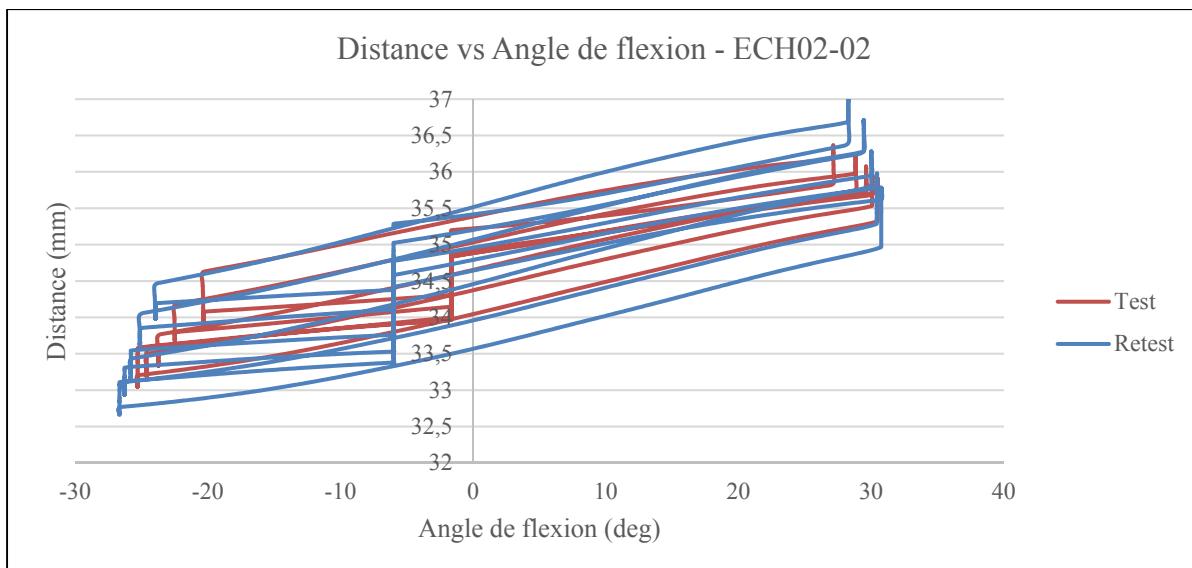


Figure 5.34 Comparaison du test-retest pour le Spécimen 2 thoracique en flexion-extension

Pour le segment lombaire, l'angle initial en zone neutre est de $2,20^\circ$. L'amplitude totale atteinte est de 80° ($\pm 40^\circ$). La Figure 5.35 présente l'angle de flexion en fonction du temps sur l'axe de

gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

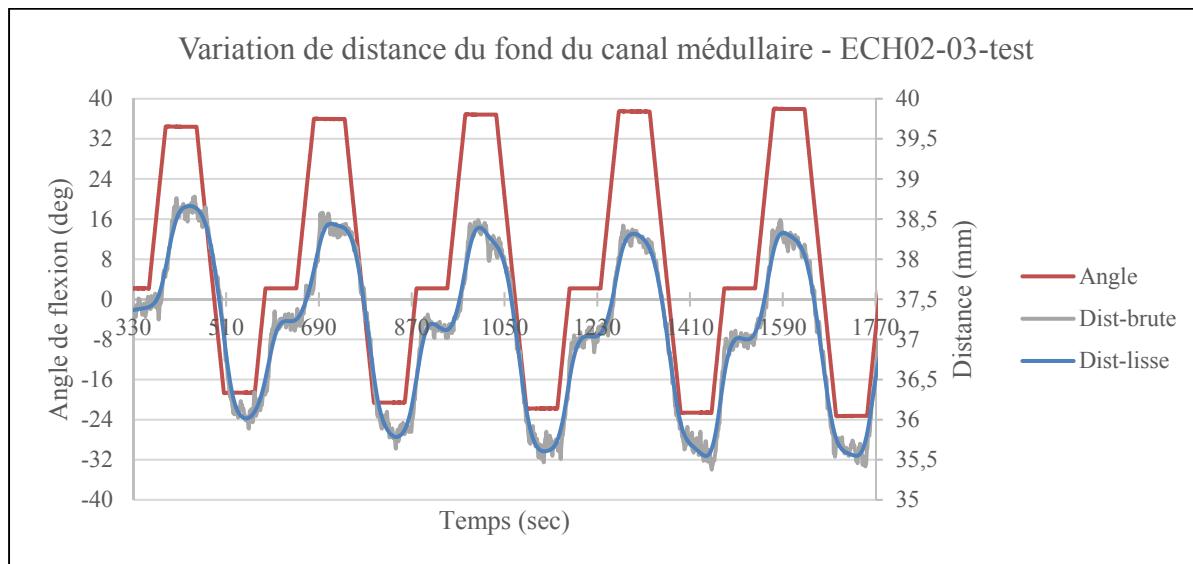


Figure 5.35 Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 2, segment lombaire

Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est $-2,40^\circ$. La Figure 5.36 montre l'angle de flexion et la distance au fond du canal rachidien en fonction du temps.

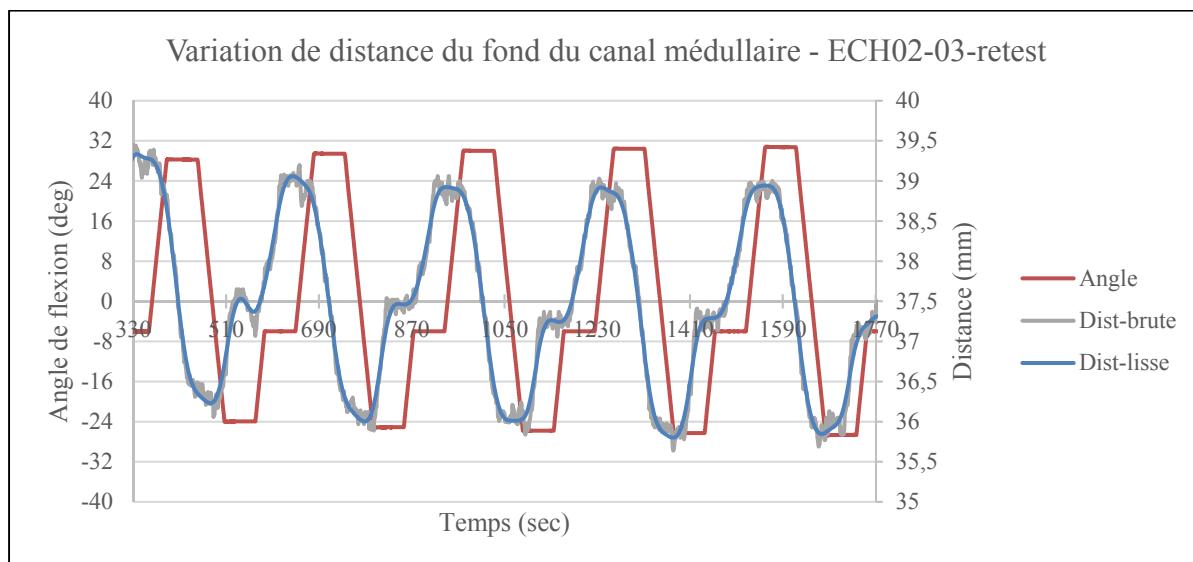


Figure 5.36 Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 2, segment lombaire

Cet essai montre un déphasage entre la distance enregistrée par le capteur de distance et l'angle de flexion lorsque les temps de fin de prise de mesure sont alignés. Toutefois, en observant le graphique de la Figure 5.37, qui montre la relation entre la distance et l'angle de flexion pour le test et le retest, l'anomalie ne semble pas visible pour le retest puisque les courbes des deux essais ont un comportement très similaire.

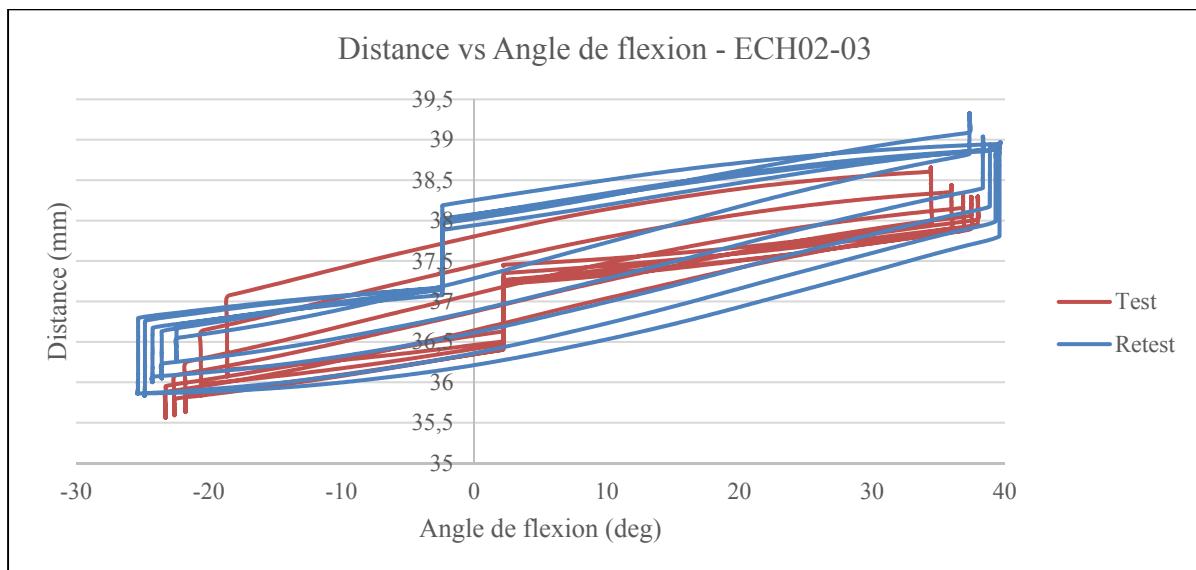


Figure 5.37 Comparaison du test-retest pour le Spécimen 2 lombaire en flexion-extension

5.3.2.2 Spécimen 3 (ECH03)

Pour le test sur le segment thoracique, l'angle initial en zone neutre est de $-0,55^\circ$. L'amplitude totale atteinte est de 80° ($\pm 40^\circ$). La Figure 5.38 présente l'angle de flexion en fonction du temps sur l'axe de gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

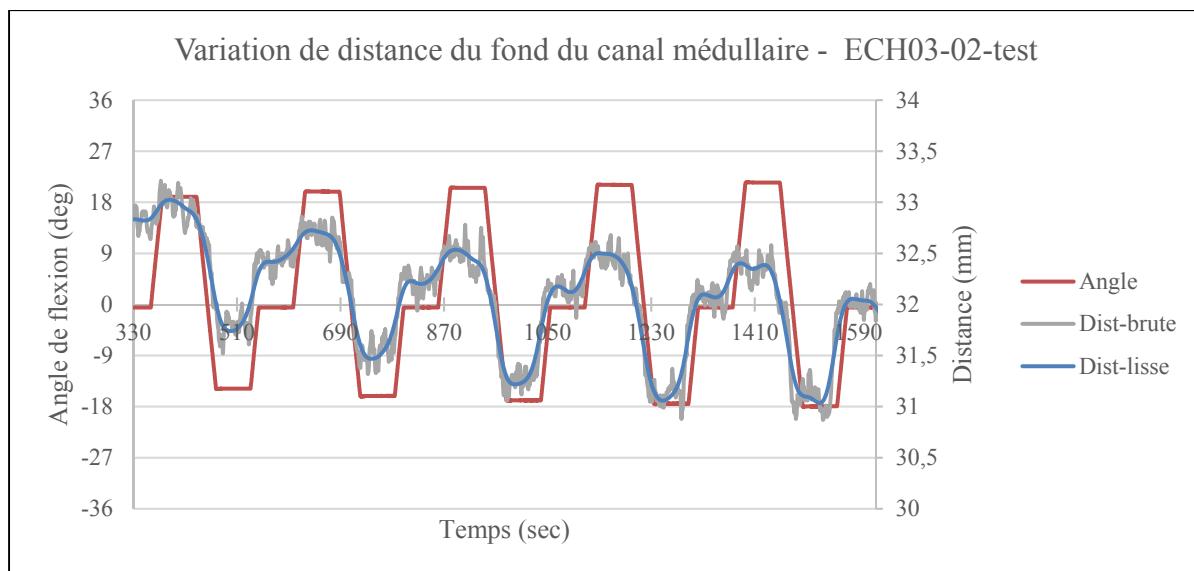


Figure 5.38 Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 3, segment thoracique

Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est $-2,20^\circ$. La Figure 5.39 montre l'angle de flexion et la distance au fond du canal rachidien en fonction du temps.

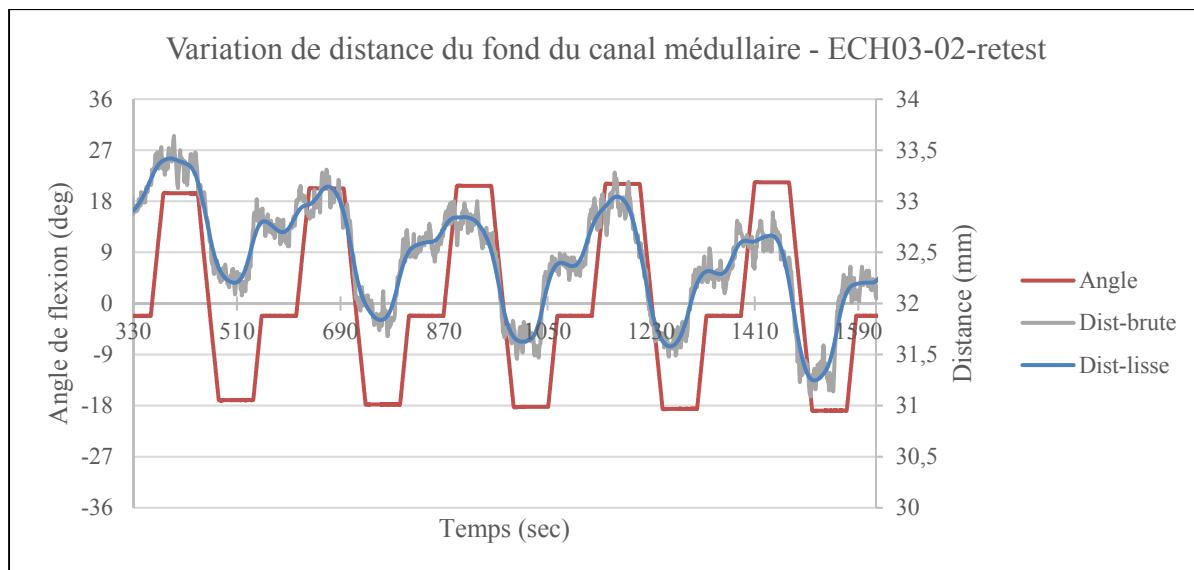


Figure 5.39 Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 3, segment thoracique

Ensuite, la Figure 5.40 montre la relation entre la distance et l'angle de flexion pour le test et le retest.

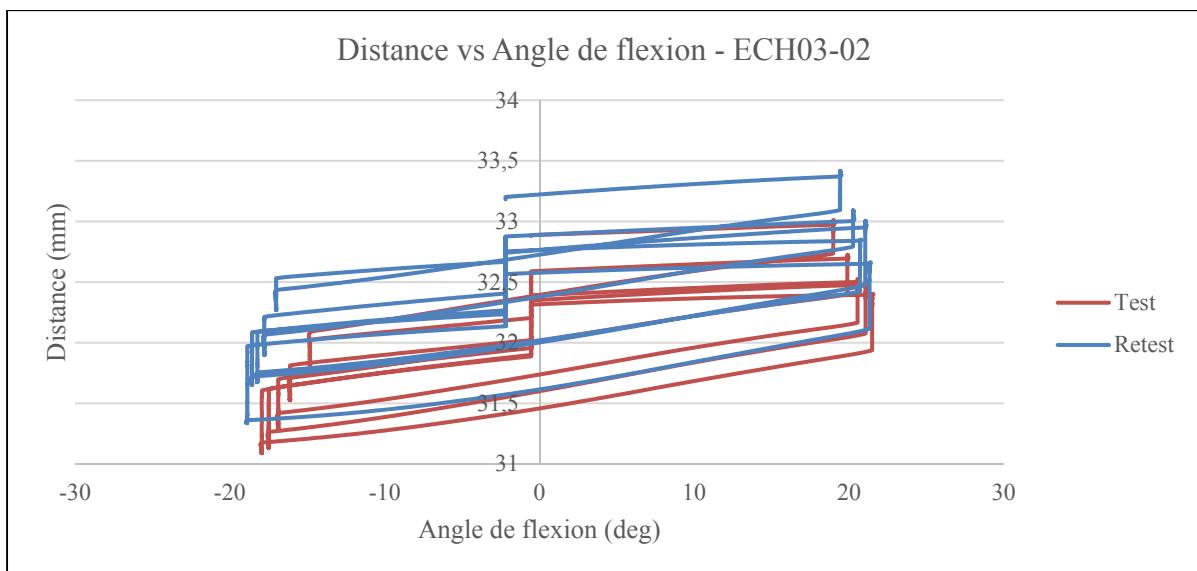


Figure 5.40 Comparaison du test-retest pour le Spécimen 3 thoracique en flexion-extension

Pour le segment lombaire, l'angle initial en zone neutre est de $4,94^\circ$. L'amplitude totale atteinte est de $80^\circ (\pm 40^\circ)$. La Figure 5.41 présente l'angle de flexion en fonction du temps sur l'axe de gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

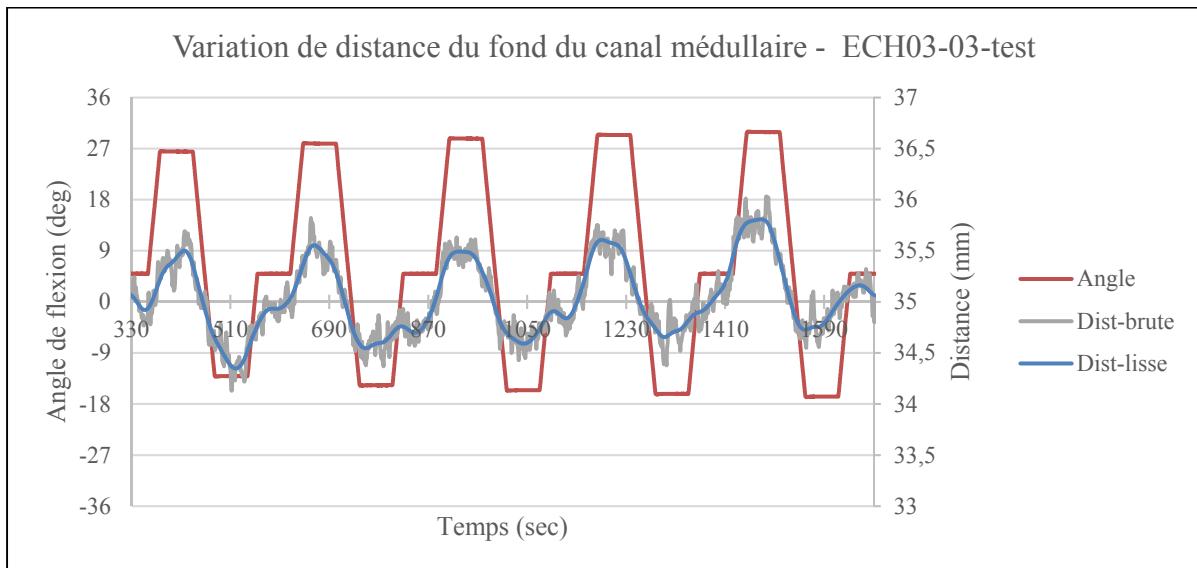


Figure 5.41 Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 3, segment lombaire

Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est $1,10^\circ$. La Figure 5.42 montre l'angle de flexion et la distance au fond du canal rachidien en fonction du temps.

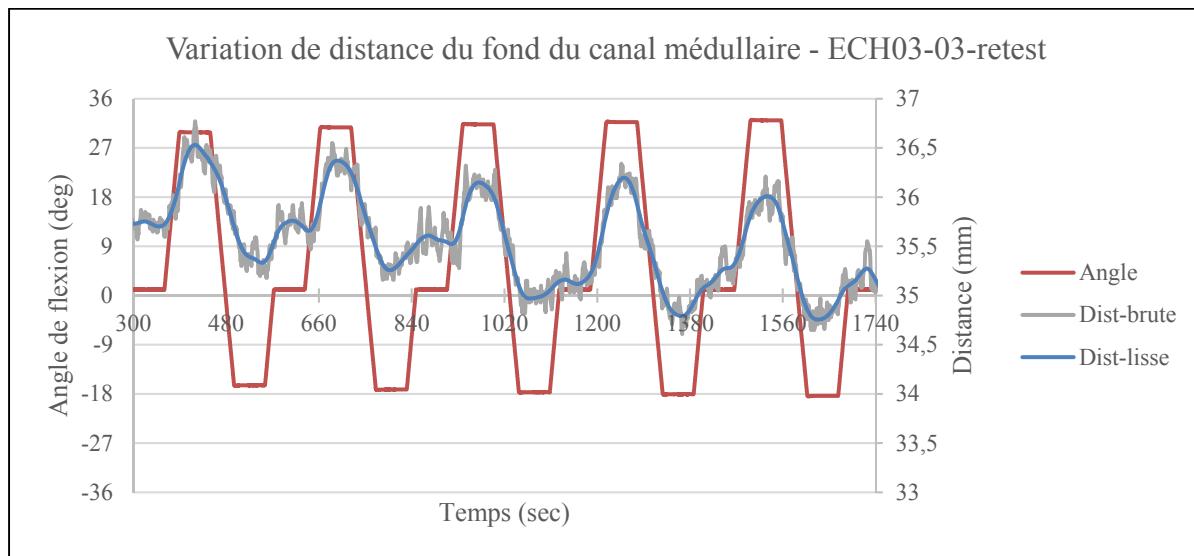


Figure 5.42 Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 3, segment lombaire

Ensuite, la Figure 5.43 montre la relation entre la distance et l'angle de flexion pour le test et le retest.

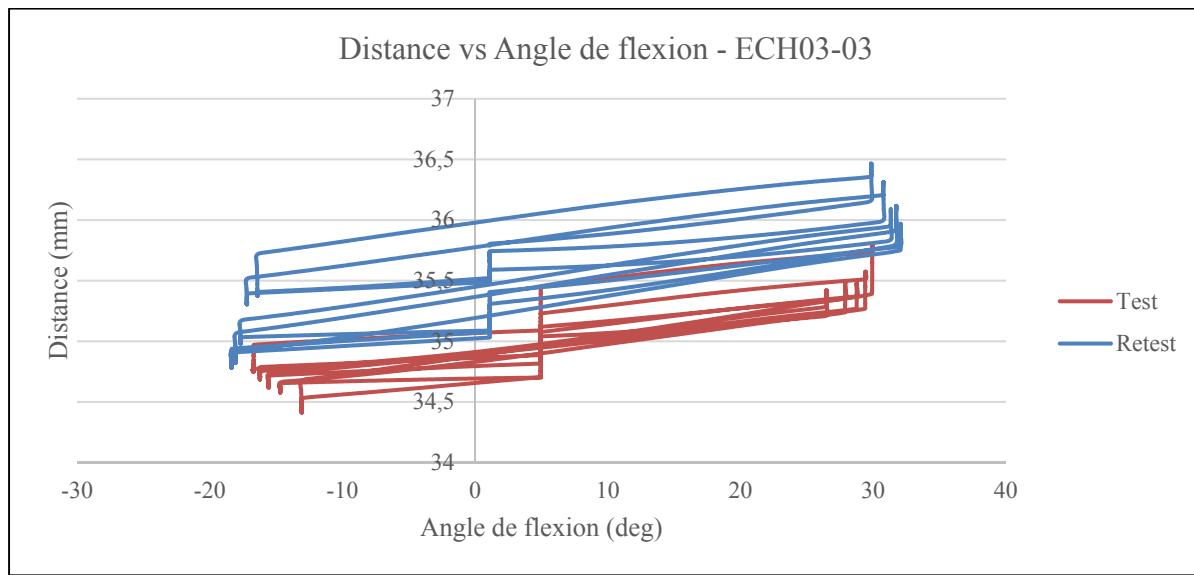


Figure 5.43 Comparaison du test-retest pour le Spécimen 3 lombaire en flexion-extension

5.3.2.3 Spécimen 6 (ECH06)

Pour le test sur le segment thoracique, l'angle initial en zone neutre est de $2,20^\circ$. L'amplitude totale atteinte est de 80° ($\pm 40^\circ$). La Figure 5.44 présente l'angle de flexion en fonction du temps sur l'axe de gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

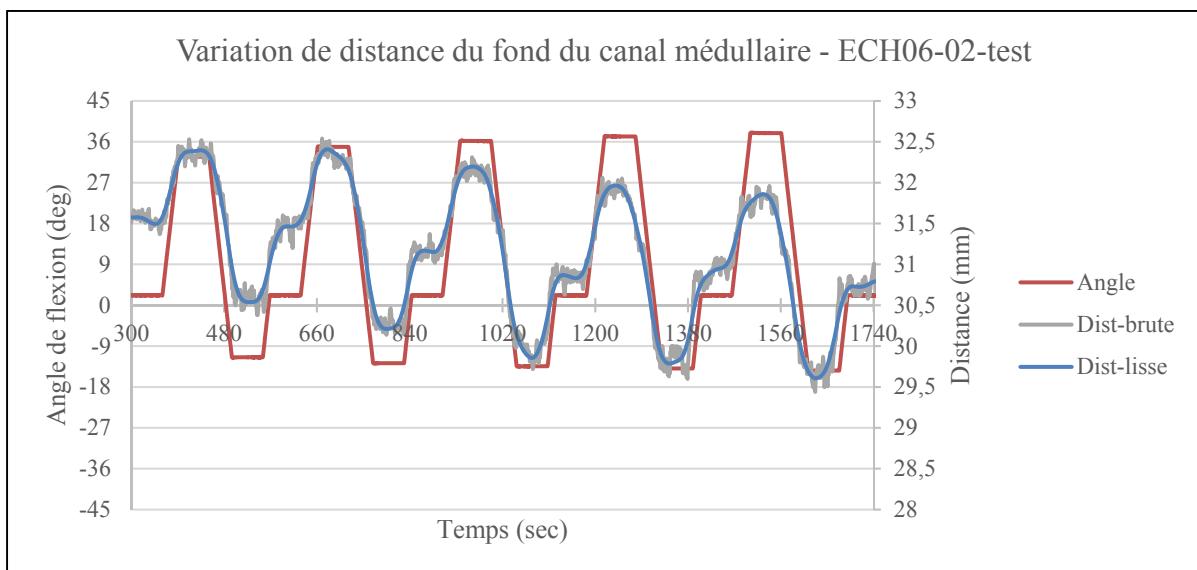


Figure 5.44 Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 6, segment thoracique

Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est $1,10^\circ$. La Figure 5.45 montre l'angle de flexion et la distance au fond du canal rachidien en fonction du temps.

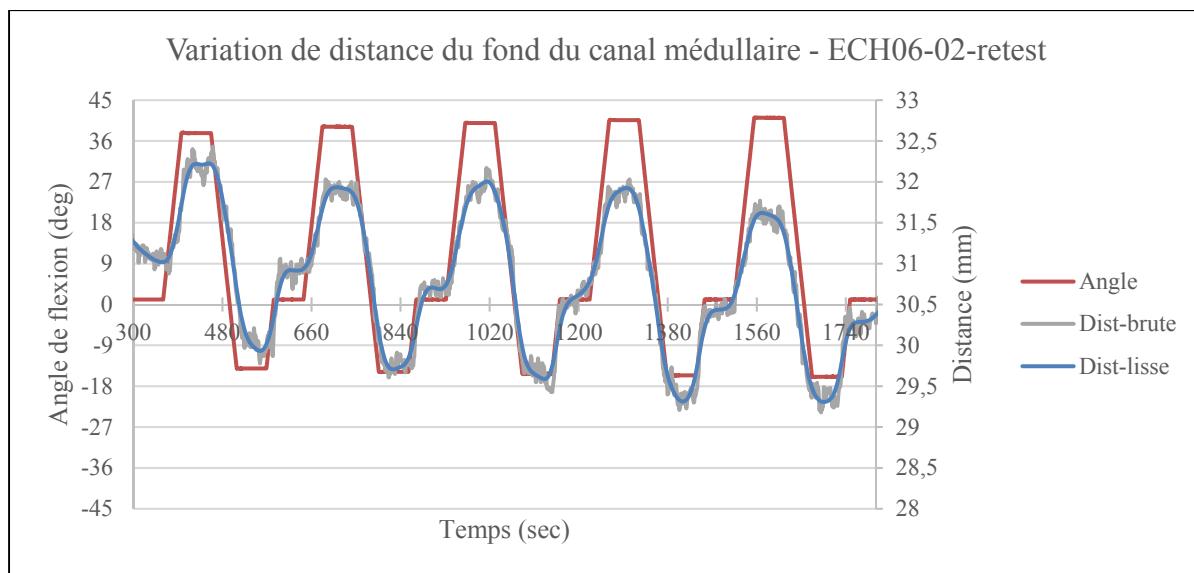


Figure 5.45 Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 6, segment thoracique

Ensuite, la Figure 5.46 montre la relation entre la distance et l'angle de flexion pour le test et le retest.

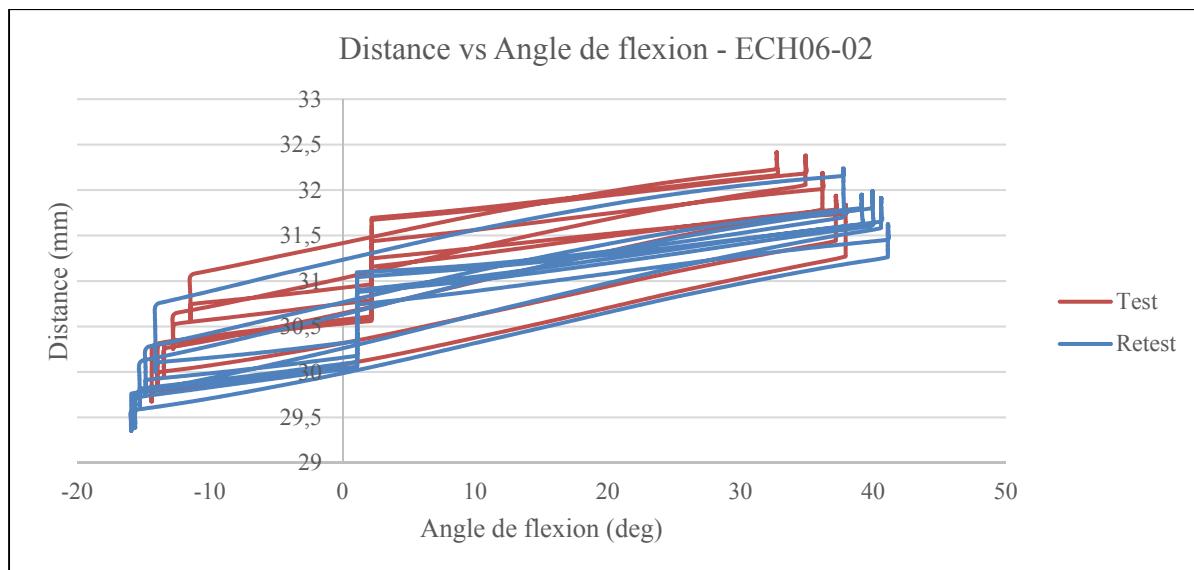


Figure 5.46 Comparaison du test-retest pour le Spécimen 6 thoracique en flexion-extension

Pour le segment lombaire, l'angle initial en zone neutre est de $7,69^\circ$. L'amplitude totale atteinte est de 80° ($\pm 40^\circ$). La Figure 5.47 présente l'angle de flexion en fonction du temps sur l'axe de

gauche et la distance verticale jusqu'au fond du canal médullaire en fonction du temps sur l'axe de droite.

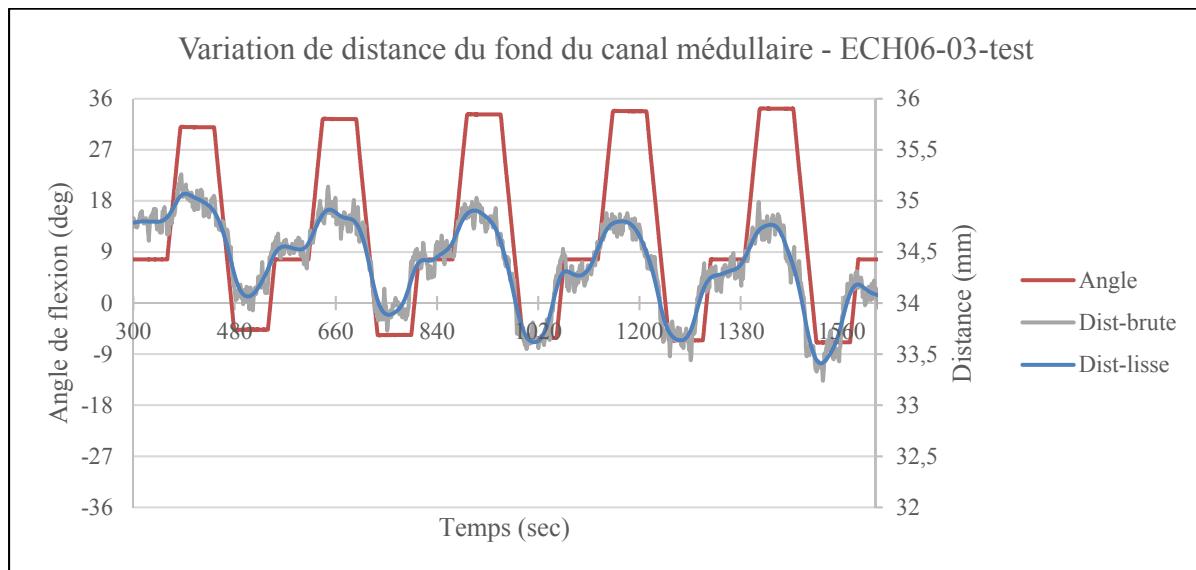


Figure 5.47 Graphique du test en flexion-extension sur le Spécimen 6, segment lombaire

Pour le retest, l'angle initial en zone neutre est $5,49^\circ$. La Figure 5.48 montre l'angle de flexion et la distance au fond du canal rachidien en fonction du temps.

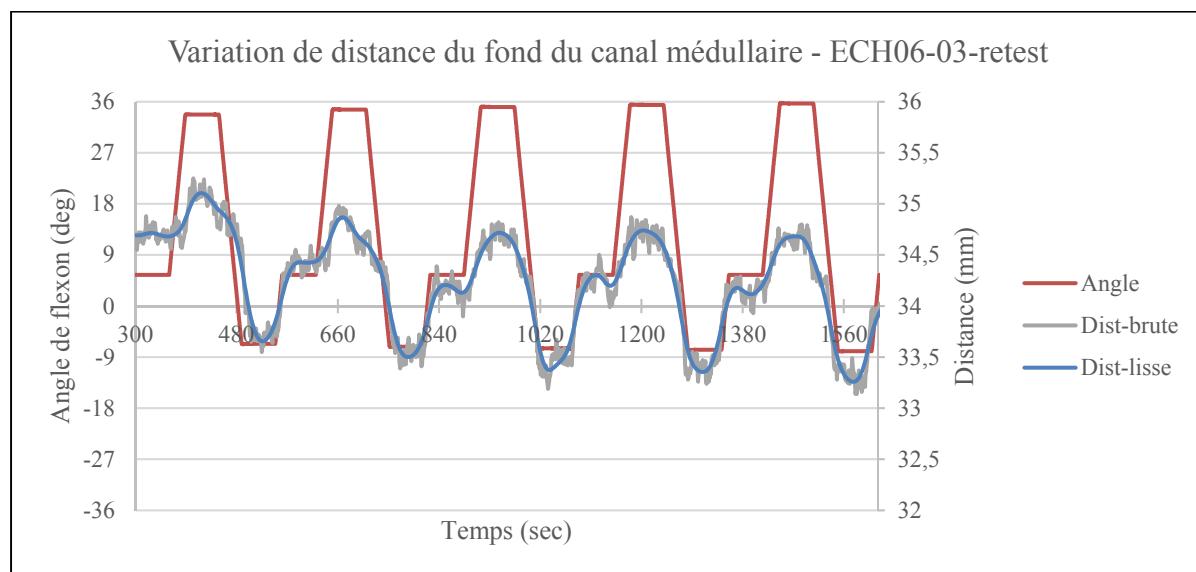


Figure 5.48 Graphique du retest en flexion-extension sur le Spécimen 6, segment lombaire

Ensuite, la Figure 5.49 montre la relation entre la distance et l'angle de flexion pour le test et le retest.

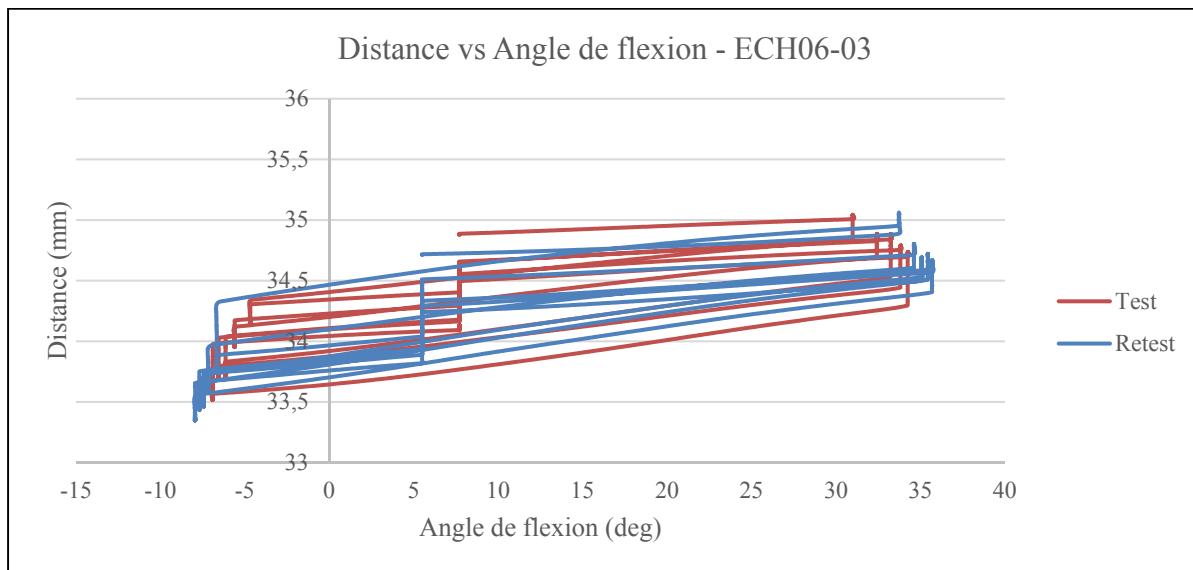


Figure 5.49 Comparaison du test-retest pour le Spécimen 6 lombaire en flexion-extension

5.3.3 Variation de la distance intra-cycle

La principale donnée d'intérêt de ces tests était de trouver la variation de la distance du capteur VL6180X à l'intérieur de chaque cycle de rotation de la cellule de charge. En caractérisant cette variation de la distance intra-cycle, il est possible de déterminer si, lors d'une contusion de la moelle épinière avec l'impacteur et le maintien de cette compression dans le temps, la compression pourrait varier même si le serrage du dispositif est parfait et que la tige ne bouge pas. Cette variation de distance, ou la variation de la hauteur du fond du canal médullaire, serait traduite directement en une variation de la compression qui aurait un impact direct sur la précision de la technique.

Le Tableau 5.2 résume la variation moyenne de la distance à l'intérieur d'un cycle avec l'écart-type associé pour chaque échantillon, niveau vertébral et essai (test-retest) en fonction du type de test (inflexion latérale ou flexion-extension). Les deux dernières colonnes présentent

également la dérive moyenne associée à chaque essai. La dérive est expliquée dans la Section 5.3.4 de ce travail.

Tableau 5.2 Comparaison de la variation de la distance moyenne intra-cycle par essai

Spécimen	Niveau vertébral	Essai	Variation distance intra-cycle (mm)				Dérive	
			Inflexion latérale		Flexion-extension		Inflex. Lat.	Flexion-extension
			Moyenne	$\pm\sigma$	Moyenne	$\pm\sigma$	Moyenne	
ECH02	02	Test	0,851	0,237	2,720	0,154	0,319	-0,183
		Retest	0,807	0,098	3,149	0,065	0,215	-0,315
	03	Test	0,587 ^[1]	0,262 ^[1]	2,728	0,069	-0,361	-0,100
		Retest	0,295	0,035	3,058	0,085	0,102	-0,097
ECH03	02	Test	1,700	0,077	1,335	0,074	0,146	-0,166
		Retest	1,832	0,049	1,325	0,114	0,139	-0,214
	03	Test	0,624 ^[2]	0,358 ^[2]	1,019	0,100	-0,471	0,086
		Retest	0,499	0,123	1,230	0,111	0,045	-0,137
ECH06	02	Test	0,555 ^[3]	0,452 ^[3]	2,166	0,183	-0,031	-0,184
		Retest	0,417	0,093	2,373	0,149	-0,143	-0,154
	03	Test	0,664	0,131	1,169	0,155	-0,256	-0,120
		Retest	0,839	0,102	1,395	0,043	-0,162	-0,102

^[1] L'écart-type est particulièrement élevé (~45% de la moyenne) en raison du temps de stabilisation du capteur de distance, soit deux cycles complets sur cinq. En écartant ces deux cycles, la variation moyenne de la distance intra-cycle descend à 0,411 mm $\pm 0,034$.

^[2] Pour la même raison qu'en [1], si les deux premiers cycles sont écartés, la variation moyenne est plutôt 0,408 mm $\pm 0,133$.

^[3] Cet essai montre un pic d'augmentation de la variation moyenne de la distance pendant le cinquième cycle. Quoiqu'aucune anomalie sur le spécimen ou erreur expérimentale n'ait été remarquée, si cette valeur est écartée, la moyenne descend à 0,277 mm $\pm 0,096$.

Le graphique de la Figure 5.50 illustre les données résumées dans le Tableau 5.2 pour une meilleure visibilité en vue de l'analyse. Les valeurs aberrantes énumérées plus haut sont écartées et les valeurs moyennes et les écarts-types associés sont plutôt considérés dans ce graphique.

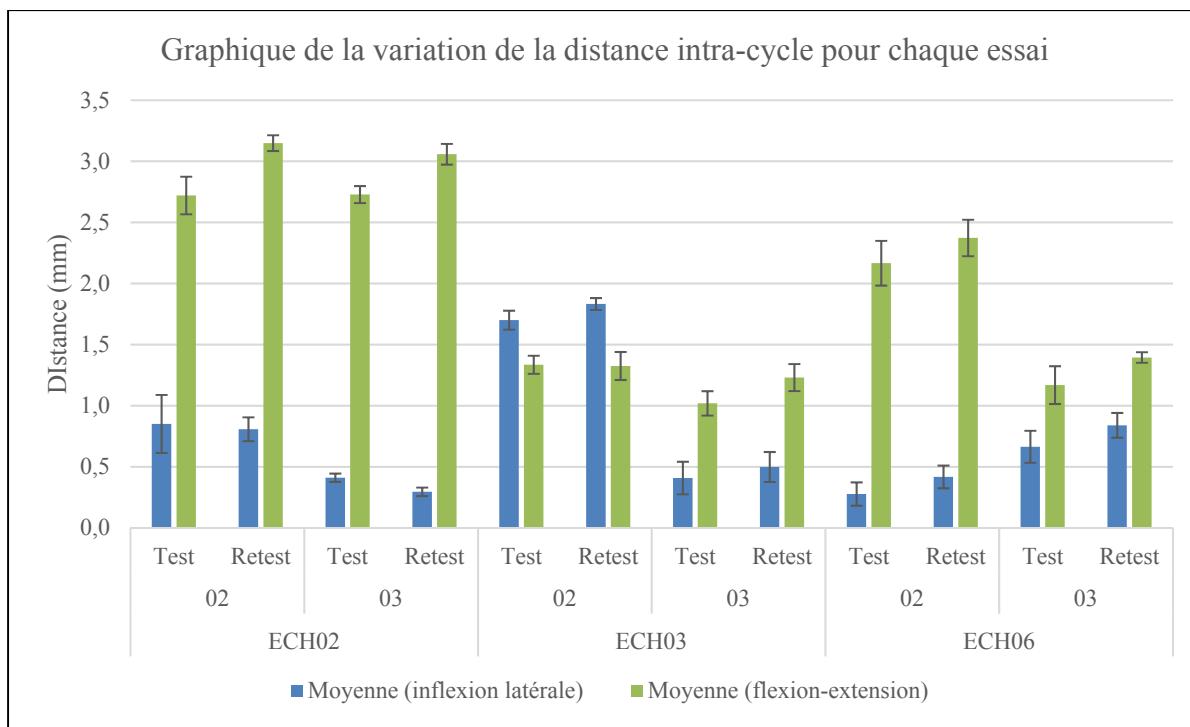


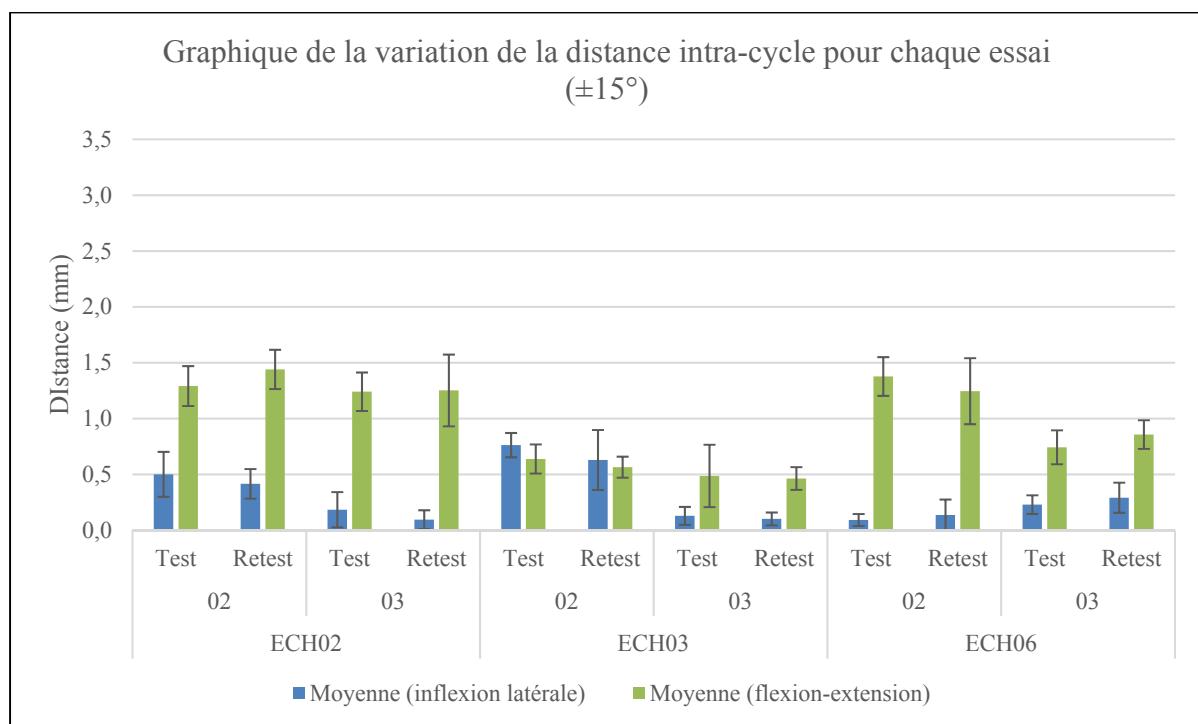
Figure 5.50 Comparaison de la variation de la distance intra-cycle pour chaque essai

À la vue du graphique de la variation de la distance intra-cycle pour une amplitude maximale de $\pm 40^\circ$, il est pertinent de se questionner sur la validité de ces résultats sachant que des segments porcins thoraco-lombaires équivalents oscillent plutôt autour de $\pm 8-11^\circ$, que ce soit pour des tests en inflexion latérale ou en flexion-extension, tel que mentionné en début de chapitre (Wilke et al., 2011).

Un deuxième traitement des résultats a donc été fait, mais cette fois-ci en contraignant les données dans un intervalle de $\pm 15^\circ$ d'amplitude afin d'être à la fois plus près de la réalité clinique, mais conservateur. Le Tableau 5.3 résume les résultats pour cette nouvelle amplitude de mouvement et la Figure 5.11 les illustre sous forme de graphique à bandes pour une meilleure visibilité. Cette amplitude réduite affiche des résultats forts intéressants, présentant ainsi une variation intra-cycle moyenne de $0,422 \text{ mm} \pm 0,151$ et $0,171 \text{ mm} \pm 0,100$ pour les segments thoraciques et lombaires respectivement en inflexion latérale. En flexion-extension, les moyennes sont plutôt de $1,092 \text{ mm} \pm 0,175$ et $0,840 \text{ mm} \pm 0,192$.

Tableau 5.3 Comparaison de la variation de la distance moyenne intra-cycle par essai ($\pm 15^\circ$)

Spécimen	Niveau vertébral	Essai	Variation distance intra-cycle (mm)			
			Inflexion latérale		Flexion-extension	
			Moyenne	$\pm\sigma$	Moyenne	$\pm\sigma$
ECH02	02	Test	0,501	0,201	1,291	0,179
		Retest	0,415	0,132	1,440	0,176
	03	Test	0,184	0,158	1,240	0,172
		Retest	0,094	0,084	1,251	0,321
ECH03	02	Test	0,762	0,109	0,638	0,130
		Retest	0,629	0,268	0,564	0,094
	03	Test	0,129	0,080	0,486	0,279
		Retest	0,101	0,057	0,463	0,102
ECH06	02	Test	0,092	0,054	1,377	0,173
		Retest	0,136	0,139	1,245	0,295
	03	Test	0,230	0,083	0,743	0,152
		Retest	0,291	0,135	0,856	0,128

Figure 5.51 Comparaison de la variation de la distance intra-cycle pour chaque essai ($\pm 15^\circ$)

5.3.4 Dérive de la distance

Sur les deux types de graphiques présentés pour chaque essai, soit l'angle et la distance en fonction du temps ainsi que l'angle de flexion en fonction de la distance du capteur, il est possible d'observer une certaine dérive de la distance enregistrée par le capteur. Tel que présenté dans la Section 5.2.2.2, le capteur est sensible à plusieurs perturbations externes et les dérives possibles sont présentées dans les spécifications techniques du capteur (STMicroelectronics, 2016). Cette dérive peut également être amplifiée par le montage expérimental en soi et le comportement viscoélastique des segments vertébraux. Lors de l'analyse des résultats des tests, cette dérive doit être prise en compte et comprise parce qu'elle peut avoir un impact sur la justesse de la mesure de la compression (distance jusqu'au fond du canal médullaire ici). La Figure 5.52 illustre comment cette dérive est visible sur deux types de graphiques :

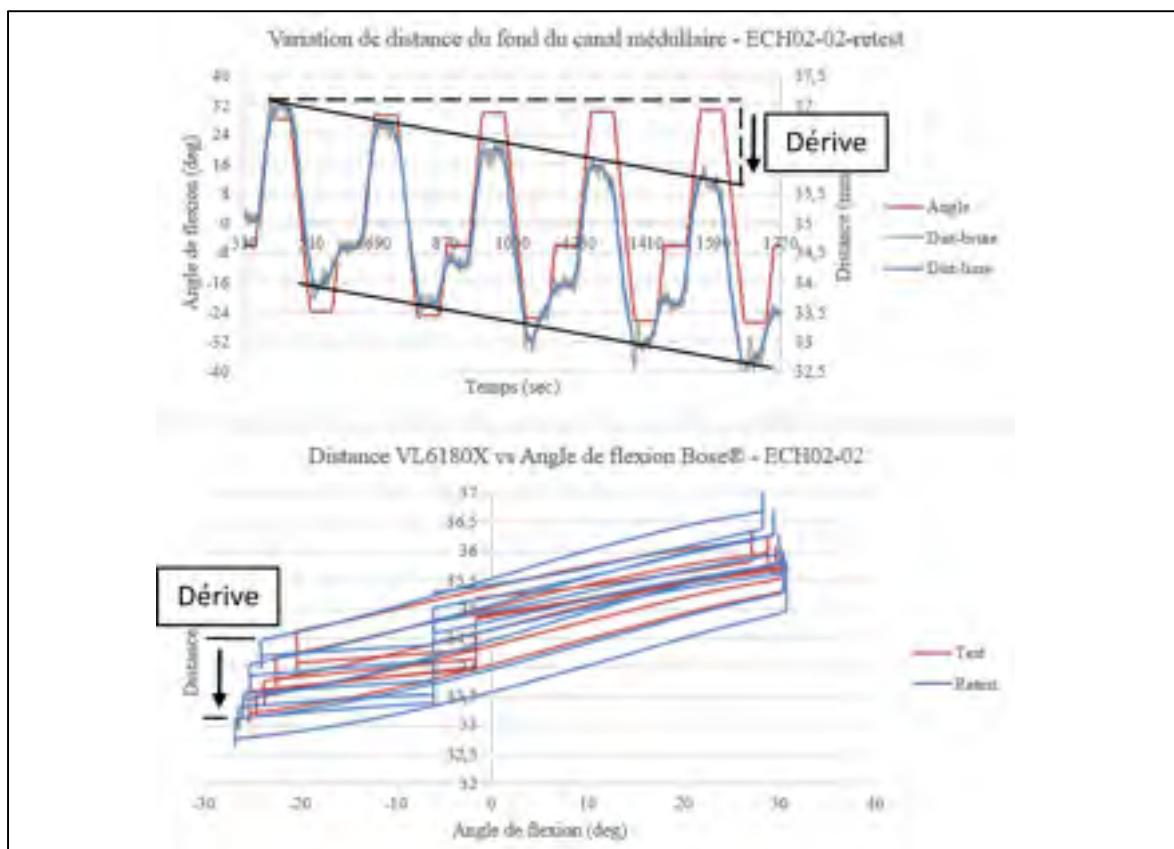


Figure 5.52 Exemple de dérive de la distance pendant un test en flexion-extension typique

Pour chaque test, la dérive a été calculée et moyennée de la même façon que pour la variation de la distance. La dérive moyenne est calculée de la façon suivante : le 2^e cycle est comparé au 1^{er} cycle, le 3^e au 2^e et ainsi de suite jusqu'au 5^e cycle puis la moyenne est trouvée entre la différence des valeurs minimales et la différence des valeurs maximales. Puis, la moyenne est calculée pour tous les cycles. L'équation suivante est un exemple pour un cycle :

$$Dérive_{cycle2-1} = \frac{(MAX_{cycle2} - MAX_{cycle1}) + (MIN_{cycle2} - MIN_{cycle1})}{2} \quad (5.2)$$

Les résultats sont répertoriés dans la dernière colonne du Tableau 5.2. Les valeurs négatives veulent dire que la dérive est vers le bas et, donc, que la distance diminue et les valeurs positives signifient que la dérive est vers le haut. En incluant les dérives essais dont le capteur n'était pas encore stabilisé, la moyenne globale de la dérive positive est 0,150 mm ($\pm 0,092$) et celle de la dérive négative -0,188 mm ($\pm 0,109$).

CHAPITRE 6

DISCUSSION

Ce chapitre présente une discussion générale sur l'ensemble du travail réalisé et se concentre à analyser les résultats obtenus par rapport aux objectifs de recherche établis, soit la conception et la validation d'un banc d'essai expérimental (S01) puis la conception et l'évaluation du dispositif de contusion antérieure (S02 et S03). La discussion est terminée par la proposition de plusieurs recommandations en vue de la poursuite du projet.

6.1 Amélioration du banc d'essai expérimental

La première étape de ce projet a été d'améliorer le banc d'essai expérimental pour contusion sur modèle animal, conçu par M. Francis Cliche dans son mémoire, afin de corriger les lacunes identifiées en termes de structure et d'utilisation et de compléter l'assemblage du banc. Ensuite, il a été question de valider ce nouveau concept en situation chirurgicale sur un modèle porcin *in vivo* autant au niveau de l'utilisation que de la précision de la méthode et de sa reproductibilité.

6.1.1 Modifications du concept et validation sur modèle *in vivo*

En partant de la conception de M. Cliche, quatre éléments principaux ont été identifiés comme susceptibles de poser problème, soit le système de montée et descente de l'actuateur Bose®, les pinces coulissantes du chariot de l'actuateur et les rails sur la base de la table de chirurgie, les tourillons utilisés pour le pivot de la table et le problème de coulissemens des roulements linéaires en raison du chariot de l'actuateur en porte-à-faux.

Ces éléments ont été corrigés notamment en rigidifiant l'ensemble de la structure et en proposant un système de déplacement du chariot du moteur dans les axes X, Y et Z. Premièrement, le fait de proposer un bâti à quatre profilés d'aluminium verticaux qui fait toute la longueur de la table a grandement amélioré le coulissemens des roulements linéaires du

chariot. Avec le moteur en porte-à-faux sur le chariot, les paliers frottaient beaucoup sur les membrures et coulissaient de façon saccadée. Du point de vue de l'utilisateur, il fallait souvent utiliser une force disproportionnée pour faire glisser le chariot-moteur. Le nouveau châssis est également plus rigide que l'ancien design. Cependant, il englobe maintenant complètement le bas de la table de chirurgie et encombre l'espace de travail. En effet, en raison de la hauteur limitée des cadres de portes dans lesquels le banc d'essai doit pouvoir passer au CRHSCM, le bâti n'a pas pu être conçu assez haut, de façon à dégager complètement l'espace de travail au niveau de la tête de l'utilisateur. De fait, le bas du profilé horizontal du haut du châssis n'est qu'à 1,67 m du sol, signifiant que toute personne plus grande que cette hauteur doit composer avec le profilé encombrant l'espace de travail. Afin de limiter les risques de blessures avec ces profilés en aluminium, des bordures en mousse ont été installées tout le long des profilés horizontaux du haut du bâti. Malgré ces précautions, lors de la chirurgie sur le modèle porcin, la hauteur du châssis a incommodé le chirurgien à maintes reprises et l'a obligé à adopter une position non-confortable et peu ergonomique pour réaliser les opérations chirurgicales. Pour une utilisation future, il est impératif de trouver un moyen d'ajuster la hauteur du châssis lorsque le banc d'essai est utilisé en salle de chirurgie.

Deuxièmement, le système de vis-sans-fin avec manivelle pour actionner les déplacements en X et en Y (horizontal) du chariot de l'actuateur est particulièrement efficace, car il ne requiert pratiquement aucune force pour l'actionner et il est très précis. Cependant, le pas d'une des vis choisies, c'est-à-dire dans l'axe des X ou dans le sens de la longueur de la table, est de 1/16 po au lieu de 1/8 po comme pour le déplacement en Y. Ce choix avait été fait pour permettre de déplacer précisément le chariot lors du positionnement final au-dessus du site d'impact, mais elle pourrait être changée pour une vis avec un pas de 1/8 pour plus de facilité d'utilisation. Sinon, pour ce qui est de la vis permettant la montée et la descente du moteur (en Z), le système est très difficile à utiliser. En effet, comme pour les déplacements en X et en Y, elle est contrôlée de façon manuelle par une manivelle, mais cette dernière se situe sous le moteur. De plus, une clé à cliquet doit être utilisée pour l'actionner. Cette décision avait été prise pour ne pas encombrer l'espace au-dessus du site d'impact en ne laissant pas de manivelle de façon permanente, mais le résultat a plutôt provoqué l'effet contraire. En observant la Figure 4.26 de

la section 4.3.3, on remarque que l'espace au-dessus du site d'impact est très encombré, car le chariot du moteur est descendu très bas et se situe à peine quelques centimètres au-dessus de l'animal. Tenter de descendre finement le moteur par la suite avec une clé à cliquet devient alors pénible et il est presque impossible de ne pas contaminer la zone stérile. Cet inconvénient est jugé majeur, car il compromet toute la chirurgie dans la mesure où la zone stérile ne doit pas être transgressée.

De plus, les paliers de frottement 80/20® Inc. utilisés conjointement avec la vis sans fin sont particulièrement pratiques pour les déplacements en X et en Y, mais ils ne sont pas du tout adaptés pour un déplacement en hauteur. De fait, un jeu fonctionnel de plusieurs millimètres existe dans ces paliers, de façon à permettre un ajustement et un alignement manuel lors de l'assemblage des composantes. Toutefois, ce jeu fonctionnel fait en sorte que tout le chariot du moteur peut bouger de quelques millimètres lorsqu'il est descendu ou monté. Par conséquent, pendant la chirurgie, il a été très difficile d'aligner parfaitement en X et en Y la tige d'impact au-dessus de la moelle épinière, car à chaque millimètre de descente du chariot, ce dernier tanguait et bougeait dans les axes horizontalement en raison du jeu fonctionnel dans les roulements linéaires. Encore une fois, dans l'optique de reproduire une blessure médullaire de façon précise, contrôlée et reproductible, il ne faut absolument pas que ce jeu fonctionnel fasse bouger le moteur et la tige d'impact lorsque celle-ci est alignée sur la moelle épinière pour la contusion.

Troisièmement, l'ajout d'un pivot au niveau des tourillons afin de permettre d'utiliser les colonnes élévatrices du bas de la table indépendamment l'une de l'autre est un succès. Le système a été testé lors de l'assemblage du banc d'essai et les glissières coulissantes permettent de bien compenser la diminution de la longueur en X tel que présenté à la Figure 4.15 de la section 4.2.1. De plus, les deux tourillons bloquants fonctionnent bien et permettent de barrer adéquatement la rotation de la table. Toutefois, ces éléments n'ont pas été nécessaires lors de la chirurgie sur le modèle *in vivo*. Ils seront probablement plutôt utiles dans le cas où le modèle animal serait pivoté afin d'accéder autant à sa partie ventrale que dorsale tel qu'imaginé par M. Cliche dans son mémoire.

Enfin, les autres éléments ajoutés au banc d'essai, comme la caméra endoscope et les guides laser pour l'alignement précis de l'impacteur sur la moelle épinière ont été utiles particulièrement pendant les tests de calibration de la méthode d'impact. En effet, si le champ autour de l'impacteur est suffisamment dégagé, il est facile de se guider avec les lasers et la caméra endoscope peut être positionnée adéquatement pour observer la moelle épinière. Toutefois, lors de la chirurgie, le chariot du moteur étant pratiquement collé sur l'animal, il a été impossible de positionner ni la caméra endoscope ni les lasers pour permettre leur bonne utilisation. Le positionnement de ces éléments sur le banc d'essai n'est pas à remettre en cause, mais il faut plutôt repenser au chariot du moteur afin de le rendre moins encombrant.

6.1.2 Reproduction de la lésion et évaluation de la technique chirurgicale

Un autre élément majeur rattaché au banc d'essai expérimental est la reproduction de la blessure médullaire par l'actuateur linéaire Bose® ElectroForce™ et la technique chirurgicale en soi. La chirurgie sur modèle porcin effectuée sur le banc d'essai expérimental a été réalisée en approche postérieure. Cette approche ne suit pas la même ligne directrice que pour la conception du dispositif de contusion qui priorise l'approche antérieure. La principale raison de cette décision dans l'approche opératoire car le protocole expérimental pour une telle approche était déjà bien maîtrisé par le Dr. Mac-Thiong et son équipe, tandis que l'approche antérieure est beaucoup plus difficile à mettre en œuvre sur un modèle *in vivo* porcin. En effet, les organes exposés en approche antérieure sont ainsi vulnérables aux nombreuses complications possibles, telles que blessure directe par perforation par exemple ou infection.

Après analyse des données recueillies par le logiciel WinTest 7, la vitesse d'impact atteinte par l'actuateur, soit de 744 mm/s ou 0,74 m/s, est très rapide en comparaison aux autres études sur banc d'essai motorisé répertoriées dans la littérature. En effet, l'étude la plus rapide, soit celle de Salegio et al. (2016) avec le même moteur Bose®, a atteint une vitesse maximale de 0,58 m/s. À l'exception des impacteurs pneumatiques utilisés sur modèles murins, les résultats du présent projet sont donc les plus rapides. De plus, la compression sur la moelle épinière a été maintenue pendant 120 secondes, dans le but de s'intéresser à la blessure secondaire sur

l'animal. Il s'agit également d'un résultat intéressant pour les lésions reproduites par impacteur motorisé, car les études trouvées dans la littérature parlaient plutôt de décompression immédiate ou très rapide (0,02 sec pour l'étude de Salegio et al. et 0,2 sec pour l'étude de Yeo et al.) (Salegio et al., 2016; Yeo et al., 2004).

Toutefois, malgré ces résultats encourageants, l'objectif initial de la chirurgie était de franchir le cap du 1 m/s pour la vitesse d'impact et de maintenir la lésion pendant 300 secondes. En effet, lors d'une fracture comminutive d'une vertèbre et de la rétropulsion d'un fragment osseux sur la moelle épinière, il est entendu que la mécanique de blessure des SCI chez l'humain se produirait à une vitesse supérieure à 1 m/s (Choo, 2007; Wilcox et al., 2004; Wilcox et al., 2003). L'asservissement de l'actuateur linéaire Bose® n'est donc pas encore parfaitement maîtrisé puisque ce dernier devrait normalement atteindre une vitesse de 3,2 m/s en théorie (TA Instruments, 2015). En pratique, plusieurs paramètres peuvent influencer l'atteinte de cette vitesse d'impact tel qu'il est possible de voir avec la présente étude et les travaux de MM. Cliche et Peyrache, mais une calibration encore plus approfondie des paramètres du PID pourraient permettre d'augmenter la vitesse maximale atteinte.

De plus, les observations faites sur le modèle porcin dès le lendemain de la chirurgie remettent en question la sévérité de la blessure provoquée. En effet, le cochon était déjà en mesure de marcher de lui-même le lendemain de la chirurgie et même de courir quelques jours après. Malgré un léger boitement de la patte arrière gauche, il est peu probable que la blessure provoquée ait été sévère, voire même modérée. On parlerait plutôt ici d'une blessure légère et partielle. La méthode d'impact avec l'actuateur linéaire et la profondeur de compression imposée n'est probablement pas à remettre en doute, mais l'approche difficile du chariot du moteur jusqu'à toucher la moelle épinière peut être responsable d'un mauvais alignement avec la moelle épinière. Cette approche a été faite visuellement et le champ de vision était très mince en raison de la place que prenait le chariot du moteur tout juste au-dessus du site d'impact. En réalisant l'impact, il a également été noté que la moelle épinière semblait s'être déplacée très légèrement latéralement.

Enfin, à la vue des améliorations proposées sur le banc d'essai dans le Chapitre 4 et des résultats de la chirurgie sur modèle porcin *in vivo*, de leurs retombées à la fois positives et négatives, l'objectif établi en début de projet SO1, soit « Concevoir, fabriquer et valider un banc d'essai expérimental motorisé afin d'étudier la contusion sur un modèle animal *in vivo* », est jugé atteint. Même en raison des problèmes d'ergonomie et de précision du banc d'essai, ce dernier a permis de mener la chirurgie à bout, de réaliser la lésion médullaire tel que prévu et d'assurer la survie de l'animal.

Toutefois, la méthode n'est pas parfaite et la lésion créée était mineure au lieu d'une blessure modérée à sévère tel que projeté. De plus, l'animal a été opéré en approche postérieure et non antérieure afin de prioriser la survie de l'animal. Les résultats de la chirurgie ne sont cependant pas en vain, malgré ce choix qui ne suit pas la même lignée que la conception du dispositif de contusion, car la chirurgie a tout de même permis de cibler des problèmes avec le banc d'essai et la méthode de reproduction de la blessure qui devront être corrigés avant de poursuivre son utilisation dans l'approche antérieure qui est beaucoup plus risquée pour l'animal. Malgré tout, ces lacunes ont pu être identifiées pendant la chirurgie et plusieurs pistes de solutions sont proposées dans les recommandations afin de les corriger en vue d'une utilisation répétitive du banc d'essai expérimental. Somme toute, le banc d'essai expérimental s'est révélé être un montage efficace pour reproduire des blessures médullaires sur un modèle animal *in vivo* et l'actuateur linéaire Bose® a le potentiel de recréer des SCI précises et contrôlées de divers degrés.

6.2 Dispositif de contusion antérieure

La deuxième étape du travail a été la conception d'un dispositif expérimental permettant de reproduire des lésions médullaires par voie antérieure sur modèle porcin dans l'optique de continuer sur la lignée des travaux entamés par M. Cliche. Ce dispositif a été évalué sur modèle porcin *in vitro* afin de mesurer la précision et la reproductibilité de la technique. Toutefois, ultimement, l'objectif est d'utiliser ce dispositif conjointement au banc d'essai expérimental afin de reproduire des lésions médullaires par voie antérieure sur modèle porcin *in vivo*.

6.2.1 Conception et fabrication du dispositif

Le processus de développement du dispositif de contusion antérieure a commencé par un cahier des charges qui a permis de créer un barème d'évaluation dressant la liste des spécifications techniques les plus critiques pour le dispositif de contusion antérieure (*Voir* Tableau 3.3 de la section 3.5.5). À la lumière des résultats de la chirurgie sur modèle *in vivo* et des résultats des tests expérimentaux *in vitro*, le prototype final du dispositif doit maintenant être évalué dans la matrice décisionnelle, c'est-à-dire la matrice regroupant les caractéristiques techniques critiques du cahier des charges avec leur pondération respective. Cette matrice ressemble < la matrice de filtrage (*Voir* Tableau 3.4), à l'exception que le prototype n'est plus comparé aux autres, mais bien évalué de façon individuelle par rapport aux critères. Le Tableau 6.1 résume les notes pondérées pour chaque spécification technique et les résultats sont commentés par la suite.

Tableau 6.1 Évaluation du prototype final dans la matrice de décision

Spécification technique	Imp. rel. (%)	Cible barème	Performances réelles		
			Résultat	Cote associée	Total pondéré
Erreur de positionnement de l'impacteur	21,3	1 mm	~1-1,5 mm	2	42,6
Variation de la profondeur de compression initiale	20,5	±0,5 mm	0,027 mm	3	61,5
Variation de la profondeur de compression résiduelle	20,5	±0,5 mm	0,2-1,1 mm	2	41
Volume d'os enlevé	12,3	20%	~45%	1	12,3
<i>SCORE TOTAL</i>					157,4

Sur un pointage maximal possible de 223,8 ($3*21,3 + 3*20,5 + 3*20,5 + 3*12,3$), le prototype final s'est vu attribué une 157,4, soit une note de 70%.

D'abord, pour ce qui est de l'erreur de positionnement de l'impacteur, il est difficile d'évaluer réellement l'atteinte de cette cible puisque les tests effectués avec le dispositif dans le Chapitre 5 excluaient la tige impactrice et l'utilisation du bloc de positionnement sous la plaque de l'impacteur. Cependant, des tests visuels ont été réalisés sur les segments vertébraux utilisés pour les tests en flexion-extension et en inflexion latérale et les observations sont qu'il est plutôt facile d'ajuster latéralement le dispositif avec les quatre vis du bloc d'ajustement. Toutefois, en situation chirurgicale, lorsque le dispositif est implanté sur les vertèbres d'un modèle porcin vivant, avec les mouvements du rachis causés par la respiration et les fluides pouvant obstruer la vue, il a été jugé qu'il serait plutôt difficile d'ajuster ces quatre petites vis de taille M2. La cote attribuée au dispositif est donc 2, sachant qu'il est peu probable d'atteindre une justesse de positionnement de moins de 1 mm en chirurgie sur modèle *in vivo*.

Ensuite, pour ce qui est de l'atteinte de la profondeur initiale de compression, la méthode de contusion avec l'actuateur linéaire Bose ElectroForce LM1 s'est révélée très précise, avec un dépassement de seulement 0,027 mm sur une compression de 4 mm. Le dispositif ne rajoute aucune contrainte à ce niveau et cette cible a été jugée atteinte, se méritant ainsi une cote de 3. Quant à la variation de la compression résiduelle, lors d'une analyse à amplitude réduite de $\pm 15^\circ$ pour se rapprocher des conditions cliniques chez un modèle porcin, les tests en inflexion latérale du Chapitre 5 ont montré, en moyenne, une variation de la profondeur de 0,42 mm ou moins. Par contre, pour les tests en flexion-extension, la variation de la distance du capteur jusqu'au fond du canal médullaire se situait plutôt autour de 1,1 mm en moyenne avec une variation maximale allant jusqu'à 1,44 mm dans le cas du Spécimen 2 sur segment thoracique. Sur une compression de 4 mm par exemple, une variation de 1,44 mm équivaut à 36% du taux imposé initialement. Cette variation est inacceptable et pourrait changer la gravité de la blessure recréée. Toutefois, ces résultats à amplitude réduite sont encourageants, car ils ont été interpolés à partir des données à amplitude totale de 80 degrés qui présentent plutôt des variations intra-cycles de l'ordre de 1 à 3 mm dans les pires cas. Il est donc possible que si de nouveaux tests étaient repris en maintenant l'amplitude totale à 30 degrés, des variations intra-cycles encore plus petites soient observées. Toutefois, en l'absence de plus de tests expérimentaux, particulièrement sur des modèles *in vivo*, la cote de 2 a été attribuée pour cette

spécification technique car elle se situe dans l'intervalle $\pm 1,0 \geq \text{PCR} > \pm 0,8$ du barème d'évaluation (*Voir Tableau 3.3*).

Dans un autre ordre d'idées, un test évaluant strictement la résistance mécanique devait être réalisé sur le dispositif au départ. Plus précisément, ce test devait valider si le système de serrage du dispositif, c'est-à-dire l'écrou qui est vissé dans le trou conique du bloc d'ajustement, était en mesure de maintenir fermement la tige d'impact en place sans lui permettre de bouger. Ce test aurait permis de garantir que le dispositif ne fait pas varier la compression résiduelle sur la moelle épinière et aurait validé la deuxième hypothèse de la section 5.2.2.2. La force qui devait être imposée à l'impacteur lorsque ce dernier est barré en place par le dispositif est 200 N, soit la force maximale lors d'une compression sur une vertèbre porcine T6 (133,6 N) multipliée par un facteur de sécurité de 1,5 (*Voir section 3.5.2, contrainte n°6*). En l'absence de ce test, il n'est pas possible d'appuyer les résultats de l'AFE et de confirmer hors de tout doute que le dispositif résiste réellement aux forces imposées par le moteur Bose® lors d'une contusion.

Pour ce qui est de la dernière caractéristique technique d'intérêt, soit le volume d'os retiré pour l'implantation du dispositif, le prototype final obtient la cote de 1 puisque le volume d'os retiré atteignait presque 50% de la vertèbre. En effet, pratiquement tout le corps antérieur doit être retiré pour insérer le dispositif en place, ne laissant que deux minces bandes osseuses sur les côtés de la vertèbre, tout juste au-dessus des processus transverses, afin de ne pas atteindre les attaches ligamentaires.

Bref, le concept final du dispositif présente plusieurs points positifs qui répondent au cahier des charges et permettent d'affirmer qu'il répond à l'objectif SO2 par rapport à la conception et à la fabrication d'un dispositif fonctionnel en mesure de reproduire une lésion médullaire et de la maintenir dans le temps. Toutefois, certains compromis ont dû être fait pendant la conception et le prototype fabriqué n'est donc pas parfait, principalement en raison des variations de la compression résiduelle observées et du grand volume d'os retiré.

6.2.2 Évaluation expérimentale du dispositif

Une fois le prototype final du dispositif de contusion antérieure fabriqué, des tests expérimentaux pour évaluer sa précision et sa justesse ont été réalisés. Il est question d'évaluation et non de validation pour deux raisons principales : le serrage du dispositif en soi – et donc sa résistance mécanique – n'a pas été validé expérimentalement et les tests pour mesurer la variation de la compression résiduelle ont été faits par une méthode de mesure indirecte. Même si une analyse par éléments finis avait été réalisée afin de simuler les tests en inflexion-latérale et en flexion-extension à ± 5 N·m, il aurait été pertinent de voir si le prototype physique était en mesure de résister à de tels efforts en situation réelle. Les tests expérimentaux ont été réalisés à un couple de $\pm 1,5$ N·m, car le premier segment vertébral testé à $\pm 2,5$ N·m s'est rompu pendant le test.

6.2.2.1 Tests en inflexion latérale et en flexion-extension

Les tests sur les segments vertébraux *in vitro* ont permis de mesurer la variation de la hauteur du canal médullaire lors de mouvements anatomiques d'inflexion latérale et de flexion-extension. Ces simulations tentent d'imiter ce que le dispositif de contusion antérieure implanté et verrouillé sur la colonne vertébrale d'un modèle porcin pourrait subir si l'animal est éveillé et peut bouger librement avec le dispositif maintenant une compression résiduelle pendant plusieurs heures. Si la tige d'impact maintient la moelle épinière appuyée sur le fond du canal médullaire, alors la moelle épinière est sujette aux mouvements provoqués sur le fond du canal rachidien lorsque l'animal bouge. Une grande variation peut nuire à la précision de la compression induite et risquer de modifier la sévérité de la blessure.

Les résultats des tests ont permis de faire ressortir des phénomènes intéressants. Premièrement, en observant le résumé de la variation de la distance entre le capteur et le fond du canal médullaire sur le graphique de la Figure 5.50, on observe que, sur tous les échantillons sauf l'échantillon ECH03-02, les tests en flexion-extension ont une variation de la distance intra-cycle beaucoup plus grande que lors des tests en inflexion latérale. Sur l'ensemble des tests, la moyenne de cette variation est de 1,972 mm ($\pm 0,806$) contrairement à 0,750 mm ($\pm 0,517$) pour

les tests en inflexion latérale. La raison qui explique qu'il s'agisse de l'inverse dans le cas de l'échantillon ECH03-02 est probablement la malformation discale observée sur ce segment vertébral au niveau des vertèbres T8-T9. On peut donc conclure que la flexion-extension a un impact plus grand que l'inflexion-latérale sur la variation de la hauteur du fond du canal médullaire.

Deuxièmement, tous les échantillons affichent une variation de la distance plus grande pour le retest que pour le test, à l'exception des essais en inflexion latérale sur les échantillons ECH02-02 et ECH02-03. Il est possible que les segments perdent de la rigidité à mesure qu'ils sont sollicités. Plus précisément, les tissus mous adjacents au dispositif et aux vertèbres fusionnées – dont les disques intervertébraux – reprennent toute la charge et les mouvements étant imposés au segment par la cellule de charge. Le comportement viscoélastique de ces tissus pourrait expliquer alors cette perte progressive de rigidité et l'augmentation de la variation de la distance. Ce phénomène est même visible en regardant les courbes d'un seul essai, où on voit la variation intra-cycle augmenter légèrement tout au long de l'essai.

Toutefois, il est également probable que d'autres phénomènes influencent la différence entre le test et le retest. Par exemple, un endommagement progressif de la fixation entre le dispositif et l'interface osseuse des vertèbres pourrait causer cette perte de rigidité en fragilisant tout le segment vertébral. Des vidéos avaient été prises de quelques tests, mais aucune anomalie par rapport à la fixation du dispositif n'a été remarquée. Par contre, il n'est pas garanti qu'il n'y ait pas un endommagement de la fixation plus subtile et non visible à l'œil nu. Il se peut également que les disques intervertébraux et autres tissus aient été endommagés de façon permanente pendant les tests, justifiant, pour les essais sur les échantillons ECH02 et ECH03, une augmentation de la variation de la distance de 3 à 6 fois pour la flexion-extension versus l'inflexion latérale.

En termes de précision de la méthode de mesure, l'écart-type moyen tout type de test confondu est d'environ $\pm 0,138$ mm ou $\pm 0,104$ mm en excluant les trois valeurs aberrantes mentionnées sous le Tableau 5.2 dans la section 5.3.5. Cet écart-type moyen, comparé à la précision du

capteur de distance mesurée à $\pm 0,13$ mm pendant les tests de calibration, indique que les résultats tests expérimentaux effectués se situent bel et bien dans la précision du capteur. Les variations de la distance mesurées sont donc significatives.

Un autre phénomène observé pendant ces tests expérimentaux est la dérive de la distance pendant les essais. La dérive moyenne a été estimée à $-0,188/+0,150$ mm tout test confondu et, considérant les nombreux facteurs pouvant influencer la mesure du capteur et étant répertoriés dans les spécifications du fabricant, cette dérive est, somme toute, petite et n'influence pas négativement les résultats. Par contre, il est difficile d'expliquer pourquoi la mesure pouvait parfois dériver vers le bas ou vers le haut. Il est encourageant de voir que cette mesure dérivait toujours dans la même direction à l'intérieur d'un même essai, laissant présager que cette dérive peut être considérée normale pour ce type de capteur.

De plus, les distances enregistrées en zone neutre se rapprochent de la vraie distance mesurée avec un pied à coulisse avant chaque essai. De façon générale, la mesure du capteur pendant les essais se situait à ± 2 mm de la mesure physique. Ce qui pourrait expliquer la déviation entre la lecture et la distance physique est que le capteur n'était pas tout à fait stabilisé dans tous les tests, même si un délai de 6 minutes lui était accordé au début de chaque essai, mais aussi que si le capteur était le moindrement incliné par rapport au fond du canal rachidien, il n'enregistrait alors pas la distance verticale réelle. La stabilisation du capteur reste toutefois un point faible de cette méthode de mesure et limite son utilisation répétitive en raison du temps requis pour réaliser chaque essai.

En ce qui concerne l'amplitude de la variation de la distance entre le capteur attaché à la plaque du dispositif et le fond du canal rachidien, soit environ 1 à 3 mm, il est évident que cette fluctuation nuirait à la précision de la compression résiduelle maintenue sur la moelle épinière pendant plusieurs heures. Cependant, de telles variations surviennent à des amplitudes d'inflexion latérale et de flexion-extension de $\pm 40^\circ$, soit près de quatre fois plus qu'un segment vertébral d'un animal vivant. C'est pourquoi une analyse des résultats à amplitude réduite de $\pm 15^\circ$ a été réalisée dans le but de vérifier la variation intra-cycle dans des conditions cliniques

plus normales pour un modèle porcin. C'est ainsi que les variations intra-cycles moyennes ont diminué de moitié, passant à 0,422 mm ($\pm 0,151$) et 0,171 mm ($\pm 0,100$) en inflexion latérale pour les deux types de segments et à 1,092 mm ($\pm 0,175$) et 0,840 ($\pm 0,192$) en flexion-extension.

Ces résultats confirment que réduire l'amplitude totale des tests permettrait d'observer un comportement plus normal du segment vertébral et d'enregistrer des variations de distance plus proches de la réalité clinique. Néanmoins, par rapport à la cible du cahier des charges de maintenir une compression résiduelle avec une précision de $\pm 0,5$ mm, les tests montrent que cette cible n'est pas atteinte pour l'instant. Plus de tests expérimentaux, soit sur des segments vertébraux *in vitro* avec plus de tissus mous intacts ou carrément des opérations sur modèles *in vivo*, seraient nécessaires pour confirmer ces observations.

Ainsi, par rapport à l'objectif du projet SO2, soit « Concevoir et fabriquer un prototype physique fonctionnel qui permet d'appliquer une contusion sur la moelle épinière et de la maintenir dans le temps », le prototype présenté répond à l'objectif de recherche puisque le dispositif a été fabriqué avec succès et il a résisté aux essais reproduisant des mouvements anatomiques sur le banc d'essai à moment pur. Cependant, par rapport à l'objectif de recherche SO3, soit « Valider le dispositif en l'implantant sur la colonne vertébrale d'un modèle porcin *in vitro* et en procédant à des tests expérimentaux selon différents degrés de blessure », l'objectif est partiellement atteint pour plusieurs raisons. D'abord, il a pu être évalué sur un banc d'essai contrôlé afin d'en mesurer la précision. Toutefois, cette mesure était indirecte et la compression de la moelle épinière induite par la tige du dispositif n'a pas été validée en soi. De plus, le serrage permettant de maintenir la compression dans le temps n'a pas été validé non plus.

Un autre aspect fondamental de cette étude a été écarté des tests expérimentaux, soit l'effet des paramètres de la reproduction de la blessure (vitesse d'impact et profondeur de compression) sur les fonctions physiologiques d'un animal vivant. Plus précisément, il est crucial de caractériser le degré de blessure, autant par rapport aux fonctions motrices que sensorielles, en

faisant varier la profondeur de compression et la vitesse d'impact sur la moelle épinière afin de mieux comprendre l'impact d'une variation de la compression sur la sévérité de la blessure.

Malgré l'atteinte partielle d'un objectif de recherche sur deux, le dispositif de contusion antérieure est fonctionnel et il pourra permettre l'étude des SCI et de l'effet de la blessure secondaire dans de futures études sur modèles porcins par approche antérieure conjointement avec le banc d'essai expérimental. Néanmoins, la validation doit être complétée pour mieux quantifier la précision de la méthode et la reproductibilité des blessures infligées.

6.3 Recommandations

L'analyse des résultats a permis de faire ressortir des points faibles et des limites identifiés à différentes étapes du projet. C'est pourquoi il est nécessaire d'émettre des recommandations afin d'apporter des pistes de solutions à considérer pour la suite du projet.

6.3.1 Banc d'essai expérimental

La chirurgie réalisée sur un modèle porcin *in vivo* à l'aide du banc d'essai expérimental a été une source inestimable d'informations. Cette première chirurgie a fait ressortir plusieurs éléments du banc d'essai nécessitant des améliorations. Voici une liste de recommandations par rapport au design du banc d'essai en soi :

- Remplacer le cadre du moteur en profilés d'aluminium 80/20® Inc. et les quatre paliers de frottement par un cadre constitué de deux ou quatre tiges circulaires rigides et précises guidés par des roulements linéaires coulissant sur ces tiges (*Voir ANNEXE VI, Figure-A VI-1*) afin de limiter le jeu fonctionnel dans le cadre;
- Remplacer la manivelle de montée et descente du chariot-moteur par un petit moteur électromécanique de type NEMA guidé par une manette ou un programme installé sur l'ordinateur du banc d'essai (*Voir ANNEXE VI, Figure-A VI-2*);

- Doubler la longueur de la tige d'impact pour désencombrer l'espace au-dessus de la zone opérée sur l'animal et grossir le diamètre de 6 mm à 8 mm afin de limiter les glissements latéraux de la moelle épinière lors de la contusion;
- Accrocher le bas du chariot-moteur aux processus épineux des vertèbres adjacentes au site d'impact afin de limiter les mouvements de l'animal avant et pendant la contusion;
- Assigner deux personnes au maniement du banc d'essai, soit une personne pour manœuvrer les chariots et la table et une personne pour gérer les acquisitions et le lancement des tests sur l'ordinateur;
- Permettre l'ajustement de la hauteur du bâti complet de la table en fonction de la taille de l'utilisateur.

Ensuite, la méthode chirurgicale et la réalisation de la lésion médullaire avec l'actuateur Bose® ont comporté plusieurs défis. Des recommandations doivent être prises en considération pour mener d'autres chirurgies à bien :

- Le protocole de test doit être adapté pour mieux intégrer le banc d'essai à travers les manipulations chirurgicales et un protocole expérimental pour tenter une opération antérieure doit être rédigé et testé;
- Une étude sur plusieurs modèles *in vivo* en approche antérieure devrait être réalisée de façon à étudier les effets de la variation des paramètres de la vitesse d'impact de la profondeur de compression sur la lésion physiologique de l'animal (atteintes motrices et sensorielles);
- Trouver une meilleure façon d'établir la position « zéro » de l'impacteur sur la moelle épinière, en incorporant une cellule de charge ou un capteur de force à l'impacteur par exemple, ou encore avec un interrupteur de fin de course qui détecte la profondeur de contact et qui peut être retiré avant l'impact ;
- Mieux éclairer le fond du canal médullaire pour améliorer la prise de vue de la caméra-endoscope et améliorer la visibilité en général;
- Incorporer de l'imagerie avant la chirurgie afin de mesurer le diamètre de la moelle épinière de l'animal et d'établir précisément le lieu où aura lieu la contusion;

- Incorporer une méthode de validation de la compression en temps réel pendant la contusion ou, minimalement, avant et après;
- Calibrer plus agressivement le PID de l'actuateur linéaire Bose® ElectroForce LM1 afin d'obtenir des vitesses d'impact plus élevées (≥ 1 m/s) sans déstabiliser le signal.

6.3.2 Dispositif de contusion antérieure

Par rapport au dispositif de contusion antérieure, les recommandations suivantes sont émises dans le but de terminer la validation de la résistance mécanique et la précision de celui-ci :

- Réaliser un test de traction de la tige lorsque l'écrou est serré au maximum afin de vérifier la force de serrage du dispositif;
- Penser à une méthode pour mesurer la compression résiduelle de façon directe, par exemple en incorporant un substitut de moelle épinière intelligent (SMEI), c'est-à-dire instrumenté avec des filaments de polymère piézorésistif ou encore avec des fibres optiques (Peyrache, 2017);
- Réaliser de nouveaux tests sur modèle *in vitro* à l'aide du banc d'essai de moment pur en utilisant la nouvelle méthode directe de mesure de la compression pour établir la précision et la justesse du dispositif et valider s'il répond aux critères du cahier des charges.

L'objectif ultime du projet serait, si les tests de validation du dispositif sont concluants, de pouvoir l'utiliser sur des modèles porcins vivants afin de reproduire des SCI de différentes sévérités et d'étudier l'effet du maintien de la compression dans le temps. Les paramètres d'une telle étude incluraient donc le contrôle du taux de compression initial et résiduel, de la vitesse d'impact sur la moelle épinière et du temps de compression résiduelle pendant laquelle l'animal serait éveillé et libre dans un enclos surveillé. Le banc d'essai expérimental joue également un rôle crucial dans le succès d'une telle étude parce qu'un meilleur contrôle de la méthode de reproduction de la blessure améliorerait d'une part les chances de survie de l'animal et, d'autre part, la reproductibilité des essais couplés avec le dispositif de contusion antérieure. Il est donc primordial de procéder à une chirurgie sur modèle *in vivo* en approche

antérieure avec le banc d'essai expérimental seul de façon à valider la méthode et permettre de joindre son utilisation à celle du dispositif de contusion.

Il est présentement impossible d'étudier dans un milieu contrôlé les blessures médullaires secondaires pendant plusieurs heures afin de recréer des conditions cliniques plausibles en raison des risques pour la survie de l'animal. En effet, les risques d'infection et de complications sont trop grands pour opérer un animal pendant plusieurs heures et maintenir une compression sur sa moelle épinière en permanence pendant qu'il est ouvert sur la table d'opération. L'intérêt du dispositif réside alors dans la réussite d'une contusion permettant de refermer l'animal et de le maintenir en vie tout en appliquant une compression résiduelle. Pouvoir étudier un modèle vivant subissant le même type de SCI que subirait un être humain lors d'un accident motorisé, par exemple, a le potentiel de grandement bénéficier la recherche entourant les mécanismes lésionnels des SCI, particulièrement par rapport à la blessure secondaire. Étudier de telle façon l'influence du temps avant la décompression du rachis après une contusion améliorerait la compréhension de l'influence de la blessure secondaire dans la gravité des atteintes motrices et neurologiques chez un patient et permettrait une meilleure prise en charge post-trauma et des soins de réhabilitation mieux adaptés.

CONCLUSION

L'objectif principal de ce mémoire de recherche était de développer et valider un dispositif et un banc d'essai pouvant récréer expérimentalement des contusions de la moelle épinière sur modèles porcins se rapprochant de la réalité clinique. Plus spécifiquement, il a été divisé en trois sous-objectifs :

- Concevoir et valider un banc d'essai motorisé permettant d'étudier des contusions à la moelle épinière sur modèles animaux *in vivo*;
- Concevoir et fabriquer un dispositif de contusion antérieure capable de maintenir une compression résiduelle sur la moelle épinière;
- Valider la précision et la reproductibilité du dispositif sur un modèle porcin *in vitro*.

La revue des connaissances a permis d'identifier les forces et les faiblesses des méthodologies expérimentales existantes. Ces informations en tête, le développement s'est enclenché en suivant les lignes directrices du déploiement de la fonction qualité, soit en définissant les besoins des clients, en créant une maison de la qualité, en utilisant un diagramme de Pareto puis en élaborant une matrice de décision. De cette façon, seuls les critères les plus importants ont été gardés : le positionnement de l'impacteur autour de sa cible sur la moelle épinière, la précision de la profondeur de compression initiale, mais aussi résiduelle, et le volume d'os vertébral retiré. Ces spécifications ont dicté la recherche de solutions et plusieurs mécanismes et matériaux ont été évalués avant de parvenir à un concept final satisfaisant. Une analyse numérique a montré que le dispositif final résistait aux efforts en flexion/extension et d'inflexion latérale qui seraient appliqués expérimentalement par la suite. Un prototype physique a donc été fabriqué en PEEK et en nylon, deux matériaux polymériques reconnus pour leurs propriétés biocompatibles.

Ensuite, le concept du banc d'essai expérimental initialement conçu par M. Francis Cliche dans son mémoire (Cliche, 2014) a été raffiné et fabriqué. La méthode d'impact motorisé proposée avec l'actuateur linéaire Bose® Electroforce™ LM1 a prouvé qu'il était possible de reproduire un impact dynamique à une vitesse d'environ 0,74 m/s et d'atteindre une profondeur de

compression de 4 mm avec une précision de $\pm 0,03$ mm dans un contexte chirurgical sur un modèle porcin *in vivo*. Le maintien de cette compression pendant deux minutes laissait présager une lésion médullaire modérée à sévère, mais le rétablissement rapide post-chirurgical de l'animal a montré que la gravité de la blessure était moindre. Ces résultats ont soulevé plusieurs problèmes dans la structure et l'utilisation du banc d'essai qui affectent la précision de la blessure produite. C'est pourquoi des recommandations ont été émises dans l'objectif de rendre la méthodologie expérimentale utilisant le banc d'essai fiable et reproductible.

La dernière étape du projet a consisté à évaluer le prototype du dispositif de contusion antérieure en le soumettant à des mouvements répétitifs de flexion-extension et d'inflexion latérale sur un banc d'essai à moment pur. Les tests réalisés sur un total de 12 segments vertébraux de cochons âgés d'environ 3 mois ont mis en lumière que, pour des amplitudes de $\pm 40^\circ$, le fond du canal médullaire variait de 1 à 3 mm en profondeur. Dans un intervalle réduit de $\pm 15^\circ$ d'amplitude, cette variation diminue cependant autour de 0,4 à 1,4 mm. Ces données, en plus du faible nombre d'échantillons et de la mesure de la distance indirecte, indiquent qu'il est nécessaire d'envisager une étude plus approfondie avant de tirer une conclusion sur la précision réelle du dispositif.

Cette étude s'inscrit dans un contexte de continuité de la recherche expérimentale sur les blessures médullaires au Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie. L'approche antérieure sur modèle *in vivo* développée par M. Cliche et le banc d'essai expérimental développé faciliteront les protocoles expérimentaux des futures études sur le sujet. De plus, le dispositif de contusion antérieure est une idée novatrice qui propose de maintenir une compression résiduelle sur la moelle épinière pendant plusieurs heures en maintenant le modèle animal en vie, une première aux connaissances de l'auteur. Une validation approfondie reste toutefois nécessaire avant l'utilisation de ce dispositif dans des études *in vivo* à plus grande échelle. L'intégration d'un substitut de moelle épinière mimant les propriétés d'une vraie moelle épinière (Facchinello et al., 2017; Peyrache, 2017) est alors plus que souhaitable pour éliminer les biais expérimentaux.

ANNEXE I

RÉFÉRENCES ANATOMIQUES

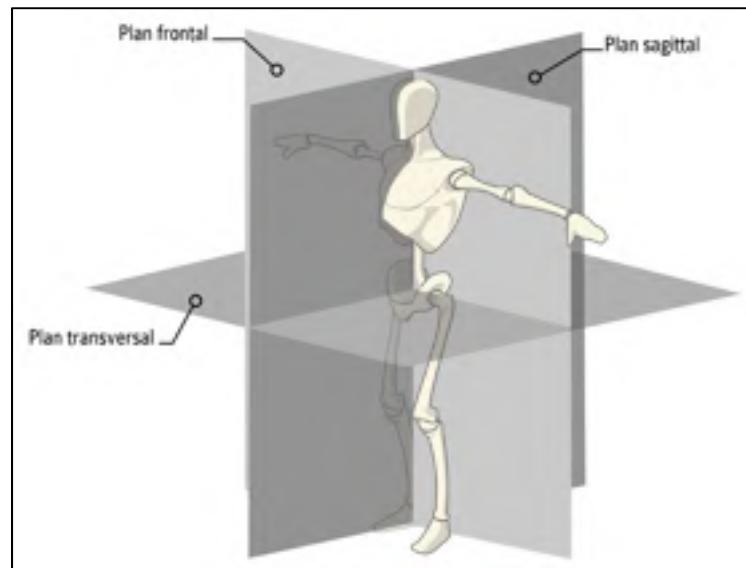


Figure-A I-1 Plans de référence anatomique
Tirée de Manolova (2012)

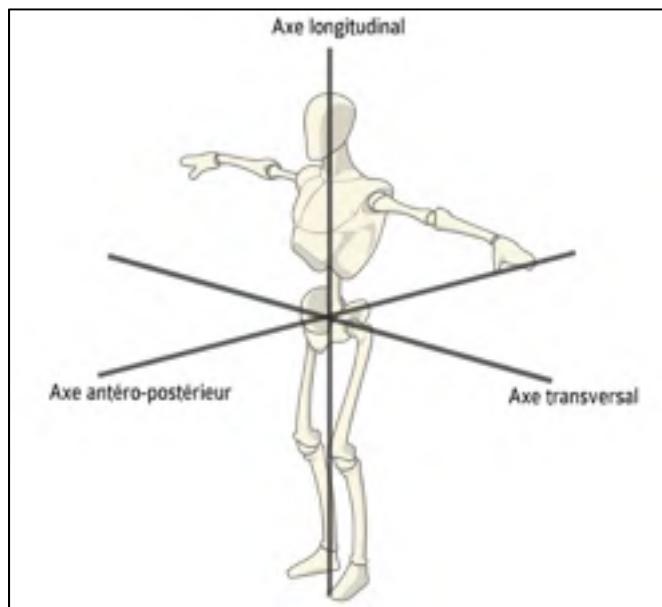


Figure-A I-2 Axes de référence anatomique
Tirée de Manolova (2012)

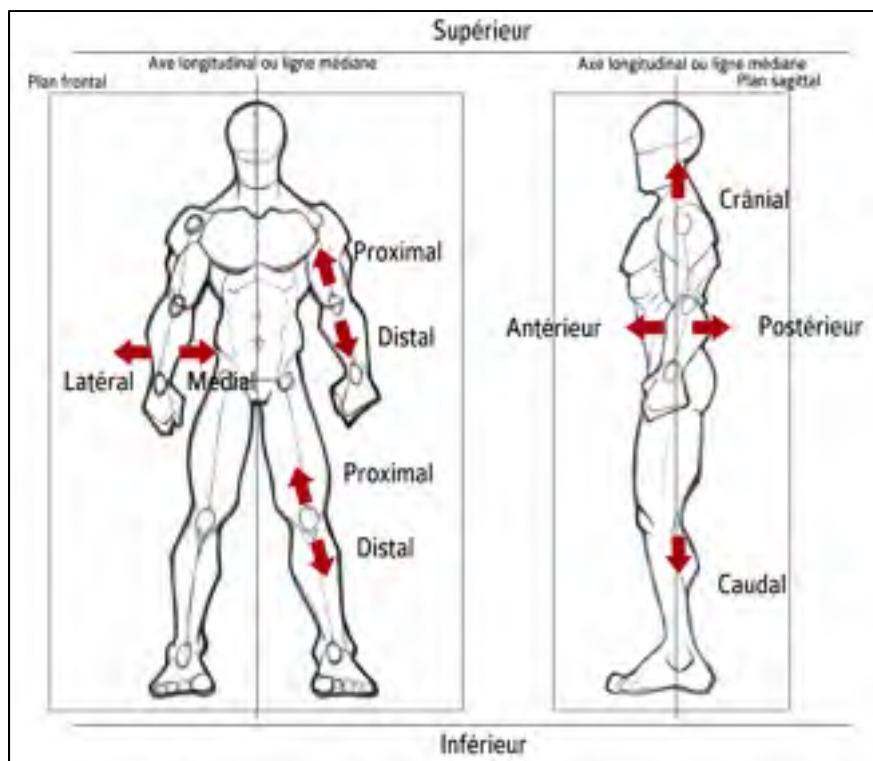


Figure-A I-3 Orientations dans l'espace
Tirée de Manolova (2012)

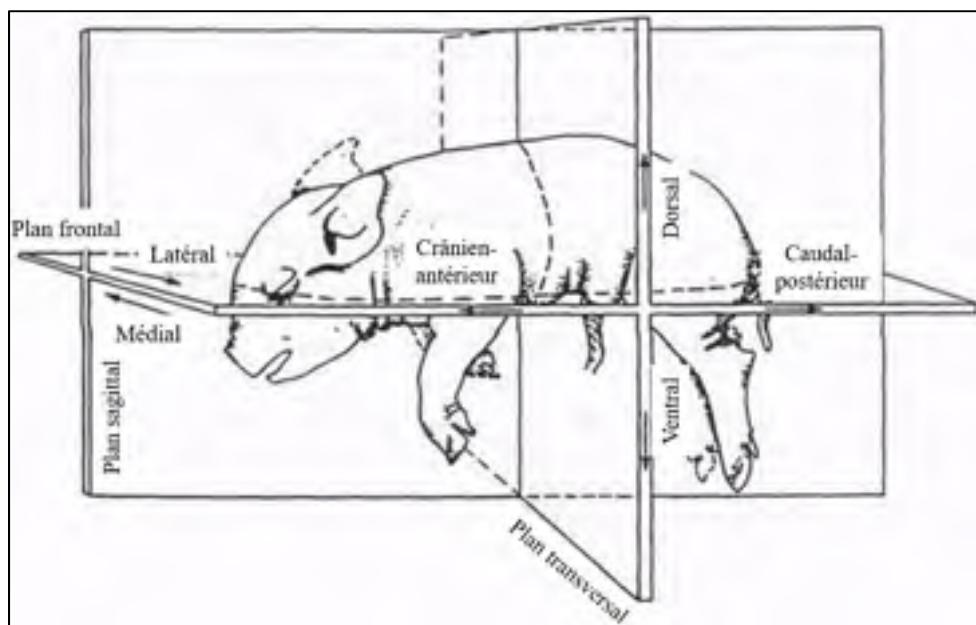


Figure-A I-4 Références anatomiques du modèle porcin
Adaptée de (Register, 2016)

ANNEXE II

ÉCHELLE DE DÉFICIENCE RÉVISÉE (ASIA AIS)

INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY (ISCOS)		Report Name _____ Date/time of Exam _____	Patient Name _____ Disease Name _____
RIGHT MOTOR: <input type="checkbox"/> Cervical <input type="checkbox"/> Cervico-thoracic <input type="checkbox"/> Thoracic <input type="checkbox"/> Thoraco-lumbar <input type="checkbox"/> Lumbar <input type="checkbox"/> Sacral SENSORY: <input type="checkbox"/> Cervical <input type="checkbox"/> Cervico-thoracic <input type="checkbox"/> Thoracic <input type="checkbox"/> Thoraco-lumbar <input type="checkbox"/> Lumbar <input type="checkbox"/> Sacral LER Upper Extremity: <input type="checkbox"/> Flexors C8 <input type="checkbox"/> Flexors C8 <input type="checkbox"/> Flexors C8 <input type="checkbox"/> Flexors C8 <input type="checkbox"/> Extensors C8 <input type="checkbox"/> Extensors C8 <input type="checkbox"/> Extensors C8 <input type="checkbox"/> Extensors C8 <input type="checkbox"/> Finger flexors C8 <input type="checkbox"/> Finger flexors C8 <input type="checkbox"/> Finger flexors C8 <input type="checkbox"/> Finger flexors C8 Lower Extremity: <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Adductors L2 <input type="checkbox"/> Adductors L2 <input type="checkbox"/> Adductors L2 <input type="checkbox"/> Adductors L2 <input type="checkbox"/> Flexors L2 <input type="checkbox"/> Flexors L2 <input type="checkbox"/> Flexors L2 <input type="checkbox"/> Flexors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 NRII: <input type="checkbox"/> Flexion and contraction L2-5 <input type="checkbox"/> Extension L2-5 MOTOR SUBSCORES LER: <input type="checkbox"/> P100 <input type="checkbox"/> - DEMI TOTAL <input type="checkbox"/> LER: <input type="checkbox"/> +100 <input type="checkbox"/> = LONG TOTAL <input type="checkbox"/> MAX (100) (200) (100) (200) (100) SENSORY SUBSCORES LER: <input type="checkbox"/> 100 <input type="checkbox"/> +100 <input type="checkbox"/> = MAX (100) <input type="checkbox"/> PPS: <input type="checkbox"/> PPL: <input type="checkbox"/> + PP TOTAL <input type="checkbox"/> MAX (100) (100) (100) NEUROLOGICAL LEVELS 1. SENSIBILITY: <input type="checkbox"/> R <input type="checkbox"/> L <input type="checkbox"/> 2. NEUROLOGICAL LEVEL OF INJURY: <input type="checkbox"/> (P0) 3. MOTOR: <input type="checkbox"/> R <input type="checkbox"/> L		Report Name _____ Date/time of Exam _____ LEFT MOTOR: <input type="checkbox"/> Cervical <input type="checkbox"/> Cervico-thoracic <input type="checkbox"/> Thoracic <input type="checkbox"/> Thoraco-lumbar <input type="checkbox"/> Lumbar <input type="checkbox"/> Sacral SENSORY: <input type="checkbox"/> Cervical <input type="checkbox"/> Cervico-thoracic <input type="checkbox"/> Thoracic <input type="checkbox"/> Thoraco-lumbar <input type="checkbox"/> Lumbar <input type="checkbox"/> Sacral LER Upper Extremity: <input type="checkbox"/> Flexors C8 <input type="checkbox"/> Flexors C8 <input type="checkbox"/> Flexors C8 <input type="checkbox"/> Flexors C8 <input type="checkbox"/> Extensors C8 <input type="checkbox"/> Extensors C8 <input type="checkbox"/> Extensors C8 <input type="checkbox"/> Extensors C8 <input type="checkbox"/> Finger flexors C8 <input type="checkbox"/> Finger flexors C8 <input type="checkbox"/> Finger flexors C8 <input type="checkbox"/> Finger flexors C8 Lower Extremity: <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Adductors L2 <input type="checkbox"/> Adductors L2 <input type="checkbox"/> Adductors L2 <input type="checkbox"/> Adductors L2 <input type="checkbox"/> Flexors L2 <input type="checkbox"/> Flexors L2 <input type="checkbox"/> Flexors L2 <input type="checkbox"/> Flexors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 <input type="checkbox"/> Extensors L2 NRII: <input type="checkbox"/> Flexion and contraction L2-5 <input type="checkbox"/> Extension L2-5 MOTOR SUBSCORES LER: <input type="checkbox"/> P100 <input type="checkbox"/> - DEMI TOTAL <input type="checkbox"/> LER: <input type="checkbox"/> +100 <input type="checkbox"/> = LONG TOTAL <input type="checkbox"/> MAX (100) (200) (100) (200) (100) SENSORY SUBSCORES LER: <input type="checkbox"/> 100 <input type="checkbox"/> +100 <input type="checkbox"/> = MAX (100) <input type="checkbox"/> PPS: <input type="checkbox"/> PPL: <input type="checkbox"/> + PP TOTAL <input type="checkbox"/> MAX (100) (100) (100) NEUROLOGICAL LEVELS 1. SENSIBILITY: <input type="checkbox"/> R <input type="checkbox"/> L <input type="checkbox"/> 2. NEUROLOGICAL LEVEL OF INJURY: <input type="checkbox"/> (P0) 3. MOTOR: <input type="checkbox"/> R <input type="checkbox"/> L	
This form may be copied freely but it must not be altered without permission from the American Spinal Injury Association. <small>© 2005 American Spinal Injury Association</small>			

Figure A-II I-1 Échelle de déficience révisée de l'ASIA
Tirée de Kirshblum et W. (2014)

Muscle Function Grading		ASIA Impairment Scale (AIS)	Steps in Classification
0 = no response			The following order is recommended for classifying incomplete SCI individuals with AIS:
1 = palpable or visible contraction			1. Determine sensory level (right and left sides).
2 = active movement, full range of motion (ROM) with gravity eliminated			Palpating tendons and skeletal structures for local paresis of right lower extremity.
3 = active movement, full ROM against gravity			2. Determine motor level for right and left sides.
4 = active movement, full ROM against gravity and resistance in a muscle group tested			Defined by highest muscle grade. If two or more muscles have a similar muscle grade, consider the muscle with the greatest number of pareses. If all muscles have a similar muscle grade, consider the muscle with the greatest number of pareses.
5 = normal active movement, full ROM against gravity and resistance in a muscle group tested			3. Determine the neurological level of injury (NLI).
6 = active, either increased/tightened position or hyperreflexia			For those who are incompletely paralyzed with hyporeflexia and spasticity (3 reflexes intact), consider the lowest normal muscle group and next lowest, contralateral.
7 = normal			For those who are incompletely paralyzed with hyperreflexia and spasticity (3 reflexes intact), consider the lowest normal muscle group and next lowest, contralateral.
8 = normal			4. Determine whether the injury is Complete/incomplete.
9 = normal, either increased/tightened position or hyperreflexia			If an individual has a grade of 0 to 2 motor complete below the neurological level, and no loss of function in the distal lower limb, consider the muscle with the greatest number of pareses.
10 = normal, reflex absent and reflexes present			5. Determine if the individual has ASIA A-E classification.
11 = normal, reflex absent and reflexes present bilaterally			ASIA A-E classification = AIS C or D if hyporeflexia and spasticity are present; AIS B if hyporeflexia is present.
12 = reflex absent			6. Determine ASIA classification. Rule ASIA Grade:
13 = reflex absent			if injury complete: If the above criteria meet: C: If both hemispheres are paretic D: If one hemisphere is paretic E: If no motor function is present
14 = reflex absent, pain, sensory intact			if injury incomplete: If one or both hemispheres are paretic: AS-C: If no motor function is present AS-D: If motor function is present
15 = reflex absent, pain, sensory intact			Are 50% (half) or more of the key muscles below the neurological level of injury paretic or weaker?
16 = reflex absent, pain, sensory intact			AS-C ↓ AS-D ↓ AS-B ↓ AS-A ↓ AS-O ↓
17 = reflex absent, pain, sensory intact			Classification and update results for incomplete SCI segments. After 6 weeks of initial evaluation, if an individual has a non-contiguous SCI that received normal function, if all reflexes are lost, the muscular function goes away, the classification status does not change.
18 = reflex absent, pain, sensory intact			
19 = reflex absent, pain, sensory intact			
20 = reflex absent, pain, sensory intact			
21 = reflex absent, pain, sensory intact			
22 = reflex absent, pain, sensory intact			
23 = reflex absent, pain, sensory intact			
24 = reflex absent, pain, sensory intact			
25 = reflex absent, pain, sensory intact			

Figure A-II I-1 Échelle de déficience révisée de l'ASIA (suite)
Tirée de Kirshblum et W. (2014)

ANNEXE III

FICHES TECHNIQUES DES MATERIAUX

Ketron® 1000 PEEK

Physical properties (indicative values *)

PROPERTY	Test method	Units	VALUES
Stiffness	-	-	Modulus [GPa] 300/13000
Density	ASTM D150-1	kg/m ³	1.35
Water absorption:			
- at 120°C in temperature water of 23 °C (1)	ASTM D2857	%	<1%
- at 120°C in water of 23 °C (2)	ASTM D2857	%	0.045
- at 120°C in water of 23 °C (3)	-	%	0.05
Thermal Properties (2)			
Starting temperature (DSC, 10 °C/min)	ISO 11357-1/ISO 11357-2	Tg	-60
Glass transition temperature (DSC, 10 °C/min) (3)	ISO 11357-1/ISO 11357-2	Tg	-
Thermal conductivity of 23 °C	-	W/mK	0.29
Coefficient of linear thermal expansion:			
- average value between 23 and 150 °C	-	mm/m	10 x 10 ⁻⁶
- average value between 23 and 150 °C	-	mm/m	10 x 10 ⁻⁶
- average value above 150 °C	-	mm/m	10 x 10 ⁻⁶
Temperature of deflection under load:			
- method 2, 1.8 MPa	ISO 75-1/2	-	460
Max. allowable service temperature (4):			
- by short period (4)	-	°C	460
- long period - dynamic (5)	-	°C	400
Max. service temperature (5)	-	°C	400
Resistivity (6)			
- "dry film"	ISO 4588-1/2	%	>10 ¹⁴
- according to UL 94 (V-0) (6) (7) (8)	-	VDE/VN	-
Mechanical Properties at 23 °C (9)			
Tension test (9)			
- tensile stress at 0.5% tensile strain at break (1)	ISO 827-1/2	MPa	160 / 160
- tensile strength (1)	ISO 827-1/2	MPa	160
- tensile strain at yield (1)	ISO 827-1/2	%	4
- tensile stress at break (1)	ISO 827-1/2	MPa	160
- tensile modulus of elasticity (1)	ISO 827-1/2	MPa	4300
Impact test (10)			
- impact resistance at 11.212 N impact speed (1)	ISO 1804	kJ/m ²	28 / 140
Charpy impact strength - unnotched (11)	ISO 179-1/2/141	kJ/m ²	> 20000
Charpy impact strength - notched	ISO 179-1/2/160	kJ/m ²	15
Hard indentation hardness (12)	ISO 1457-1	N/mm ²	700
Reduced hardness (13)	ISO 2040-2	-	10 / 10
Electrical Properties at 23 °C:			
Dielectric strength (14)	ASTM D257-11/11	kV/mm	34
Dielectric resistivity (15)	ASTM D257-11	Ohm.m	> 10 ¹²
Capacitance resistivity (16)	ASTM D257-11/11	Ohm.s	> 10 ¹²
Resistivity (16)	ASTM D257-11/11	Ohm.m	> 10 ¹²
Dielectric absorption factor (17) - at 100 Hz	ISO 4280	-	0.2
- at 1 MHz	ISO 4280	-	0.2
Dielectric absorption factor (17) - at 100 Hz	ISO 4280	-	0.001
- at 1 MHz	ISO 4280	-	0.007
Compressing modulus (18)	ISO 20757-1	MPa	150

Note: (1) up to 1.000 kg/mm²; (2) MPa; (3) 100 °C; (4) dynamic; (5) static;

Legend:

- (1) according to standard or up to the value in case of 10 mm x 10 mm x 10 mm
- (2) The figures given for these properties are for the front part (front face) of the material. These values are only valid for mechanical stresses and for tensions that do not exceed melting temperature (mp).
- (3) Only for short time durations (10 hours). In applications where it is very likely that it is applied to the material.
- (4) Determination resistance after a period of min. 20 days (max. after the period of time, there is an increase in tensile strength - measured at 23 °C - of about 10 % in comparison with the original value).
- (5) The temperature value given here is that based on the maximum possible pressure which does not yield plastic behavior in tension. Note, however, that the maximum ultimate tensile strength behavior in many cases increases on the surface and the magnitude of the mechanical stresses to which the material is subjected.
- (6) Impact strength (measured with Charpy impactor, notched, dynamic, unnotched, static) depends on the value to which the material is subjected. The value given here is based on mechanical impact problems and may consequently not be considered as being the absolute physical limit.
- (7) These statement holds, since the two material supplier and other publications are not intended to reflect those presented by the material under these specific conditions. There is no guarantee statement for Ketron 1000 PEEK used unless from other figures given for the mechanical properties are average values of both up to and maximum values of 11.212 N impact resistance (10) and the low temperatures (10 to 150 °C). Subject to the conditions listed, the test conditions were more than taken into account the surface and surface treatment, with their impact in mechanical behavior (material is the relevant direction).
- (8) Test direction: Type 1/2
- (9) Test speed: 50 mm/min (DIN 53506, K, K-ISO 1800-1) in the middle of the gauge length of the material (longitudinal or transverse).
- (10) Test speed: 1 mm/min.
- (11) Test temperature: 23 °C
- (12) Test temperature: 23 °C
- (13) Measures on 10 mm area (test specimen (10x10 mm), top surface and surface treatment).
- (14) Electrical configuration of 25 mm x 15 mm (area surface), a resistance of according to ISO 2040-2, 1 mm²/1000 bar thickness.

* The above items to be used for commercial purposes, or a reason, not in the choice of a material. The data may not fall within the normal range of product properties, however, they are not guaranteed and they should not be used to validate material specification needs nor used alone as the basis of design.

Quadrant Inc. reserves all rights. All rights reserved. © 2018 Quadrant. April 20, 2018

Figure-A III-1 Fiche technique du matériau Ketron® 1000 PEEK
Adaptée de (Quadrant, 2018)



DuraForm® PA Plastic

Durable polyamide (nylon) material for real-world physical testing and functional use.

General Properties			
MEASUREMENT	CONDITION	METRIC	U.S.
Specific Gravity	ASTM D792	1.00 g/cm ³	1.00 g/cm ³
Moisture Absorption - 24 hours	ASTM D570	0.07%	0.07%

Mechanical Properties			
MEASUREMENT	CONDITION	METRIC	U.S.
Tensile Strength Ultimate (MPa/PSI)	ASTM D-638	48	6237
Tensile Modulus (MPa/PSI)	ASTM D-638	1585	230
Elongation at Break (%)	ASTM D-638	14	14
Recural Strength, Ultimate (MPa/PSI)	ASTM D-790	48	6962
Recural Modulus (MPa/PSI)	ASTM D-790	1387	201
Hardness, Shore D	ASTM D2240	73	73
Impact Strength (notched Izod, 23°C)	ASTM D256	32 J/m	6.6 ft-lb/in
Impact Strength (unnotched Izod, 23°C)	ASTM D256	336 J/m	6.3 ft-lb/in
Gardner Impact	ASTM D5420	2.7	2.0 ft-lb

Data was generated by building parts under typical default parameters. DuraForm® PA Plastic was processed on a base-level HQ™ SLS System at 13 watts laser power, 5 mm/sec [200 inches/sec] scan speed, and a powder layer thickness of 0.1 mm [0.004 inches].

Features

- Excellent surface resolution and feature detail
- Easy-to-process
- Compliant with USP Class-VI testing
- Compatible with autoclave sterilization
- Good chemical resistance and low moisture absorption

Benefits

- Nicely balanced mechanical properties and processability
- Build prototypes that withstand functional testing
- Produce durable end-use parts without tooling
- Create accurate and repeatable parts as demanded by manufacturers
- Machinable and paintable for demonstration parts

Applications

- Complex, thin-wall ductwork
- Functional prototypes that approach end-use performance properties
- Appropriate for low- to mid-volume rapid manufacturing
- Medical applications requiring USP Class-VI compliance, or biocompatibility
 - Motorsports
 - Aerospace
- Housing and enclosures
- Impellers and connectors
- Consumer sporting goods
- Vehicle dashboards and grilles
- Snap-fit designs
- Parts requiring machining or joining with adhesives

Figure-A III-2 Fiche technique du matériau DuraForm® PA
Adaptée de 3D Systems (2017)



DuraForm® PA Plastic

For use with all selective laser sintering (SLS) systems

Thermal Properties			
MEASUREMENT	CONDITION	METRIC	U.S.
Heat Deflection Temperature	ASTM D 648 @ 0.45 MPa @ 1.82 MPa	180 °C 95 °C	356 °F 203 °F
Coefficient of Thermal Expansion ($\mu\text{m/m}^\circ\text{C}$ / $\mu\text{m/in}^\circ\text{F}$)	ASTM E 831 0-50 °C, 85-145 °C	82.6 179.2	45.9 99.6
Specific Heat Capacity	ASTM E1269	1.64 J/g·°C	0.392 BTU/lb·°F
Thermal Conductivity	ASTM E1225	0.70 W/m·K	4.86 BTU-in/in·hr·°F
Flammability	UL 94	HB	HB

Electrical Properties			
MEASUREMENT	CONDITION	METRIC	U.S.
Volume Resistivity	ASTM D257	5.9×10^{11} ohm·cm	5.9×10^9 ohm·cm
Surface Resistivity	ASTM D257	7.0×10^{11} ohm	7.0×10^9 ohm
Dissipation Factor, 1 kHz	ASTM D150	0.044	0.044
Dielectric Constant, 1 kHz	ASTM D150	2.73	2.73
Dielectric Strength	ASTM D149	17.3 kV/mm	439 kV/in

Data was generated by building parts under typical default parameters. DuraForm® PA Plastic was processed on a base-level HQ™ SLS System at 13 watts laser power, 5 m/min (200 inches/sec) scan speed, and a powder layer thickness of 0.1 mm (0.004 inches).

 **3D SYSTEMS**
www.3dsystems.com

Warranty/Disclaimer: The performance characteristics of these products may vary according to product application, operating conditions, material combined with, or with end use. 3D Systems makes no warranties of any type, express or implied, including, but not limited to, the warranties of merchantability or fitness for a particular use.

© 2017 by 3D Systems, Inc. All rights reserved. Specifications subject to change without notice. 3D Systems, DuraForm, and SinterStation are registered trademarks and the 3D Systems logo, HQ and SinterStation are trademarks of 3D Systems, Inc.

Figure-A III-3 Fiche technique du matériau DuraForm® PA (suite)
Adaptée de 3D Systems (2017)



Subcategory: Metal; Nonferrous Metal; Titanium Alloy; Unalloyed/Modified Titanium

Close Analogs: Titanium Grades 1, 2, 3, 4, 7, 11, and 12 are all considered unalloyed and have similar mechanical properties.

Key Words: ASTM Grade 2; UNS R50400, CP titanium, C.P. titanium alloy

Component	Wt. %
C	Max 0.1
Fe	Max 0.3
H	Max 0.015
N	Max 0.03
O	Max 0.25
Ti	99.2

Material Notes:
Information provided by Alvac and the references.

Applications: Airframe components, cryogenic vessels, heat exchangers, CPI equipment, condenser tubing, pickling baskets.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	4.51 g/cc	0.163 lb/in ³	

Mechanical Properties

Hardness, Knoop	170	170	
Hardness, Rockwell B	80	80	
Hardness, Vickers	145	145	
Tensile Strength, Ultimate	344 MPa	49900 psi	
Tensile Strength, Yield	275 - 410 MPa	39900 - 59500 psi	
Elongation at Break	20 %	20 %	
Reduction of Area	35 %	35 %	
Modulus of Elasticity	105 GPa	15200 ksi	In Tension
Compressive Modulus	110 GPa	16000 ksi	
Poisson's Ratio	0.37	0.37	
Izod Impact	114 - 171 J	84.1 - 126 ft-lb	
Fatigue Strength	300 MPa	43500 psi	1E+7 cycles, Unnotched
Fatigue Strength	425 MPa	61600 psi	30,000 cycles, Unnotched
Fracture Toughness	66 MPa-m ^{0.5}	60.1 ksi-in ^{0.5}	K _{IQ} ; annealed
Shear Modulus	45 GPa	6530 ksi	

Figure-A III-4 Fiche technique de l'alliage Titane Grade 2
Adaptée de Matweb (s.d.)

Electrical Resistivity	5.2e-005 ohm-cm	5.2e-005 ohm-cm	
Thermal Properties			
Heat of Fusion	325 J/g	140 BTU/lb	High Purity Ti.
CTE, linear 20°C	8.6 $\mu\text{m}/\text{m}\cdot^\circ\text{C}$	4.78 $\mu\text{in}/\text{in}\cdot^\circ\text{F}$	0-100°C
CTE, linear 250°C	9.2 $\mu\text{m}/\text{m}\cdot^\circ\text{C}$	5.11 $\mu\text{in}/\text{in}\cdot^\circ\text{F}$	Average over the range 0-315°C
CTE, linear 500°C	9.7 $\mu\text{m}/\text{m}\cdot^\circ\text{C}$	5.39 $\mu\text{in}/\text{in}\cdot^\circ\text{F}$	0-540°C; CTE is higher perpendicular to the c-axis at 540°C value is 0.67 J/g-°C
Specific Heat Capacity	0.523 J/g-°C	0.125 BTU/lb-°F	annealed
Thermal Conductivity	16.4 W/m-K	114 BTU-in/hr-ft-°F	
Melting Point	Max 1665 °C	Max 3030 °F	Liquidus
Liquous	1665 °C	3030 °F	
Beta Transus	913 °C	1680 °F	
Optical Properties			
Emissivity (0-1)	0.3	0.3	High purity Ti at 710°C
Reflection Coefficient, Visible (0-1)	0.58	0.58	High purity Ti; visible light.
References for this datasheet			
<p>Some of the values displayed above may have been converted from their original units and/or rounded in order to display the information in a consistent format. Users requiring more precise data for scientific or engineering calculations can click on the property value to see the original value as well as raw conversions to equivalent units. We advise that you only use the original value or one of its raw conversions in your calculations to minimize rounding error. We also ask that you refer to MatWeb's disclaimer and terms of use regarding this information. MatWeb data and tools provided by MatWeb, LLC.</p>			

Figure-A III-5 Fiche technique de l'alliage Titane Grade 2 (suite)
Adaptée de Matweb (s.d.)

ANNEXE IV

RÉSULTATS DE L'AFE – AUTRES PIÈCES DU DISPOSITIF

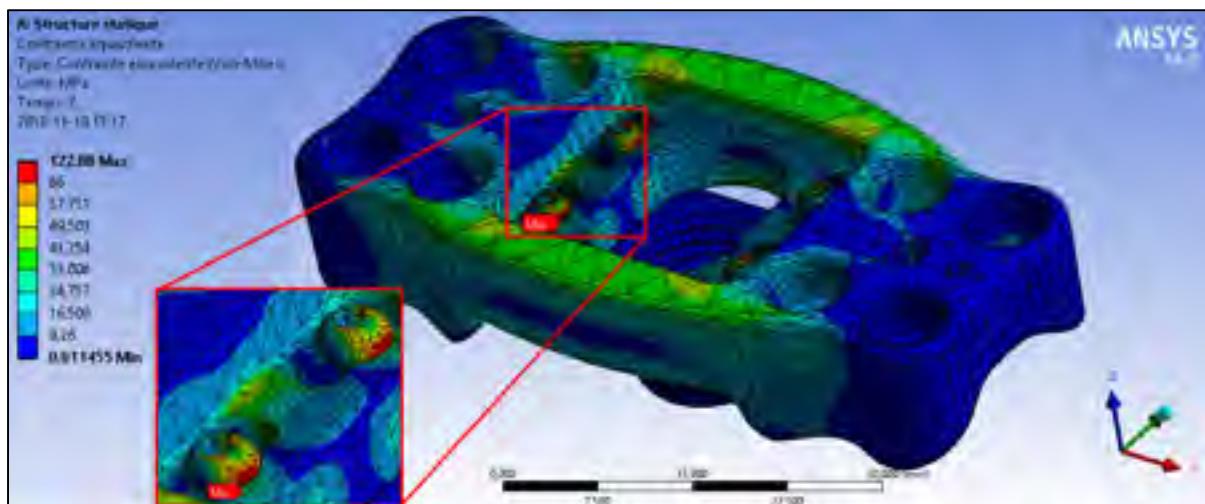


Figure-A IV-1 Contrainte de Von Mises maximale pour les vis en Titane GR2

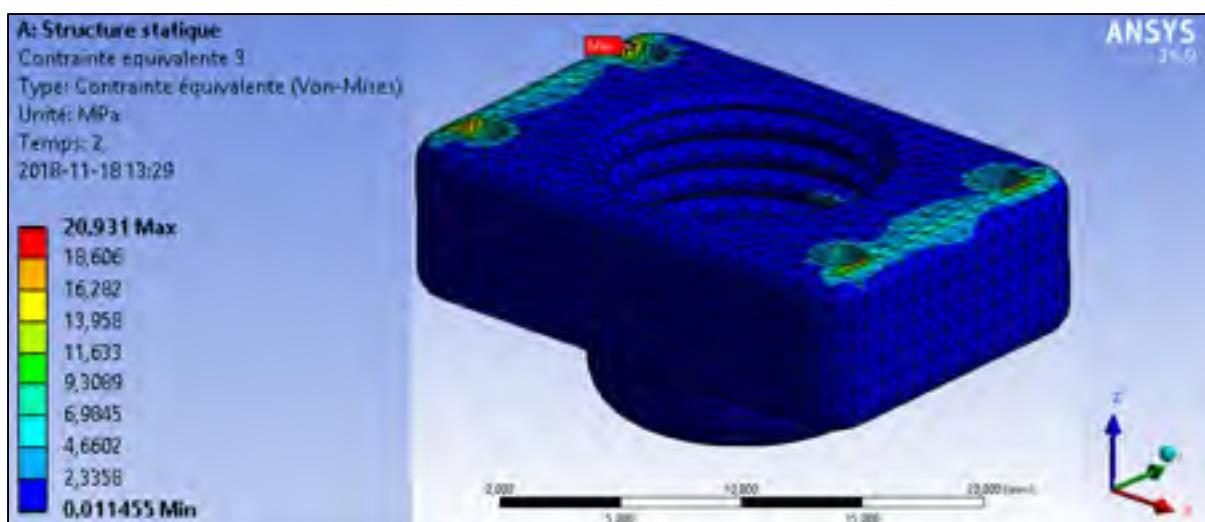


Figure-A IV-2 Contrainte de Von Mises maximale pour le bloc d'ajustement

ANNEXE V

ANALYSE DIMENSIONNELLE DE LA VIS DE MONTÉE ET DESCENTE DU MOTEUR BOSE

1. Force exercée par le chariot du moteur :

- $P_g = m * g = (8 + 6,5 \text{ kg}) * \left(9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right) = 142,25 \text{ N}$

Où m : masse totale du chariot en aluminium (8 kg) et du moteur Bose® (6,5 kg);
g : accélération gravitationnelle.

2. Calcul de la force admissible par la vis (basée sur une analyse de famblage) :

- Vis : McMaster 98535A211 – 3/8-8 po ACME

L = 753,9 mm

Matériau : Acier au carbone 1018

S_y = 53 000 psi = 365,4 MPa

E = 200 GPa

- Longueur de flambement de la poutre basée sur le scénario (poutre encastrée – encastrée mobile) :

$$L_e = 0,5 * 753,9 \text{ mm} = 376,9 \text{ mm}$$

- Rayon de giration de la poutre :

$$D_m = D - p = 9,525 \text{ mm} - 3,175 \text{ mm} = 6,35 \text{ mm}$$

Où D : Diamètre de la vis;

D_m : Diamètre mineur;

p : Pas de la vis (mm).

$$\rho = \sqrt{\frac{I_r}{A_r}} = \sqrt{\frac{\frac{\pi * 6,35^4}{32}}{\frac{\pi * 6,35^2}{4}}} = 2,25$$

- Coefficient d'élancement (λ) :

$$\lambda = \frac{L_e}{r_g} = \frac{376,9}{2,25} = 167,5$$

$$\lambda' = \sqrt{\frac{2 * \pi^2 * E}{S_y}} = \sqrt{\frac{2 * \pi^2 * 200 \text{ GPa}}{365,4 \text{ MPa}}} = 103,9$$

$$\lambda = 167,5 > 103,9 = \lambda'$$

Donc, la méthode d'Euler est choisie pour le reste de l'analyse.

- Méthode d'Euler pour la force admissible :

$$\sigma_{cr} = \frac{\pi^2 * E}{\lambda^2} = \frac{\pi^2 * 200 \text{ GPa}}{167,5^2} = 70,36 \text{ MPa}$$

$$N = 2 = \frac{\sigma_{cr}}{\sigma_{adm}}$$

$$\sigma_{adm} = 35,18 \text{ MPa}$$

Où σ_{cr} = contrainte critique (MPa);

σ_{adm} = contrainte admissible (MPa);

N = facteur de sécurité.

$$P_{adm} = \sigma_{adm} * A_r = 35,18 \text{ MPa} * 31,67 \text{ mm}^2 = 1114 \text{ N}$$

- Comparaison de la force admissible et de la masse du système :

$$P_{adm} = 1114 \text{ N} > 142,3 \text{ N} = P_g$$

Si $P_{adm} > P_g$, alors le système résiste à la charge prescrite.

3. Couple nécessaire pour monter la charge (chariot + moteur) :

- Couple de montée (T_M) :

$$T_M = \frac{P_g * d_{moy}}{2} * \left(\frac{p + \pi * \mu * d_{moy}}{\mu * d_{moy} - \mu * p} \right)$$

$$= \frac{142,3 \text{ N} * 7,9375 \text{ mm}}{2} * \left(\frac{3,175 \text{ mm} + \pi * 0,25 * 7,9375 \text{ mm}}{0,25 * 7,9375 \text{ mm} - 0,25 * 3,175 \text{ mm}} \right)$$

$$T_M = 212,65 \text{ Nm} = 0,213 \text{ Nm}$$

Où P_g : Poids du chariot + moteur (N);

d_{moy} : Diamètre moyen = $d - p/2 = 9,525 \text{ mm} - 3,175 \text{ mm}/2 = 7,9375 \text{ mm}$;

p : Pas de la vis (mm);

μ : coefficient de friction acier-laiton (vis-écrou).

- Couple engendré par le poids du montage (T_P) :

$$T_P = P_g * d_{moy} = 142,3 \text{ N} * 7,9375 \text{ mm} = 1129,2 \text{ Nmm} = 1,129 \text{ Nm}$$

- Couple total :

$$T_P + T_M = 1,129 \text{ Nm} + 0,213 \text{ Nm} = 1,342 \text{ Nm}$$

Le couple total est donc le couple nécessaire pour réussir à monter le chariot du moteur.

Afin de déterminer si un adulte moyen peut vaincre ce couple, des données anthropométriques sont utilisées. Pour une clé à cliquet classique, un homme adulte est capable de générer une force moyenne de 29,5 ft-lb (pied-livre), soit 40 N-m et une femme 18 ft-lb ou 24,4 N-m. Ces valeurs tiennent compte de 21 postures différentes et de diverses longueurs de clés à cliquet. Afin d'être conservateur, ce sont plutôt les valeurs minimales qui seront considérées ici, soit 8,0 ft-lb (10,85 N-m) pour un homme et 5,2 ft-lb (7,05 N-m) pour une femme (Rochester Institute of Technology, 2010). Ainsi, même en prenant en compte le pire scénario, un adulte, peu importe son sexe, devrait être en mesure d'actionner la montée du chariot-moteur avec une clé à cliquet sans problème.

ANNEXE VI

RECOMMANDATIONS POUR LE BANC D'ESSAI EXPÉRIMENTAL

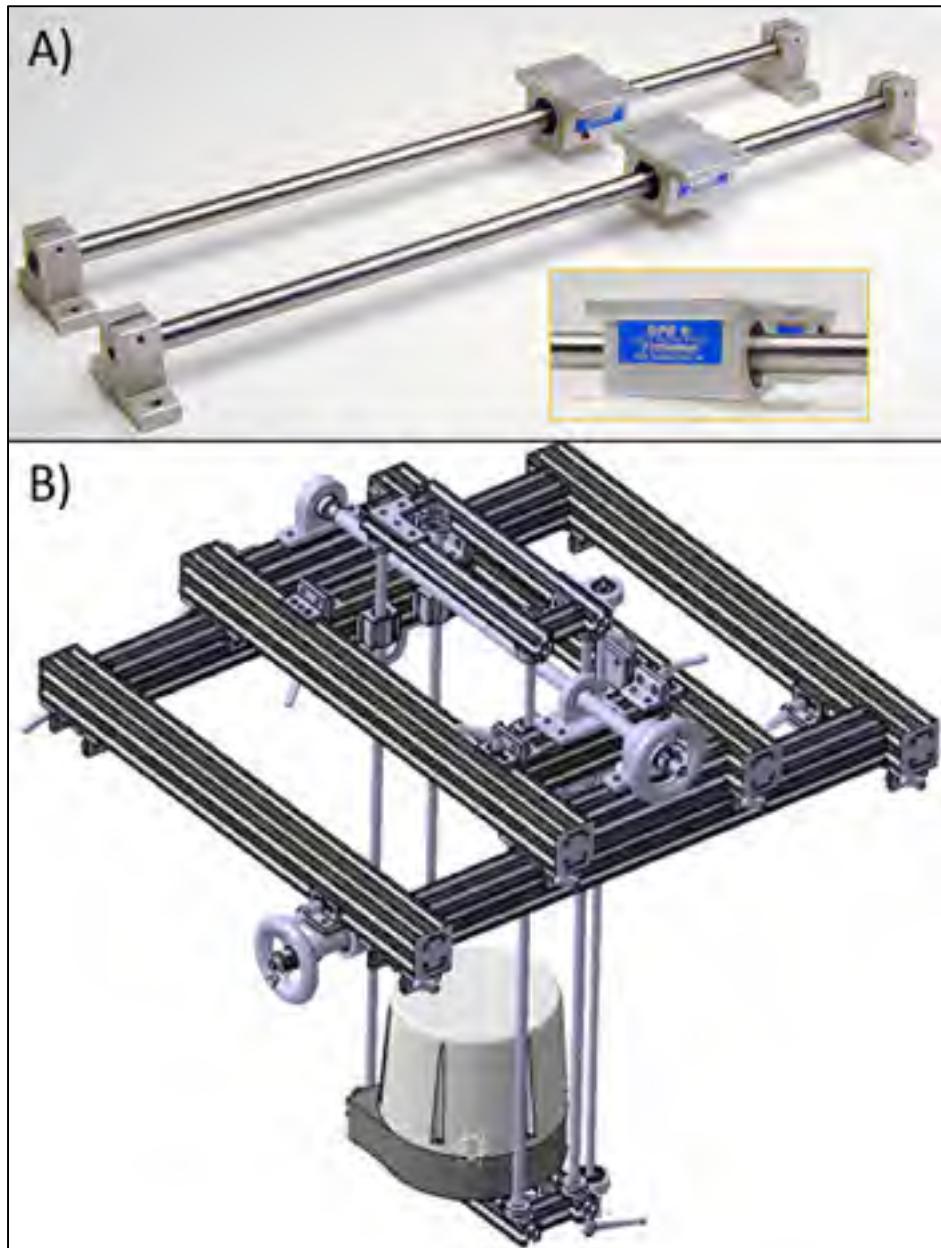


Figure-A VI-1 Proposition de remplacement des membrures verticales du chariot-moteur, A) Guides linéaires circulaires industriels avec roulements linéaires, tirée de Thomson (2012) et B) Exemple de modélisation des tiges-guides sur le chariot-moteur

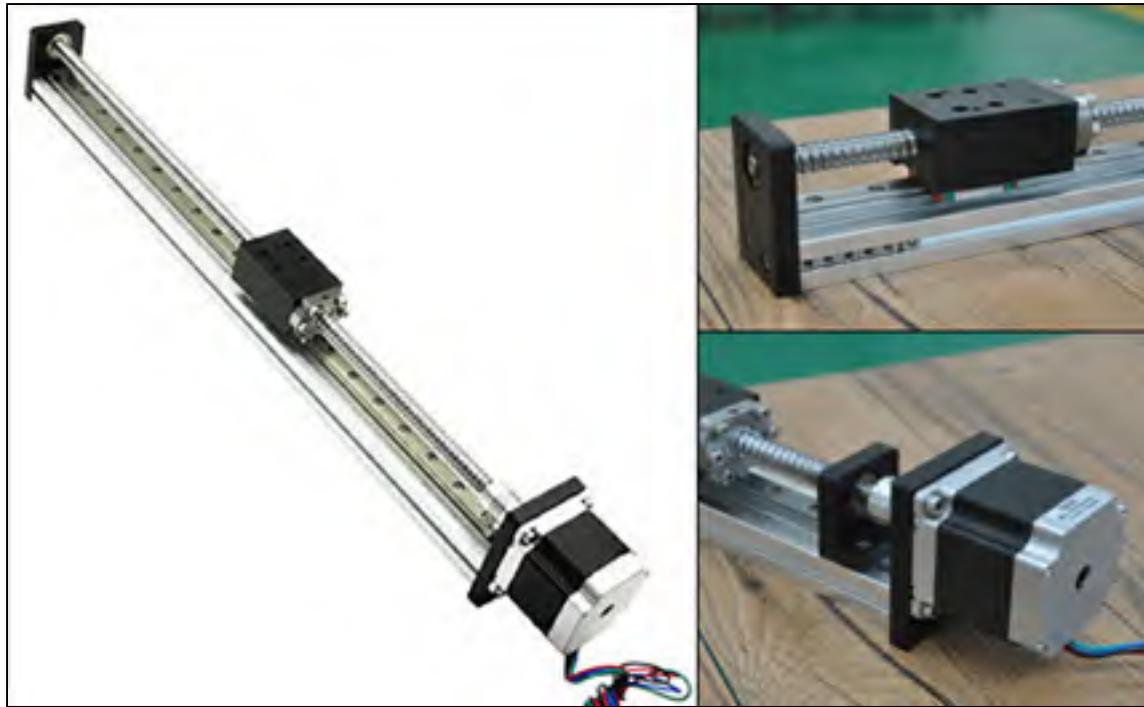


Figure-A VI-2 Proposition de moteur NEMA pour monter et descendre le chariot-moteur
Adaptée de Global Sources (2018)

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- 3D Systems. (2017). *DuraForm PA Plastic.* Repéré à <https://fr.3dsystems.com/materials/duraform-pa>
- 80/20 Inc. (2018). 80/20 Product Catalog.
- Aebi, M. (2010). Classification of thoracolumbar fractures and dislocations. *European Spine Journal, 19 Suppl 1*, S2-7. doi: 10.1007/s00586-009-1114-6
- Ball, J. R., & Sekhon, L. H. (2006). Timing of decompression and fixation after spinal cord injury--when is surgery optimal? *Crit Care Resusc, 8*(1), 56-63.
- Banse, X., Sims, T. J., & Bailey, A. J. (2002). Mechanical properties of adult vertebral cancellous bone: correlation with collagen intermolecular cross-links. *J Bone Miner Res, 17*(9), 1621-1628. doi: 10.1359/jbmr.2002.17.9.1621. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12211432>
- BASF Corporation. (2007). *Design Solutions Guide.*
- Basso, D. M., Beattie, M. S., & Bresnahan, J. C. (1996). Graded histological and locomotor outcomes after spinal cord contusion using the NYU weight-drop device versus transection. *Exp Neurol, 139*(2), 244-256. doi: 10.1006/exnr.1996.0098
- Batchelor, P. E., Wills, T. E., Skeers, P., Battistuzzo, C. R., Macleod, M. R., Howells, D. W., & Sena, E. S. (2013). Meta-analysis of pre-clinical studies of early decompression in acute spinal cord injury: a battle of time and pressure. *PLOS ONE, 8*(8), e72659. doi: 10.1371/journal.pone.0072659
- Bayer. (s.d.). *Snap-Fit Joints for Plastic.* Pittsburgh, PA, USA.
- BCcampus. (2016). The Muscular System. Dans *Anatomy and Physiology* (pp. 75). Rice University. Repéré à https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/11-3-axial-muscles-of-the-head-neck-and-back/#fig-ch11_03_08
- Bensch, F. V., Koivikko, M. P., Kiuru, M. J., & Koskinen, S. K. (2006). The incidence and distribution of burst fractures. *Emerg Radiol, 12*(3), 124-129. doi: 10.1007/s0010140-005-0457-5
- Bhatnagar, T., Liu, J., & Oxland, T. (2014). Characterization of a novel, magnetic resonance imaging-compatible rodent model spinal cord injury device. *J Biomech Eng, 136*(9), 095001. doi: 10.1115/1.4027670

Black+Decker Inc. (2018). Hole Saws. Repéré à <https://www.blackanddecker.com/products/batteries-and-accessories/drilling/hole-saws>

Bonner, S., & Smith, C. (2013). Initial management of acute spinal cord injury. *Continuing Education in Anaesthesia Critical Care & Pain*, 13(6), 224-231. doi: 10.1093/bjaceaccp/mkt021

Bourassa-Moreau, E., Mac-Thiong, J. M., Ehrmann Feldman, D., Thompson, C., & Parent, S. (2013). Complications in acute phase hospitalization of traumatic spinal cord injury: does surgical timing matter? *J Trauma Acute Care Surg*, 74(3), 849-854. doi: 10.1097/TA.0b013e31827e1381

Bourassa-Moreau, E., Mac-Thiong, J. M., Li, A., Ehrmann Feldman, D., Gagnon, D. H., Thompson, C., & Parent, S. (2016). Do Patients with Complete Spinal Cord Injury Benefit from Early Surgical Decompression? Analysis of Neurological Improvement in a Prospective Cohort Study. *J Neurotrauma*, 33(3), 301-306. doi: 10.1089/neu.2015.3957

Bozkus, H., Crawford, N. R., Chamberlain, R. H., Valenzuela, T. D., Espinoza, A., Yuksel, Z., & Dickman, C. A. (2005). Comparative anatomy of the porcine and human thoracic spines with reference to thoracoscopic surgical techniques. *Surg Endosc*, 19(12), 1652-1665. doi: 10.1007/s00464-005-0159-9

Busscher, I., Ploegmakers, J. J., Verkerke, G. J., & Veldhuizen, A. G. (2010). Comparative anatomical dimensions of the complete human and porcine spine. *European Spine Journal*, 19(7), 1104-1114. doi: 10.1007/s00586-010-1326-9

Cadotte, D. W., Singh, A., & Fehlings, M. G. (2010). The timing of surgical decompression for spinal cord injury. *F1000 Med Rep*, 2, 1-4. doi: 10.3410/m2-67

Chen, Y., Tang, Y., Vogel, L. C., & Devivo, M. J. (2013). Causes of spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, 19(1), 1-8. doi: 10.1310/sci1901-1

Cherian, T., Ryan, D. J., Weinreb, J. H., Cherian, J., Paul, J. C., Lafage, V., . . . Errico, T. J. (2014). Spinal cord injury models: a review. *Spinal Cord*, 52(8), 588-595. doi: 10.1038/sc.2014.91

Chiu, W. T., Lin, H. C., Lam, C., Chu, S. F., Chiang, Y. H., & Tsai, S. H. (2010). Review paper: epidemiology of traumatic spinal cord injury: comparisons between developed and developing countries. *Asia Pac J Public Health*, 22(1), 9-18. doi: 10.1177/1010539509355470

Choo, A. M.-T. (2007). *Clinically relevant mechanisms of spinal cord injury: Contusion, dislocation, and distraction* (NR31752, The University of British Columbia (Canada),

- Canada). Repéré à ProQuest Dissertations & Theses (PQDT); ProQuest Dissertations & Theses A&I.
- Cliche, F. (2014). *Développement d'un modèle de contusion antérieure de la moelle épinière porcine* (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal, Québec).
- Dale' Bass, C. R., Rafaels, K. A., Salzar, R. S., Carboni, M., Kent, R. W., Lloyd, M. D., . . . Bass, G. T. (2008). Thoracic and lumbar spinal impact tolerance. *Accid Anal Prev*, 40(2), 487-495. doi: 10.1016/j.aap.2007.08.006
- Dath, R., Ebinesan, A. D., Porter, K. M., & Miles, A. W. (2007). Anatomical measurements of porcine lumbar vertebrae. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(5), 607-613. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.01.014
- del Mar, N., von Buttlar, X., Yu, A. S., Guley, N. H., Reiner, A., & Honig, M. G. (2015). A novel closed-body model of spinal cord injury caused by high-pressure air blasts produces extensive axonal injury and motor impairments. *Exp Neurol*, 271, 53-71. doi: 10.1016/j.expneurol.2015.04.023
- Denis, F. (1983). The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*, 8. doi: 10.1097/00007632-198311000-00003
- Denis, F. (1984). Spinal instability as defined by the three-column spine concept in acute spinal trauma. *Clin Orthop Relat Res*, (189), 65-76.
- Duret, D., & Pillet, M. (2005). *Qualité en production* (3e édition éd.). Paris, France: Éditions d'Organisation. Repéré à <https://www.fichier-pdf.fr/2014/01/01/qualite-en-production/qualite-en-production.pdf>
- El Tecle, N. E., Dahdaleh, N. S., & Hitchon, P. W. (2016). Timing of Surgery in Spinal Cord Injury. *Spine (Phila Pa 1976)*, 41(16), E995-E1004. doi: 10.1097/brs.0000000000001517
- Erhard, G. (2006). Designing with Plastics. Dans (pp. 311-324). Hanser.
- Facchinello, Y., Wagnac, E., Ung, B., Petit, Y., Pradhan, P., Peyrache, L. M., & Mac-Thiong, J. M. (2017). Development of an instrumented spinal cord surrogate using optical fibers: A feasibility study. *Med Eng Phys*. doi: 10.1016/j.medengphy.2017.06.033
- Falavigna, A., Finger, G., Sebben, C., da Silva, P. G., Conzati, L. P., & Peletti-Figueiro, M. (2014). Motor and histological findings in a model of SCI: comparison between posterior and lateral clips. *Coluna/Columna*, 13(4), 318-321. doi: <http://dx.doi.org/10.1590/S1808-18512014130400474>

- Fehlings, M. G., Tetreault, L. A., Wilson, J. R., Kwon, B. K., Burns, A. S., Martin, A. R., . . . Harrop, J. S. (2017). A Clinical Practice Guideline for the Management of Acute Spinal Cord Injury: Introduction, Rationale, and Scope. *Global Spine J*, 7(3S), 84S-94S. doi: 10.1177_2192568217703387
- Fradet, L. (2014). *Étude biomécanique des traumatismes vertébreo-médullaires du rachis humain* (Thèse de doctorat, Université d'Aix Marseille / École de technologie supérieure, Cotutelle Marseille-Québec).
- Frostell, A., Hakim, R., Thelin, E. P., Mattsson, P., & Svensson, M. (2016). A Review of the Segmental Diameter of the Healthy Human Spinal Cord | Neurology. *Front. Neurol.*, 23(238), 238. doi: doi:10.3389/fneur.2016.00238
- Fukuda, S., Nakamura, T., Kishigami, Y., Endo, K., Azuma, T., Fujikawa, T., . . . Shimizu, Y. (2005). New canine spinal cord injury model free from laminectomy. *Brain Res Brain Res Protoc*, 14(3), 171-180. doi: 10.1016/j.brainresprot.2005.01.001
- Furlan, J. C. K., A; Miller W. C.; Trenaman, L. M. . (2014). *Epidemiology of Traumatic SCI* (nº 5). Vancouver.
- Füzesséry, S. (1995). Polyaryléthercétones PAEK. *Plastiques et composites*. doi: urn:et:et:a3395-v1. Repéré à <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/materiaux-th11/matieres-thermoplastiques-monographies-42147210/polyaryletherctones-paek-a3395/>
- Gellad, F., Rao, K. C., Joseph, P. M., & Vigorito, R. D. (1983). Morphology and dimensions of the thoracic cord by computer-assisted metrizamide myelography. *AJNR Am J Neuroradiol*, 4(3), 614-617.
- Global Sources. (2018). Linear Rails CNC, Linear Guide Rail with 23Nema Stepper Motor. Repéré à <https://www.globalsources.com/si/AS/Chengdu-Fuyu/6008849233054/pdtl/Linear-Rails/1157352302.htm>
- Gray, H. (2000). *Anatomy of the Human Body* (20e éd.). New York: Bartleby.com. Repéré à <https://www.bartleby.com/107/>
- Hagen, E. M. (2015). Acute complications of spinal cord injuries. *World J Orthop*, 6(1), 17-23. doi: 10.5312/wjo.v6.i1.17
- Hagen, J. (2016). *Étude biomécanique de la stabilité du rachis cervical post-traumatique* (École de technologie supérieure, Montréal, Québec).
- Haute autorité de santé. (2013). *Implants du rachis*. Saint-Denis La Plaine, France. Repéré à <https://www.has-sante.fr/portail/>

- Heinzelmann, M. W., G. A. (2008). Thoracolumbar Spinal Injuries. Dans N. A. Boos, M. (Éd.), *Spinal Disorders* (pp. 883-924). Berlin, Allemagne: Springer-Verlag Berlin Heidelberg. doi: 10.1007/978-3-540-69091-7
- Hemmerich, K. J. M., J.; Nelson, J. R. (2004). Sterilization Methods Stand the Test of Time. Repéré à <https://www.mddionline.com/sterilization-methods-stand-test-time>
- Ivancic, P. C., Panjabi, M. M., Tominaga, Y., Pearson, A. M., Elena Gimenez, S., & Maak, T. G. (2006). Spinal canal narrowing during simulated frontal impact. *European Spine Journal*, 15(6), 891-901. doi: 10.1007/s00586-005-0985-4
- Jazayeri, S. B., Firouzi, M., Abdollah Zadegan, S., Saeedi, N., Pirouz, E., Nategh, M., . . . Rahimi-Movaghar, V. (2012). The effect of timing of decompression on neurologic recovery and histopathologic findings after spinal cord compression in a rat model. *J Inj Violence Res*, 4(3 Suppl 1).
- Jones, C. F., Kwon, B. K., & Cripton, P. A. (2012). Gross Morphological Changes of the Spinal Cord Immediately After Surgical Decompression in A Large Animal Model of Traumatic Spinal Cord Injury. *Spine (Phila Pa 1976)*. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182553d1d
- Jones, C. F., Lee, J. H., Burstyn, U., Okon, E. B., Kwon, B. K., & Cripton, P. A. (2013). Cerebrospinal fluid pressures resulting from experimental spinal cord injuries in a pig model. *J Biomech Eng*. doi: 10.1115/1.4025100
- Jones, C. F., Lee, J. H., Kwon, B. K., & Cripton, P. A. (2012). Development of a large-animal model to measure dynamic cerebrospinal fluid pressure during spinal cord injury. *J Neurosurg Spine*, 624-635. doi: 10.3171/2012.3.spine11970
- Jones, C. F., Newell, R. S., Lee, J. H., Cripton, P. A., & Kwon, B. K. (2012). The Pressure Distribution of Cerebrospinal Fluid Responds to Residual Compression and Decompression in an Animal Model of Acute Spinal Cord Injury. *Spine (Phila Pa 1976)*. doi: 10.1097/BRS.0b013e31826ba7cd
- Khan, T., Havey, R. M., Sayers, S. T., Patwardhan, A., & King, W. W. (1999). Animal models of spinal cord contusion injuries. *Lab Anim Sci*, 49(2), 161-172.
- Kim, H., Kim, J. W., Hyun, J. K., Chung, P., & Park, I. (2017). Weight drop impact system and its output signal analysis for inducing large animal spinal cord injury model. Dans *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 1142-1145). doi: 10.1109/EMBC.2017.8037031
- Kim, H., Kim, J. W., Hyun, J. K., & Park, I. (2017). Multimodal sensor-based weight drop spinal cord impact system for large animals. *Spine J*, 17(12), 1947-1955. doi: 10.1016/j.spinee.2017.08.243

- Kim, J. H., Tu, T. W., Bayly, P. V., & Song, S. K. (2009). Impact speed does not determine severity of spinal cord injury in mice with fixed impact displacement. *J Neurotrauma*, 26(8), 1395-1404. doi: 10.1089/neu.2008-0728 [doi]
- Kirshblum, S., & W., W. I. (2014). Updates for the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 25(3), 505-517. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmr.2014.04.001>
- Ko, H. Y., Park, J. H., Shin, Y. B., & Baek, S. Y. (2004). Gross quantitative measurements of spinal cord segments in human. *Spinal Cord*, 42(1), 35-40. doi: 10.1038/sj.sc.3101538
- Korol, E., Johnston, K., Waser, N., Sifakis, F., Jafri, H. S., Lo, M., & Kyaw, M. H. (2013). A systematic review of risk factors associated with surgical site infections among surgical patients. *PLOS ONE*, 8(12), e83743. doi: 10.1371/journal.pone.0083743
- Krueger, H., Noonan, V. K., Trenaman, L. M., Joshi, P., & Rivers, C. S. (2013). The economic burden of traumatic spinal cord injury in Canada. *Chronic Dis Inj Can*, 33(3), 113-122.
- Kuluz, J., Samdani, A., Benglis, D., Gonzalez-Brito, M., Solano, J. P., Ramirez, M. A., . . . Dietrich, D. (2010). Pediatric spinal cord injury in infant piglets: description of a new large animal model and review of the literature. *J Spinal Cord Med*, 33(1), 43-57.
- Lee, B. B., Cripps, R. A., Fitzharris, M., & Wing, P. C. (2014). The global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: update 2011, global incidence rate. *Spinal Cord*, 52(2), 110-116. doi: 10.1038/sc.2012.158
- Lee, J., & Thumbikat, P. (2015). Pathophysiology, presentation and management of spinal cord injury. *Surgery - Oxford International Edition*, 33(6), 238-247. doi: 10.1016/j.mpsur.2015.04.003
- Lee, J. H., Choi, C. B., Chung, D. J., Kang, E. H., Chang, H. S., Hwang, S. H., . . . Kim, H. Y. (2008). Development of an improved canine model of percutaneous spinal cord compression injury by balloon catheter. *J Neurosci Methods*, 167(2), 310-316. doi: 10.1016/j.jneumeth.2007.07.020
- Lee, J. H., Jones, C. F., Okon, E. B., Anderson, L., Tigchelaar, S., Kooner, P., . . . Kwon, B. K. (2013). A novel porcine model of traumatic thoracic spinal cord injury. *J Neurotrauma*, 30(3), 142-159. doi: 10.1089/neu.2012.2386
- Lee, J. H., Streijger, F., Tigchelaar, S., Maloon, M., Liu, J., Tetzlaff, W., & Kwon, B. K. (2012). A contusive model of unilateral cervical spinal cord injury using the infinite horizon impactor. *J Vis Exp*, (65). doi: 10.3791/3313
- Lee, J. Y., Vaccaro, A. R., Lim, M. R., Oner, F. C., Hulbert, R. J., Hedlund, R., . . . Baron, E. M. (2005). Thoracolumbar injury classification and severity score: a new paradigm for

- the treatment of thoracolumbar spine trauma. *J Orthop Sci*, 10(6), 671-675. doi: 10.1007/s00776-005-0956-y
- Li, Y., Walker, C. L., Zhang, Y. P., Shields, C. B., & Xu, X. M. (2014). Surgical decompression in acute spinal cord injury: A review of clinical evidence, animal model studies, and potential future directions of investigation. *Front Biol (Beijing)*, 9(2), 127-136. doi: 10.1007/s11515-014-1297-z
- Lim, J. H., Jung, C. S., Byeon, Y. E., Kim, W. H., Yoon, J. H., Kang, K. S., & Kweon, O. K. (2007). Establishment of a canine spinal cord injury model induced by epidural balloon compression. *J Vet Sci*, 8(1), 89-94.
- Lim, J. H., Piedrahita, J. A., Jackson, L., Ghashghaei, T., & Olby, N. J. (2010). Development of a model of sacrocaudal spinal cord injury in cloned Yucatan minipigs for cellular transplantation research. *Cell Reprogram*, 12(6), 689-697. doi: 10.1089/cell.2010.0039
- Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S. D., Harms, J., & Nazarian, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *European Spine Journal*, 3(4), 184-201.
- Maikos, J. T., Qian, Z., Metaxas, D., & Shreiber, D. I. (2008). Finite element analysis of spinal cord injury in the rat. *J Neurotrauma*, 25(7), 795-816. doi: 10.1089/neu.2007.0423
- Manolova, A. (2012). Description anatomique du mouvement. Dans. Sciences du Sport. Repéré à <https://www.sci-sport.com/theorie/chapitre-2-description-anatomique-du-mouvement.php#axes>
- Marieb, E. N. (2005). *Anatomie et physiologie humaines* (3e éd. éd.). Saint-Laurent, Québec: Éditions du Renouveau pédagogique.
- Martirosyan, N. L., Kalani, M. Y., Bichard, W. D., Baaj, A. A., Gonzalez, L. F., Preul, M. C., & Theodore, N. (2015). Cerebrospinal fluid drainage and induced hypertension improve spinal cord perfusion after acute spinal cord injury in pigs. *Neurosurgery*, 76(4), 461-468; discussion 468-469. doi: 10.1227/NEU.0000000000000638
- Mataliotakis, G. I., & Tsirikos, A. I. (2016). Spinal cord trauma: pathophysiology, classification of spinal cord injury syndromes, treatment principles and controversies. *Orthopaedics and Trauma*, 30(5), 440-449. doi: 10.1016/j.mporth.2016.07.006
- MathWorks. (2018). Smoothing Splines. Repéré à <https://www.mathworks.com/help/curvefit/smoothing-splines.html>
- Matweb. (2018). Aluminium 6061-T6; 6061-T651. Repéré à http://www.matweb.com/search/datasheet_print.aspx?matguid=1b8c06d0ca7c456694c7777d9e10be5b

Matweb. (s.d.). Titanium Grade 2. Repéré à <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTU020>

McDonough, A., Monterrubio, A., Ariza, J., & Martinez-Cerdeno, V. (2015). Calibrated forceps model of spinal cord compression injury. *J Vis Exp*, (98). doi: 10.3791/52318

Meditek. (2018). How Much Do Surgical Table Accessory Clamps and Sockets Cost? Repéré à <https://www.meditek.ca/how-much-do-surgical-table-accessory-clamps-and-sockets-cost/>

Nardone, R., Florea, C., Holler, Y., Brigo, F., Versace, V., Lochner, P., . . . Trinka, E. (2017). Rodent, large animal and non-human primate models of spinal cord injury. *Zoology (Jena)*, 123, 101-114. doi: 10.1016/j.zool.2017.06.004

Navarro, R., Juhas, S., Keshavarzi, S., Juhasova, J., Motlik, J., Johe, K., . . . Marsala, M. (2012). Chronic spinal compression model in minipigs: a systematic behavioral, qualitative, and quantitative neuropathological study. *J Neurotrauma*, 29(3), 499-513. doi: 10.1089/neu.2011.2076

Netter, F. H., & Lamoglia, E. (2012). *Atlas d'anatomie humaine* (5 éd.). Elsevier Health Sciences France.

Nicholson, P. H., Cheng, X. G., Lowet, G., Boonen, S., Davie, M. W., Dequeker, J., & Van der Perre, G. (1997). Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone. *Med Eng Phys*, 19(8), 729-737. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9450257>

Noonan, V. K., Fingas, M., Farry, A., Baxter, D., Singh, A., Fehlings, M. G., & Dvorak, M. F. (2012). Incidence and prevalence of spinal cord injury in Canada: a national perspective. *Neuroepidemiology*, 38(4), 219-226. doi: 10.1159/000336014

Nout, Y. S., Rosenzweig, E. S., Brock, J. H., Strand, S. C., Moseanko, R., Hawbecker, S., . . . Tuszyński, M. H. (2012). Animal Models of Neurologic Disorders: A Nonhuman Primate Model of Spinal Cord Injury. *Neurotherapeutics*. doi: 10.1007/s13311-012-0114-0

Noyes, D. H. (1987). Electromechanical impactor for producing experimental spinal cord injury in animals. *Med Biol Eng Comput*, 25(3), 335-340.

O'Rahilly, R. M., F.; Carpenter S.; Swenson, R. (2008). The vertebral column. Dans R. Swenson (Éd.), *Basic Human Anatomy*. Dartmouth Medical School. Repéré à https://www.dartmouth.edu/~humananatomy/part_7/chapter_39.html

Office québécois de la langue française. (2013). Loi de Pareto. Repéré à http://www.oqlf.gouv.qc.ca/ressources/bibliotheque/dictionnaires/terminologie_logistique/loi_de_pareto.html

Oyinbo, C. A. (2011). Secondary injury mechanisms in traumatic spinal cord injury: a nugget of this multiply cascade. *Acta Neurobiol Exp (Wars)*, 71(2), 281-299.

Panjabi, M. M., Kifune, M., Wen, L., Arand, M., Oxland, T. R., Lin, R. M., . . . Vasavada, A. (1995). Dynamic canal encroachment during thoracolumbar burst fractures. *J Spinal Disord*, 8(1), 39-48.

Papadakis, M., Aggeliki, L., Papadopoulos, E. C., & Girardi, F. P. (2013). Common surgical complications in degenerative spinal surgery. *World J Orthop*, 4(2), 62-66. doi: 10.5312/wjo.v4.i2.62

Patel, A. A., & Vaccaro, A. R. (2010). Thoracolumbar spine trauma classification. *J Am Acad Orthop Surg*, 18(2), 63-71.

Pelletier, V. (2018). *Évaluation biomécanique de la mobilité de la colonne vertébrale avec disques sains et dégénérés* (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal, Québec).

Petteys, R. J., Spitz, S. M., Syed, H., Rice, R. A., Sarabia-Estrada, R., Goodwin, C. R., . . . Freedman, B. A. (2017). Design and testing of a controlled electromagnetic spinal cord impactor for use in large animal models of acute traumatic spinal cord injury. *J Clin Neurosci*, 43, 229-234. doi: 10.1016/j.jocn.2017.04.031

Peyrache, L. M. (2017). *Conception et caractérisation d'un substitut physique de moelle épinière instrumenté* (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal, Québec).

Pickett, G. E., Campos-Benitez, M., Keller, J. L., & Duggal, N. (2006). Epidemiology of traumatic spinal cord injury in Canada. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(7), 799-805. doi: 10.1097/01.brs.0000207258.80129.03

Pohler, O. E. (2000). Unalloyed titanium for implants in bone surgery. *Injury*, 31 Suppl 4, 7-13.

Proietti, L., Scaramuzzo, L., Schiro, G. R., Sessa, S., & Logroscino, C. A. (2013). Complications in lumbar spine surgery: A retrospective analysis. *Indian J Orthop*, 47(4), 340-345. doi: 10.4103/0019-5413.114909

Purdy, P. D., White, C. L., 3rd, Baer, D. L., Frawley, W. H., Reichard, R. R., Pride, G. L., Jr., . . . Yetkin, Z. (2004). Percutaneous translumbar spinal cord compression injury in dogs

- from an angioplasty balloon: MR and histopathologic changes with balloon sizes and compression times. *AJNR Am J Neuroradiol*, 25(8), 1435-1442.
- Quadrant. (2018). Ketron PEEK. Repéré à <https://www.quadrantplastics.com/en/products/engineering-plastics/advanced-325-425-f/ketronr-peek/>
- Rajasekaran, S., Kanna, R. M., & Shetty, A. P. (2015). Management of thoracolumbar spine trauma: An overview. *Indian J Orthop*, 49(1), 72-82. doi: 10.4103/0019-5413.143914
- Register, J. (2016). Pig Terminology - Further Your Pet Education. Repéré à <http://www.petpigeducation.com/further-learning--terminology.html>
- Reinhold, M., Audige, L., Schnake, K. J., Bellabarba, C., Dai, L. Y., & Oner, F. C. (2013). AO spine injury classification system: a revision proposal for the thoracic and lumbar spine. *European Spine Journal*, 22(10), 2184-2201. doi: 10.1007/s00586-013-2738-0
- Reis, R. C., de Oliveira, M. F., Rotta, J. M., & Botelho, R. V. (2015). Risk of complications in spine surgery: a prospective study. *Open Orthop J*, 9, 20-25. doi: 10.2174/1874325001509010020
- Roberts, T. T., Leonard, G. R., & Cepela, D. J. (2017). Classifications In Brief: American Spinal Injury Association (ASIA) Impairment Scale. *Clin Orthop Relat Res*, 475(5), 1499-1504. doi: 10.1007/s11999-016-5133-4
- Rochester Institute of Technology. (2010). Human Strength Data Tables: RIT.
- Rogers, W. K., & Todd, M. (2016). Acute spinal cord injury. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*, 30(1), 27-39. doi: 10.1016/j.bpa.2015.11.003
- Ropper, A. E., Zeng, X., Anderson, J. E., Yu, D., Han, I., Haragopal, H., & Teng, Y. D. (2015). An efficient device to experimentally model compression injury of mammalian spinal cord. *Exp Neurol*, 271, 515-523. doi: 10.1016/j.expneurol.2015.07.012
- Ross, D. D., E.; Camus, M.;. (2010). *Asservissement par PID*. Paris, France: ParisTech. Repéré à <https://rose.telecom-paristech.fr/2010/wp-content/uploads/2010/03/pid.pdf>
- Sabic. (2017). ULTEM RESIN. Repéré à <https://www.sabic.com/en/products/specialties/ultem-resins/ultem-resin>
- Salegio, E. A., Bresnahan, J. C., Sparrey, C. J., Camisa, W., Fischer, J., Leisure, J., . . . Beattie, M. S. (2016). A Unilateral Cervical Spinal Cord Contusion Injury Model in Non-Human Primates (*Macaca mulatta*). *J Neurotrauma*, 33(5), 439-459. doi: 10.1089/neu.2015.3956

- Scheff, S. R., K. N. (2009). Infinite Horizon Spinal Cord Contusion Model. Dans J. X. Chen, Z. C.; Xu XM.; Zhang J. H. (Éd.), *Animal Models of Acute Neurological Injuries* (pp. 423-424). New York, Totowa, NJ: Humana Press. doi: https://doi.org/10.1007/978-1-60327-185-1_36
- Scheff, S. W., Rabchevsky, A. G., Fugaccia, I., Main, J. A., & Lumpp, J. E., Jr. (2003). Experimental modeling of spinal cord injury: characterization of a force-defined injury device. *J Neurotrauma*, 20(2), 179-193. doi: 10.1089/08977150360547099 [doi]
- Schinde, S. B., Shroff, G. A., & Kadam, S. (2016). Measurements of Normal Spinal Cord Diameters at Cervical and Lumbar Enlargement Level in MRI. *Int J Anat Res*, 4(1), 1919-1921. doi: <http://dx.doi.org/10.16965/ijar.2016.113>
- Sharif-Alhoseini, M. R.-M., V. (2014). Animal Models in Traumatic Spinal Cord Injury. Dans Y. Dionnyssiotis (Éd.), *Topics in Paraplegia* (pp. 209-228). InTechOpen. doi: 10.5772/56986
- Sheng, S. R., Wang, X. Y., Xu, H. Z., Zhu, G. Q., & Zhou, Y. F. (2010). Anatomy of large animal spines and its comparison to the human spine: a systematic review. *European Spine Journal*, 19(1), 46-56. doi: 10.1007/s00586-009-1192-5
- Sherman, J. L., Nassaux, P. Y., & Citrin, C. M. (1990). Measurements of the normal cervical spinal cord on MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol*, 11(2), 369-372.
- Sidambe, A. T. (2014). Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants-A Review. *Materials (Basel)*, 7(12), 8168-8188. doi: 10.3390/ma7128168
- Singh, A., Tetreault, L., Kalsi-Ryan, S., Nouri, A., & Fehlings, M. G. (2014). Global prevalence and incidence of traumatic spinal cord injury. *Clin Epidemiol*, 6, 309-331. doi: 10.2147/clep.s68889
- Singh, R., Srivastva, S. K., Prasath, C. S., Rohilla, R. K., Siwach, R., & Magu, N. K. (2011). Morphometric measurements of cadaveric thoracic spine in Indian population and its clinical applications. *Asian Spine J*, 5(1), 20-34. doi: 10.4184/asj.2011.5.1.20
- St-Jacques, R. (2017). La colonne vertébrale. Repéré à http://www.corpshumain.ca/Colonne_Vertebrale.php
- STMicroelectronics. (2016). VL6180X. Repéré à <https://www.st.com/resource/en/datasheet/vl6180x.pdf>
- Stokes, B. T., Noyes, D. H., & Behrmann, D. L. (1992). An electromechanical spinal injury technique with dynamic sensitivity. *J Neurotrauma*, 9(3), 187-195.

- Streijger, F., So, K., Manouchehri, N., Tigchelaar, S., Lee, J. H. T., Okon, E. B., . . . Kwon, B. K. (2017). Changes in Pressure, Hemodynamics, and Metabolism within the Spinal Cord during the First 7 Days after Injury Using a Porcine Model. *J Neurotrauma*, 34(24), 3336-3350. doi: 10.1089/neu.2017.5034
- Swindle, M. M., Makin, A., Herron, A. J., Clubb, F. J., Jr., & Frazier, K. S. (2012). Swine as models in biomedical research and toxicology testing. *Vet Pathol*, 49(2), 344-356. doi: 10.1177/0300985811402846
- Synthes, D. (2011). *XRL Surgical Technique*. Repéré à http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/DSEM-SPN-1215-0390-1_LR.pdf
- TA Instruments. (2015). *ElecForce 3200 Series III Test Instrument*. Eden Prairie, MN, USA. Repéré à http://www.tainstruments.com/wp-content/uploads/ElectroForce_3200_SeriesIII.pdf
- Tan, S. H., Teo, E. C., & Chua, H. C. (2004). Quantitative three-dimensional anatomy of cervical, thoracic and lumbar vertebrae of Chinese Singaporeans. *European Spine Journal*, 13(2), 137-146. doi: 10.1007/s00586-003-0586-z
- Terabee. (2018). Time-of-Flight Principle. Repéré à <https://www.terabee.com/time-of-flight-principle/>
- Thomson. (2012). Thomson RoundRail Linear Guides and Components: Thomson Industries Inc.
- Tremblay, J., Mac-Thiong, J. M., Brailovski, V., & Petit, Y. (2015). Braided tubular superelastic cables provide improved spinal stability compared to multifilament sublaminar cables. *Proc Inst Mech Eng H*, 229(9), 645-651. doi: 10.1177/0954411915597258
- Ulrich Medical. (2016). ulrich medical ADDplus Repéré à https://www.ulrichmedical.de/wp-content/uploads/2017/05/ADDplus_Folder_DE-EN_R4_2016-04_web.pdf
- Vialle, L., Rodrigo Grochocki, L., & Nohama, P. (2007). *NYU device: automation of the Weight-drop rod* (Vol. 14). doi: 10.1007/978-3-540-36841-0_170
- Vijayaprakash, K. M., & Sridharan, N. (2013). An experimental spinal cord injury rat model using customized impact device: A cost-effective approach. *J Pharmacol Pharmacother*, 4(3), 211-213. doi: 10.4103/0976-500X.114607
- Vouaillat, H. (2015). Arthrodèses cervicales et lombaires utilisant une cage intersomatique avec greffon osseux allogénique enrichi en concentré de moelle osseuse. *Maîtrise*

- Orthopédique*, (248), 11. Repéré à <https://www.maitrise-orthopedique.com/articles/arthrodeses-cervicales-et-lombaires-utilisant-une-cage-intersomatique-avec-greffon-osseux-allogénique-enrichi-en-concentre-de-moelle-osseuse-648>
- Waxman, S. G. (2013). *Clinical Neuroanatomy* (27 éd.). McGraw-Hill Education.
- Wewetzer, K., Radtke, C., Kocsis, J., & Baumgartner, W. (2011). Species-specific control of cellular proliferation and the impact of large animal models for the use of olfactory ensheathing cells and Schwann cells in spinal cord repair. *Exp Neurol*, 229(1), 80-87. doi: 10.1016/j.expneurol.2010.08.029
- Wikipédia. (2015). Régulateur PID. Repéré à https://fr.wikipedia.org/wiki/R%C3%A9gulateur_PID
- Wilcox, R. K., Allen, D. J., Hall, R. M., Limb, D., Barton, D. C., & Dickson, R. A. (2004). A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach. *European Spine Journal*, 13(6), 481-488. doi: 10.1007/s00586-003-0625-9
- Wilcox, R. K., Boerger, T. O., Allen, D. J., Barton, D. C., Limb, D., Dickson, R. A., & Hall, R. M. (2003). A dynamic study of thoracolumbar burst fractures. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A(11), 2184-2189.
- Wilcox, R. K., Boerger, T. O., Hall, R. M., Barton, D. C., Limb, D., & Dickson, R. A. (2002). Measurement of canal occlusion during the thoracolumbar burst fracture process. *J Biomech*, 35(3), 381-384. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00180-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00180-4)
- Wilke, H. J., Geppert, J., & Kienle, A. (2011). Biomechanical in vitro evaluation of the complete porcine spine in comparison with data of the human spine. *European Spine Journal*, 20(11), 1859-1868. doi: 10.1007/s00586-011-1822-6
- Wilke, H. J., Krischak, S. T., Wenger, K. H., & Claes, L. E. (1997). Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data. *European Spine Journal*, 6(2), 129-137.
- Winter, B., Pattani, H., & Temple, E. (2014). Spinal cord injury. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 15(9), 424-427. doi: 10.1016/j.mpaic.2014.06.009
- Ya-Bo, Y., Ee-Chon, T., Qiu, T., & Wei, L. (2011). Modeling of spinal cord and investigation of the injury mechanism during compression. Dans *2011 Defense Science Research Conference and Expo (DSR)* (pp. 1-4). doi: 10.1109/DSR.2011.6026800

- Yan, Y. B., Qi, W., Wu, Z. X., Qiu, T. X., Teo, E. C., & Lei, W. (2012). Finite Element Study of the Mechanical Response in Spinal Cord during the Thoracolumbar Burst Fracture. *PLOS ONE*, 7(9), e41397. doi: 10.1371/journal.pone.0041397
- Yang, J.-K., Kang, C. U., Lim, J. H., Shin, T. K., & Sim, K.-B. (2012). New Robo-Cylinder Impactor System for the Spinal Cord Injury Model. Dans *2012 IEEE/ACIS 11th International Conference on Computer and Information Science (ICIS), 30 May-1 June 2012* (pp. 645-648). IEEE Computer Society. doi: 10.1109/icis.2012.75
- Yeo, S. J., Hwang, S. N., Park, S. W., Kim, Y. B., Min, B. K., Kwon, J. T., & Suk, J. S. (2004). Development of a rat model of graded contusive spinal cord injury using a pneumatic impact device. *J Korean Med Sci*, 19(4), 574-580.
- Zhang, N., Fang, M., Chen, H., Gou, F., & Ding, M. (2014). Evaluation of spinal cord injury animal models. *Neural Regen Res*, 9(22), 2008-2012. doi: 10.4103/1673-5374.143436
- Zurita, M., Aguayo, C., Bonilla, C., Otero, L., Rico, M., Rodriguez, A., & Vaquero, J. (2012). The pig model of chronic paraplegia: A challenge for experimental studies in spinal cord injury. *Prog Neurobiol*, 1-16. doi: 10.1016/j.pneurobio.2012.04.005