ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE
CONCENTRATION TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ
M. Ing.

PAR
Francis CLICHE

DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE DE CONTUSION ANTÉRIEURE DE LA MOELLE ÉPINIÈRE PORCINE

MONTRÉAL, LE 7 MAI 2014

Francis Cliche, 2014

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. Jean-Marc Mac-Thiong, codirecteur de mémoire
Département de chirurgie orthopédique à l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal

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

M. Pierre-Jean Arnoux, membre du jury
Laboratoire de biomécanique appliquée, Marseille, France

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

LE 5 MAI 2014

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Ce mémoire a été réalisé grâce à l'appui de nombreux collaborateurs et du support de plusieurs ressources. En premier lieu, je tiens à remercier mon directeur Yvan Petit et mon co-directeur Jean-Marc Mac-Thiong. Grâce à leur support indiscutable depuis le tout début, ils m'auront guidé au travers de ce long périple et auront cru en moi jusqu'à l'aboutissement.

Merci également à l'équipe de recherche ayant participé aux différents protocoles expérimentaux, en soulignant spécifiquement certaines personnes sur des points spécifiques. Caroline Bouchard, pour sa présence maternelle et son dévouement au Centre de Recherche en partageant avec plaisir ses connaissances et ses nombreux conseils. Louisane Dupré, pour les nombreuses heures en salle d'opération expérimentale, toujours patiente et prête à supporter toute l'équipe en souriant. Geneviève Leblanc, pour le support administratif et le suivi sur les dossiers de gestion en lien avec la table expérimentale. Louis Chiocchio, pour sa présence sans faille à l'animalerie où il dorlote, lave, joue et prépare les animaux en plus d'être toujours prêt à aider tous ses collègues.

Merci à toute l'équipe du LIO-HSCM pour l'esprit de corps unissant le laboratoire, spécifiquement aux assistants de recherche Annie Levasseur, Jérémie Ménard et Jaëlle Tremblay. Leur présence aidante autour des étudiants est toujours grandement appréciée. Merci aussi aux étudiants ayant participé de près ou de loin à mon projet, merci à Léo Fradet, Alexandre Vachon, Simon Langlois, Maxime Émard, Dominic Boisclair, Éric Wagnac, Alexandre Grignon-Lemieux, Marc Anowski, et tous les autres…

Finalement, un gros merci chaleureux à tous les membres de ma famille qui m'ont encouragé, motivé et supporté tout au long de ce projet. Tout spécifiquement à mes parents, qui sont tout simplement formidable et à ma Chloé, qui est irremplaçable et incroyable.

DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE DE CONTUSION ANTÉRIEURE DE MOELLE ÉPINIÈRE PORCINE

Francis CLICHE

RÉSUMÉ

Le développement de modèles animaux pour analyser la biomécanique des blessures à la moelle épinière provenant de fractures vertébrales permet notamment de valider les modèles de simulation numérique. Ceux-ci visent à mieux comprendre les dommages associés à un traumatisme quelconque et à observer la réaction des matériaux et tissus vivants composant la moelle épinière. L'utilisation d'un modèle animal permet de rapprocher les modèles expérimentaux de la réalité clinique des blessures médullaires. De plus, ce type de blessure provient généralement de fractures du corps vertébral provocant une compression antérieure de la moelle épinière. Le projet de maîtrise proposé utilise un modèle porcin afin de reproduire une contusion directe sur la moelle épinière.

Le projet développe une nouvelle approche pour étudier les traumatismes à la moelle épinière sur un modèle animal. Plus spécifiquement, les objectifs de l'étude sont :

1. Proposer une approche antérieure de contusion de la moelle épinière. Le modèle devra donc comprendre un banc d'essai reproduisant une contusion antérieure sur la moelle épinière à partir d'un protocole chirurgical bien établi.

2. Comparer les modèles postérieur et antérieur afin d'étudier l'effet de la position d'impact sur les dommages aux différents tissus et les réactions physiologiques pour une blessure spécifique.

3. Concevoir un banc d'essai expérimental normalisant le protocole de manipulations opératoires pour contrôler efficacement les paramètres influençant reproductibilité inter-spécimens et pour limiter les risques de complications.

Plusieurs expérimentations ont été effectuées validant un nouveau banc d'essai et comparant les deux types d'approche. Ensuite, un cahier des charges et un processus de conception ont été complétés dans le but de développer une table chirurgicale expérimentale spécifiquement conçu pour continuer les recherches sur ce sujet.

Les résultats des essais préliminaires ont prouvé qu'il est faisable et réaliste d'étudier les blessures de la moelle épinière à partir d'approches antérieures sur un modèle porcin. Un premier banc d'essai a été réalisé et utilisé pour reproduire un impact antérieur direct sur des spécimens porcins. Malgré le petit nombre de spécimens *in vivo* utilisés, une différence a été observée entre un impact antérieur et un impact postérieur. Le site de l'hématome, le type de contusion et la position des tissus touchés diffèrent selon l'approche choisie. L'approche antérieure, se rapprochant de la réalité clinique, devrait donc être étudiée plus en profondeur.

Finalement, une table chirurgicale expérimentale a été conçue. Elle permettra d'approfondir l'analyse des traumatismes médullaires et de limiter les incertitudes. Cette nouvelle table permettra d'inclure un vérin motorisé pour mieux contrôler l'impact sur la moelle épinière. Celui-ci pourra atteindre des vitesses plus importantes se rapprochant de la réalité clinique. De plus, la motorisation du système permettra de contrôler le rebond à l'impact et de mesurer spécifiquement les taux de compression, les forces et énergie de compression ainsi que la vitesse réelle à l'impact. La nouvelle table chirurgicale est également conçue afin de limiter les déplacements de l'animal entre les positions antérieure et postérieur. Cet avantage provient d'un système rotatif de la table centrale. Grâce à cet outil, les risques de complications chirurgicales seront diminués considérablement.

Mots clés : Blessure médullaire, Moelle épinière, Contusion antérieure, Porc, Temps de compression, Histologie, Modèle animal, Impacteur, Table chirurgicale, Fracture burst

ANTERIOR SPINAL CORD CONTUSION NOVEL APPROACH WITH PORCINE MODEL

Francis CLICHE

ABSTRACT

The development of animal model to analyse the biomechanics of spinal cord injuries (SCI) is used to validate simulation models. This model also aims to better understand the specific damage associated with any trauma and observe the traumatic behaviour of the spinal cord in vivo. Using a porcine model can bring experimental SCI models closer to clinical reality. In addition, this type of injury is usually caused by fractures of the vertebral body and thus an anterior compression of the spinal cord. This study uses a porcine model to reproduce a direct contusion of the spinal cord. The aim of this project is to develop a novel animal model of spinal cord injuries. Specifically, the objectives of the study are:

1) Propose an anterior approach to reproduce experimental spinal cord contusion using porcine model. This objective needs a specific bench test to control the anterior contusion on spinal cord after being exposed with a clean surgical protocol.

2) Compare the anterior and posterior approaches according to their viability compared to the clinical reality and compared to experimental surgical feasibility.

3) Develop an experimental bench test allowing anterior and posterior approaches. Specifically designed to reduce the risk of surgical complications, this new bench test has also normalize surgical protocol.

Several experiments were carried out to enable the validation of test bench and the comparison between the posterior and anterior approaches. Then, a specification and design process has been completed in order to develop a new experimental surgical table. The results of preliminary tests showed that an anterior contusion approach is viable and reasonable on porcine models. The first test bench proved its ability to reproduce a direct

impact on spinal cord on different specimens. Moreover, despite the small number of in vivo specimens used, a difference is observed between an anterior impact and a posterior impact. The hematoma site, the contusion location and the damaged tissues differ depending on the approach. The anterior approach, closer to clinical reality, should be studied more comprehensively.

Finally, an experimental surgical table was designed and built. This new table will contribute to accelerate and improve the spinal cord injuries analysis and reduce clinical unknown. This new surgical table includes a linear actuator to reproduce the SCI. A motorized system allows higher impact velocity. Also, the impact rebound will be controlled and deflexion, force and energy at impact will be recorded. A rotational table system is designed to limit position displacement. This will help to reduce surgical complications due to displacement.

Keywords: Spinal Cord Injury, Anterior contusion, Porcine model, Compression time, Histology, Animal model, Impactor, Surgical table, Vertebral fracture, Spine burst

TABLE DES MATIÈRES

Page

INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES 3
1.1 Anatomie du rachis humain 3
1.2 Anatomie de la moelle épinière 9
1.2.1 Éléments composant la moelle épinière..... 11
1.2.2 Structure cellulaire nerveuse..... 16
1.2.3 Voies motrices et sensorielles..... 19
1.3 Type de blessure du rachis.....21
1.4 Type de blessure médullaire 22
1.5 Caractérisation du degré de la blessure.....24
1.6 Modèles animaux d'étude des *SCI*.....25
1.6.1 Principaux modèles animaux de contusion à la moelle épinière 25
1.6.1.1 L'étude des *SCI* à partir des rongeurs 26
1.6.1.2 L'étude des *SCI* à partir des modèles canins et félins..... 27
1.6.1.3 L'étude des *SCI* à partir des modèles porcins 27
1.6.2 Méthodologies d'essais 28
1.6.2.1 Méthode par pincement avec clips..... 29
1.6.2.2 Méthode par ballonnet gonflable 29
1.6.2.3 Lâcher de poids 30
1.6.2.4 Impacteur motorisé 32
1.6.2.5 Synthèse et critique des méthodologies d'essais 34
1.7 Comparaison de l'anatomie du rachis et de la moelle épinière humaine avec le modèle porcin 36
1.7.1 Rachis porcin 36
1.7.2 Réseaux artériel et veineux porcin..... 38
1.7.3 Moelle épinière porcine 39

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS.....41
2.1 Problématique 41
2.2 Difficultés reliées à l'étude 41
2.3 Objectifs de l'étude.....42

CHAPITRE 3 PROPOSITION ET VALIDATION D'UNE APPROCHE DE CONTUSION ANTÉRIEURE DE LA MOELLE ÉPINIÈRE 45
3.1 Proposition de l'approche antérieure 45
3.2 Méthodologie chirurgicale 46
3.2.1 Approche postérieure 46
3.2.2 Approche antérieure..... 48
3.3 Protocole d'évaluation 49
3.3.1 Schéma expérimental 50

3.3.2 Modèles animaux et médication 51
3.3.3 Paramètres contrôlés 52
3.3.4 Variables dépendantes 55
3.4 Résultats 56
3.4.1 Hauteur de déformation en compression 56
3.4.2 Rythme cardiaque 58
3.4.3 Pression artérielle 61
3.4.4 Histologie macroscopique 63
3.5 Analyse des résultats 66
3.5.1 Hauteur de déformation 66
3.5.2 Rythme cardiaque 68
3.5.3 Pression artérielle 69
3.5.4 Histologie macroscopique 70
3.5.5 Comparaison des approche postérieure et antérieure 70
3.5.6 Recommandations 72

CHAPITRE 4 CONCEPTION D'UN BANC D'ESSAI DE CONTUSION ANTÉRIEURE DE LA MOELLE ÉPINIÈRE 75
4.1 Retour sur les bancs d'essai préliminaires 75
4.1.1 Première version du banc d'essai 75
4.1.1.1 Observation et critique de la première version du banc d'essai. 76
4.1.2 Deuxième version du banc d'essai 76
4.1.3 Troisième version du banc d'essai 77
4.2 Cahier des charges 78
4.2.1 Attributs clients 79
4.2.2 Spécifications techniques 80
4.2.3 Restrictions 82
4.2.4 Maison de la qualité 83
4.2.5 Remue-méninge 86
4.2.6 Recherche de solutions 88
4.2.6.1 Concept chariot 89
4.2.6.2 Concept processus épineux 90
4.2.6.3 Concept table ciseaux 91
4.2.6.4 Concept table rotative 92
4.3 Comparaison des concepts 93
4.3.1 Matrice de décision 94
4.3.2 Discussion sur l'évaluation finale des concepts 95
4.3.3 Raffinement de la solution retenue 96
4.4 Description de la solution finale 97
4.5 Analyse de la résistance de la structure 99
4.5.1 Résistance des colonnes élévatrices 99
4.5.2 Déflexion du cadre de la table centrale 101
4.5.3 Déflexion du support moteur-impacteur 102
4.6 Choix du moteur d'impacteur 103
4.6.1 Restrictions 104

4.6.2 Optimisation de PID 105
4.6.2.1 Essais itératifs de PID 107
4.6.2.2 Analyse des PID 109

CHAPITRE 5 DISCUSSION 115
5.1 Validation de l'approche antérieure 115
5.2 Comparaison des approches antérieure et postérieure 116
5.3 Développement d'une nouvelle table expérimentale 119
5.4 Limites de l'étude 122
5.5 Recommandations 123

CONCLUSION 125

ANNEXE I RÉFÉRENCES ANATOMIQUES 127

ANNEXE II ESSAIS PID 129

ANNEXE III TABLE EXPÉRIMENTALE – LISTE DE MATÉRIEL ET DESSINS 133

ANNEXE IV COMPARAISON DES MOTEURS ÉTUDIÉS 161

ANNEXE V PROGRAMME MATLAB D'ANALYSE DE DONNÉES 163

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES 167

LISTE DES TABLEAUX

Page

Tableau 1.1 Écart entre les diamètres ML et AP de la moelle épinière 11

Tableau 1.2 Écart entre les diamètres ML et AP du canal rachidien 11

Tableau 1.3 Structures innervées en fonction du segment médullaire 15

Tableau 1.4 Synthèse des types de gliocytes 16

Tableau 1.5 Rôle des voies motrices 20

Tableau 1.6 Classification de Denis (1984) 22

Tableau 1.7 Sommaire des groupes d'études sur les SCI avec modèles porcins 28

Tableau 1.8 Résumé des valeurs masse/hauteur dans la littérature 34

Tableau 1.9 Comparaison du nombre de vertèbres 36

Tableau 1.10 Diamètres moyens de la moelle épinière porcine par segment 39

Tableau 1.11 Diamètres moyens de la moelle épinière humaine par segment 40

Tableau 1.12 Écart des diamètres moyens porcins et humains par segment 40

Tableau 3.1 Synthèse des séries d'essais préliminaires 50

Tableau 3.2 Synthèse des paramètres contrôlés 52

Tableau 3.3 Exemples de vitesses obtenues par lâcher de poids 53

Tableau 3.4 Résumé des paramètres contrôlés et des valeurs utilisées 55

Tableau 3.5 Synthèse des variables dépendantes 56

Tableau 3.6 Résultats de hauteurs de déformation 57

Tableau 3.7 Sommaire des variations du rythme cardiaque 60

Tableau 3.8 Sommaire des variations de la pression artérielle 62

Tableau 3.9 Variation de la pression artérielle post-impact 63

Tableau 4.1 Détail des attributs clients 79

Tableau 4.2 Détails des spécifications techniques 81

Tableau 4.3 Résumé des restrictions 83

Tableau 4.4 Importance relative des spécifications techniques 86

Tableau 4.5 Matrice de décision 95

Tableau 4.6 Restrictions sur le choix du moteur 105

Tableau 4.7 Définition des paramètres d'analyse des PID 109

Tableau 4.8 Résumé des restrictions imposées aux essais PID 110

Tableau 4.9 Comparaison du premier critère restrictif de PID 110

Tableau 4.10 Comparaison du second critère restrictif de PID 111

Tableau 4.11 Comparaison du troisième critère restrictif de PID 111

Tableau 4.12 Comparaison du quatrième critère restrictif de PID 112

Tableau 4.13 Synthèse des cinq meilleures itérations de PID 113

Tableau 5.1 Sommaire des variables supplémentaires à considérer à long terme 124

LISTE DES FIGURES

Page

Figure 1.1 Rachis et regroupements de vertèbres 3

Figure 1.2 Éléments principaux d'une vertèbre type.....4

Figure 1.3 Positionnement des ligaments vertébraux 5

Figure 1.4 Schématisation des muscles responsables du mouvement du rachis,.....6

Figure 1.5 Division et positionnement du réseau artériel vertébral 7

Figure 1.6 Réseau veineux vertébral.....8

Figure 1.7 Éléments principaux de la moelle épinière.....9

Figure 1.8 Dimensions du canal rachidien et de la moelle épinière 10

Figure 1.9 Principales parties de la moelle épinière et du canal rachidien 12

Figure 1.10 Vue postérieure de la moelle épinière et ses composantes.....13

Figure 1.11 Proportions des composantes selon la hauteur vertébrale 14

Figure 1.12 Division de l'innervation par vertèbre 15

Figure 1.13 Schématisation des composantes d'un neurone 17

Figure 1.14 Schématisation des types de réseaux de neurones.....18

Figure 1.15 Voies motrices et sensorielles 19

Figure 1.16 Voies sensorielles et motrices détaillées plus spécifiquement 20

Figure 1.17 Types de fracture vertébrale 21

Figure 1.18 Répartition des causes d'accidents à la moelle épinière.....22

Figure 1.19 Concentration des lésions à la moelle épinière.....24

Figure 1.20 Concepts reconnus de *SCI* sur des rongeurs.....26

Figure 1.21 Méthode par pincement avec clips 29

Figure 1.22 Méthode par ballonnet gonflable.....30

Figure 1.23 Exemples de banc d'essai de lâcher de poids sur modèle porcin 32

Figure 1.24 Photo du montage d'impacteur motorisé.....33

Figure 1.25 Courbures vertébrales porcines 37

Figure 1.26 Comparaison des tailles entre les vertèbres de même hauteur 38

Figure 1.27 Angiographie thoracique porcine 38

Figure 3.1 Étapes chirurgicales de l'approche postérieure à la moelle épinière.....47

Figure 3.2 Synthèse des étapes chirurgicales de l'approche antérieure.....49

Figure 3.3 Schéma expérimental de la comparaison des approches.....51

Figure 3.4 Aires de compression selon le diamètre d'impacteur.....54

Figure 3.5 Exemple de mesure de déflexion.....57

Figure 3.6 Signal recueilli sur l'électrocardiogramme 58

Figure 3.7 Rythme cardiaque en pouls/min 59

Figure 3.8 Analyse d'une courbe lissée du rythme cardiaque, essai Ant.1 60

Figure 3.9 Exemple de signal recueilli pour la pression artérielle.....61

Figure 3.10 Pression systolique et diastolique.....62

Figure 3.11 Vue postérieure d'un impact postérieur à la moelle épinière 63

Figure 3.12 Coupe transverse des segments impactés postérieurement 65

Figure 3.13 Vue antérieure d'un impact postérieur à la moelle épinière.....65

Figure 3.14 Variation de longueur entre nerfs spinaux.....67

Figure 3.15 Photos d'un impact antérieur à la moelle épinière 71

Figure 3.16 Coupes longitudinales d'un impact antérieur 72

Figure 4.1 Photos du montage, 1ère version 75

Figure 4.2 Comparaison des bancs d'essai sur trépied vs coulissant.....77

Figure 4.3 Photos du montage, 3e version 78

Figure 4.4 Maison de la qualité.....84

Figure 4.5 Diagramme Pareto des caractéristiques techniques.....85

Figure 4.6 Schéma du concept chariot.....89

Figure 4.7 Vue sur le mécanisme d'attache aux vertèbres.....90

Figure 4.8 Banc d'essai fixé aux processus épineux du groupe UBC 91

Figure 4.9 Concept table ciseaux.....92

Figure 4.10 Concept table rotative.....93

Figure 4.11 Solution finale de la table expérimentale 97

Figure 4.12 Schématisation d'une rotation en position sandwich 98

Figure 4.13 Solution finale avec support d'impacteur.....99

Figure 4.14 Illustrations de cas critiques de support des colonnes élévatrices.....100

Figure 4.15 Illustration de la position critique de déflexion de la table 101

Figure 4.16 Vue latérale du montage avec support moteur-impacteur.....102

Figure 4.17 Montage d'essais de compression 107

Figure 4.18 Graphique comparatif des deux commandes testées.....108

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ADN	Acide désoxyribonucléique
BP	Pression artérielle, de l'expression anglaise « *blood pressure* »
CAO	Conception assistée par ordinateur
CRHSCM	Centre de recherche de l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
ECG	Électrocardiogramme
HSCM	Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
LCR	Liquide céphalo-rachidien
LIA	Laboratoire international associé
LIO	Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie
SCI	blessure à la moelle épinière, de l'expression anglaise « *spinal cord injury* »
SNC	Système nerveux central
SNP	Système nerveux périphérique
UBC	University of British Columbia

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

Unités de base

m	mètre	unité de longueur
g	gramme	unité de masse
s	seconde	unité de temps
°C	Celsius	unité de température

Aire

m^2	mètre carré
mm^2	millimètre carré

Volume

m^3	mètre cube	
cm^3	centimètre cube	
mL	millilitre	1 ml = 1 cm^3

Vitesse

m/s	mètre par seconde

Accélération

m/s^2	mètre par seconde carré	
g	accélération gravitationnelle	1g = 9.81 m/s^2

Angle plan

rad	radian
r	tour
°	degré
′	minute
″	seconde

UNITÉS DE TEMPS

h	heure
min	minute
s	seconde

Fréquence

Hz	hertz

Force

N	newton

Moment d'une force

N.m	newton-mètre

Énergie

J	joule

Contrainte, pression

Pa	Pascal
mmHg	millimètre de mercure, Torr

Vitesse angulaire

rad/s	radian par seconde
rpm	tour par minute

INTRODUCTION

Les blessures à la moelle épinière (*Spinal cord injury, SCI*) entraînent d'importantes conséquences sur le corps humain et sont des blessures souvent considérées comme un point de non-retour. Il y a environ 11000 nouvelles personnes traitées par année seulement aux États-Unis et leur âge moyen se situe entre 20 et 40 ans dans 40% des cas (Choo 2007). Actuellement, des études se concentrent à améliorer les connaissances sur les mécanismes de *SCI* afin d'explorer de nouveaux traitements pour optimiser le rétablissement des personnes suite à ce type de blessure.

Le cadre institutionnel de ce mémoire est étroitement lié au Laboratoire international associé (LIA) en biomécanique des traumatismes et pathologies du rachis. Ce Laboratoire propose une plate-forme numérique du rachis humain et de plusieurs éléments inter-reliés tels que la moelle épinière et les ligaments. Dans un premier temps, les essais expérimentaux permettent de recueillir plusieurs données afin d'optimiser les paramètres pour le modèle numérique virtuel. Bien entendu, les modèles expérimentaux demeurent inévitables. Ils conservent une valeur ajoutée sur les modèles numériques étant donné leur potentiel spécifique sur l'étude de l'évolution temporelle des tissus organiques, de leur couplage avec la médication et de la compréhension de cas spécifiques.

Par contre, les modèles expérimentaux possèdent également leurs limites. Chaque spécimen restera toujours unique et le nombre de spécimens étudiés est limité par les coûts et le temps. De plus, les modèles sont souvent animaux et la différence avec l'humain demeure toujours questionnable. Bref, un lien rapproché entre les modèles expérimentaux et les modèles numériques permet une corrélation des résultats et une meilleure compréhension de la biomécanique des blessures au rachis et à la moelle épinière.

Ce projet de mémoire se concentre sur le volet expérimental. Il vise spécifiquement la compréhension de la biomécanique de traumatismes à la moelle épinière. De ce fait, le projet utilisera un modèle animal. La plupart du temps, les modèles animaux utilisés sont des

rongeurs (Khan, Havey et al. 1999), mais leur ressemblance physiologique avec l'homme est plutôt faible. Le développement d'un modèle porcin permet de rapprocher les modèles expérimentaux de la réalité clinique des *SCI* (Navarro, Juhas et al. 2012). De plus, aux connaissances de l'auteur, toutes les recherches préconisent une approche et un impact sur la face postérieure de la moelle épinière. Par contre, ce type de blessure provient généralement de fractures du corps vertébral et, donc, d'une compression antérieure de la moelle épinière.

L'objectif de ce projet d'études est donc de développer une méthodologie d'approche antérieure de blessure à la moelle épinière par contusion sur un modèle porcin. Pour y arriver, des essais expérimentaux viendront comparer différents protocoles opératoires. Le développement d'un banc d'essai vise à permettre des expérimentations inter-spécimens fiables reproduisant une contusion directement sur la moelle épinière.

Le mémoire est divisé en cinq chapitres en plus d'une conclusion finale. Tout d'abord, une revue des connaissances met en relief les parties anatomiques utilisées, les types de blessures et les modèles expérimentaux d'études similaires. Ensuite, une mise en contexte spécifiera la problématique et les objectifs du projet. Puis, le chapitre 3 détaille les essais préliminaires validant les différents protocoles chirurgicaux et l'analyse des paramètres utilisés et variables étudiées. Le chapitre 4 consiste au développement d'une nouvelle table expérimentale. Finalement, le chapitre 5 porte sur l'analyse de l'ensemble du projet et inclut les recommandations pour la suite du projet.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES

Cette partie présente l'anatomie du rachis et de la moelle épinière. La section 1.1 présente l'anatomie du rachis et des vertèbres individuellement. La section 1.2 introduit les différents éléments composant la moelle épinière et sa structure cellulaire. Les sections 1.3, 1.4 et 1.5 décrivent les types de blessure du rachis, de la moelle épinière ainsi que la caractérisation du degré de la blessure. La section 1.6 présente les principales études animales de blessure de la moelle épinière par contusion et la section 1.7 expose les différences anatomiques entre le rachis et la moelle épinière de l'humain et du porc.

1.1 Anatomie du rachis humain

Chez l'homme, les trois principales fonctions du rachis sont d'offrir un support solide au tronc, de protéger la moelle épinière et de permettre la mobilité en flexion/extension et en rotation. Afin de permettre l'ensemble de ces fonctions, le rachis est divisé en 33 vertèbres, lesquelles sont regroupées en 5 grandes classes telles que montrées à la Figure 1.1.

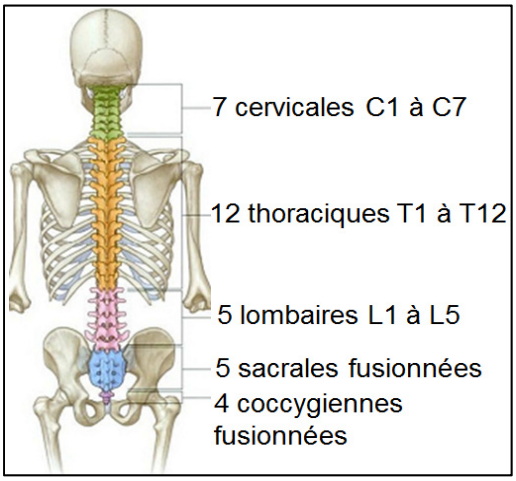


Figure 1.1 Rachis et regroupements de vertèbres
Adaptée de Drake et al. (2008)

Dans le but de permettre la mobilité entre les plateaux vertébraux, les disques intervertébraux se positionnent entre les corps vertébraux et assurent le glissement fluide des mouvements ainsi que l'amortissement des chocs. Les plans anatomiques sont présentés en Annexe I.

Bien que chaque vertèbre possède ses particularités, les sections principales sont plutôt standards. Excluant les deux premières vertèbres cervicales, les vertèbres possèdent toutes des caractéristiques communes retrouvées à la Figure 1.2. Tout d'abord, le foramen vertébral se schématise comme la cavité centrale d'une vertèbre type. L'ensemble des foramens de toutes les vertèbres constitue le canal rachidien à l'intérieur de laquelle la moelle épinière se situe. Il est aussi important de noter le positionnement des lames, rattachant de chaque côté le processus épineux permettant une protection postérieure à la moelle épinière.

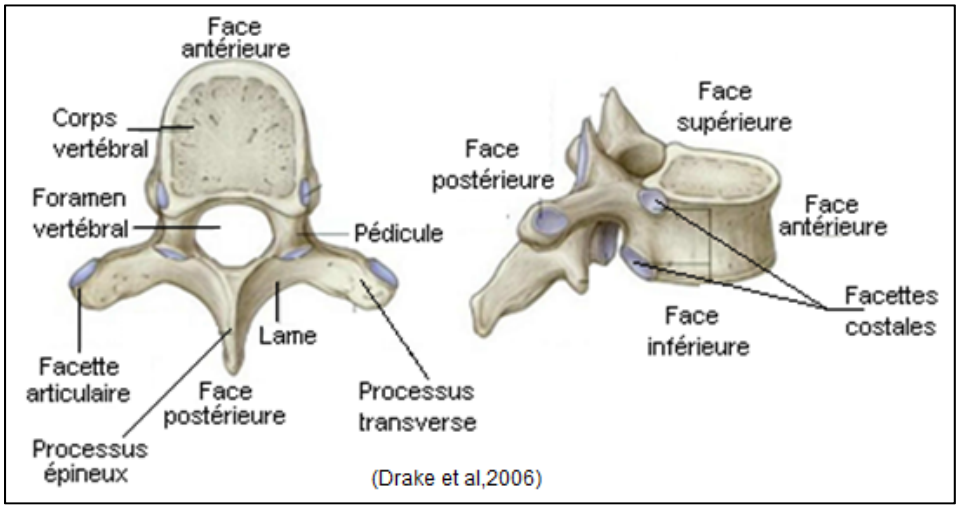


Figure 1.2 Éléments principaux d'une vertèbre type
Adaptée de Drake et al. (2008)

Afin d'épauler la structure osseuse du rachis, celle-ci est rattaché à plusieurs ligaments, muscles et tendons. Les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur entourent le corps vertébral afin de relier les vertèbres solidairement. Les ligaments supraépineux et jaune ont le même rôle au niveau postérieur de la vertèbre en entourant le processus épineux postérieurement et antérieurement à celui-ci. Ces ligaments sont principalement sollicités lors des rotations et flexions latérales du rachis. Finalement, le ligament interépineux se retrouve

entre les processus épineux et retient les vertèbres entre elles lors de la flexion/extension du rachis. La Figure 1.3 montre le positionnement de chacun de ces ligaments.

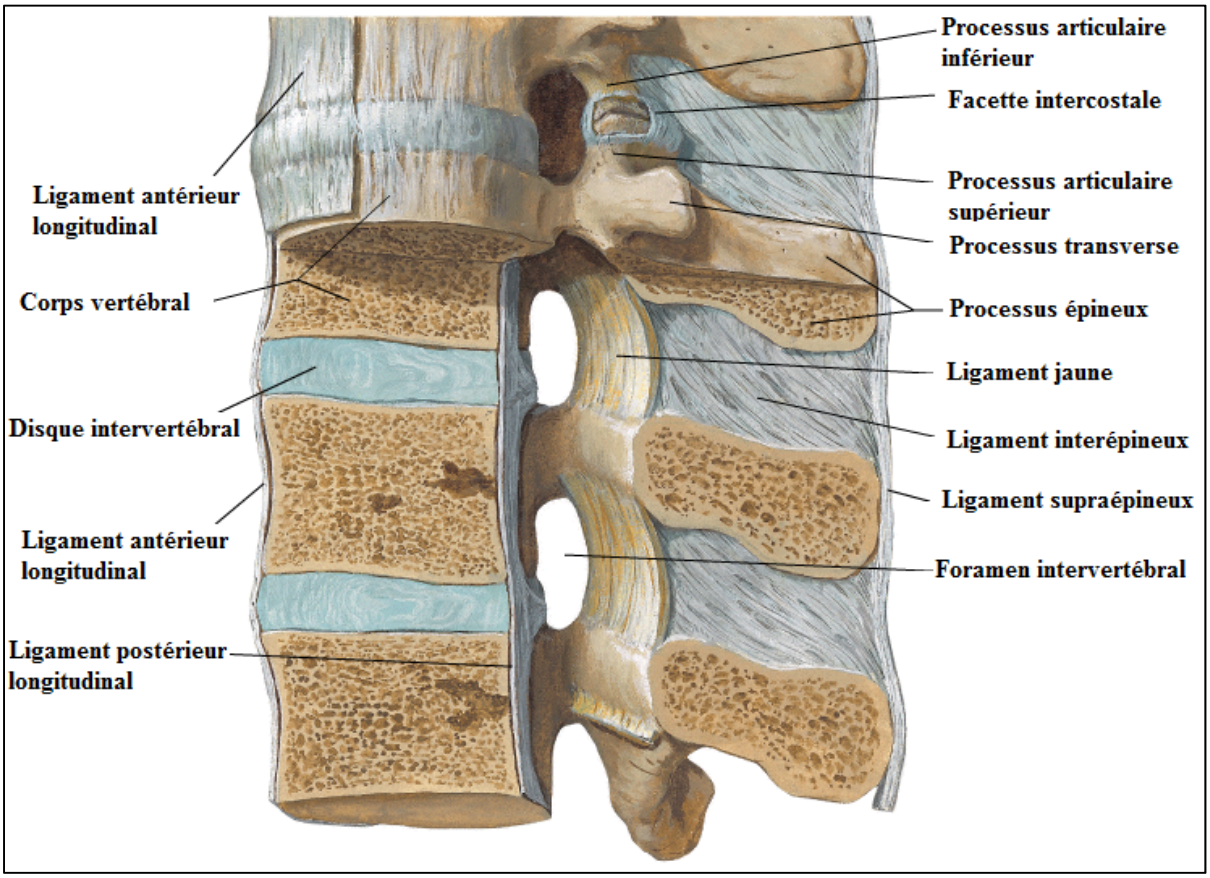


Figure 1.3 Positionnement des ligaments vertébraux
Adaptée de Netter (2004)

Plusieurs muscles sont rattachés au rachis afin d'assurer la mobilité de celui-ci, mais aussi des bras, de la tête, du tronc et des jambes. Plus spécifiquement au niveau des mouvements du rachis, les érecteurs du rachis permettent la flexion/extension, la rotation et la flexion latérale. Ceux-ci sont constitués de trois principaux muscles, l'ilio-costal, le longissumus et l'épineux. Des sous-sections de ces trois muscles se catégorisent selon la hauteur vertébrale (tête, cou, thorax). Le carré des lombes est également un muscle important du mouvement du rachis. Rattaché au niveau lombaire de chaque côté, il permet principalement la flexion latérale du rachis. La Figure 1.4 permet de positionner ces muscles sur le rachis humain.

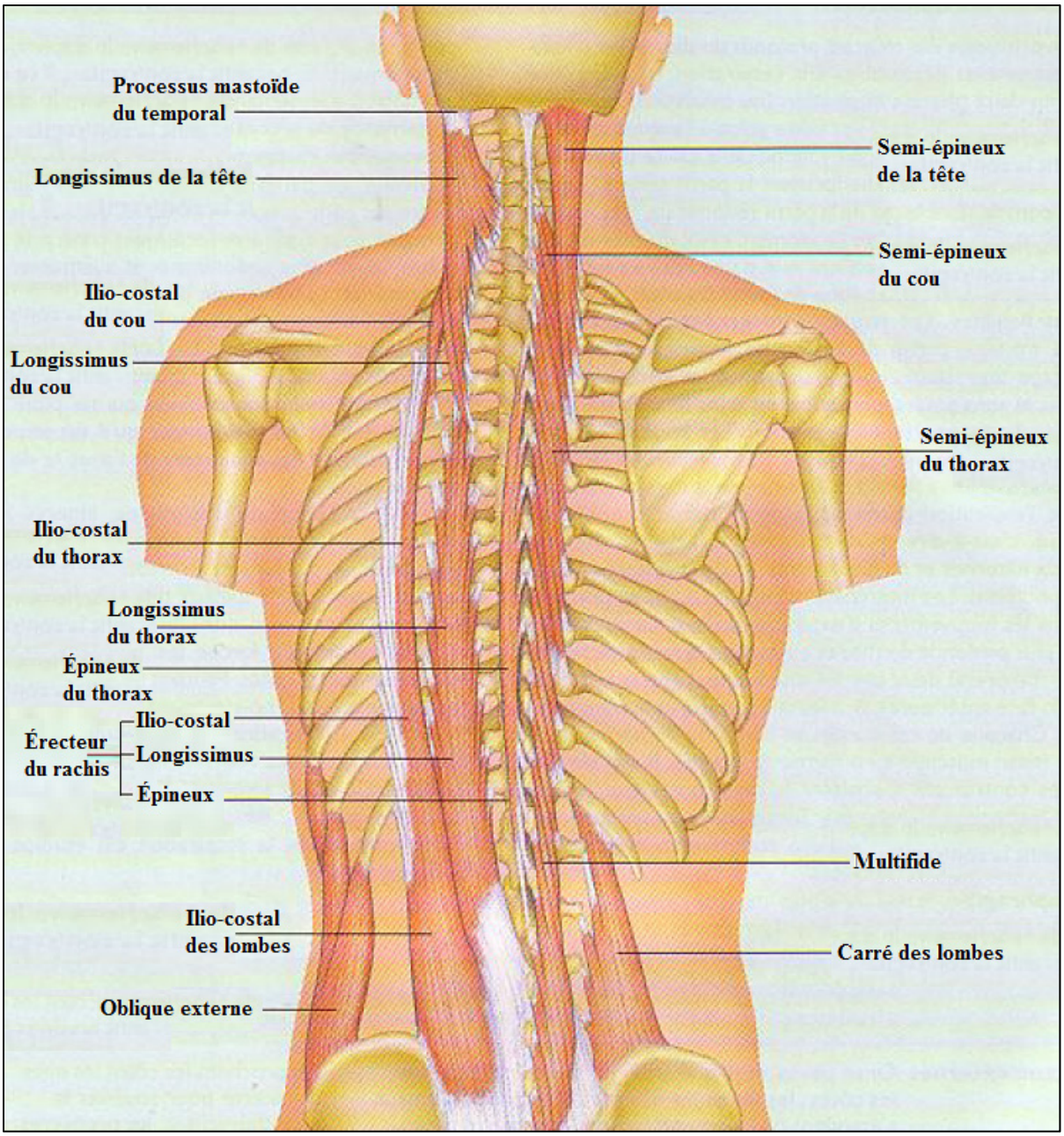


Figure 1.4 Schématisation des muscles responsables du mouvement du rachis,
Adaptée de Marieb (2005, p.321)

Entre tous ces tissus rattachés au rachis, un vaste réseau sanguin est constitué de plusieurs artères et veines. Ces réseaux sanguins permettent d'alimenter en oxygène et en nutriments tous ces tissus ainsi que la moelle épinière. Il est important de noter que l'artère principale, l'aorte thoracique, est appuyée tout juste sur la face antérieure du corps vertébral et est

légèrement latéralisée du côté gauche. L'aorte est l'embranchement des artères intercostales amenant la circulation sanguine dans chaque vertèbre (Netter, 2004). La Figure 1.5 schématise toutes les ramifications artérielles vertébrales.

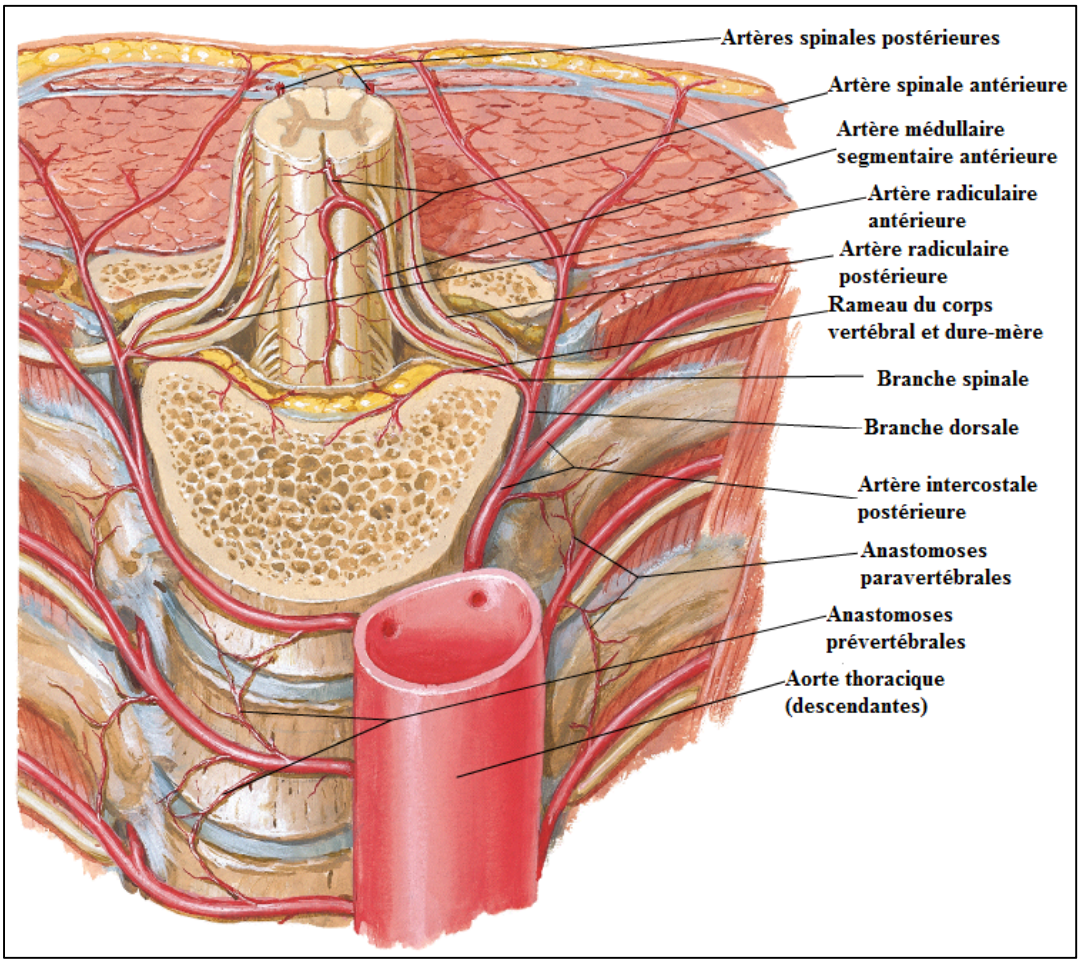


Figure 1.5 Division et positionnement du réseau artériel vertébral
Adaptée de Netter (2004)

Le positionnement du réseau veineux vertébral est principalement concentré à l'intérieur du canal rachidien par les veines secondaires tel que vu à la Figure 1.6. Celles-ci sont les plexus veineux internes antérieur et postérieur et les veines radiculaires médullaires segmentaires comprenant l'embranchement veineux intervertébral. La veine basi-vertébrale est la principale sortante et se positionne antérieurement à l'intérieur du canal rachidien.

Également, deux veines spinales se positionnent centrées antérieurement et postérieurement contrairement au réseau artériel où il n'y en a qu'une, soit du côté antérieur (Netter, 2004).

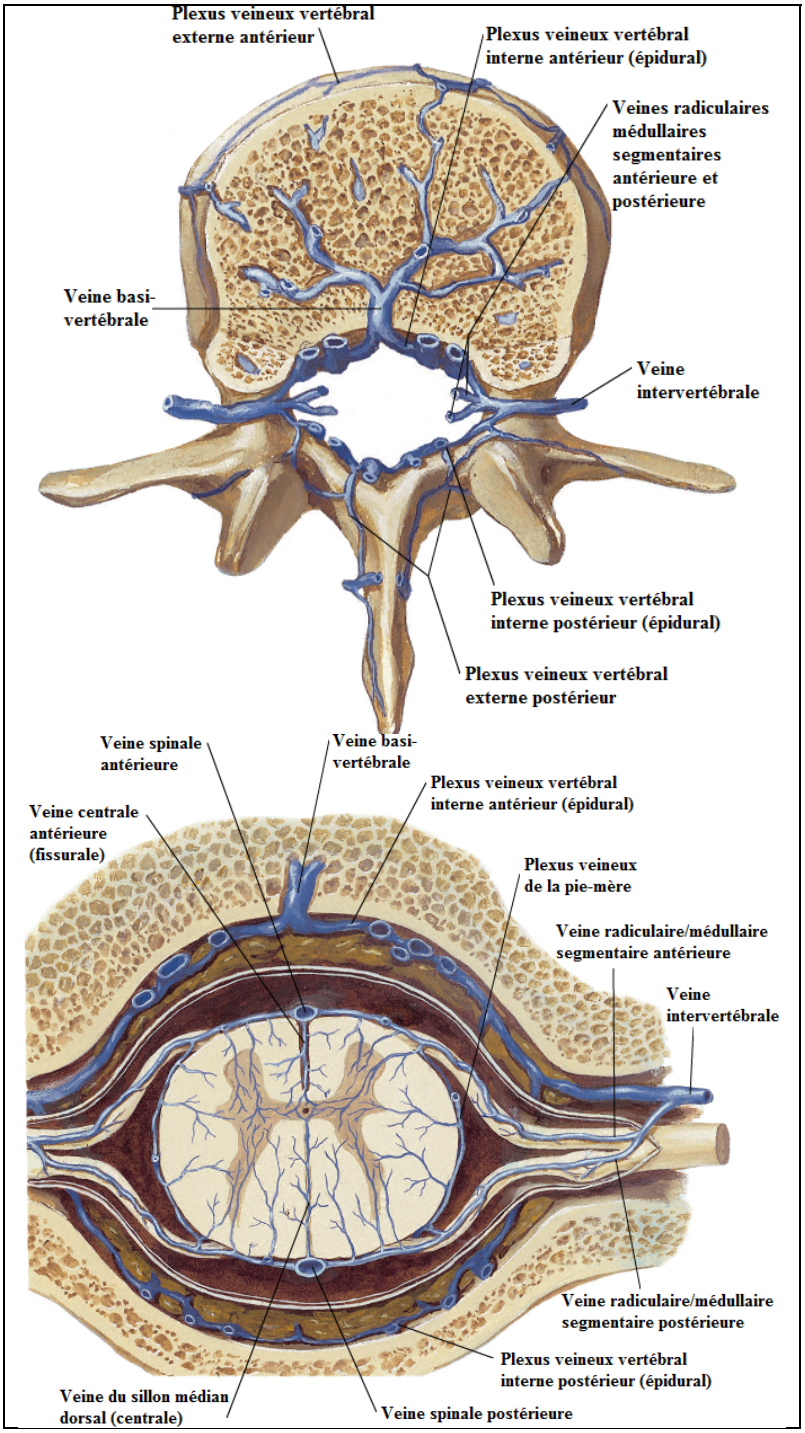


Figure 1.6 Réseau veineux vertébral
Tirée de Netter (2004)

1.2 Anatomie de la moelle épinière

La moelle épinière transmet les influx nerveux aux membres et organes provenant du cortex cérébral en plus d'être le principal centre réflexe. D'une longueur totale d'environ 40cm, elle est le prolongement du bulbe rachidien et se termine au niveau lombaire par le cône médullaire. Sa terminaison en forme de queue de cheval est constituée des ramifications reliant les connexions nerveuses des membres inférieurs. La Figure 1.7 présente les principales sections de la moelle épinière.

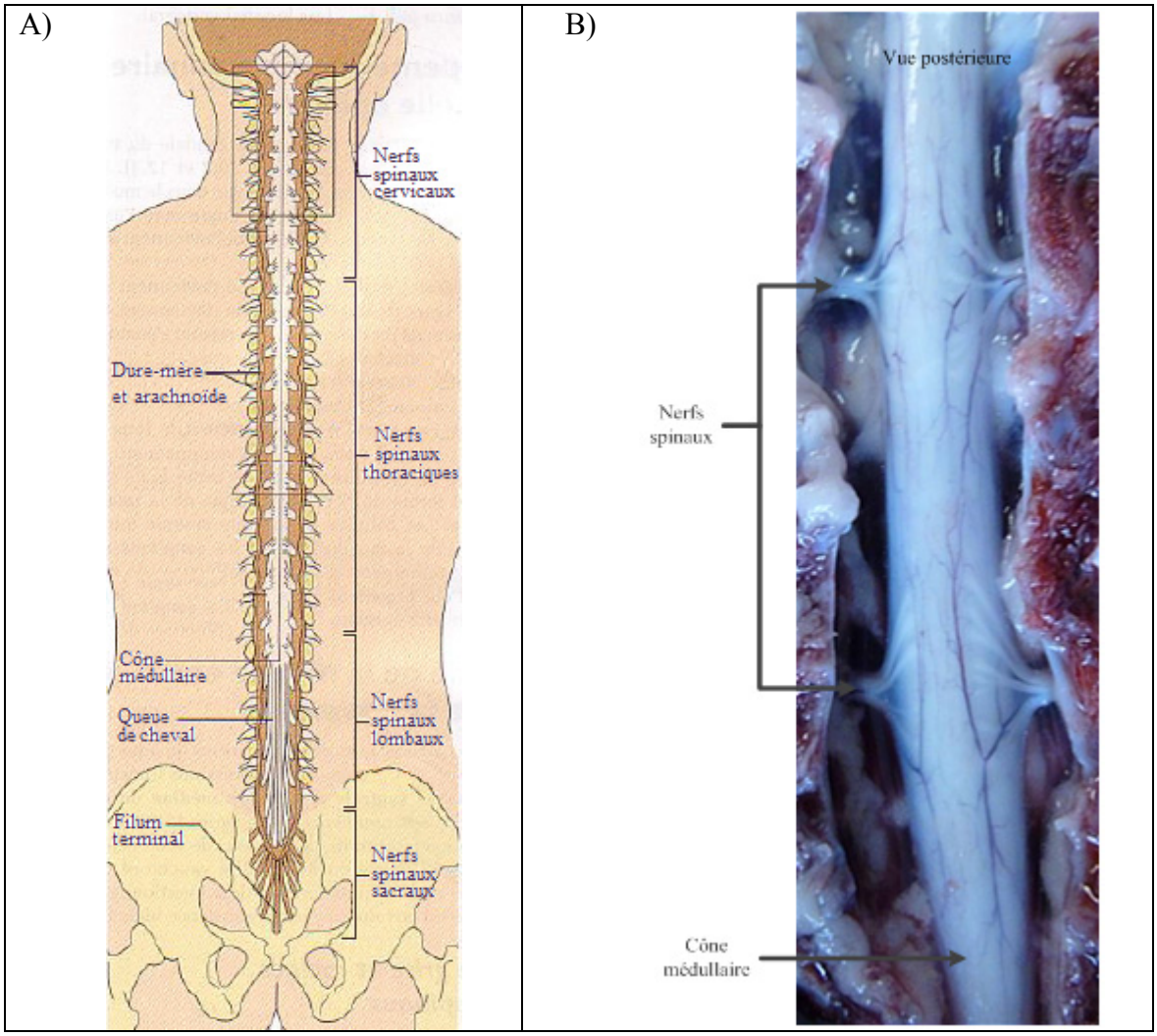


Figure 1.7 Éléments principaux de la moelle épinière
A) Parties principales de la moelle épinière, adaptatée de Marieb (2005, p.439),
B) Vue sur les nerfs spinaux et le cône médullaire

Le diamètre moyen de la moelle épinière au niveau thoracique se situe autour de 7 mm bien que le canal rachidien soit plus large (≈15mm) tel qu'observé à la Figure 1.8 (Porter, Wicks et al. 1978; Ko, Park et al. 2004; Tan, Teo et al. 2004; Singh, Srivastva et al. 2011).

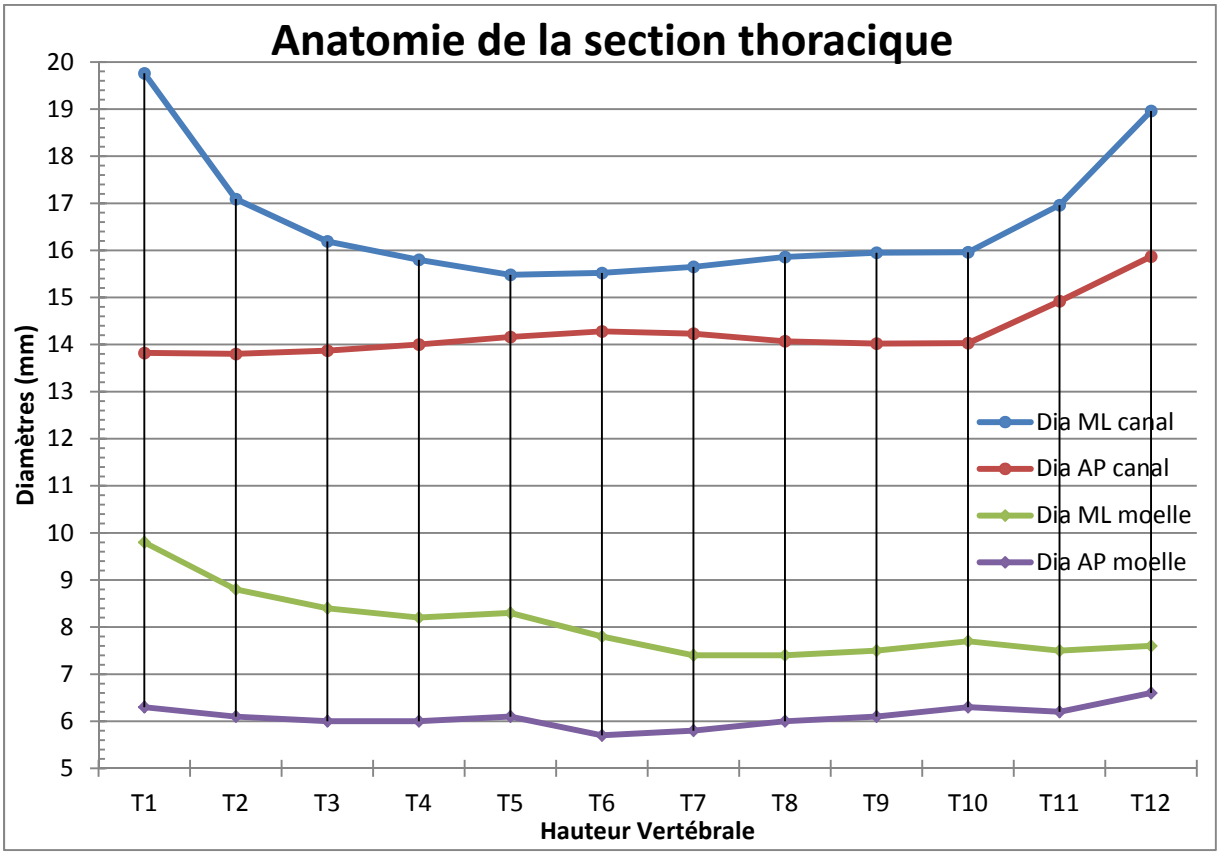


Figure 1.8 Dimensions du canal rachidien et de la moelle épinière
Tirées de Singh (2011) et Ko (2004)

Légèrement ovalisé, le diamètre de la moelle épinière est plus grand dans l'axe médio-latéral (ML) que dans l'axe antéro-postérieur (AP). Cet écart entre ML et AP se rétrécie en descendant le rachis, soit plus de 30% en T1/T2 et 13% en T12 (Ko, Park et al. 2004) tel que montré au Tableau 1.1. Aux niveaux cervical et lombaire, l'ovalisation est plus prononcée qu'au niveau thoracique. Cette différence s'explique par des quantités et proportions variables des tissus composant la moelle épinière. Le canal médullaire suit également cette tendance selon les mêmes axes tel que montré au Tableau 1.2 (Singh, Srivastva et al. 2011).

Tableau 1.1 Écart entre les diamètres ML et AP de la moelle épinière
Tirée de Ko (2004)

Niveau	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12
% d'écart	35.7	30.7	28.6	26.8	26.5	26.9	21.6	18.9	18.7	18.2	17.3	13.2

Tableau 1.2 Écart entre les diamètres ML et AP du canal rachidien
Tirée de Singh (2011)

Niveau	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12
% d'écart	7.2	7.2	7.2	7.1	7.1	7.0	7.0	7.1	7.1	7.1	6.7	6.3

1.2.1 Éléments composant la moelle épinière

Située dans le canal rachidien, la moelle épinière regroupe les ramifications nerveuses. Par l'ouverture des foramens intervertébraux, les nerfs spinaux émergent de la moelle épinière et transmettent l'information aux organes et membres connectés.

Deux principales substances composent la moelle épinière : la substance blanche et la substance grise. La substance grise se situe au centre de la moelle épinière et prend la forme d'un papillon. Les cornes ventrales et dorsales forment les extrémités et le canal central, soit la commissure de substance grise, relie les deux ailes. Elle est composée des prolongements et corps cellulaires de neurones et de glyocytes. La couleur grise est due au fait que les neurones n'y sont pas myélinisés. La substance blanche, quant à elle, est composée de neurofibres en grande majorité myélinisées d'où sa couleur blanche.

Entourant ces composants, les méninges apportent une protection supplémentaire. En ordre, la pie-mère, l'arachnoïde et la dure-mère constituent cette enveloppe, détaillée à la Figure 1.9. Sous la dure-mère, précisément entre l'arachnoïde et la pie-mère, se trouve le liquide céphalo-rachidien (LCR). Il circule autour de la moelle épinière afin de fournir les nutriments aux cellules et de limiter les chocs importants pouvant causer des lésions dommageables aux neurones. La moelle épinière se divise en deux sections symétriques dans l'axe médio-latéral

par la fissure médiane ventrale et le sillon médian dorsal. Sur la Figure 1.10, une vue postérieure découpée de la moelle épinière montre également très bien les différents éléments la composant. Également, le ligament dentelé rattache la dure-mère aux couches internes.

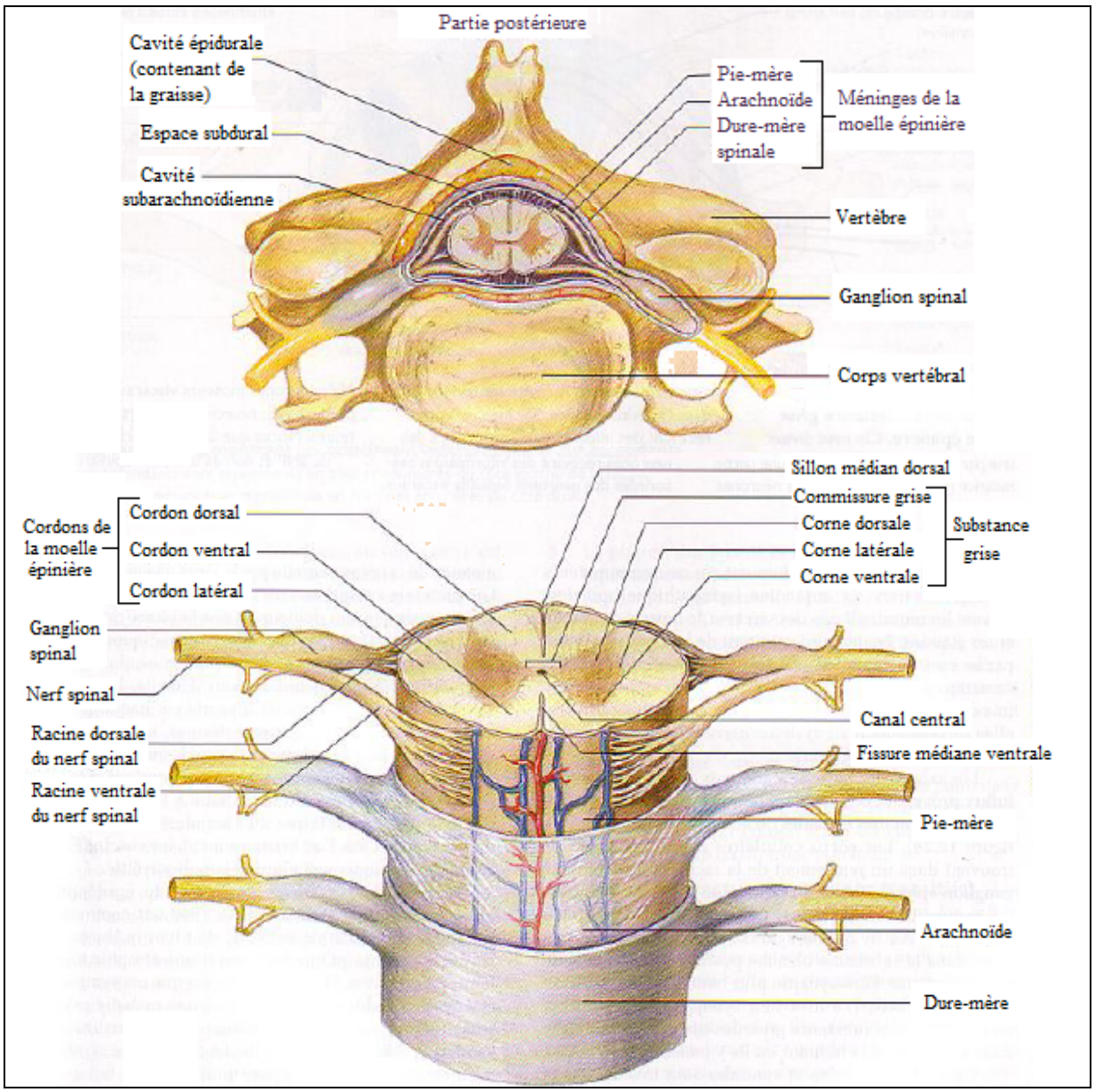


Figure 1.9 Principales parties de la moelle épinière et du canal rachidien
Tirée de Marieb (2005, p.441)

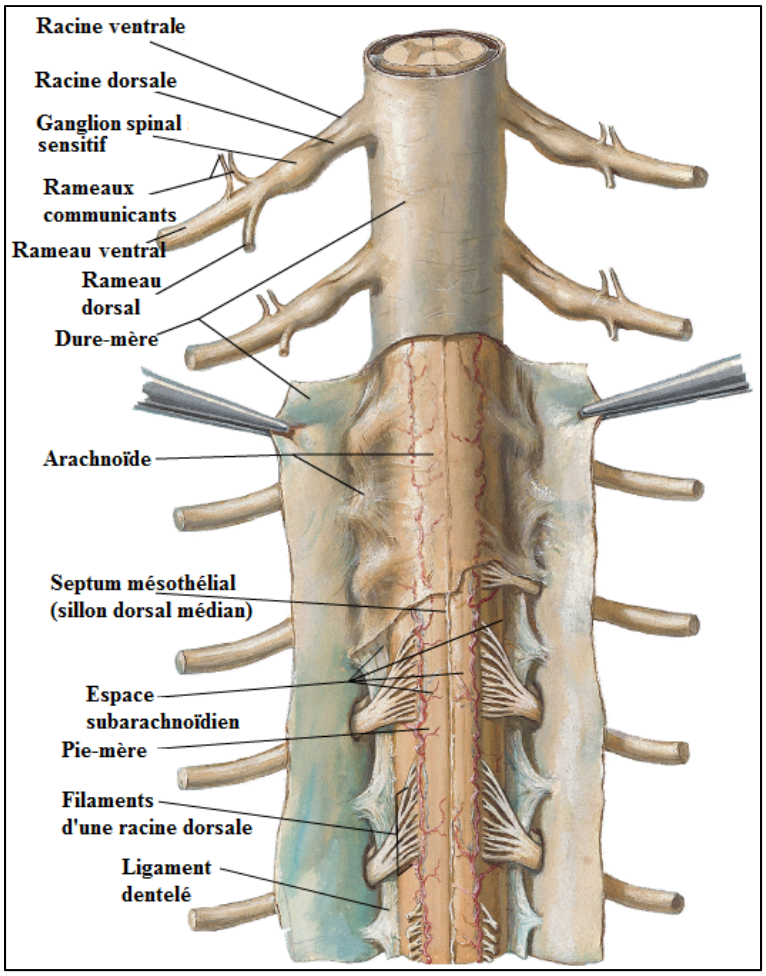


Figure 1.10 Vue postérieure de la moelle épinière et ses composantes
Adaptée de Netter (2004)

Les tissus composant la moelle épinière varient en proportion et en disposition selon le positionnement au niveau du rachis. Par exemple, la proportion d'axones et de substance grise n'est pas équivalente aux niveaux cervical et thoracique. Également, les voies neurologiques sont généralement regroupées selon leur fonction motrice ou sensorielle. La disposition de ces voies varie également selon la hauteur vertébrale. Tout cela influence la proportion de substance blanche et de substance grise ainsi que la grosseur spinale selon la hauteur vertébrale. Par exemple, sur la Figure 1.11, on remarque une différence marquée entre le diamètre d'une coupe de la moelle épinière à la cinquième vertèbre cervicale (C5) et celui d'une coupe à la première vertèbre lombaire (L1). Également, la proportion de substance grise est beaucoup plus petite sur la vue de coupe en T2 que sur la coupe en L2.

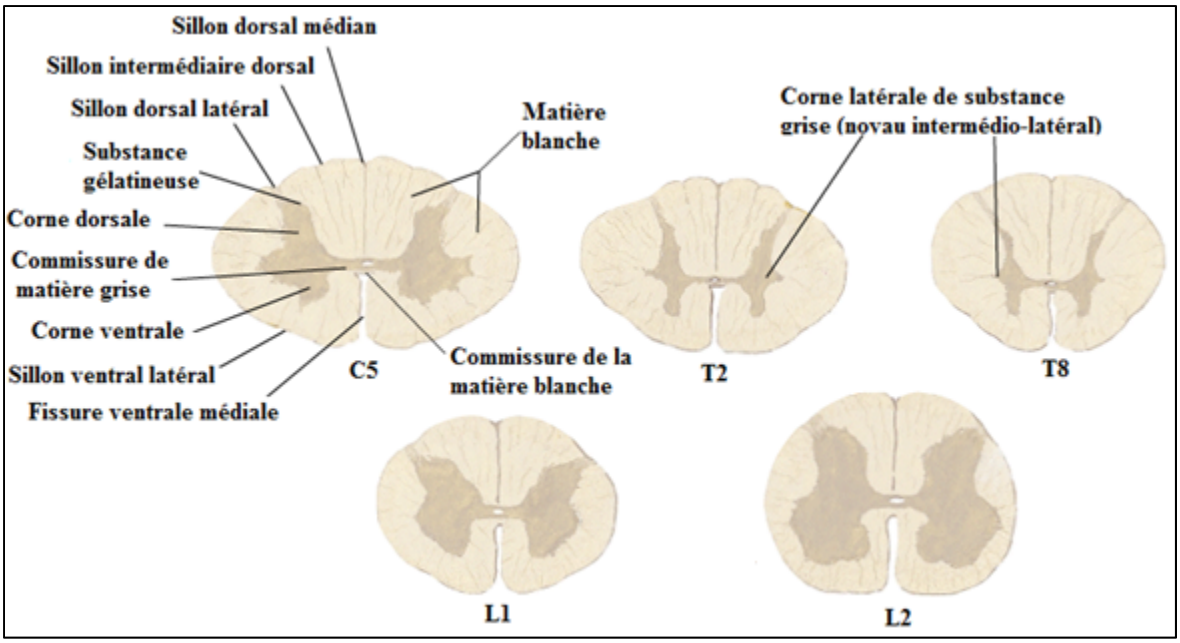


Figure 1.11 Proportions des composantes selon la hauteur vertébrale
Adaptée de Netter (2004)

La moelle épinière se termine environ à la deuxième vertèbre lombaire (Marieb, 2005). De ce fait, la structure nerveuse ramifiant les différents membres et organes est parfois reliée à une plus grande superficie d'innervation que sa simple hauteur vertébrale. Le segment médullaire associé est nommé selon la hauteur où le nerf spinal traverse le foramen intervertébral pour se rattacher à la moelle épinière, peu importe les organes ou muscles qu'il dessert. Le Tableau 1.3 présente les organes innervés en fonction de la hauteur vertébrale associée et sont schématisés à la Figure 1.12.

Les membres supérieurs sont innervés par la section cervicale tandis que la majorité des organes sont connectés à la section thoracique. Les muscles abdominaux et dorsaux sont également principalement associés à la section thoracique. Les membres inférieurs sont plutôt reliés à la jonction thoraco-lombaire et aux premières lombaires, soit environ le cône médullaire et la queue de cheval.

Tableau 1.3 Structures innervées en fonction du segment médullaire

Hauteur Vertébrale	Structures innervées
C_4	Diaphragme
C_5	Deltoïde, biceps
C_6	Extenseurs du poignet
C_7	Triceps
C_8	Mains
T_1 à T_5	Cou, cœur
T_2 à T_4	Bronches, poumons
T_2 à T_7	Muscles thoraciques
T_6 à T_{10}	Estomac, rate, pancréas
T_9 à L_2	Muscles abdominaux
T_{11} à L_2	Gros intestin, uretère, vessie
L_1 à L_5	Muscles des jambes

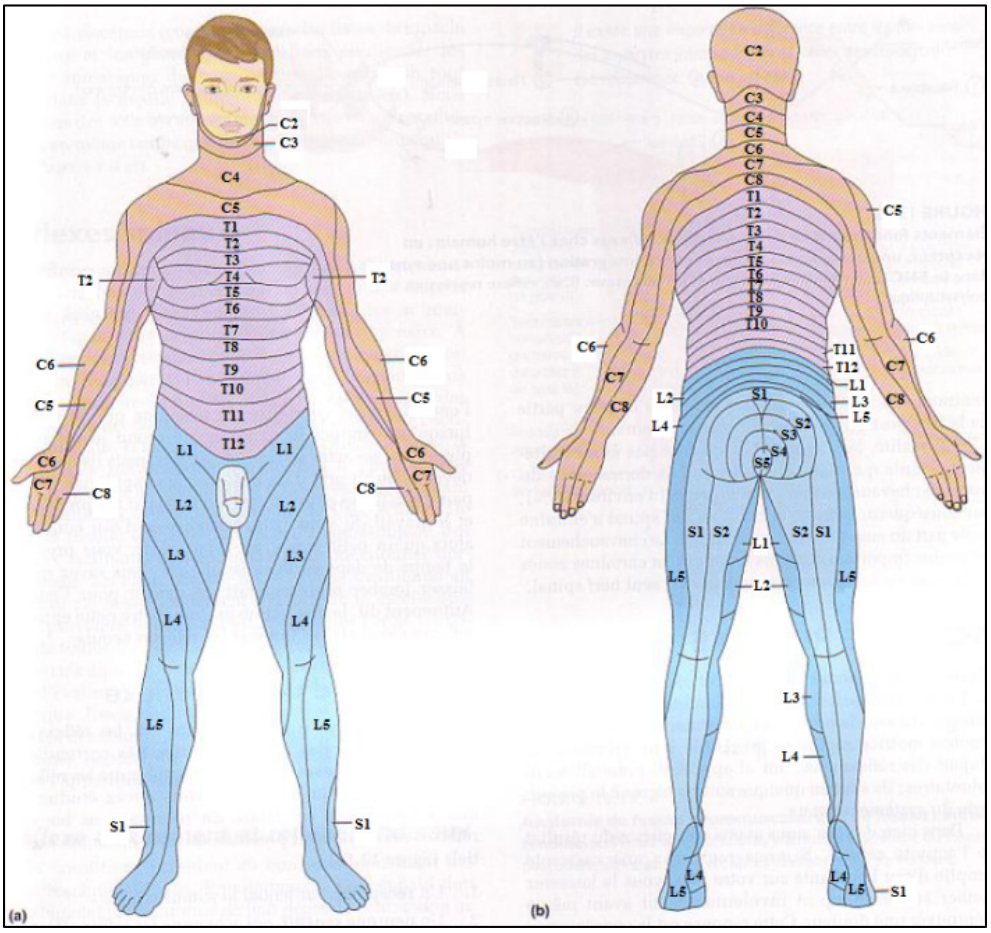


Figure 1.12 Division de l'innervation par vertèbre
Adaptée de Marieb (2005, p.483)

1.2.2 Structure cellulaire nerveuse

Le système nerveux se compose de deux principaux types de cellules : les gliocytes et les neurones. Les neurones sont approximés à environ 100 milliards dans le corps humain et il y a près de dix fois plus de gliocytes (Marieb 2005). Ceux-ci entourent et protègent les neurones. Ils sont divisés en six classes selon leur rôle et leur position dans le système nerveux central (SNC) ou périphérique (SNP) tel que présenté au Tableau 1.4. Le SNC regroupe le cerveau et la moelle épinière tandis que le SNP constitue les nerfs spinaux, les nerfs crâniens et tous les récepteurs. Ces récepteurs transmettent l'information de commandes motrices ou d'éléments sensitifs.

Tableau 1.4 Synthèse des types de gliocytes

Types de gliocytes	Position	Rôles joués
Astrocytes	SNC	Réguler l'environnement chimique du SNC
Oligodendrocytes	SNC	Produire la myéline
Épendimyocites	SNC	Sécréter le LCR
Microglies	SNC	Détruire les neurones morts ou endommagés
Ganglionnaires	SNP	Réguler l'environnement chimique du SNP
Schwann	SNP	Produire la myéline

Le neurone est divisé en quatre principales sections Figure 1.13 : le corps cellulaire, les dendrites, l'axone et les télodendrons. Tout d'abord, le corps cellulaire est constitué du nucléole contenant l'ADN et des composantes de contrôle (mitochondries, ribosomes, appareil de Golgi, etc.) permettant la gestion cellulaire et baignant dans le cytosol, une solution de sodium et de potassium. Les dendrites se développent autour du corps cellulaire et reçoivent les signaux électriques provenant des télodendrons des autres neurones. L'axone prolonge le noyau et propage l'influx nerveux aux télodendrons transmettant l'information aux dendrites. Le neurone ne peut se reproduire et est généralement présent pour toute la durée de vie. Le seul moyen de se développer est d'augmenter le nombre de jonctions entre dendrites et télodendrons, soit les synapses. Appelée plasticité, cette méthode consiste à développer de nouvelles connexions interneurones afin d'accélérer le transfert d'information.

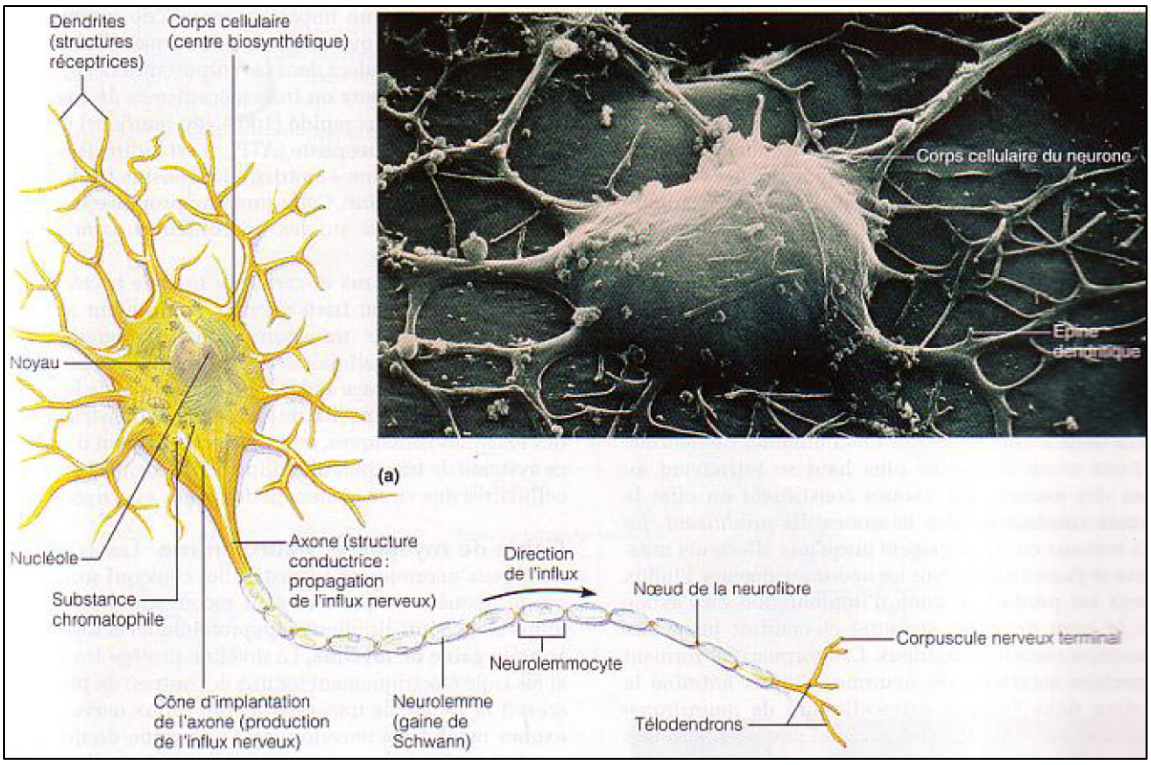


Figure 1.13 Schématisation des composantes d'un neurone
Tirée de Marieb (2005, p.367)

La gaine de myéline recouvre l'axone afin de la protéger. Elle agit également comme isolant électrique et augmente la vitesse de propagation du signal de plus de 150 fois (Marieb 2005). Elle est disposée en ballons, nommés neurolemmocytes, et les échanges d'ions se produisent aux nœuds de ces ballons. La rapidité du signal est influencée par la grosseur du diamètre de l'axone et de la qualité de la gaine myélinisée. Les influx nerveux sont toujours de la même intensité et de même durée. Le type d'information envoyé dépend plutôt de la fréquence entre les signaux. De ce fait, différents types de neurofibres existent afin de bien s'adapter aux types de signaux auxquels ils sont soumis. La rapidité de transmission du signal varie selon le diamètre de l'axone et l'épaisseur de la gaine de myéline.

Bien entendu, une meurtrissure sur l'axone affecte la rapidité du signal étant donné la réduction du diamètre effectif. Ainsi, une contusion pourrait entraîner une coupure complète de l'influx nerveux. De la même façon, une absence de gaine de myéline affecte le signal, comme observé lors d'une sclérose en plaques. Il est important de préciser que les signaux

sensoriels ou moteurs sont bien reçus et envoyés. Cependant, l'information ne se rend pas jusqu'au centre moteur analysant le signal ou jusqu'aux muscles à activer.

De plus, plusieurs types de liaisons interneurones permettent de résoudre différentes tâches. La Figure 1.14 schématise ces différentes liaisons. Les réseaux divergents, où un seul neurone stimule plusieurs neurones, sont habituellement associés à un contrôle moteur musculaire. Les réseaux convergents, où plusieurs canaux de quelques neurones sont stimulés et se concentrent sur moins de neurones à la sortie, proviennent généralement de voies sensitives transmettant les stimuli à un endroit précis dans le cerveau. Les réseaux réverbérants produisent un signal en boucle tant qu'un signal inverse ne vient pas l'annuler. Ils sont associés au système nerveux autonome et les fonctions motrices répétitives telles que la marche. Finalement, les réseaux parallèles, où un seul neurone est excité, transmet l'information à plusieurs et ressort par un seul neurone. Ils permettent la résolution de problèmes complexes tels qu'une équation mathématique.

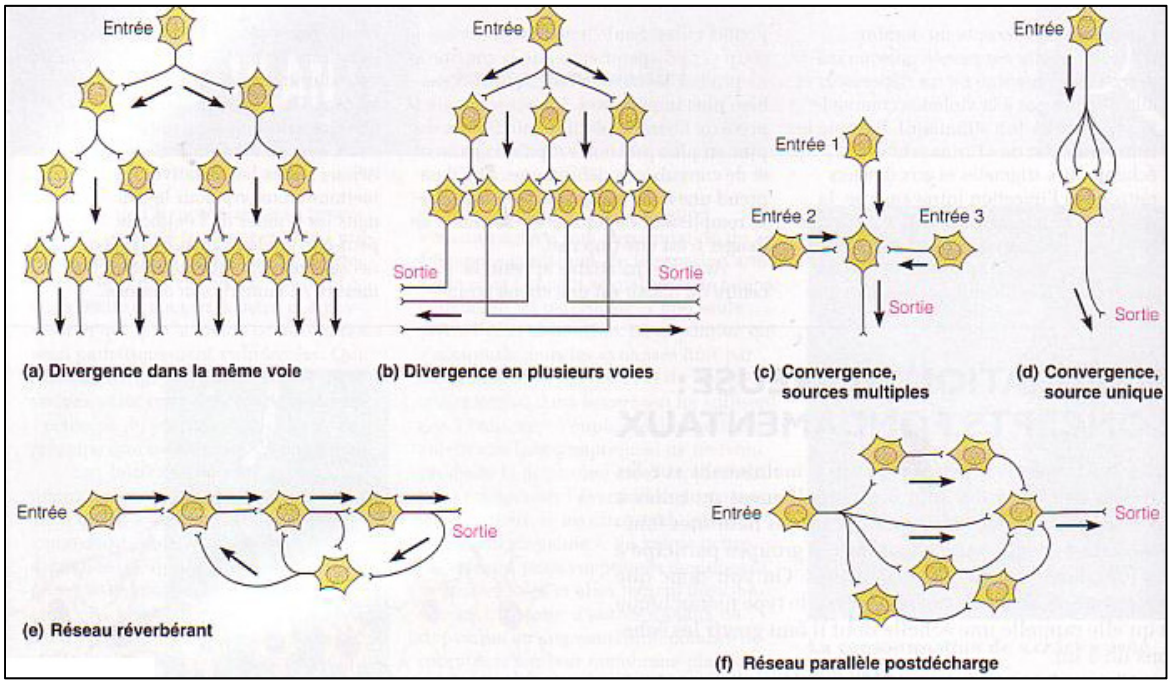


Figure 1.14 Schématisation des types de réseaux de neurones
Tirée de Marieb (2005, p.398)

1.2.3 Voies motrices et sensorielles

Les principales voies de communication neurologiques sont situées sur une vue de coupe transverse de la moelle épinière à la Figure 1.15.

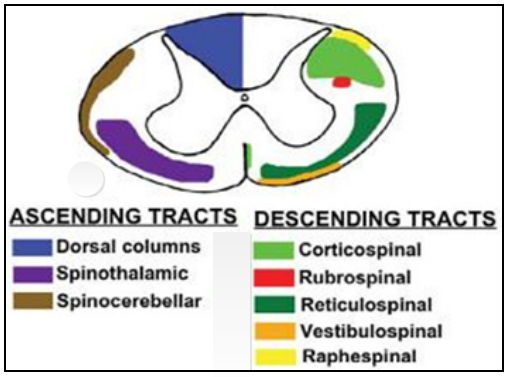


Figure 1.15 Voies motrices et sensorielles
Tirée de Watson (2009, p.391)

Centralisées autour de la substance grise et des cornes dorsales, les fibres conductrices transmettent l'information dans les deux directions. Les voies situées en périphérie dans la substance blanche sont spécifiques au rôle administré par le passage emprunté. Les voies sensorielles sont considérées comme ascendantes du fait qu'elles transmettent le signal d'une entrée provenant d'un élément extérieur. Les voies motrices descendantes renvoient la commande motrice en réaction à l'entrée reçue. En règle générale, il est accepté de définir les voies sensorielles comme étant majoritairement positionnées dans la section postérieure de la moelle épinière tandis que les voies motrices sont situées généralement dans la section antérieure de la moelle. Il est aussi important de noter que les voies ascendantes sont latéralisées à droite tandis que les voies descendantes sont majoritairement positionnées du côté gauche (Watson, 2009). La Figure 1.16 définit plus en détails chacune des voies selon sa position.

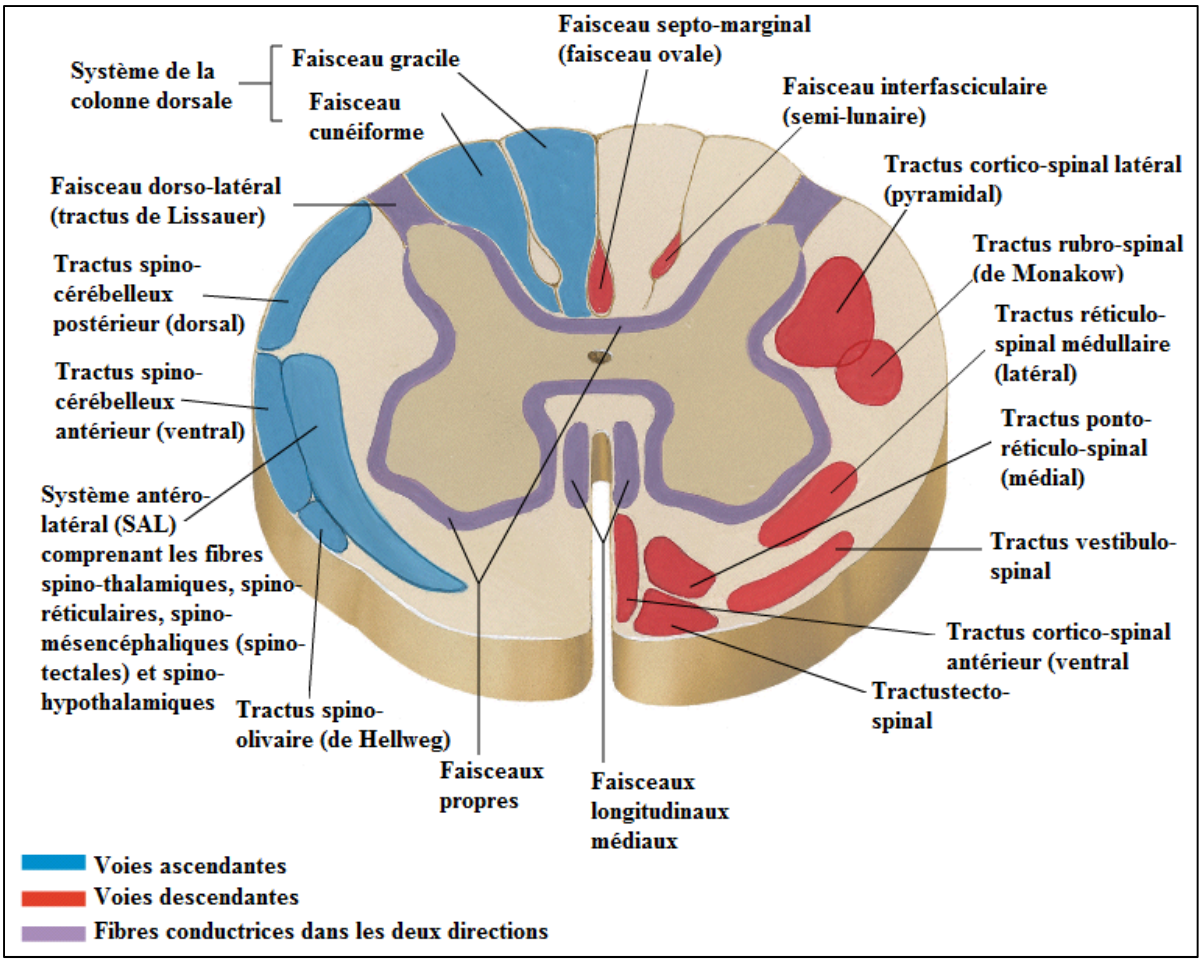


Figure 1.16 Voies sensorielles et motrices détaillées plus spécifiquement
Adaptée de Netter (2004)

Les différentes voies motrices jouent chacune un rôle précis dans la réponse aux diverses entrées sensorielles comme le détaille le Tableau 1.5.

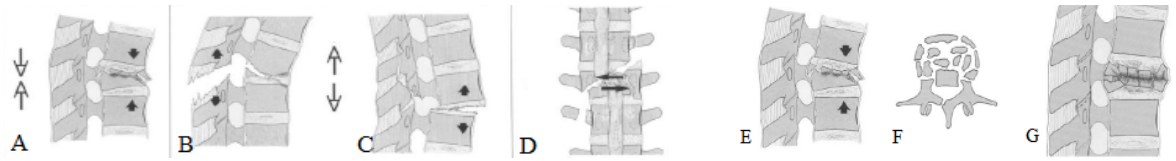
Tableau 1.5 Rôle des voies motrices

Voies motrices	Rôles joués
Corticospinale	Mouvement volontaire discret
Rubrospinale	Mouvement volontaire large
Réticulospinale	Coordination involontaire
Vestibulospinale	Équilibre, orientation
Raphespinale	Vigilance, rythme circadien

Pour les voies sensorielles, la proximité des membres et organes à relier joue un rôle prépondérant sur l'emplacement associé. Par contre, la disposition des voies motrices semble regroupée par rôle. C'est-à-dire que les voies associées au contrôle des mouvements et réflexes musculaires sont regroupées dans la section postérieure, soient les voies corticospinale et rubrospinale. Dans la portion antérieure se retrouvent les voies reliées à la stabilité, la proprioception et à la position dans l'espace, c'est-à-dire les voies réticulospinale et vestibulospinale.

1.3 Type de blessure du rachis

Le rachis est le support mécanique du tronc et est fréquemment à risque de subir des chocs et autres éléments perturbateurs extérieurs. De ce fait, différents dommages peuvent être causés à la colonne vertébrale. Deux principaux auteurs ont contribué à élaborer une classification des types de blessures (Denis 1983; Denis 1984; Magerl, Aebi et al. 1994). La Figure 1.17 schématise certaines fractures vertébrales relevées dans les cas cliniques. Bien que la Classification de Magerl soit plus détaillée et plus récente (1994), la Classification de Denis (1984) reste à ce jour, une référence pour plusieurs diagnostics étant donné sa clarté et sa simplicité.



A) Compression, B) et C) Extension, D) Torsion E) , F) et G) Burst

Figure 1.17 Types de fracture vertébrale
Tirée de Magerl (1994)

La classification de Denis (1984), montrée au Tableau 1.6, fait donc contraste avec celle de Magerl qui est beaucoup plus élaborée étant divisée en trois sections, 9 classes et 27 sous-classes. Denis (1984) répertorie plutôt seulement quatre grands types de fracture : compression, burst, seat-belt et dislocation. Il les associe ensuite à trois positions sur la

vertèbre, soit antérieurement, centralement ou postérieurement. Ce classement simplifié propose donc douze schémas de fracture vertébrale.

Tableau 1.6 Classification de Denis (1984)

	Type de dommage par section du rachis		
Type de fracture	**Antérieure**	**Centrale**	**Postérieure**
Compression	Compression	Aucun	Aucun ou extension
Burst	Compression	Compression	Aucun
Seat-Belt	Aucun ou compression	Extension	Extension
Dislocation	Compression, rotation, cisaillement	Compression, rotation, cisaillement	Compression, rotation, cisaillement

1.4 Type de blessure médullaire

Les blessures médullaires correspondent à tout traumatisme à la moelle épinière causant des lésions pouvant aller jusqu'à la paralysie de membres ou d'organes. La Figure 1.18 présente les principales causes de blessure à la moelle épinière.

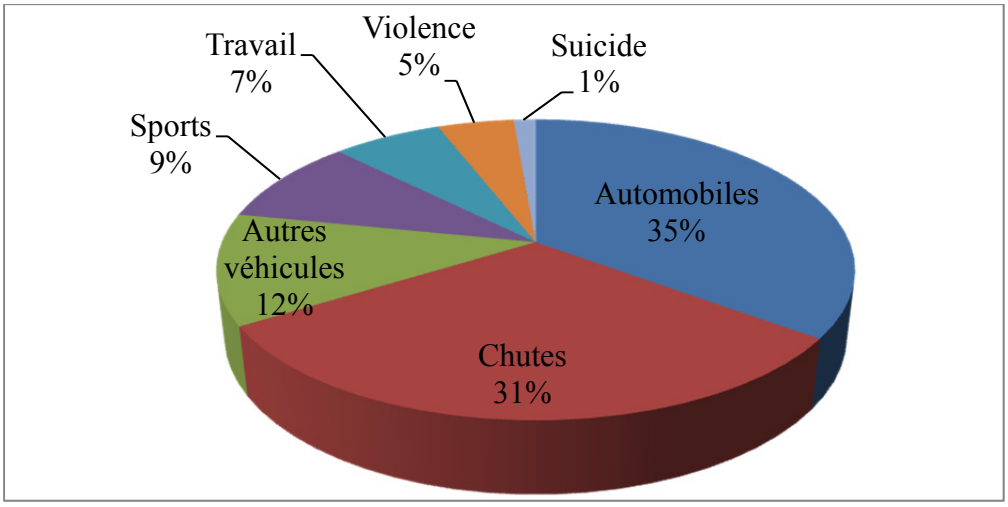


Figure 1.18 Répartition des causes d'accidents à la moelle épinière
Tirée de Pickett (2006)

Sans surprise, les accidents de voiture et les chutes représentent les deux tiers de ces traumatismes pour environ un tiers chacun (Pickett, Campos-Benitez et al. 2006). Les accidents reliés à tout autre type de véhicule représentent 12% des blessures médullaires tandis que les sports y sont pour 9%. Suivent ensuite les blessures en milieu de travail (7%), les actes de violence (5%) et les suicides (1%).

Différentes lésions peuvent survenir à la moelle épinière dépendamment du traumatisme. Les blessures sont habituellement divisées en trois grandes catégories : cisaillement, extension et compression. Il existe également d'autres catégories plus spécifiques telles que les blessures par pénétration ou par torsion, bien qu'elles soient moins fréquentes (Choo 2007). Le cisaillement survient principalement lors des fractures vertébrales par dislocation. Les dommages médullaires par extension proviennent de fractures par *seat-belt* selon la classification de Denis (1984) Cependant, les traumatismes où le sectionnement de la moelle épinière est complet ou qu'un segment du rachis soit étiré sont plus rares.

Généralement, les chutes sont associées à une fracture vertébrale bien précise, soit les fractures de type *burst*. Celles-ci sont reliées à près de 50% des fractures causant une lésion à la section centrale du rachis (Denis, 1984) et heurtant la moelle épinière (Pickett, Campos-Benitez et al. 2006). Ce type de fracture, provoquant une séparation multiple du corps vertébral, entraîne dans certains cas l'obstruction du canal médullaire via un fragment osseux propulsé postérieurement. Le choc entre le fragment et la moelle épinière provoque une contusion engendrant des lésions à la moelle épinière mais aussi à d'autres tissus adjacents tels que des vaisseaux sanguins ou ligaments. La contusion provient donc d'un fragment osseux projeté dans la direction antéro-postérieure.

La Figure 1.19 compare le nombre de cas pour chaque type de lésion à la moelle épinière selon l'endroit de la blessure sur celle-ci. Lorsque la moelle épinière n'est pas complètement atteinte, les lésions se retrouvent principalement au centre, ciblant la substance grise, ou antérieurement à la moelle épinière, touchant principalement les voies motrices.

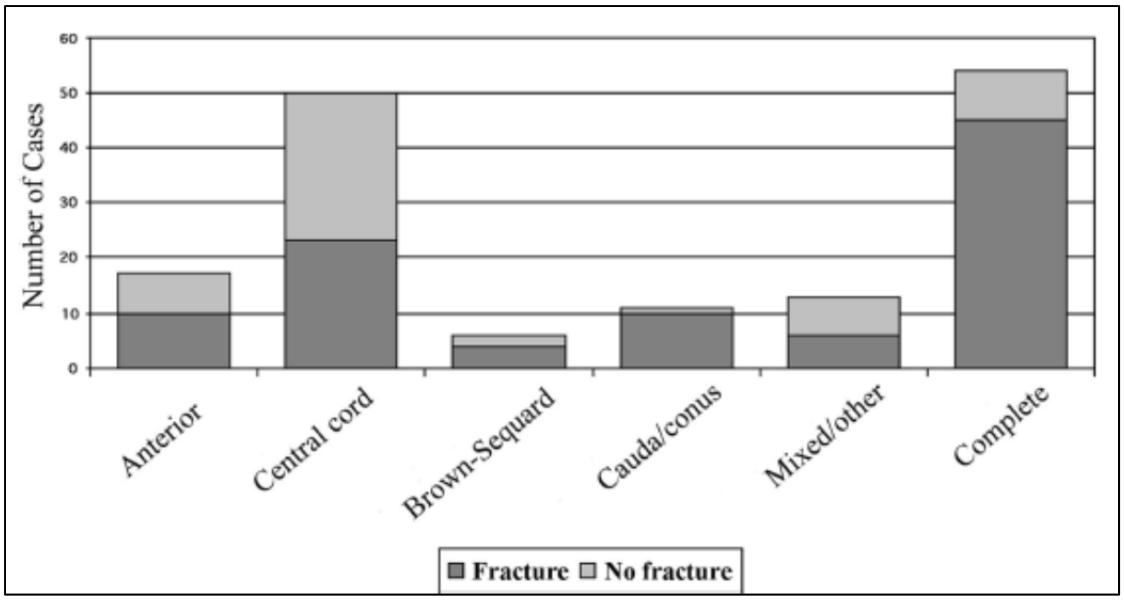


Figure 1.19 Concentration des lésions à la moelle épinière
Tirée de Pickett (2006)

1.5 Caractérisation du degré de la blessure

Bien que la blessure primaire se produise à l'intérieur des secondes suivant la contusion, il ne faut pas sous-estimer l'effet des blessures secondaires. Celles-ci sont associées au développement des signes physiologiques sur une échelle de quelques heures post-traumatisme. Certains auteurs négligent l'importance des blessures secondaires arguant qu'aucune évidence ne permet d'affirmer l'impact du temps de compression et d'une période prolongée d'occlusion du canal médullaire (Boerger, Limb et al. 2000; Fehlings, Vaccaro et al. 2012).

En contrepartie, le délai chirurgical pour la décompression du canal médullaire a été étudié pour différents temps (Mac-Thiong, 2012; Bourassa-Moreau, 2013; Fehlings, 2012). Il est convenu dans la littérature de placer la frontière à 24 heures post-traumatisme. Cliniquement, il est relevé que plus le temps entre le traumatisme et la décompression est raccourci, plus le patient récupère rapidement (Bourassa-Moreau, Mac-Thiong et al. 2013). Une intervention rapide pourrait donc favoriser le retour des capacités motrices et améliorer la réponse sensorielle.

Différentes études animales ont d'ailleurs analysé l'effet d'une décompression rapide. Dans la majorité des cas, les capacités motrices et le potentiel évoqué sensoriel ont été améliorés lors d'une décompression rapide comparativement à une décompression prolongée.

1.6 Modèles animaux d'étude des *SCI*

Afin d'aider à la compréhension des blessures médullaires, plusieurs études ont été réalisées, tant orthopédiques, biomécaniques, neurologiques ou moléculaires. Certaines tentent de mieux comprendre l'impact d'une intervention chirurgicale sur le rétablissement. D'autres cherchent à découvrir la méthode permettant la reconnexion des axones ou d'associer une molécule favorisant la plasticité des voies neurologiques. Finalement, des recherches tentent d'élucider le mécanisme de la blessure. Cette avenue se propose par la compréhension de la corrélation entre tous les paramètres du traumatisme lui-même et la capacité de récupération et de rétablissement.

Le mécanisme de la blessure est étudié sur deux principaux fronts répliquant les cas réels retrouvés en clinique: 1) les modèles numériques reproduisant des patrons de blessure, et 2) les modèles animaux répliquant des blessures à la moelle épinière. Cette étude se concentrera spécifiquement sur les modèles animaux d'analyse de *SCI*.

1.6.1 Principaux modèles animaux de contusion à la moelle épinière

La majorité des études du mécanisme des *SCI* à partir de modèles animaux cible les blessures à la moelle épinière ayant la plus grande prépondérance, soient celles par contusion et par compression (Choo, 2007). Les études relevées dans cette section sont donc seulement celles touchant à ces types de blessures et analysant le mécanisme de blessure entourant les déficits neurologiques associés.

1.6.1.1 L'étude des *SCI* à partir des rongeurs

Les rongeurs sont identifiés comme l'un des mammifères les plus utilisés en recherche médicale. Effectivement, leur petit gabarit permet d'accroître le nombre de spécimens sans considérer un besoin trop important d'espace d'animalerie. Également, le faible coût associé en fait un choix intéressant pour les études fondamentales ou de première validation.

Les bancs d'essai de contusion à la moelle épinière les plus reconnus utilisent des rongeurs et ont été développés par Ohio State University (OSU) (Behrmann, Bresnahan et al. 1992; Stokes 1992) et par l'Université de New York (NYU) (Gruner 1992; Constantini and Young 1994). Dupliqués quelques fois, ils ont permis de standardiser les modèles de contusion sur les rongeurs et plusieurs groupes d'études choisissent ces bancs d'essai afin de simplifier cette étape dans leur protocole. Une entreprise a même repris le concept et développé et commercialisé un système cherchant à standardiser les études de *SCI* sur les rongeurs, soit l'Infinite Horizon (Precision Systems and Instrumentation 2011). La Figure 1.20 présente des photos de deux de ces montages adaptés spécifiquement aux rongeurs.

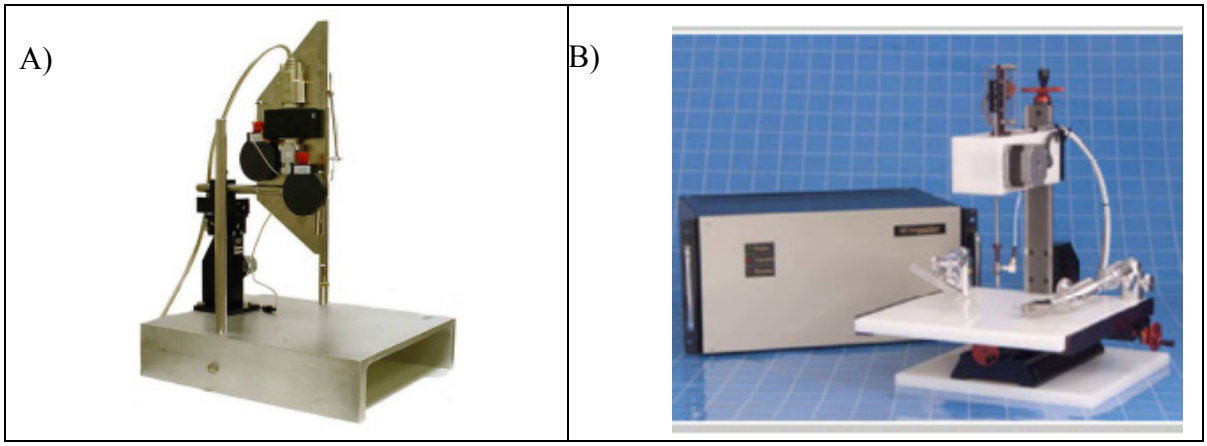


Figure 1.20 Concepts reconnus de *SCI* sur des rongeurs
A) NYU Device (MASCIS Impactor) tirée de W. M. Keck Center (2011),
B) Infinite Horizon-0400, tirée de Precision System and Instrumentation (2011)

Par contre, les rongeurs ne sont pas très représentatifs de l'humain pour ce type d'étude. En effet, leur petite taille empêche de bien évaluer les contraintes réelles pendant la compression et durant le suivi postopératoire. Les aides techniques et procédures de réhabilitation sont miniaturisées et la moelle épinière est nettement plus petite que chez l'humain. De plus, l'espace intrathécal où le liquide céphalo-rachidien se trouve est considérablement plus petit que la moelle épinière qu'il entoure (Jones, Lee et al. 2012). Les réactions physiologiques et neurologiques diffèrent également de l'humain chez les rongeurs comparativement aux plus gros modèles animaux (Wewetzer, Radtke et al. 2011). Une autre étude comparant les félins avec les rongeurs confirme que des différences importantes existent sur la réaction à un *SCI* selon le modèle animal utilisé (Khan, Havey et al. 1999). Ils ont démontré que les charges de compression diffèrent pour un degré de blessure similaire selon le modèle animal utilisé. De plus, il est démontré dans cette étude que le temps de réhabilitation est beaucoup plus rapide pour les rongeurs que pour les autres mammifères. Dans ce cas-ci, les félins étaient observés sur plusieurs mois tandis qu'une échelle de quelques semaines était utilisée pour les rongeurs.

1.6.1.2 L'étude des *SCI* à partir des modèles canins et félins

Dans la dernière décennie, plusieurs autres modèles ont également été développés, dont deux canins utilisant un impacteur pneumatique (Fukuda, Nakamura et al. 2005; Lee, Choi et al. 2008). L'utilisation d'un impacteur motorisé permet un meilleur contrôle de la vitesse à l'impact et de la profondeur de compression. Les modèles canins ainsi que les félins se rapprochent des contraintes de l'humain par leur grosseur plus représentative que les rongeurs. D'un autre côté, le rachis et les vertèbres des modèles canins et des félins diffèrent de l'homme par leur géométrie et leur nombre.

1.6.1.3 L'étude des *SCI* à partir des modèles porcins

Récemment, afin de se rapprocher des contraintes réelles de l'humain, des chercheurs ont travaillé à transposer leurs travaux sur les *SCI* aux modèles porcins. Peu d'études utilisant les modèles porcins ont été publiées à ce jour. La cause principale est souvent due à des raisons

d'infrastructures vétérinaires plus imposantes et plus onéreuses pour accueillir post-opération les animaux. De plus, la méconnaissance des contraintes à imposer pour reproduire la blessure sur cet animal apporte un blocage supplémentaire. Seulement quatre principaux groupes travaillant avec cet animal ont été relevés en lien avec les *SCI* par contusion (Kuluz, Samdani et al. 2010; Jones, Lee et al. 2012; Navarro, Juhas et al. 2012; Zurita, Aguayo et al. 2012). Un sommaire de leurs travaux est présenté au Tableau 1.7. Des précisions sur chaque modèle viendront dans la section suivante sur les Méthodologies d'essais.

Tableau 1.7 Sommaire des groupes d'études sur les SCI avec modèles porcins

Groupes	Auteurs	Publications	Méthode	Site d'impact	Âge des modèles
UBC, Vancouver	Jones, Lee, Kwon	2012-2013 (5 articles)	Lâcher de poids	T10	Yucatan femelle, 21 semaines, 20-25 kg
Madrid, Espagne	Zurita	2008 2012	2 Heifetz clips	T12	Miniporc femelle adulte, 15-20 kg
Miami, É-U	Kuluz	2010	Impacteur motorisé	T7	Yorkshire femelle, 3-5 semaines, 5-7 kg
UCSD, San-Diego, É-U	Navarro	2012	Impacteur motorisé	T12	Gottingen adulte 18-23 kg

1.6.2 Méthodologies d'essais

Les modèles animaux de blessure à la moelle épinière par contusion sont ceux visés par la présente étude. Les études similaires à celle présentée visent une blessure directe à la moelle épinière. Cette méthode permet d'éliminer les éléments entre le mécanisme d'impact et la moelle épinière tels que les différents tissus (tissus tégumentaire et adipeux, muscles, etc.) et fragments osseux. De ce fait, le mécanisme de blessure est plus facilement répétable et quantifiable.

Quatre techniques sont observées dans la littérature afin de recréer cette contusion : 1) pincement de la moelle épinière à l'aide de clips Heifetz, 2) ballonnet gonflable obstruant le canal médullaire, 3) contusion par lâcher de poids, et 4) contusion par vérin motorisé.

1.6.2.1 Méthode par pincement avec clips

La méthode de pincement consiste à positionner une clip chirurgicale de type Heifetz dans le canal rachidien et de pincer la moelle épinière sur l'intégralité de son diamètre. Bien que cette méthode simple facilite la procédure, elle néglige l'importance de l'effet d'une réelle contusion issue d'un impact ponctuel. De plus, la force de maintien et le taux de compression sont difficiles à mesurer. La Figure 1.21 montre le positionnement d'une clip autour de la moelle épinière (Zurita, Aguayo et al. 2012).

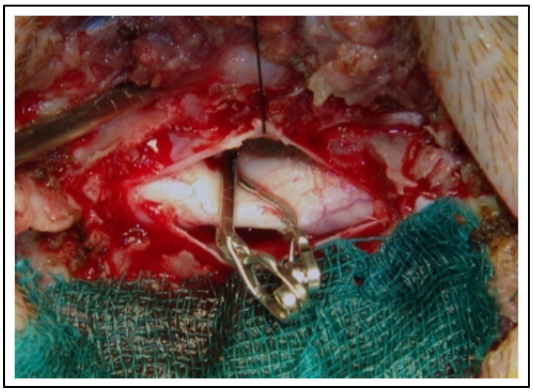


Figure 1.21 Méthode par pincement avec clips
Tirée de Zurita (2012)

1.6.2.2 Méthode par ballonnet gonflable

La deuxième technique consiste à insérer un ballonnet dans le canal rachidien et à le gonfler. Les modèles d'études utilisant la méthode par ballonnet gonflable retrouvés dans la littérature utilisent des modèles canins. Bien que la méthode soit intéressante et analysée, les études mêmes ne sont pas détaillées puisque le modèle animal utilisé diffère de celui choisi pour l'étude actuelle.

Cette méthode entraîne l'obstruction du canal rachidien en provoquant une compression sur la moelle épinière. Cette obstruction n'est cependant pas caractéristique d'un fragment osseux propulsé à grande vitesse suite à la fracture du corps vertébral. Elle provoque une

contusion lente provenant d'une pression constante et homogène sur une certaine surface. Cette façon de procéder reproduit seulement une compression telle qu'observée par les fragments osseux obstruant le canal médullaire post-traumatisme. Certaines études ont en effet tenté de corréler l'effet du temps de compression par le délai chirurgical sur le rétablissement des patients (Bourassa-Moreau, Mac-Thiong et al. 2013). Par contre, bien qu'il ne soit pas rare d'observer cette compression prolongée en cas cliniques, celle-ci représente la blessure secondaire. La blessure primaire, au moment de la contusion, demeure la principale source d'énergie blessant la moelle épinière (Choo 2007). La Figure 1.22 détaille bien la méthodologie utilisée avec le ballonnet gonflable par quelques études (Fukuda, 2005; Lee, 2008).

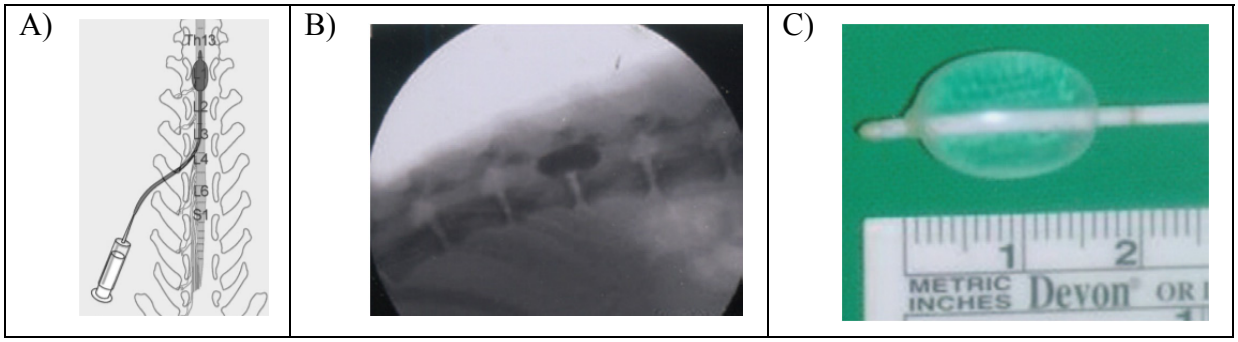


Figure 1.22 Méthode par ballonnet gonflable
A) tirée de Fukuda (2005), B) tirée de Lee (2008), C) tirée de Lee (2008)

Ce modèle reproduit bien l'effet d'un fragment osseux obstruant le canal rachidien. Par contre, la blessure principale initiale ne reflète pas le mécanisme de contusion provenant d'une fracture par *burst* ou par compression. En effet, le fragment osseux impacte la moelle épinière violemment. De ce fait, les deux prochaines méthodes présentées reproduisent mieux la biomécanique de ce type de blessure.

1.6.2.3 Lâcher de poids

La technique du lâcher de poids vise à reproduire un fragment osseux impactant la moelle épinière. La moelle épinière est approchée grâce à une laminectomie retirant le processus

épineux. Le ligament jaune et les corps graisseux sont retirés. Ensuite, lorsque la moelle épinière est à vue, un impacteur est projeté violemment sur la moelle épinière. Dans certains cas, la compression est maintenue un certain temps afin de simuler une compression prolongée dans le canal rachidien en attente d'une chirurgie ou autre soin médical libérant la pression sur la moelle épinière. Le nombre de manipulations chirurgicales est cependant plus élevé que pour les méthodes par pincement avec clips et par ballonnet gonflable.

Afin d'assurer une homogénéité entre les études utilisant la méthode par lâcher de poids, un paramètre normatif a été proposé (Stokes 1992). L'énergie potentielle, soit le produit de la masse de l'impacteur avec la hauteur du lâcher de poids, est considérée comme paramètre normatif. Ces variables sont les principales constituantes permettant de calculer l'énergie transférée et la vitesse à l'impact.

Quelques montages se fixent directement sur les vertèbres adjacentes tandis que d'autres sont déposés ailleurs sur la table d'opération. Utilisé à très grande échelle sur les rongeurs, à l'aide des bancs d'essai normalisés (*NYU* et *OSU Devices*, *Infinite Horizon*), un seul groupe a utilisé la méthodologie de lâcher de poids pour reproduire un impact direct sur le modèle porcin (Lee, Jones et al. 2013).

Un autre groupe a étudié la possibilité d'impacter l'animal sans protocole chirurgical. C'est-à-dire que la masse est lâchée sur le dos de l'animal plutôt que directement sur la moelle épinière. De ce fait, cette méthode est dépendante de l'effet de la transmission de l'énergie sur le type de fracture vertébrale, puis sur la possibilité qu'un fragment osseux compresse la moelle épinière. Les nombreux intermédiaires entre la masse et la moelle épinière rendent difficile la reproduction inter-spécimens d'une contusion contrôlée sur la moelle épinière. (Dale' Bass, Rafaels et al. 2008). L'objectif visé de cette étude est plutôt d'obtenir un type de fracture déterminé plutôt qu'à reproduire un type de dommage médullaire spécifique selon l'énergie transférée. La Figure 1.23 présente les bancs d'essai par lâcher de poids des deux études décrites précédemment.

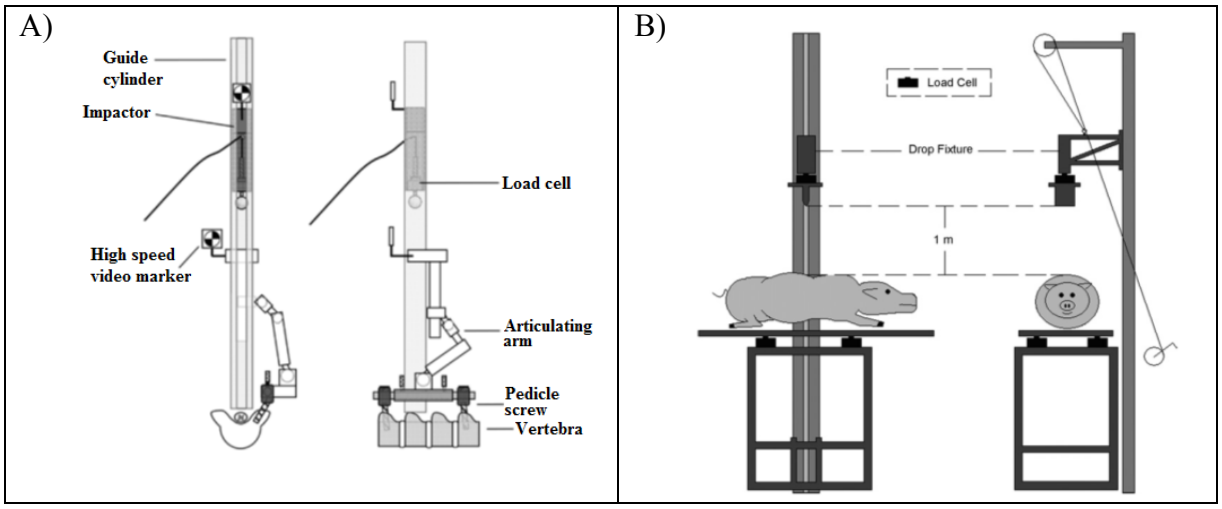


Figure 1.23 Exemples de banc d'essai de lâcher de poids sur modèle porcin
A) tirée de Jones (2012), B) tirée de Dale'Bass (2008)

1.6.2.4 Impacteur motorisé

Bien que beaucoup moins développé pour la majorité des modèles animaux que les bancs d'essais par lâcher de poids, l'impacteur motorisé est tout de même utilisé pour deux des quatre publications utilisant le porc (Kuluz, Samdani et al. 2010; Navarro, Juhas et al. 2012).

Le modèle de Navarro et al. (2012) est basé sur l'étude du comportement post-traumatisme. L'effort n'est pas sur la compréhension de la biomécanique de l'impact et de la blessure primaire. L'analyse de l'étude se concentre sur le rétablissement de l'animal et l'évolution des tissus sur plusieurs semaines. La méthodologie présente tout de même le protocole de contusion utilisé. Le vérin motorisé est fixé à une tige d'aluminium de 5 mm de diamètre. L'utilisation d'un contrôle en force permet de se rapprocher de la méthode par lâcher de poids en contrôlant l'énergie déployée pour la compression. Navarro et al. (2012) fait varier trois masses (1,5 kg, 2 kg et 2,5 kg), ce qui correspond à trois forces maximales commandées : 14,8 N, 19,6 N et 24,5 N.

Navarro et al. (2004) impose également une vitesse de compression à 0.03 m/s. Cette vitesse est limitée par les capacités du vérin linéaire utilisé (IMS-17; Intelligent Motion Systems, Marlborough, CT, USA). Cette vitesse commandée est très lente comparativement à la

biomécanique clinique où l'on retrouve des vitesses d'impact jusqu'à plus de 4 m/s (Wilcox 2002). Également, le travail néglige les données biomécaniques bien qu'il explique tous les comportements médicaux post-traumatisme de l'animal dans le temps. Le travail se concentre sur l'analyse de la micrographie ainsi que la réponse neurologique via des tests moteurs et sensoriels. En effet, en aucun temps le taux de compression, le rythme cardiaque, la pression artérielle ou autres variables opératoires sont décrites pour comprendre la biomécanique de la blessure.

La Figure 1.24 montre le montage du banc d'essai expérimental de Navarro et al. (2004). Le banc est fixé à partir de quatre tiges ancrées sur la table d'opération. Afin de minimiser les points de pression déformant la courbure du rachis, ils ont ajouté des appuis au niveau thoraco-lombaire afin de surélever cette région (Navarro, Juhas et al. 2012).

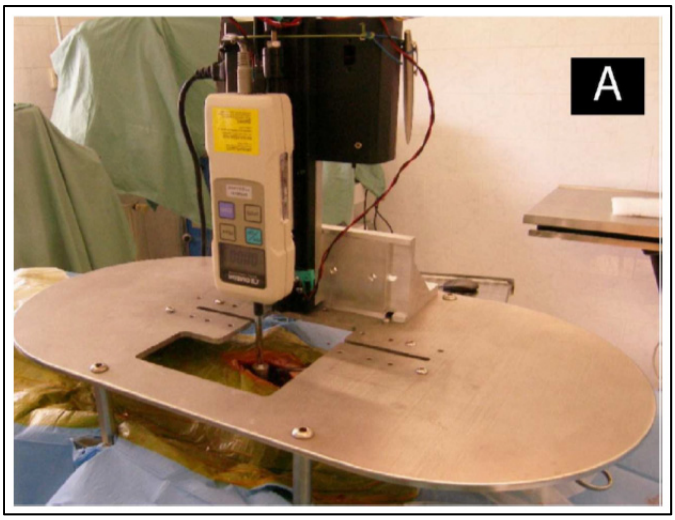


Figure 1.24 Photo du montage d'impacteur motorisé
Tirée de Navarro (2012)

Un autre groupe de recherche a étudié les contusions à la moelle épinière sur les modèles porcin à partir d'un impacteur motorisé (Kuluz, Samdani et al. 2010). Cependant, aucune spécification sur le montage ni sur le moteur utilisé n'est fournie. Un contrôle en force et une évaluation de la profondeur de compression est toutefois décrit. Il est également mentionné que deux types de contusion sont considérés et évalués : les *SCI* sévères complètes et les *SCI* incomplètes. Les *SCI* sévères complètes ont reçu des forces d'impact entre 60 et 80 lbf/in²

pour des profondeurs de compression entre 5 et 8 mm. Les *SCI* incomplètes sont contrôlées à 30 lbf/in² pour des profondeurs de compression à 3 mm. Il ne mentionne en aucun temps la vitesse à laquelle l'impact se produit. Les variables étudiées sont le potentiel d'action évoqué, le rythme cardiaque, la pression artérielle, la température corporelle. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) observe l'évolution de la lésion et des tissus de la moelle épinière pré-impact et post-impact pendant 60 min. Un suivi allant jusqu'à 28 jours post-impact est analysé par potentiel d'action évoqué et par observation des déplacements.

1.6.2.5 Synthèse et critique des méthodologies d'essais

Le Tableau 1.8 montre la synthèse de toutes les études de contusion à la moelle épinière avec modèles porcins peu importe la méthodologie d'essais préconisée.

Tableau 1.8 Résumé des valeurs masse/hauteur dans la littérature

Auteurs	Compression post-impact	Masse (g)	Hauteur (cm)	Vitesse (m/s)	Énergie (mJ)
Jones CF. 2012c, J NeuroSurg	Masse 5min.	50	50	3.13	178
		100			362
Jones CF. 2012b, Spine	100g 8 h	20	32	2.3	53
			125	4.6	212
Navarro R. 2012, J Neurotrauma	Retrait immédiat	1500	Motorisé	0.03	0,7
		2000			0,9
		2500			1,1
Lee J.H, et Jones CF. 2013, J Neurotrauma	100 g 5 min. *1 groupe avec retrait immédiat	50	5	-	24,5
		50	10	-	49,1
		50	20	1,83	83,7
		50	30	2,29	131
		50	40	2,67	178

L'article de Kuluz (2010) ne fait qu'une étude médicale du suivi post-traumatisme, basée sur la pression artérielle, le pouls, le potentiel d'actions évoqué, les capacités motrices du rétablissement et l'histologie. Le manque de données biomécaniques sur le contrôle de la blessure implique que Kuluz (2010) n'est pas inclus dans le tableau comparatif des modèles biomécaniques.

Deux groupes principaux sont donc comparés. Le modèle du groupe à UBC utilise un banc d'essais par lâcher de poids (Jones, Kwon et al. 2012; Jones, Lee et al. 2012; Lee, Jones et al. 2013). Le modèle du groupe à San Diego utilise un vérin motorisé (Navarro, Juhas et al. 2012). Les résultats du vérin motorisé ne reflètent pas très bien la réalité observée cliniquement en ce qui a trait à l'énergie transmise à l'impact. Tout d'abord, cette étude utilise un actuateur de 1,5kg à 2,5kg. De plus, la vitesse choisie à l'impact est constante pour tous les essais à 0.03 m/s. Ces éléments de masse et de vitesse procurent une énergie d'impact autour de 1 mJ. Probablement restreint par les limitations de l'actuateur, cela est très loin des observations cliniques où les fragments osseux de quelques grammes entrent en contact avec la moelle épinière à des vitesses allant jusqu'à près de 4m/s (Wilcox 2002). L'énergie transmise alors est plutôt de l'ordre de quelques dizaines de milli-Joules jusqu'à près de 200 mJ en calculant à partir d'estimation de masse de fragments osseux allant jusqu'à 25 g.

L'autre groupe, basé à Vancouver, a publié des essais utilisant des masses et hauteurs de lâcher de poids se rapprochant plus de la réalité clinique quant à l'énergie transmise à l'impact. Des masses d'impacteur entre 20g et 100 g reflètent mieux l'effet d'un fragment osseux du corps vertébral. Également, les hauteurs de lâchers de poids provoquent des vitesses à l'impact autour de 2 à 3 m/s. L'énergie à l'impact produite est donc similaire aux modèles cliniques, soit entre 50 et 200 mJ. Ces valeurs suggèrent une bonne compréhension de l'importance de rapprocher le modèle expérimental aux conditions réelles de la biomécanique de la blessure.

1.7 Comparaison de l'anatomie du rachis et de la moelle épinière humaine avec le modèle porcin

Le modèle porcin est le quadrupède étudié dont l'anatomie du rachis et son comportement physiologique post-traumatique se rapproche le plus de l'homme (McLain, 2002; Bozkus, 2005; Dath, 2007; Lim, 2010). Cependant, il est important de soulever les différences entre le modèle porcin et l'humain. Ces différences sont décrites dans la cette section spécifiquement au niveau du rachis et de la moelle épinière.

1.7.1 Rachis porcin

Tout d'abord, le modèle porcin diffère de l'humain pour le nombre de vertèbres. Afin d'avoir un aperçu plus détaillé des spécificités, le Tableau 1.9 présente les moyennes par segments.

Tableau 1.9 Comparaison du nombre de vertèbres

Vertèbres Humaines	Vertèbres Porcines
7 cervicales	7 cervicales
12 thoraciques	14 à 16 thoraciques
5 lombaires	6-7 lombaires
5 sacrales	4 sacrales
4 coccygiennes	12 à 15 coccygiennes

Il est évident que, par la présence de sa queue, le porc possède plus de vertèbres coccygiennes. L'autre écart important se retrouve à la frontière thoraco-lombaire. En effet, le porc possède de deux à quatre vertèbres thoraciques supplémentaires et une ou deux vertèbres lombaires de plus que l'homme.

Au niveau biomécanique le modèle porcin est considéré similaire à l'humain (Wilke, Geppert et al. 2011). Il est cependant important de noter les différences dans les courbures vertébrales chez le porc (Figure 1.25). Celui-ci possède une lordose marquée entre les dernières

cervicales et premières thoraciques après une section linéaire en cervical. Puis, la section thoraco-lombaire possède une forte cyphose centrée entre la dixième vertèbre thoracique et la première vertèbre lombaire (Sack 1982).

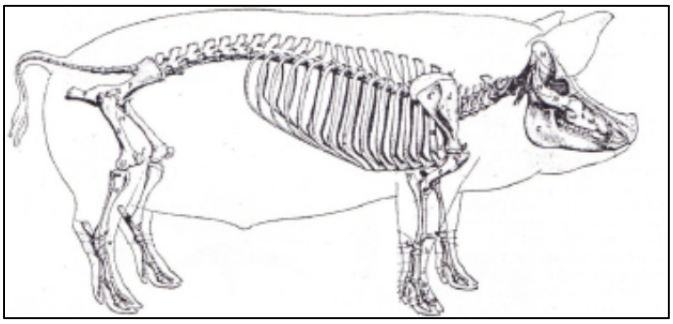


Figure 1.25 Courbures vertébrales porcines
Adaptée de Sack (1982)

Plusieurs auteurs (Cotterill, 1986. Wilke, 1997a et b. Kumar, 2000. Riley, 2004) ont mesuré les différences entre des modèles animaux – bovin, mouton, chevreuil, veau – et l'homme. Le corps vertébral, les processus épineux et transverses et le canal rachidien ont entre autres été choisis comme paramètres cibles. Cette étude se concentrant sur les modèles porcins, les articles de McLain (2002), Bozkus (2005) et Dath (2007) ont permis la comparaison du porc avec l'humain.

Au niveau thoracique, le porc possède un canal rachidien de 9 mm à 12 mm selon qu'il est mesuré sur la longueur ou la largeur et selon le niveau de la vertèbre dans le rachis (Bozkus, 2005). De ce fait, l'humain possède un canal rachidien d'environ 25% à 35% plus important que le porc (McLain, 2002). Comme le montre la Figure 1.26, le porc possède aussi des processus épineux beaucoup plus imposants que l'homme au niveau thoracique. Par contre, le corps vertébral thoracique est plus haut que long contrairement à ceux de l'homme donc le diamètre du corps vertébral est plus marqué que sa hauteur.

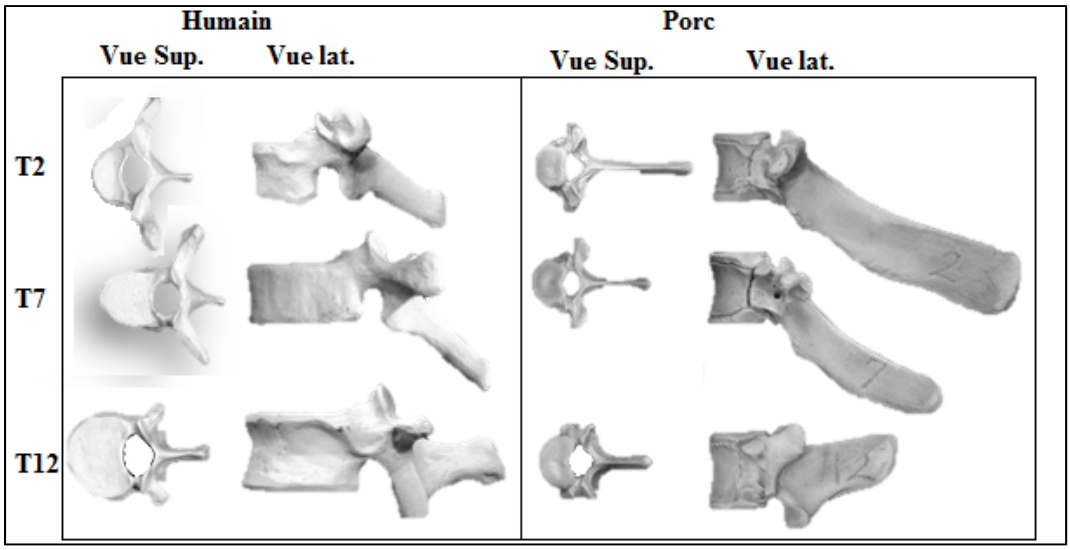


Figure 1.26 Comparaison des tailles entre les vertèbres de même hauteur
Adaptée de Bozkus (2005)

1.7.2 Réseaux artériel et veineux porcin

Spécifiquement sur le modèle porcin, une étude montre que les connexions de l'aorte principale se retrouvent également sur la face postérieure de celle-ci et deux artères partent de chaque côté du corps vertébral pour rejoindre la face antérieure de la moelle épinière (Strauch, Lauten et al. 2007). La Figure 1.27 schématise les réseaux veineux et artériels autour du rachis porcin.

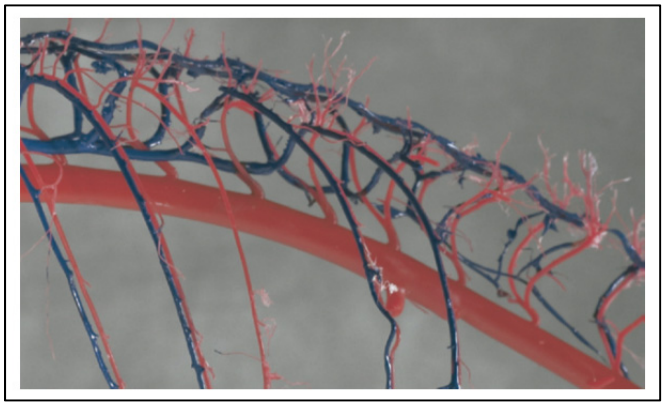


Figure 1.27 Angiographie thoracique porcine
Tirée de Strauch (2007)

1.7.3 Moelle épinière porcine

La moelle épinière se termine par la queue de cheval chez l'homme aux environs de la première ou deuxième vertèbre lombaire (Marieb, 1999). Cependant, chez le porc, elle continue pour tout le segment lombaire avant de se détacher aussi en queue de cheval à la transition lombo-sacrale. Bien que le porc possède légèrement plus de vertèbres thoraciques, il est établi que l'innervation des organes et muscles est desservie par des hauteurs de segments médullaires similaires entre le porc et l'humain. Bref, la moelle épinière porcine peut être considérée similaire à l'humain en ce qui a trait aux signaux sensitifs et moteurs dirigés et reçus des muscles et organes innervés.

Également, plusieurs auteurs d'expérimentations sur les contusions à la moelle épinière choisissent d'impacter entre T8 et T13 peu importe le modèle animal utilisé (Young 2002). Une autre étude sur des modèles canins détaille que les muscles des membres inférieurs sont innervés à partir de T8 (Tunturi 1982). Les études basées sur des rongeurs (Agrawal, Kerr et al. 2010; Detloff, Clark et al. 2010) et des modèles porcins (Navarro, Juhas et al. 2012; Lee, Jones et al. 2013) choisissent également ces hauteurs d'impact pour les mêmes raisons.
Par contre, il demeure important de mentionner que la moelle épinière porcine reste tout de même légèrement plus petite autant pour le diamètre antéro-postérieur que médio-latéral. Une étude sur 16 porcs LandRace de 3 mois et 196 segments de moelle épinière a analysé la géométrie des diamètres antéro-postérieurs et médio-latéraux aux niveaux cervical, thoracique et lombaire (Fradet 2013). Le Tableau 1.10 détaille les résultats de cette étude.

Tableau 1.10 Diamètres moyens de la moelle épinière porcine par segment
Tirée de Fradet (2013)

Diamètres (mm)	Cervical	Thoracique	Lombaire	Tous confondus
Antéro-postérieur	6.4 ± 0.5	5.1 ± 0.3	5.6 ± 0.4	5.5 ± 0.7
Médio-latéral	9.4 ± 1.0	6.9 ± 0.4	7.7 ± 0.9	7.7 ± 1.2

Ces diamètres moyens de la moelle épinière porcine se comparent avec ceux tirés de l'étude chez l'humain de Ko (2004) tels que moyennés au Tableau 1.11. L'écart entre la moelle épinière porcine (Fradet, 2013) et humaine (Ko, 2004) est calculé au Tableau 1.12.

Tableau 1.11 Diamètres moyens de la moelle épinière humaine par segment
Tirée de Ko (2004)

Diamètres (mm)	Cervical	Thoracique	Lombaire	Tous confondus
Antéro-postérieur	7.2 ± 0.4	6.1 ± 0.2	7.0 ± 0.1	6.6 ± 0.6
Médio-latéral	12.1 ± 0.5	8.0 ± 0.7	8.5 ± 0.4	9.2 ± 1.9

Tableau 1.12 Écart des diamètres moyens porcins et humains par segment

Écart (%)	Cervical	Thoracique	Lombaire	Tous confondus
Antéro-postérieur	11.1	16.4	20.5	16.3
Médio-latéral	22.3	14.1	9.4	16.6

Cet écart peut s'expliquer de plusieurs raisons. Tout d'abord, les spécimens de moelle épinière porcine provenaient d'animaux immatures âgés de 3 mois. Il est donc possible que la moelle épinière évolue avec la transition vers la maturité de l'animal. Également, il est possible que des différences soient observées entre les différences races porcines. Dans l'étude de Fradet (2013), des porcs Landrace ont été utilisés. Il existe de nombreuses races porcines, dont quelques-unes qualifiées de type mini-porc. Il demeure important de valider les caractéristiques de la moelle épinière du modèle porcin choisi avant de débuter les expérimentations.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

2.1 Problématique

Les blessures médullaires prennent beaucoup d'importance quant à la gravité des lésions qu'elles occasionnent bien qu'elles ne soient pas les plus fréquentes en nombre de victimes. De ce fait, plusieurs études tentent de corréler des modèles expérimentaux avec les cas cliniques observés afin de mieux comprendre la biomécanique entourant ces blessures.

Jusqu'à maintenant, aucune étude mettant en relief l'aspect clinique d'une contusion antérieure n'a été publiée. L'absence de travaux et d'analyses sur cette méthode laisse perplexe quant à la représentativité des montages actuels. En effet, les contusions proviennent généralement de la section antérieure de la moelle épinière tel que retrouvé dans la majorité des cas cliniques suite à une fracture vertébrale par compression ou de type *burst*.

La moelle épinière varie en proportion et en disposition selon le positionnement au niveau du rachis. Les voies ascendantes, principalement sensorielles, se situent en majorité postérieurement tandis que les voies descendantes, généralement motrices, sont situées essentiellement antérieurement. Il est donc pertinent de comparer les réactions physiologiques suite à un traumatisme selon que l'impact soit situé antérieurement ou postérieurement à la moelle épinière.

2.2 Difficultés reliées à l'étude

L'étude biomécanique des contusions à la moelle épinière vise à comprendre les réactions physiologiques et neurologiques selon la blessure provoquée. De ce fait, l'expérimentation *post-mortem* devient moins pertinente puisque les données habituellement recueillies lors d'interventions chirurgicales reliées aux différents signes vitaux ne peuvent être étudiées. Également, le tissu lui-même tend à se dégrader rapidement et ses propriétés mécaniques en

sont affectées et évolueront rapidement dès les premières heures suivant le décès (Oakland, Hall et al. 2006). L'expérimentation in vivo est donc de mise pour ce type d'études.

Une fois le modèle *in vivo* confirmé, d'autres complications peuvent toutefois survenir durant la chirurgie. En effet, l'opération est considérée invasive du fait que l'ouverture s'étend sur plus de 15 cm. De nombreux muscles et tissus sont également écartés afin de pouvoir retirer les processus épineux des vertèbres visées. La complexité des manipulations freine un grand nombre de chercheurs lors de l'approche postérieure utilisée dans la littérature.

L'approche antérieure au niveau thoracique devient alors encore plus critique étant donné une ouverture encore plus longue, l'écartement de plusieurs organes et le perçage du corps vertébral. De plus, aucune publication utilisant ce type d'approche n'a été trouvée dans la littérature. L'analyse de l'effet d'une contusion sur des sites différents de la moelle épinière reste encore sans réponse. Cependant, selon la théorie des voies neurologiques, une différence importante doit survenir sur les SCI selon la position de la contusion et le degré de blessure.

2.3 Objectifs de l'étude

La présente étude s'inscrit dans les recherches sur les contusions à la moelle épinière. L'objectif principal est de développer et valider un modèle expérimental se rapprochant des contraintes et paramètres observés lors des cas cliniques. Cet objectif se précise et se divise en trois objectifs spécifiques :

1. Proposer une approche antérieure de contusion de la moelle épinière. Le modèle devra donc comprendre un banc d'essai reproduisant une contusion antérieure sur la moelle épinière à partir d'un protocole chirurgical bien établi.

2. Comparer les modèles postérieur et antérieur afin d'étudier l'effet de la position d'impact sur les dommages aux différents tissus et les réactions physiologiques pour une blessure spécifique.

3. Concevoir un banc d'essai expérimental normalisant le protocole de manipulations opératoires pour contrôler efficacement les paramètres influençant reproductibilité inter-spécimens et pour limiter les risques de complications.

CHAPITRE 3

PROPOSITION ET VALIDATION D'UNE APPROCHE DE CONTUSION ANTÉRIEURE DE LA MOELLE ÉPINIÈRE

3.1 Proposition de l'approche antérieure

Plusieurs bancs d'essai et différents modèles animaux ont tenté d'étudier cette problématique par le passé. Certains d'entre eux ont été présentés au chapitre 1. Toutes les contusions de type impacté ont cependant développé leur méthodologie autour d'une approche et d'un impact postérieurs.

Le principal patron de blessure à la moelle épinière par contusion est provoqué par une fracture vertébrale de type *burst*. Deux principaux scénarios de lésions neurologiques sont ciblés. Une première possibilité provient de l'énergie transférée suite à l'éclatement du corps vertébral. Un fragment osseux est alors projeté violemment sur la paroi antérieure de la moelle épinière. Ce patron de blessure provoque des déformations importantes aux différentes composantes de la moelle épinière, causant des éclatements de vaisseaux sanguins et des dommages neurologiques importants. La deuxième possibilité provient du déplacement postérieur d'un morceau du corps vertébral fragmenté. Celui-ci, obstruant le canal médullaire sur une longue période, provoque une contusion à partir d'une pression prolongée sur la moelle épinière. Ce deuxième patron de blessure engendre également des dommages neurologiques à la moelle épinière (Choo 2007). De ce fait, il y a un besoin d'étudier la biomécanique de ce type de blessure en se rapprochant le plus possible des conditions retrouvées cliniquement. L'objectif est de retrouver le patron de blessure avec les dommages à la moelle épinière et aux composantes adjacentes tel qu'observé chez l'humain.

La pertinence d'un banc d'essai provient 1) de sa capacité à se rapprocher le plus fidèlement possible des patrons de blessure retrouvés chez l'humain, 2) de sa capacité à reproduire les dommages neurologiques inter-spécimens, 3) de l'analyse de l'évolution post-trauma des fonctions neurologiques, 4) des soins post-opératoires et du suivi du rétablissement, 5) de sa

capacité à générer différents degrés de blessure, et 6) de la capacité à décrire qualitativement et quantitativement les changements histopathologiques (Navarro, Juhas et al. 2012).

Dans cette optique, un nouveau modèle animal est proposé afin de se rapprocher des contraintes réelles observées chez l'humain pour ces blessures. L'approche et la contusion seront produites antérieurement contrairement à tous les autres modèles animaux développés jusqu'ici. Le modèle animal étudié est le porc afin de limiter les différences avec l'humain (McLain, Yerby et al. 2002; Dath, Ebinesan et al. 2007; Lind, Moustgaard et al. 2007; Lim, Piedrahita et al. 2010).

3.2 Méthodologie chirurgicale

Le protocole chirurgical a été développé en plusieurs étapes et manipulations. Différents essais préliminaires ont permis d'arriver à une méthodologie reproductible comparant les approches antérieures et postérieures. Les deux types d'approche possèdent chacune six étapes distinctes dans le protocole établi bien qu'elles diffèrent l'une par rapport à l'autre. L'ensemble du protocole expérimental a été approuvé par le comité d'éthique en recherche animale de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal.

3.2.1 Approche postérieure

L'approche postérieure fut définie en s'inspirant de la littérature utilisant des protocoles opératoires sur des modèles animaux de blessures médullaires (Basso, Beattie et al. 1996; Kuluz, Samdani et al. 2010; Navarro, Juhas et al. 2012; Lee, Jones et al. 2013). Un protocole en six étapes fut développé et validé lors de deux séries d'essais préliminaires impliquant 2 modèles porcins *post-mortem* et 3 modèles porcins *in vivo*. La synthèse des étapes de l'approche postérieure est schématisée en six points à la Figure 3.1.

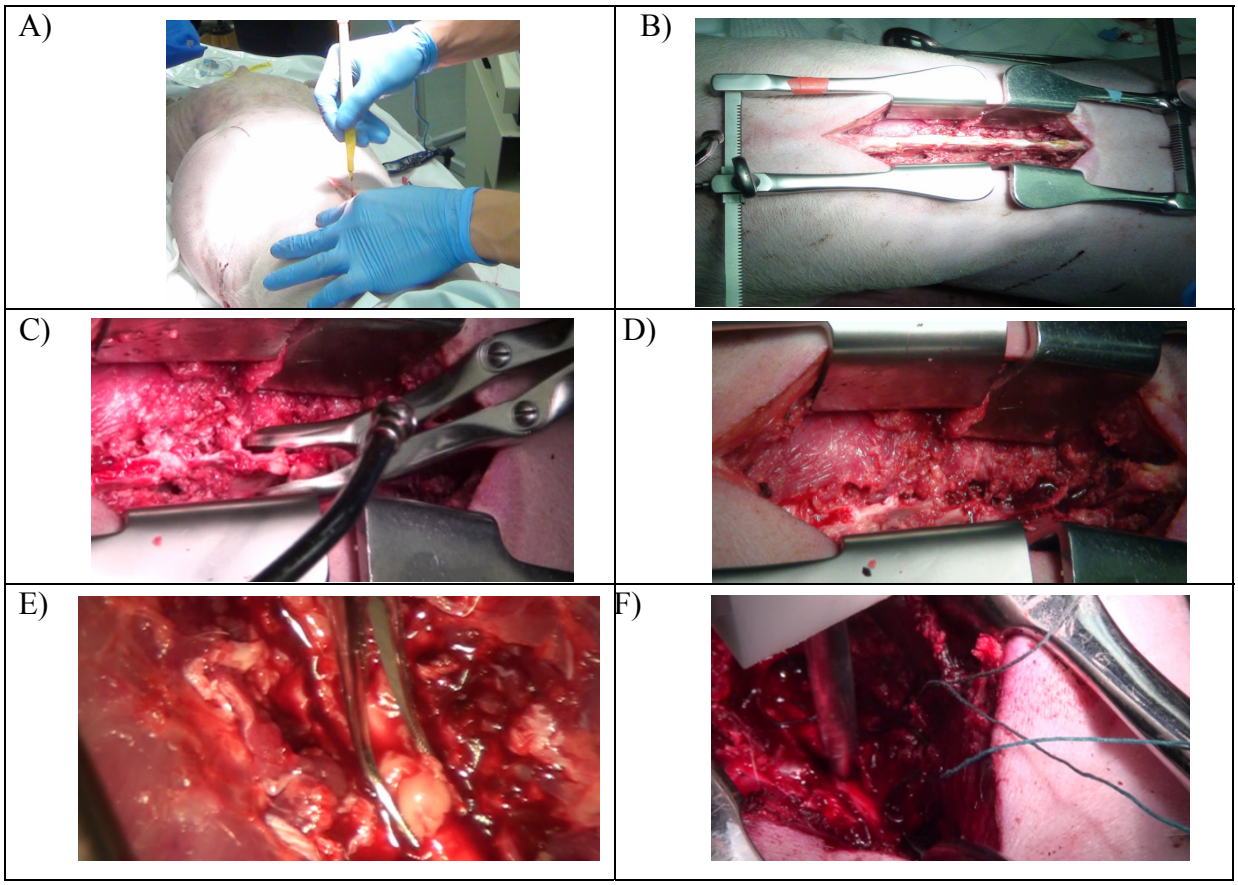


Figure 3.1 Étapes chirurgicales de l'approche postérieure à la moelle épinière

Tout d'abord, une incision est effectuée entre la sixième et la douzième vertèbre thoracique sur l'axe médian dorsal en s'appuyant sur les processus épineux (Figure 3.1A). Ensuite, les muscles doivent être écartés à l'aide d'écarteurs afin de bien isoler les processus épineux (Figure 3.1B). Une fois ceux-ci bien à la vue, ils sont réséqués à l'aide de rongeurs (Figure 3.1C). Puis, le canal rachidien est ouvert par laminectomie et élargi latéralement par la résection des lames à l'aide des rongeurs et de pinces Kerrison (Figure 3.1D). Le ligament jaune est retiré délicatement afin d'impacter le plus directement possible les tissus nerveux. Finalement, les graisses et autres tissus hétéroclites entourant la moelle épinière sont retirés (Figure 3.1E). Le banc d'essai peut alors être installé et l'impacteur positionné au site d'impact à T8 (Figure 3.1F). Lorsque la pression du liquide céphalo-rachidien est à l'étude, des cathéters sont insérés entre l'arachnoïde et la pie-mère dans de minces insertions. Positionnées de façon crâniale et caudale par rapport au point d'impact, les ouvertures sont

situées à environ 20 mm de chaque côté du point d'impact. La longueur d'insertion des cathéters varie selon la distance désirée, soit 100 mm dans cette étude.

3.2.2 Approche antérieure

L'approche antérieure n'ayant jamais été validée par d'autres groupes de recherche, la méthode chirurgicale a donc dû être développée intégralement avant de la valider. Un protocole en six étapes établit les bases de cette intervention tel que montré à la Figure 3.2 .

Tout d'abord, l'animal est positionné latéralement pour s'appuyé sur le flanc droit. Ensuite, une ouverture latéralisée du côté gauche en forme de J permet le retrait de la huitième côte thoracique (Figure 3.2 A). Une fois les muscles et organes écartés à l'aide de deux paires d'écarteurs (Figure 3.2B), l'approche jusqu'à la dixième vertèbre thoracique permet le perçage du corps vertébral (Figure 3.2C). Puis, le chemin jusqu'à la moelle épinière est ouvert en prenant soin d'éviter l'artère rachidienne principale située postérieurement au ligament vertébral commun postérieur qui, lui, est directement appuyé derrière le corps vertébral (Figure 3.2D). La validation de la grosseur du perçage d'un diamètre entre 6 et 8 mm est assurée par l'insertion de l'impacteur (Figure 3.2E). Ensuite, l'animal doit être repositionné de façon à ce que le trou du perçage et l'impacteur soient bien verticaux (Figure 3.2F). Finalement, la contusion par lâcher de poids peut être effectuée.

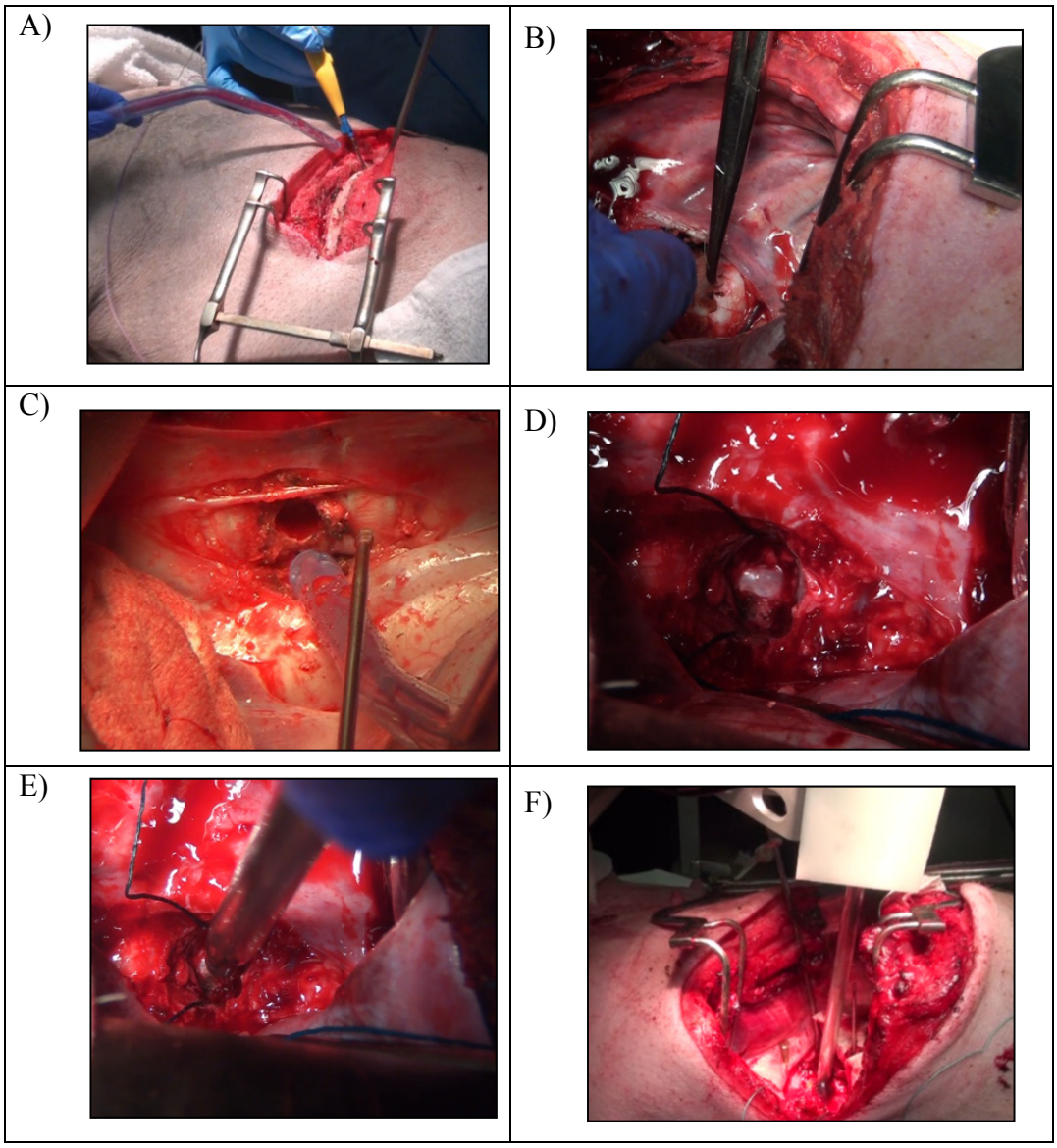


Figure 3.2 Synthèse des étapes chirurgicales de l'approche antérieure

3.3 Protocole d'évaluation

Deux séries d'essais préliminaires ont permis de définir le protocole d'évaluation et de comparaison des deux approches. L'objectif de ces essais préliminaires n'était pas de fournir des résultats mais plutôt d'assurer la répétabilité inter-essais en améliorant le banc d'essai au fil des essais. Également, plusieurs variables ont été testées afin de valider leur pertinence et

la faisabilité de leur recueillement pour les expérimentations ultérieures. Le Tableau 3.1 synthétise les spécificités de chaque série d'essais.

Tableau 3.1 Synthèse des séries d'essais préliminaires

Série	Nombre de spécimens	Type d'approche	Variables à l'étude
1	2 post-mortem	2 postérieures	Comparaison des charges (20g, 50g, 100g) et des hauteurs [10 : 460] mm
2	5 in vivo	3 postérieures 2 antérieures	• Flux artériel, artère vertébrale antérieure • Pression du LCR • Rythme cardiaque • Pression artérielle

3.3.1 Schéma expérimental

Le schéma expérimental de l'étude consiste à évaluer et comparer les deux types d'approche. Un total de neuf spécimens porcins a été utilisé. Par contre, le protocole entier a été complété sur seulement six spécimens. Les trois spécimens rejetés proviennent tous de l'approche antérieure. Leur rejet est dû à des saignements trop importants ayant forcé l'arrêt du protocole et finalement ayant causé le décès. Le schéma expérimental est présenté à la Figure 3.3 et détaille également les variables utilisées.

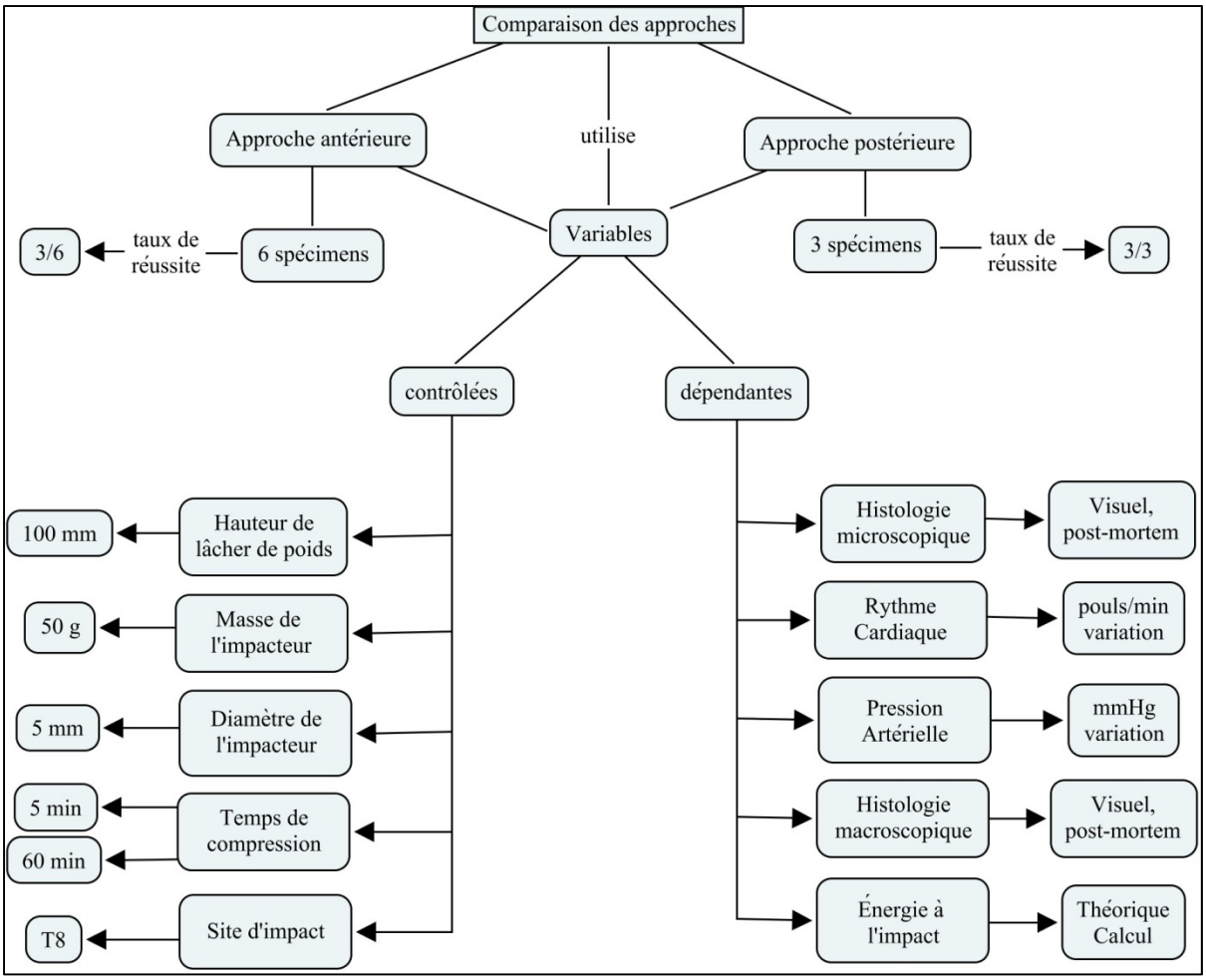


Figure 3.3 Schéma expérimental de la comparaison des approches

3.3.2 Modèles animaux et médication

Les modèles porcins utilisés sont des cochons de race Land Race. Âgés d'environ trois mois, leur poids médian se situe entre 30 kg et 35 kg. Ils proviennent tous du même éleveur et arrivent au Centre de Recherche au minimum trois jours avant les essais. Cette procédure permet aux porcs de s'acclimater à leur nouvel environnement et d'éviter que les stress dus au déménagement puissent influencer les résultats des essais. Les porcs sont regroupés dans le même enclos. Un abreuvoir donne accès à l'eau en tout temps. Des techniciens animaliers sont présents chaque jour pour les nourrir, nettoyer l'enclos et jouer au ballon avec eux.

L'anesthésie des porcs est assurée par une dose de solution de Kétamine/Xylazine en concentration de 20/2 mg/kg. Également, un apport de 2% d'isoflurane pour l'anesthésie est injecté dans le support respiratoire inséré par voie orale. Le flux de cet apport est de 3/3 L/min et est composé d'oxyde nitreux et d'oxygène agissant comme anti-douleur. Il est aussi prévu d'injecter du rocuronium pour curariser au minimum cinq minutes avant la contusion selon une dose de 1 mg/kg de la masse de l'animal. Finalement, le soluté est saturé en KCl et injecté par intraveineuse afin de procéder à l'euthanasie à la fin de l'essai.

3.3.3 Paramètres contrôlés

Plusieurs paramètres sont étudiés durant les essais. Ils sont divisés en paramètres contrôlés et en variables dépendantes. Le type du banc d'essai est par lâcher de poids. C'est-à-dire qu'une tige d'aluminium sera impactée directement sur la moelle épinière à partir d'une certaine hauteur. Les paramètres reliés à la reproduction de la blessure sont prédéterminés et fixés dans le but de faciliter la répétabilité inter-spécimens. Le Tableau 3.2 résume tous les paramètres utilisés pour cette étude.

Tableau 3.2 Synthèse des paramètres contrôlés

Paramètres contrôlés
▪ Hauteur de lâcher de poids
▪ Masse de l'impacteur
▪ Site de l'impact
▪ Diamètre de l'impacteur
▪ Temps de maintien en compression

L'analyse de la vitesse d'impact du fragment osseux sur la moelle épinière indique qu'elle peut aller à près de 4 m/s (Wilcox 2002). Ainsi, les masses doivent être lâchées d'une hauteur libre de plusieurs dizaines de centimètres pour atteindre les vitesses énoncées à partir de la gravité seule. Également, l'énergie transférée au moment de l'impact dépend de la masse et de la hauteur lâchée ou de la vitesse d'impact.

L'énergie d'impact théorique correspond à l'énergie potentielle calculée directement à partir de la masse et de la hauteur de départ. Il est aussi possible de calculer l'énergie à l'aide de la vitesse d'impact via l'équation de l'énergie cinétique. Ces deux méthodes sont comparées ci-dessous à l'équation (3.1). Également, la vitesse à l'impact en chute libre est une fonction directe de la hauteur puisque l'accélération est fixée par la gravité telle que montrée à l'équation (3.2).

Énergie potentielle et $E = m * g * h$

Énergie cinétique $E = ½ * m * v^2$ (3.1)

Vitesse d'impact en chute libre $v = \sqrt{½ * g * h}$ (3.2)

Différentes combinaisons de masses et de hauteurs ont été testées dans les expérimentations préliminaires afin de trouver le meilleur ratio entre la vitesse et l'énergie à l'impact. Le Tableau 3.3 présente ces combinaisons et les vitesses et énergies calculées pour chacune.

Tableau 3.3 Exemples de vitesses obtenues par lâcher de poids

Masse (g)	Hauteur (cm)	Vitesse (m/s)	Énergie (mJ)
10	5	0.99	4.9
10	10	1.40	9.8
20	1	0.44	2.0
20	5	0.99	9.8
20	10	1.40	19.6
20	20	1.98	39.2
20	40	2.80	78.5
50	5	0.99	24.5
50	10	1.40	49.1
50	20	1.98	98.1
50	50	3.13	245.3
50	81.5	4.00	400.0
100	10	1.40	98.1
100	20	1.98	196
100	46	3.00	451
100	100	4.43	981.0

L'expérimentation préliminaire testant les combinaisons de masses et de hauteurs s'est déroulée *post-mortem*. De ce fait, la méthode d'analyse permettant de choisir l'énergie désirée fut basée sur des paramètres visuels, soit la grosseur de l'hématome produite, l'état de la moelle épinière, la réaction des tissus et de l'éclatement de vaisseaux sanguins adjacents. La combinaison choisie pour l'expérimentation comparative des approches fut une masse de 50 g et une hauteur de 10 cm. Cette combinaison permet d'obtenir une vitesse d'impact de 1.4 m/s et de développer 49,1 mJ d'énergie à l'impact.

L'impacteur est une tige d'aluminium de 3/8 po (9.5 mm) de diamètre et la longueur est définie afin d'obtenir la masse désirée. La longueur massique de cette tige est de 5.2 mm par gramme, soit 260 mm pour 50 g dans notre cas. Par contre, le diamètre de l'extrémité impactant la moelle épinière est réduit à 5 mm afin d'être légèrement inférieur au diamètre de la moelle épinière. Puisque le diamètre de l'impacteur est plus petit, l'aire sous l'impacteur sera toujours considérée constante. De ce fait, une force d'impact pourra être transformée plus facilement en contrainte que si l'aire variait causée par un diamètre d'impacteur plus grand écrasant la moelle épinière tel qu'illustré à la Figure 3.4.

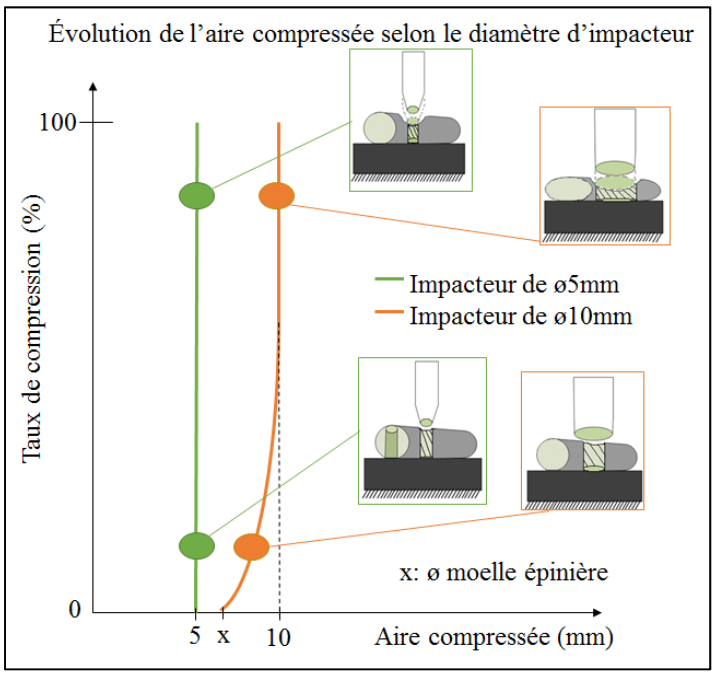


Figure 3.4 Aires de compression selon le diamètre d'impacteur

Le site d'impact est fixé à la dixième vertèbre thoracique (T10). Cette hauteur d'impact est comparable aux autres études étudiant ce type de blessure toutes situées entre T7 et T12 (Stokes 1992; Khan, Havey et al. 1999; Kuluz, Samdani et al. 2010; Navarro, Juhas et al. 2012; Lee, Jones et al. 2013).

Le temps de compression est également important à définir car il affecte inévitablement la gravité des dommages neurologiques en amplifiant la contusion et les blessures connexes. Certains auteurs n'incluent pas ce facteur dans leurs essais et retirent systématiquement l'impacteur immédiatement après la contusion (Stokes 1992; Navarro, Juhas et al. 2012). D'autres auteurs en tiennent compte et choisissent d'utiliser ce paramètre et d'analyser son effet sur la blessure (Jones, Lee et al. 2012; Lee, Jones et al. 2013). Dans notre cas, deux temps de compression post-impact sont analysés, soit des temps de maintien pendant 5 et 60 min. Le Tableau 3.4 résume tous les paramètres contrôlés et les valeurs utilisées.

Tableau 3.4 Résumé des paramètres contrôlés et des valeurs utilisées

Paramètres contrôlés	Valeurs utilisées
▪ Hauteur de lâcher de poids	▪ 10 cm
▪ Masse de l'impacteur	▪ 50g
▪ Site de l'impact	▪ T10
▪ Diamètre de l'impacteur	▪ 5 mm
▪ Temps de maintien en compression	▪ 5 min (Postérieur 2 ; Antérieur 3) ▪ 60 min (Postérieur 1, 3 ; Antérieur 1, 2)

3.3.4 Variables dépendantes

Le banc d'essai utilisé est de type par lâcher de poids. De ce fait, la vitesse et l'énergie à l'impact peuvent être contrôlées. Par contre, la hauteur de déformation en compression est une variable dépendante puisque l'impacteur est libre de déplacement. Le calcul de cette déformation provient de la soustraction entre la hauteur initiale de l'impacteur au point zéro

de compression et la hauteur finale durant la compression. Le module de rigidité peut également être obtenu à partir des données recueillies de la hauteur de déformation. Le module de rigidité analyse l'évolution des matériaux composant la moelle épinière selon la déformation provoquée par l'impact. Une corrélation entre la déformation du matériau et des variables cliniques caractérisant l'état général de la victime est visée éventuellement dans la suite du projet à long terme. Ces autres variables cliniques à l'étude sont le rythme cardiaque, la pression artérielle et l'analyse des dommages neurologiques via une étude histologique. L'analyse de ces quatre variables cliniques vise à relier les observations de la biomécanique de blessure aux paramètres généralement analysés lors d'étude de cas cliniques.

Tableau 3.5 Synthèse des variables dépendantes

Variables dépendantes
▪ Hauteur de déformation en compression ▪ Module de rigidité
▪ Rythme cardiaque (Pouls/min)
▪ Pression artérielle
▪ Histologie macroscopique

3.4 Résultats

3.4.1 Hauteur de déformation en compression

La hauteur de déformation en compression dépend de la force de maintien appliquée par l'impacteur post-impact. La force est calculée par le produit de la masse de l'impacteur avec l'accélération gravitationnelle. Dans cette étude, la force de maintien correspond à 0.49 N puisque l'impacteur a une masse de 50 g. La réaction de cette charge cause inévitablement une déflexion sur la moelle épinière. L'analyse de cette déflexion a été répertoriée sur quatre des six spécimens conservés, dont les trois essais de l'approche antérieure. Trois des quatre résultats proviennent de photos illustrant la position de l'impacteur par rapport à une règle

millimétrée telle que montrée à la Figure 3.5. Le quatrième résultat est mesuré à l'aide d'un pied à coulisse selon la hauteur de l'impacteur par rapport à la surface du bloc guide en téflon.

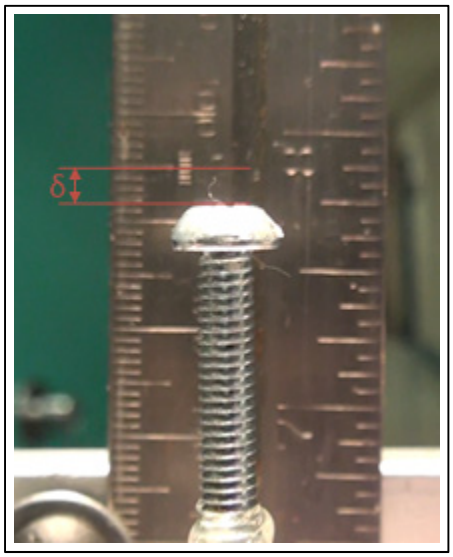


Figure 3.5 Exemple de mesure de déflexion

Les résultats des déflexions ont été moyennés à partir de plusieurs mesures sur différentes photos pour chaque essai puisque la position par rapport à la règle millimétrée variait selon l'angle de vue. Également, l'impacteur était libre de déplacement et bougeait selon la respiration de l'animal. Le Tableau 3.6 décrit les résultats de déflexion observés.

Tableau 3.6 Résultats de hauteurs de déformation

Essais	Nombre de mesures	Type de mesure	Déflexion moyenne (mm)
Postérieure, no.3	3	Règle et photos	2.6 [2.3 ; 2.8]
Antérieure, no. 1	5	Règle et photos	2.0 [1.5 ; 2.5]
Antérieure, no. 2	1	Pied à coulisse	0.8
Antérieure, no. 3	3	Règle et photos	1.7 [1.5 ; 2.0]

3.4.2 Rythme cardiaque

Le rythme cardiaque a également été recueilli pour l'ensemble des essais depuis le début de l'intervention chirurgicale jusqu'à l'euthanasie. Le graphique montré à la Figure 3.6 montre un signal type recueilli pour cette variable.

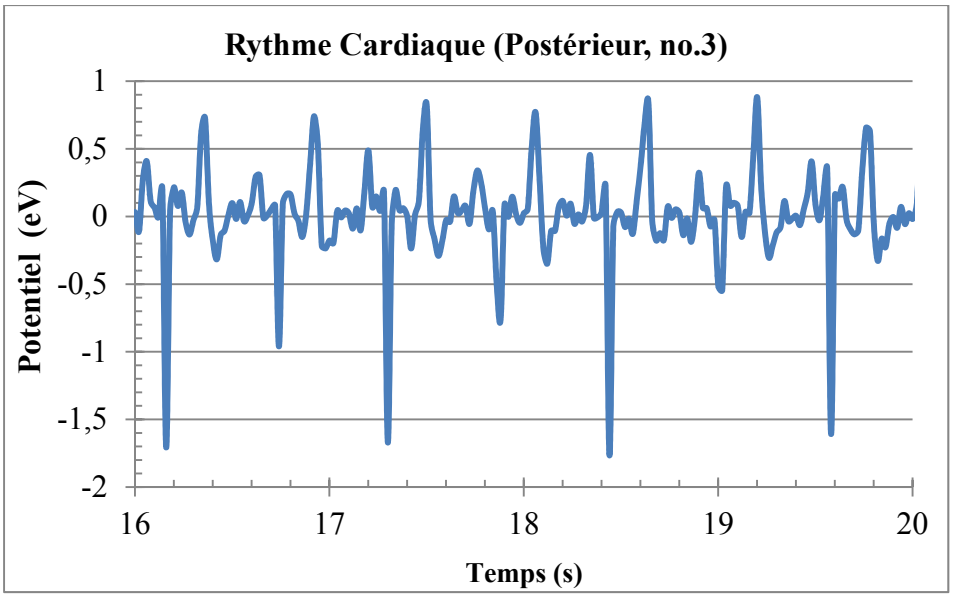


Figure 3.6 Signal recueilli sur l'électrocardiogramme

À partir de ce signal, les sommets de potentiel sont répertoriés afin de cumuler le temps entre chaque pouls. Le rythme cardiaque est ensuite obtenu en nombre de pouls par minute à l'aide du programme Matlab© présenté en Annexe V. Le rythme cardiaque de l'ensemble d'un essai est présenté à Figure 3.7 en exemple. Les différentes phases de l'essai sont marquées afin de discerner les modifications d'état.

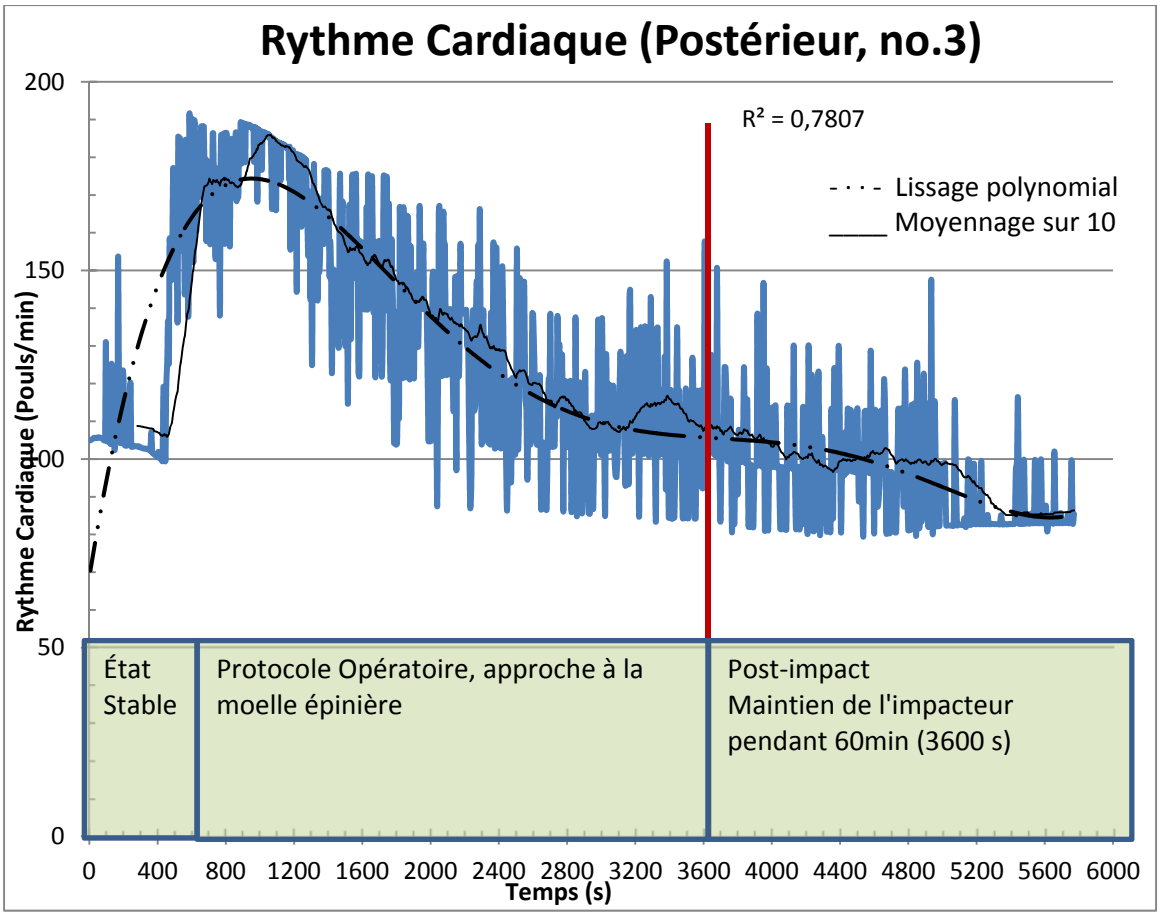


Figure 3.7 Rythme cardiaque en pouls/min

Si on se concentre seulement sur les instants précédant et suivant l'impact, une variation marquée du rythme cardiaque est observée. La Figure 3.8 schématise bien le phénomène réactionnel relié à l'impact sur la moelle épinière. Plus spécifiquement, le Tableau 3.7 quantifie les variations du rythme cardiaque en moyennant sur cinq minutes pré-impact et 10 minutes post-impact. Il présente également la chute brutale immédiatement post-impact.

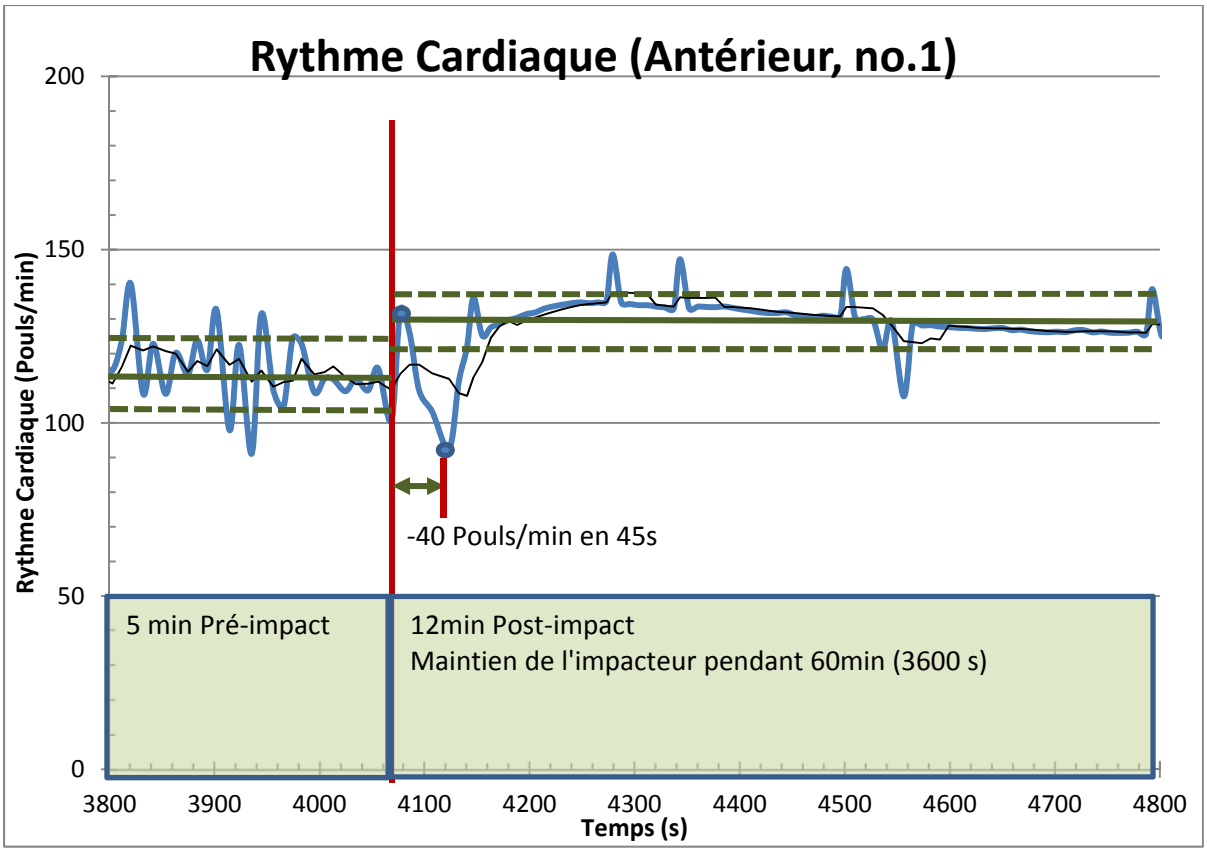


Figure 3.8 Analyse d'une courbe lissée du rythme cardiaque, essai Ant.1

Tableau 3.7 Sommaire des variations du rythme cardiaque

Essais	Rythme Cardiaque (Pouls/min)		
	Pré-impact (5min)	Post-impact (10min)	Chute de pouls à l'impact
Postérieur 1	89.5 ± 12.5	96.3 ± 11.7	-52 (30s)
Postérieur 2	87.4 ± 0.6	88.1 ±5.1	-14 (20s)
Postérieur 3	108.1 ± 17.3	102.8 ± 16.1	-96 (25s)
Antérieur 1	115.2 ± 10.9	129.0 + 7.8	-40 (45s)
Antérieur 2	122.0 ± 21.6	140.3 ± 9.8	-40.7 (58s)
Antérieur 3	95.1 ± 13.3	95.1 ± 12.7	-71.6 (79s)

3.4.3 Pression artérielle

La pression artérielle a également été recueillie pour l'ensemble des essais. Par contre, les données n'ont pas été analysées sur tous les spécimens. Deux des trois essais en postérieur n'ont pas obtenus de données sur la pression artérielle dû à des difficultés de connexions et de mise à l'échelle. Les trois approches antérieures ont toutes permis l'analyse de la pression artérielle. Le signal de base obtenu pour la pression artérielle est montré en exemple à la Figure 3.9.

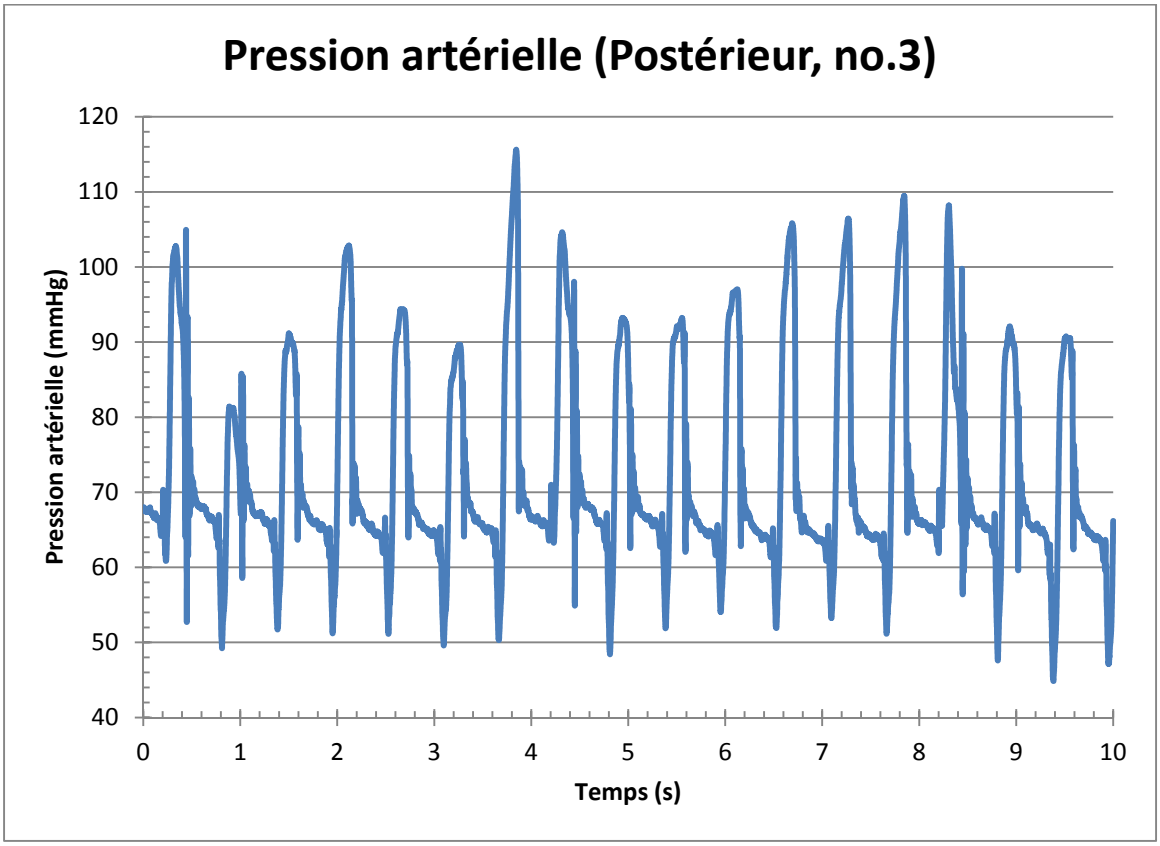


Figure 3.9 Exemple de signal recueilli pour la pression artérielle

Le signal est ensuite analysé à l'aide d'un programme Matlab© (Annexe V). Ce programme conserve les sommets hauts et bas afin de retrouver respectivement la pression systolique et la pression diastolique. La Figure 3.10 schématise un exemple de pression obtenue.

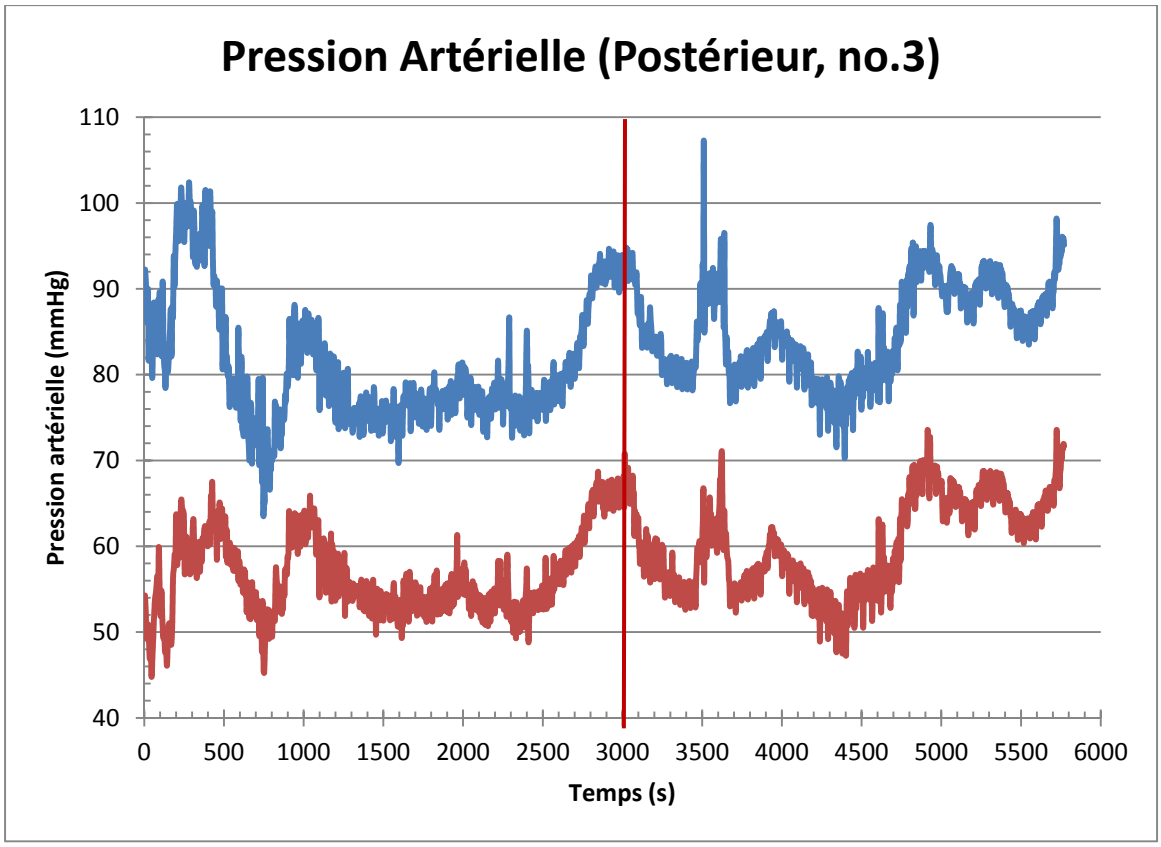


Figure 3.10 Pression systolique et diastolique

Le Tableau 3.8 synthétise les résultats pour la variation de pression artérielle (PA). Des distributions de données similaires que pour le rythme cardiaque sont utilisées, soit des temps pré-impact et post-impact de cinq minutes et un sommet à l'impact.

Tableau 3.8 Sommaire des variations de la pression artérielle

Essais	Pression artérielle (PA) (mmHg)				
	Pré-impact (5min)		Post-impact (5min)		Sommet de PA à l'impact (syst./diast.)
	Systolique	Diastolique	Systolique	Diastolique	
Postérieur 3	89.7 ± 6.3	64.4 ± 4.0	86.0 ± 6.6	60.2 ± 5.3	105 / 76
Antérieur 1	54.3 ± 0.7	40.1 ± 0.6	49.7 ± 0.8	36.0 ± 0.8	55 / 40
Antérieur 2	77.9 ± 4.1	46.8 ± 3.1	56.5 ± 9.9	25.1 ± 9.4	102 / 50
Antérieur 3	66.1 ± 3.0	53.8 ± 3.5	68.3 ± 1.8	54.6 ± 2.9	110 / 83

La pression artérielle est aussi évaluée sur une plage allant jusqu'à 30 min post-impact. Le Tableau 3.9 présente les variations de 0 à 5 min et de 5 à 30 min post-impacts.

Tableau 3.9 Variation de la pression artérielle post-impact

Essais	Pression artérielle (PA) (mmHg)			
	Post-impact (0-5min)		Post-impact (5-30min)	
	Systolique	Diastolique	Systolique	Diastolique
Postérieur 3	86.0 ± 6.6	60.2 ± 5.3	82.0 ± 7.1	56.9 ± 5.9
Antérieur 1	49.7 ± 0.8	36.0 ± 0.8	69.7 ± 6.8	55.2 ± 6.4
Antérieur 2	56.5 ± 9.9	25.1 ± 9.4	97.4 ± 1.5	65.7 ± 4.0
Antérieur 3	68.3 ± 1.8	54.6 ± 2.9	80.3 ± 9.0	65.5 ± 8.9

3.4.4 Histologie macroscopique

Le prélèvement des segments de moelle épinière impactée a permis de valider l'effet de l'impact à l'échelle macroscopique selon qu'il est antérieur ou postérieur. La Figure 3.11 provient d'un essai postérieur.

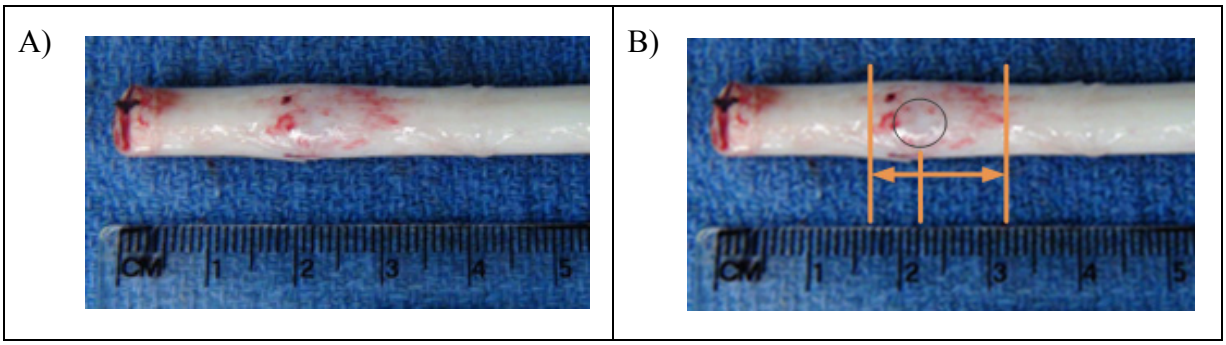


Figure 3.11 Vue postérieure d'un impact postérieur à la moelle épinière

Les saignements sur la surface extérieure sont très apparents au site d'impact et se propagent sur une superficie beaucoup plus grande que le point central d'impact (Figure 3.12.A). En effet, le diamètre de l'impacteur n'est que de 5 mm et les saignements s'étalent sur une

longueur d'environ 15 mm (Figure 3.12.B). De plus, le point d'impact n'est pas la surface où le saignement est le plus abondant. C'est le diamètre extérieur de l'impacteur et les environs qui subissent le plus d'éclatement de vaisseaux sanguins périphériques sur l'extérieur de la pie-mère. La superficie de l'hématome est donc neuf fois plus importante que la surface d'impact initiale.

Il est également important de noter que le point d'impact n'est pas centré avec l'empreinte de l'hématome. En effet, sur une longueur de saignement de 15 mm, le centre d'impact est situé à seulement 5 mm du début des saignements crâniaux. Le deux tiers de l'étendue se situe donc en position caudale à l'impact.

Une analyse visuelle sur les tissus internes a ensuite été effectuée à différents niveaux de hauteur. C'est-à-dire que des coupes complètes au site d'impact et de façons crâniale et caudale à l'impact furent complétées. Cette méthode vise à observer macroscopiquement les dommages aux différents groupes de tissus et différentes hauteurs axiales de la moelle épinière. La Figure 3.12 regroupe différentes photos de segments impactés postérieurement. Des coupes transverses complètes permettent d'observer la structure interne de la moelle épinière à différentes hauteurs et l'effet de l'impact sur les tissus aux sites observés.

Aux sections crâniale et caudale à l'impact, aucun vaisseau sanguin ne semble avoir éclaté puisqu'aucun saignement n'est observé. Par contre, au site d'impact, le tissu est rougi dans son entièreté sous différentes teintes. De plus, tel qu'observé à la Figure 3.12.C, la substance grise, située au centre de la moelle épinière, semble avoir été endommagée de façon importante.

Sur la Figure 3.12.C, la vue de coupe montre que les dommages sont beaucoup plus important que ne le laisse savoir les saignements sur la paroi extérieure de la pie-mère postérieure observés à la Figure 3.11.

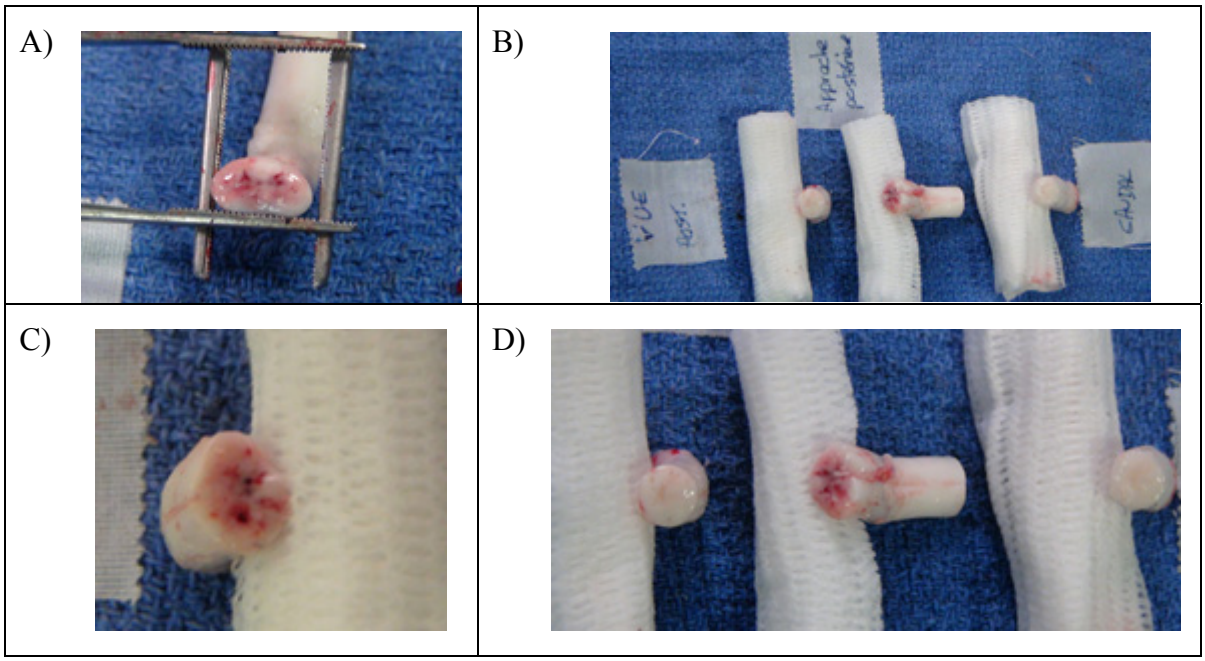


Figure 3.12 Coupe transverse des segments impactés postérieurement

Il est cependant important de noter que les dommages à la substance blanche sont principalement postérieurs et quelque peu latéralisés. Il n'y a que légèrement des saignements à l'hémisphère antérieur et aucun dommage visuel sur la pie-mère antérieure sinon un léger contour orangé projetant la forme de compression comme montré à la Figure 3.13.

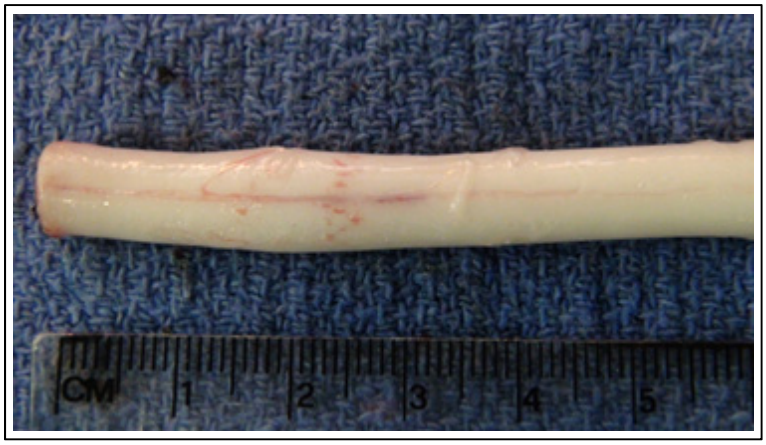


Figure 3.13 Vue antérieure d'un impact postérieur à la moelle épinière

3.5 Analyse des résultats

3.5.1 Hauteur de déformation

Trois spécimens ont été analysés avec ce paramètre pour l'approche antérieure et un pour l'approche postérieure. Une plage de résultats plutôt vaste limite les corrélations possibles entre les types d'approches, la hauteur de lâcher de poids utilisée et le temps de maintien en compression post-impact. La hauteur de déformation présente toutefois un écart entre l'essai postérieur et les essais antérieurs. La déformation provenant de l'essai postérieur est plus importante que celle en antérieure. La hauteur moyenne en antérieur se situe à 1,5 mm tandis que la moyenne des mesures de l'essai postérieur est à 2,6 mm. Cette différence pourrait s'expliquer par le fait que le ligament postérieur longitudinal et la veine basi-vertébrale servent d'appui inférieur lors de la compression postérieure. Ces éléments situés entre la moelle épinière et le corps vertébral sont moins rigide que l'os. Il y a donc possibilité d'un déplacement plus important dû à la compression du ligament. Pour la contusion antérieure, seul le ligament jaune se situe entre la moelle épinière et la limite osseuse postérieure du canal rachidien. Un plus grand nombre de mesures et de meilleurs outils de mesure permettraient cependant de vérifier cette hypothèse et ces premiers résultats.

Avec les déflexions enregistrées, il est également possible d'estimer le module de rigidité (E) à partir de l'équation de déflexion et de ses transformées tel que les équations (3.3) et (3.5) le démontre pour obtenir l'équation (3.5). Les variables de l'équation sont la force à l'impact (F), la longueur entre les deux nerfs spinaux de chaque côté de l'impact (L), le diamètre de la moelle épinière (∅) et la déflexion (δ).

Déflexion d'une poutre,
avec charge centrée

$$\delta = \frac{F \cdot L^3}{48 \cdot E \cdot I} \tag{3.3}$$

Inertie, surface d'un cercle

$$I = \frac{\pi \cdot \emptyset^4}{64} \tag{3.4}$$

Module de rigidité

$$E = \frac{4 \cdot F \cdot L^3}{3 \cdot \pi \cdot \emptyset^4 \cdot \delta} \tag{3.5}$$

La moelle épinière est viscoélastique et elle est composée de matériaux vivants complexes (Fradet 2013). Ainsi, ces calculs ne permettent qu'une approximation du comportement de la moelle épinière. Les résultats visent cependant à tenter de corréler l'énergie transférée à l'impact avec la rigidité trouvée. Le module complexe de rigidité évolue et varie selon les taux déformation (Fradet 2013). L'hypothèse est donc que la hauteur de déformation suit cette variation du module complexe de rigidité.

La force à l'impact est constante pour une masse d'impacteur et une hauteur lâchée données. Par contre, la longueur entre les nerfs spinaux varie et la lecture est difficile étant donné la largeur des racines et une possible dissymétrie entre la position des nerfs spinaux gauche et droit tel que montré à la Figure 3.14. En lien avec l'équation (3.5), une variation de ±1 mm sur des longueurs similaires à la Figure 3.14 entraîne des variations du module de rigidité d'environ -15% à +20%. De la même façon, le diamètre de la moelle épinière est très important dans cette équation. En le faisant varier à 5.0 ±0.5 mm, le module de rigidité varie de -30% à +50%.

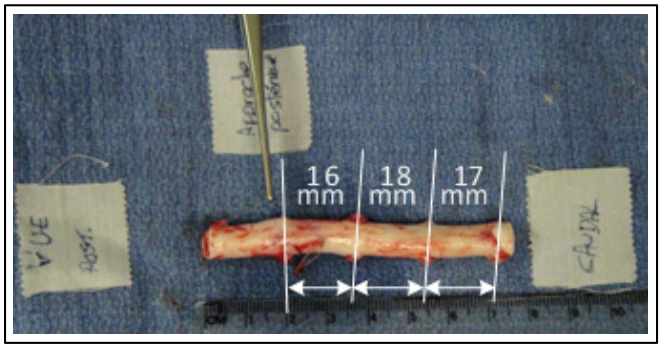


Figure 3.14 Variation de longueur entre nerfs spinaux

La dernière variable de l'équation est la déflexion de la moelle épinière. La lecture sur une règle dépend beaucoup de l'angle de prise de vue de la photo. Également, la mise à zéro était effectuée en manipulant l'impacteur près de la surface de contact. Les erreurs visuelle et

tactile avec cette méthode sont grandes. L'incertitude sur cette variable ne fait qu'élargir la plage de calculs pour le module de rigidité. De ce fait, les variations importantes observées pour les déflexions de la moelle épinière ne permettent pas de calculer des résultats. L'insertion de capteurs de force et de déplacement aiderait à obtenir des données plus précises et limiter les sources d'erreurs. Une étude sur un plus grand nombre de spécimens faisant varier l'énergie transférée à l'impact permettrait de valider plus précisément le potentiel et la validité de cette variable à l'étude.

3.5.2 Rythme cardiaque

L'évaluation du rythme cardiaque ne semble pas tirer de constance sur l'évolution pré-impact versus post-impact. En effet, deux des six spécimens (postérieur 2, antérieur 3) montrent un rythme cardiaque constant sur toute la durée de l'expérimentation. Une augmentation du rythme cardiaque suite à l'impact est observée sur trois spécimens : en postérieur 1 (7.6%), en antérieur 1 (12.0%) et en antérieur 2 (15.0%). Finalement, l'essai en postérieur 3 montre une diminution de 4.9% du rythme cardiaque post-impact par rapport au pré-impact.

Le temps de maintien en compression semble tout de même avoir un certain effet. Les essais avec compression de seulement 5 min, postérieur 2 et antérieur 3, sont ceux ayant des résultats pré-impact et post-impact équivalents. Les autres essais, de compression de 60 min, ont tous obtenus des variations positives ou négatives entre pré-impact et post-impact.

Par contre, une chute ponctuelle marquée du rythme cardiaque est observée sur tous les spécimens dans les instants suivant l'impact. Cet effet est observé entre 20 et 79 secondes après impact. Puisqu'il ne s'agit pas d'une chute immédiatement au moment de l'impact, il ne s'agit probablement pas d'une réaction biomécanique entre les vaisseaux sanguins et l'impact. Le délai observé porte à croire qu'il s'agit plutôt d'un mécanisme de protection spécifique à la réaction sur la blessure au système nerveux. Il serait intéressant d'analyser cet effet réactionnel pour différents apports d'énergie d'impact.

3.5.3 Pression artérielle

L'analyse de la pression artérielle s'attardera à la pression systolique seulement puisque les variations de la pression diastolique suivent les mêmes patrons de variation dans le temps.

Tous les essais de compression de 60 min ont vu leur pression diminuer 5 min post-impact : postérieur 3 (4.1%), antérieur 1 (8.5%) et antérieur 2 (27.5%). Le seul essai en compression de 5 min a vu sa pression post-impact augmenter légèrement : antérieur 3 (3.3%). Ces résultats portent à croire qu'une compression maintenue de la moelle épinière affecte le système nerveux au point de réduire la distribution de l'afflux sanguin dans tout le corps à court terme. L'hypothèse que le mécanisme de défense s'assure d'un afflux sanguin aux organes en priorité avant les membres et extrémités est plausible puisque le rythme cardiaque ne semble pas suivre une tendance spécifique. Ce phénomène pourrait expliquer une baisse de la pression artérielle à court terme (5 min post-traumatisme).

Par contre, l'effet post-traumatisme à plus long terme s'inverse de façon importante pour les essais antérieurs. En effet, la pression artérielle entre 5 et 30 min post-impact augmente beaucoup, soit de 40.2% (antérieur 1), de 72.4% (antérieur 2) et de 17.6% (antérieur 3) par rapport à la pression dans les cinq premières minutes post-impact. L'essai postérieur reste cependant presque stable, montrant même une légère diminution (4.7%). Le seul essai avec une compression de seulement 5 min post-impact suit la tendance des essais antérieurs, bien que sa pression ait moins varié que les autres à long terme.

Un sommet important de la pression systolique est visible au moment même de l'impact sur trois des quatre spécimens contrairement au rythme cardiaque où il y avait un délai de quelques secondes. Un sommet est tout de même visible sur le quatrième spécimen (antérieur 1) bien que beaucoup moins important que pour les autres. Ce sommet atteint seulement 1.3% de plus que le régime permanent pré-impact, tandis que, pour les autres, ces sommets atteignent 17.1% (postérieur 1), 30.9% (antérieur 2) et 66.4% (antérieur 3). La plage de pourcentage de ces sommets reste tout de même très vaste. Un plus grand nombre de

spécimens permettrait de valider cette tendance et d'analyser si un apport d'énergie différent affecterait cette variable.

3.5.4 Histologie macroscopique

Il est possible de croire que, suite à l'impact initial, un flux sanguin important ait été dirigé vers la blessure pour augmenter l'apport d'oxygène, de nutriments, de plaquettes et de globules blancs. Les vaisseaux sanguins transportaient donc tous ces composants vers la blessure en amont. Par contre, en aval, le flux était probablement pratiquement nul étant donné les saignements importants. Cela a donc pu aggraver la situation en aval et donc augmenter la grosseur de l'hématome du côté caudal à l'impact. En effet, non seulement une déformation de la structure et de la disposition de la substance grise est observée, mais elle semble s'être dégradée jusqu'à se casser et s'égrainer. La photo C de la Figure 3.12 semble bien confirmer cette hypothèse puisque les deux points noirs au centre des cornes latérales montrent une absence de substance grise et laissent un trou vide. Cette hypothèse est d'autant plus plausible selon l'analyse comparative du comportement des substances blanche et grise confirmant que la substance grise est plus fragile et la substance blanche plus viscoélastique selon des essais sur des modèles bovins (Ichihara, Taguchi et al. 2001).

3.5.5 Comparaison des approche postérieure et antérieure

Bien que toutes les recherches actuelles n'utilisent que des approches postérieures pour des contusions à la moelle épinière, la réalité clinique propose plutôt des blessures sur la face antérieure de la moelle épinière. Les expérimentations reproduisant une contusion antérieure visent donc à analyser si les répercussions varient selon le type d'approche.

Sur la Figure 3.15, des segments de moelle épinière impactés antérieurement sont photographiés. La Figure 3.15A montre la face antérieure et le point d'impact situé près du nœud des nerfs spinaux de gauche, du côté crânial du segment. La Figure 3.15C est une vue rapprochée de la Figure 3.15A et montre le centre d'impact. Pour ce spécimen, le même

phénomène que pour les impacts postérieurs montrés à la Figure 3.11 se produit. C'est-à-dire que des vaisseaux ont éclatés en plus grand nombre sur la partie caudale de la moelle épinière, soit en aval du point d'impact. Par contre, la Figure 3.15B montre le contraire où les saignements semblent plus importants en amont de l'impact. Plus d'expérimentations seront donc nécessaires pour confirmer s'il y a réellement un patron-type de meurtrissure lors d'une contusion sur la moelle épinière. De la même manière que pour l'approche postérieure, les saignements causés par l'impact ne semblent pas traverser de façon importante sur la face opposée, tel que le montre la Figure 3.15D avec seulement deux points rouges presque parfaitement centrés.

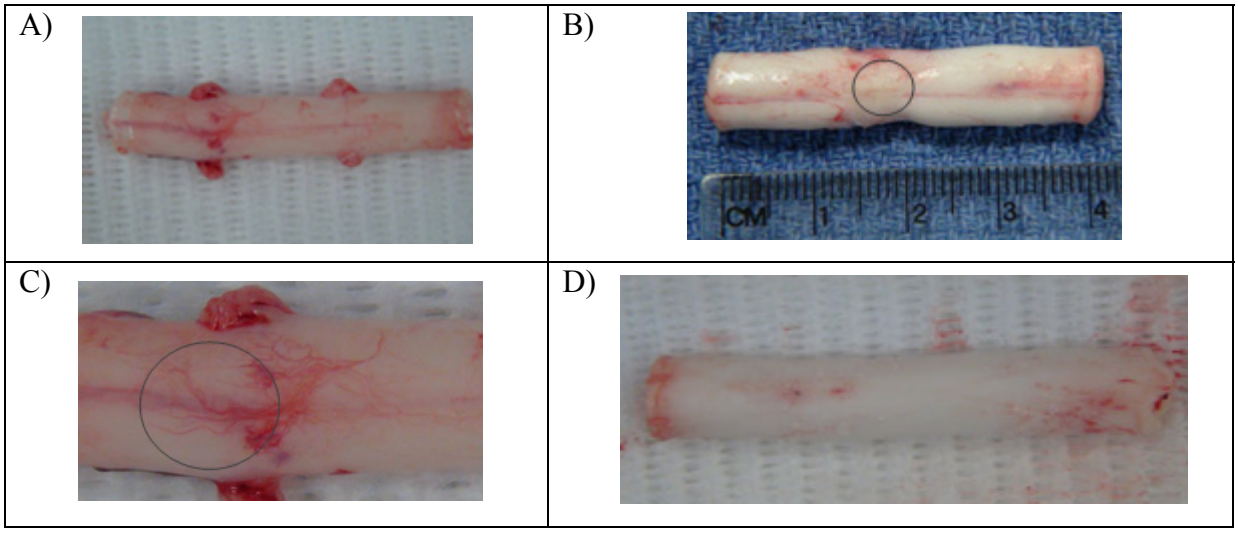


Figure 3.15 Photos d'un impact antérieur à la moelle épinière

La Figure 3.16 montre les segments de moelle épinière impactés antérieurement. Ils sont divisés en trois sections par des coupes transverses, puis ouverts longitudinalement afin de mieux voir les dommages internes. La section caudale, à droite, est la seule montrant des signes d'éclatement de vaisseaux sanguins et de saignements importants. Le point d'impact est situé à la jonction entre la section crâniale et la section médiane. Quelques légers saignements apparaissent sur le diamètre extérieur et la pie-mère au niveau crânial. Cependant, aucun saignement n'est observé au centre de la moelle épinière. Étonnamment, la section médiane, immédiatement sous le point d'impact, ne démontre aucun saignement ni dommage important aux tissus internes. Bien que visuellement il ne semble pas avoir de

dommage interne, il serait tout de même intéressant de faire une analyse histologique afin de vérifier si des neurones ont été atteints et les différents tissus touchés.

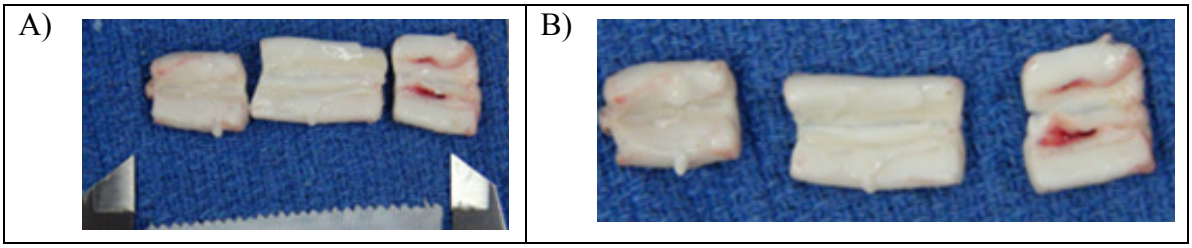


Figure 3.16 Coupes longitudinales d'un impact antérieur

Bref, les deux approches ont été testées et bien contrôlées. Les manipulations chirurgicales étaient bien définies et ont permis de valider le banc d'essais afin d'impacter la moelle épinière pour reproduire une contusion. La blessure antérieure a été testée pour la première fois et produite à plusieurs reprises. Les réactions aux tissus ne semblent pas identiques selon l'approche et des études approfondies devront valider les différences résultant d'un impact antérieur comparativement à un impact postérieur.

3.5.6 Recommandations

Plusieurs résultats intéressants ont été relevés de l'étude comparative des approches d'impact à la moelle épinière. Il est cependant important de noter que, sur l'ensemble des essais préliminaires ainsi que l'étude présentée, 5 spécimens sur 16 n'ont pas reçu le protocole en entier. Cela est principalement causé par des difficultés de manipulations dans le protocole chirurgical préparatoire avant l'impact. Deux de ceux-ci sont les premiers à avoir été testés et utilisaient une approche postérieure. Les trois autres étaient tous des approches antérieures et faisaient partie de l'étude comparative présentée.

Le banc d'essai utilisé lors des essais a été ajusté et amélioré à plusieurs reprises. Des difficultés de positionnement ont forcé certains ajustements ponctuels. Cela a possiblement nuit à la reproductibilité des essais. Il serait donc judicieux de revoir le banc d'essai afin de standardiser les manipulations et ainsi augmenter la reproductibilité. Également, l'approche

antérieure a nécessité une approche préalable en postérieur lorsque le paramètre de la pression du LCR était à l'étude. Dans ce cas spécifique, la moelle épinière de l'animal doit être approchée postérieurement afin d'insérer les capteurs de pression. Puis, l'animal est retourné pour l'approche et la contusion antérieures. Les déplacements nombreux dans cette situation causent des risques importants de complications opératoires et augmente la difficulté de répétabilité entre les spécimens. L'ajout d'un protocole préétabli réduirait les risques de complications et les incertitudes sur les résultats des variables possiblement associées en partie à l'intervention très invasive.

Finalement, bien que la méthode du lâcher de poids demeure universelle et largement utilisée pour ce type d'étude, la méthode par vérin motorisé permettrait de mieux contrôler la vitesse d'impact et le taux de compression. La force d'impact pourrait aussi être facilement recueillie et permettrait de corréler l'énergie transférée à l'impact avec la réaction de la moelle épinière via l'analyse des variables dépendantes à l'étude. Le développement d'une table expérimentale spécifiquement adaptée à ce projet est donc recommandé.

CHAPITRE 4

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

4.1 Retour sur les bancs d'essai préliminaires

4.1.1 Première version du banc d'essai

Le premier banc d'essai préliminaire est fabriqué à partir de ressources matérielles existantes dans le laboratoire expérimental du CRHSCM tel que montré à la Figure 4.1. La principale caractéristique de ce banc d'essai est son positionnement sur trépieds déposés sur le sol. Ils sont ajustables en hauteur et permettent un positionnement rapide au-dessus de l'animal.

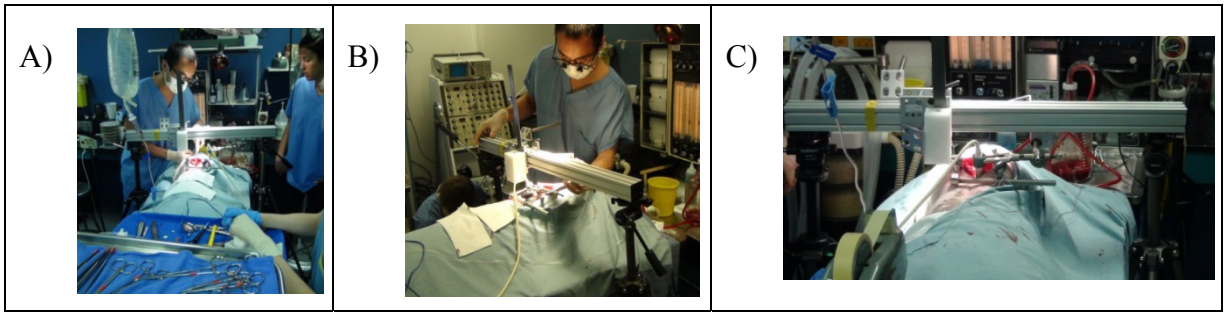


Figure 4.1 Photos du montage, 1ère version

Une poutre carrée de l'entreprise 8020 de 50,8 mm de longueur placée horizontalement maintient le guide de téflon permettant le lâcher de poids de la tige impactant la moelle épinière. Le guide peut également se déplacer dans l'axe médio-latéral afin de centrer l'impact sur la moelle épinière. Une règle de précision au millimètre permet de vérifier la hauteur de départ. Les impacteurs sont des tiges d'aluminium de 9.5 mm de diamètre réduites à l'extrémité d'impact à 5 mm de diamètre. La transition conique du diamètre est lisse et sans bavure. La longueur des tiges dépend de la charge désirée et de l'énergie à l'impact à déployer, soit 25 g (130 mm), 50 g (260 mm) ou 100 g (520 mm).

4.1.1.1 Observation et critique de la première version du banc d'essai

La simplicité de cette première version permet de déplacer aisément le montage. Par contre, le positionnement précis pour l'approche à la moelle épinière est plus ardu considérant que le banc d'essai doit être déplacé manuellement à partir des trépieds. L'axe cranio-caudal est donc dépendant du déplacement manuel des trépieds. Le repositionnement entre deux séquences de manipulation devient alors pratiquement impossible à reproduire, dans le cas d'un impact suivi d'acquisition par sonde ultrasons par exemple.

Dans le même ordre d'idée, bien que le déplacement fin soit plus aisé dans l'axe médio-latéral grâce au chariot linéaire coulissant sur la poutre, il s'agit également d'un déplacement manuel selon la précision du manipulateur. La finesse du montage conçu à partir d'une seule poutre permet cependant d'accroître l'espace de travail. Effectivement, l'insertion de nouveaux appareils ou autre outil d'acquisition pourrait facilement s'intégrer autour du montage et se fixer sur la poutre. Par exemple, lors de la deuxième séquence d'essais deux bras articulés ont été ajoutés au montage de manière à faciliter le positionnement des sondes ultrasons.

Le choix du bloc de téflon pour guider la tige d'aluminium impactant la moelle épinière réduit le frottement ralentissant le lâcher poids et freinant la tige à l'impact. Par contre, la grosseur du bloc empêche d'abaisser le montage pour se rapprocher de l'animal. De ce fait, les tiges utilisées doivent avoir une certaine longueur et donc un certain poids. Avec seulement des tiges pleines d'aluminium comme matériel disponible, la longueur minimale possible pour tenir dans le bloc de téflon correspondait à une masse de 20 g et plus.

4.1.2 Deuxième version du banc d'essai

Un changement majeur s'ajoute pour la troisième série d'essais (Figure 4.2B) comparativement au banc précédent (Figure 4.2A). Le banc d'essai se fixe désormais sur la table et se déplace dans l'axe cranio-caudal à l'aide d'adaptateurs de serrage (*side rail clamp*)

pour le coulissement du montage directement sur la table. Il est ainsi plus facile de positionner l'impacteur au bon niveau vertébral pour reproduire la contusion. De plus, la glissière de positionnement sur la poutre horizontale permet toujours de centrer l'impacteur sur la moelle épinière dans l'axe médio-latéral.

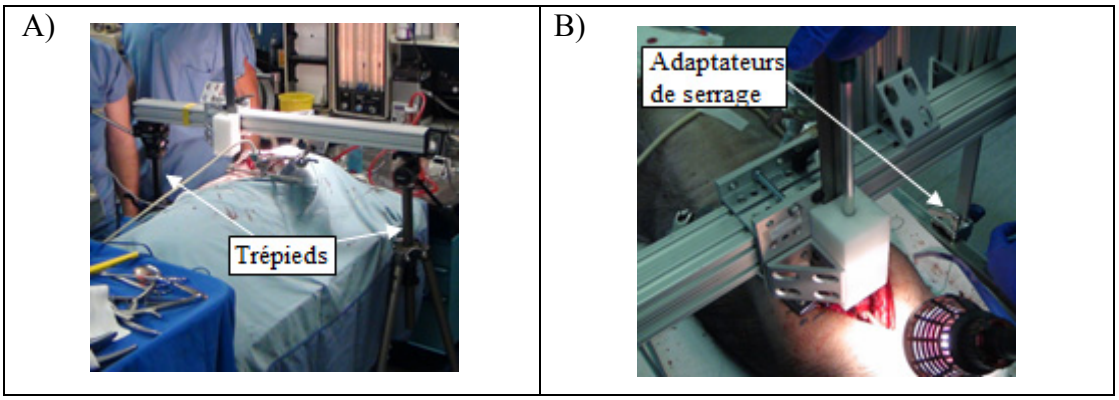


Figure 4.2 Comparaison des bancs d'essai sur trépied vs coulissant

4.1.3 Troisième version du banc d'essai

La transition du montage avec trépieds à celui de la deuxième série accroît la facilité à obtenir un positionnement désiré sur la moelle épinière et la précision du repositionnement entre les séquences d'opérations. L'innovation entre la deuxième série et la troisième améliore encore la facilité du déplacement et du repositionnement du banc d'essai. Les deux adaptateurs de serrage placés de chaque côté de la table glissent maintenant sur des rails de bois spécialement fabriqués pour le déplacement cranio-caudal.

L'ajout d'une seconde poutre perpendiculaire à la première ajoute un degré de liberté dans l'axe cranio-caudal. Un chariot linéaire coulissant est positionné sur chacune des deux poutres et permet l'ajustement dans les deux axes, médio-latéral et cranio-caudal. L'axe dorso-ventral s'ajuste manuellement selon la longueur de tige sortant des adaptateurs de serrage afin de dégager un certain espace de travail au-dessus de l'animal.

Le positionnement centré sur la moelle épinière peut également être plus précis avec ce montage. Effectivement, le déplacement final, de plus ou moins 10 mm, est établi à l'aide d'une vis sans fin de ¼ po de diamètre et de pas 20. La précision est donc d'environ 1,25 mm/tour et l'utilisation d'un tournevis peut facilement diviser le tour en plusieurs cadrans. La Figure 4.3 montre des photos des améliorations de la 3e version du montage.

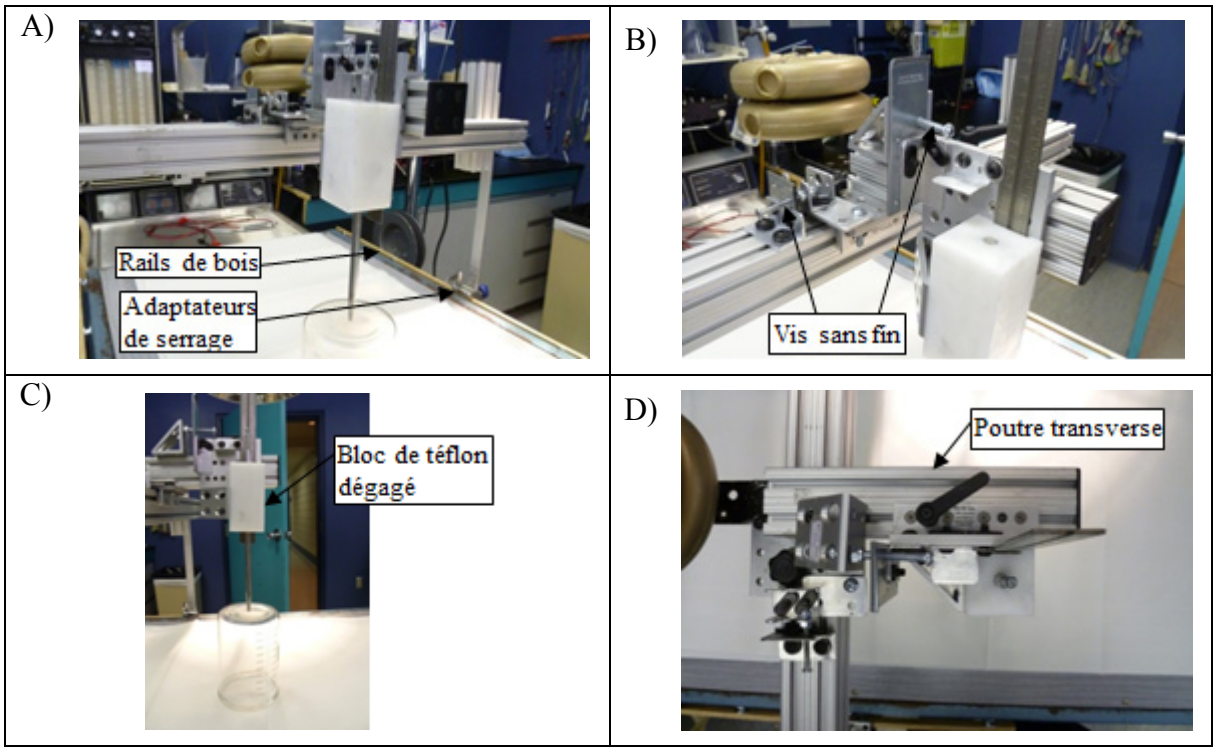


Figure 4.3 Photos du montage, 3e version

Également, le dégagement du bloc de téflon de la poutre centrale permet d'abaisser le montage plus près de l'animal tout en gardant un espace opératoire suffisant. Par contre, ce bras de levier ainsi créé, il a fallu ajouter un support pour positionner des charges afin d'équilibrer le montage.

4.2 Cahier des charges

Le cahier des charges est une étape importante du processus de conception permettant de cibler les besoins réels du protocole d'étude et d'obtenir un concept final répondant le plus

possible aux critères déterminés dès le départ. La définition des attributs clients, des restrictions et des spécifications techniques sera détaillée dans les sections suivantes. Quelques idées de concepts seront ensuite brièvement présentées avant de les comparer dans une matrice de décision. Le concept retenu sera détaillé dans ce chapitre en incluant les principaux dessins et spécifications des assemblages.

4.2.1 Attributs clients

Les attributs clients permettent de débuter le cahier des charges en définissant les besoins réels à combler. Dans ce cas-ci, le produit à développer est un banc d'essai expérimental permettant l'étude des SCI sur un animal vivant, le porc. Il est important de noter qu'il n'y a qu'un seul modèle à fabriquer et qu'il est destiné au Centre de Recherche de l'HSCM. Le Tableau 4.1 détaille les attributs clients et leur alloue une cote d'importance classée de 1 à 5, 5 étant la cote ayant le plus d'importance.

Tableau 4.1 Détail des attributs clients

Catégorie générale	Attributs client	Cotes
Les manipulations…	Sont rapides et peu nombreuses	3
	Sont simples à exécuter	1
Le banc d'essais…	Est transportable	2
	Permet deux approches (antérieure et postérieure)	5
	Est stable	3
	Permet un espace de travail suffisant	4
	Est ajustable	4
La méthode…	Est reproductible	5
	S'adapte à la morphologie de l'animal	3
	Provoque une contusion contrôlée sur la moelle épinière	5

Le premier attribut client est la stabilité du banc d'essai. La stabilité est primordiale autant lors de la simulation de la blessure que pour éviter les complications opératoires. De plus, le banc d'essai devrait être transportable et ajustable dans le plus grand nombre de

configurations possibles de façon à ce qu'elle puisse servir à d'autres études et à plusieurs chirurgiens. Les manipulations reliées au banc d'essai doivent cependant rester rapides, peu nombreuses et simples à exécuter.

Plus spécifiquement au protocole visé, le banc d'essai vise à permettre les deux types d'approche à la moelle épinière, et ce, à partir d'une méthode reproductible. Également, il est important de préciser que l'expérimentation se divise en deux étapes, la chirurgie puis la blessure. Lors de la réplication du traumatisme par SCI, un meilleur contrôle possible de la contusion est recherché afin d'assurer que l'évaluation des paramètres soit bien maîtrisée. Il faut, par contre, permettre un espace de travail suffisant en tout temps permettant au chirurgien d'intervenir rapidement. Finalement, des appuis et des supports s'adaptant à la morphologie de l'animal réduiront probablement les saignements et autres complications.

4.2.2 Spécifications techniques

Le rôle des spécifications techniques est de transférer les attributs clients en critères de conception quantifiables. Une cible chiffrée permettant de comparer les différents concepts sera ensuite déterminée. Chaque spécification technique est ainsi reliée directement à un attribut client. Ces derniers sont donc représentés par au moins une spécification technique. Le Tableau 4.2 détaille les spécifications techniques choisies ainsi que l'objectif – maximisation ou minimisation – et la cible idéale à viser.

Les 10 attributs clients sont ainsi répartis dans 15 spécifications techniques. Deux spécifications techniques analysent les manipulations afin qu'elles soient rapides et peu nombreuses. Le nombre de manipulations sera comptabilisé et le seuil d'acceptabilité est ciblé à 5. Également, le temps de préparation d'installation du banc d'essai devra être minimisé et d'au maximum 10 min. Afin d'assurer que les manipulations soient simples à exécuter, le nombre de personnes nécessaires à l'installation et au montage de la table devra être minimisé et d'au plus 3 personnes.

Tableau 4.2 Détails des spécifications techniques

Catégorie générale	Attributs Client	Spécifications Techniques	Objectif	Cible
Les manipulations …	rapides et peu nombreuses	Temps de préparation	↓	10 min
	rapides et peu nombreuses	Nombre de manipulations	↓	5
	simples à exécuter	Nombre de personnes requises au montage	↓	3
Le banc d'essai…	Transportable	Masse de la table	↓	50 kg
	Transportable	Aire d'espace au sol	↓	10 000 cm^2
	deux types d'approche	Nombre de modularité	↑	6
	est stable	Charge maximale	↑	100 kg
	espace de travail suffisant	Longueur sans interférence	↑	45 cm
	est ajustable	Désaxement maximal	↑	30 cm
	est ajustable	Aire d'impact	↑	2 000 cm^2
	est ajustable	Course en hauteur	↑	20 cm
La méthode…	est reproductible	Surface de précision de position d'impact	↓	0,1 mm
	s'adapte à la morphologie	Position angulaire	↑	30°
	contusion contrôlable	Vitesse d'impact	↑	2 m/s
	contusion contrôlable	Taux de compression	↑	100 %

Afin de vérifier que le banc d'essai soit transportable, sa masse sera évaluée et la cible visée est 50 kg. L'aire d'empiètement au sol sera également analysée et la cible visée est de moins de 10000 cm² lors de son rangement. Le nombre de modularité permettra de quantifier les ajustements possibles afin d'adapter le banc d'essai et de permettre deux types d'approche. La cible visée serait d'avoir 6 modularités permettant un positionnement optimal peu importe l'approche visée. La stabilité est assurée par l'évaluation de la capacité de charge maximale où le seuil est fixé à 100 kg. Également, le banc d'essai doit rester stable même si l'impacteur est décentralisé. Le désaxement maximal possible tout en conservant la stabilité du banc d'essai est évalué et devrait être d'au moins 30 cm afin de permettre l'évaluation de contusion à différentes hauteurs du rachis. Un espace de travail suffisant pour le chirurgien et les manipulateurs autour du banc d'essai est primordial. La longueur cible sans interférence dans l'axe crânio-caudale est donc d'au moins 45 cm. L'aire couverte par l'impacteur

permettant d'ajuster la position d'impact doit être optimisée et une cible à 2000 cm² est fixée. Dans le même ordre d'idées, la position de l'impacteur au-dessus du banc d'essai doit être ajustable afin de s'adapter à plusieurs grosseurs de spécimens. Une cible est fixée à 20 cm de course d'ajustement.

Afin que la méthode soit reproductible, la surface d'impact devrait être la plus précise possible. Le seuil est fixé à 0.1 mm de rayon d'impact autour du point ciblé. Afin de s'adapter à la morphologie et au positionnement de l'animal, la position angulaire de l'impacteur devrait pouvoir s'adapter à plusieurs situations. Des déplacements possibles de 30° dans tous les axes sont fixés comme cible. Afin d'exécuter la contusion le mieux possible, la vitesse d'impact doit être contrôlée et permettre une plage assez vaste. La cible est de 2 m/s. Le taux de compression doit également être pris en considération afin de contrôler la profondeur d'impact sur la moelle épinière le mieux possible. La cible visée est un taux de compression complet de 100 %.

4.2.3 Restrictions

L'objectif principal de la fabrication du banc d'essai est de fournir un support à la reproduction d'une contusion à la moelle épinière sur un modèle porcin. Afin d'arriver à cet objectif, des restrictions sont posées avant même le début de la recherche de solution. Le banc d'essai doit respecter absolument le seuil minimal des restrictions énoncées.

Le banc d'essai doit donc inclure un système d'acquisition des données afin d'évaluer les paramètres tels que les forces, le déplacement et la vitesse. Le concept doit également contrôler le rebond à l'impact de façon à connaître tous les déplacements de l'impacteur par rapport à la moelle épinière. Ce rebond peut être contrôlé ou analysé en déplacement ou en force. Le banc d'essai devra également permettre une course de l'impacteur d'au moins 6 mm après l'impact afin de pouvoir compresser complètement la moelle épinière au niveau thoracique dans l'axe antéro-postérieur. Finalement, le banc d'essai doit absolument pouvoir

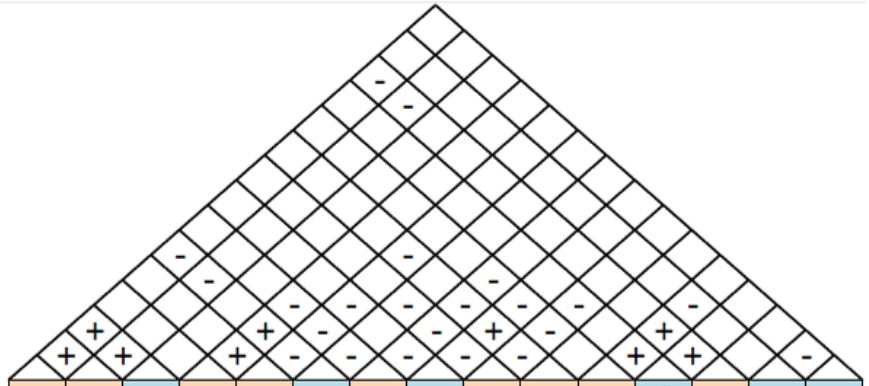
être complètement désinfecté. Le Tableau 4.3 résume les restrictions posées pour le banc d'essai.

Tableau 4.3 Résumé des restrictions

Résumé des restrictions	
▪ Inclure un système d'acquisition des forces et déplacement	▪ Contrôle du rebond à l'impact
▪ Compression jusqu'à 6 mm post-impact	▪ Lavable et désinfectable

4.2.4 Maison de la qualité

À partir des attributs clients et des spécifications techniques déterminées préalablement, une maison de la qualité est développée. Cette étape corrèle les attributs avec des caractéristiques techniques mesurables afin de les pondérer. Une comparaison des concepts retenus selon une matrice de décision ajustée selon l'importance de chaque spécification pourra ensuite aider à la décision du meilleur concept de façon juste et équitable. Telle que schématisée à la Figure 4.4, la maison de la qualité a pondéré en pourcentage le poids des quinze spécifications techniques développées.



Catégorie	Attribut	Cote	Temps de préparation ↓	Nombre de manipulations ↓	Nombre de personnes requises au montage ↓	Masse de la table ↓	Aire d'espace au sol ↓	Nombre de modularité ↑	Charge maximale ↑	Longueur sans interférence ↑	Désaxement maximal ↑	Aire d'impact ↑	Course en hauteur ↑	Surface de précision de position ↓	Position angulaire ↑	Vitesse d'impact ↑	Taux de compression ↑
Manipulations	sont rapides et peu nombreuses	3	5	5	1			-3		1		1					
	sont simples à exécuter	1	3	3	5			1								-1	-1
Produit	est transportable	2				5	5										
	permet les deux types d'approche	5	-1	-1			-1	5	-1								
	est stable	3					-1		5	-1	-1						
	Permet un espace de travail suffisant	4				-1		-1		5	1	1					
	est ajustable	4	-1	-1				3		1	5	5	5		3		
Méthode	est reproductible	5						-1						5		-3	-3
	s'adapte à la morphologie	3						3	1	1		3	3		5		
	Permet une contusion contrôlable	5								1			-1	3		5	5
	Cibles		10	5	3	50	10000	6	100	45	30	2000	20	0,1	30	2	100
	Unités		min	-	-	kg	cm^2	-	kg	cm	cm	cm^2	cm	mm	°	m/s	%
	Facteur d'importance (valeur algébrique)		9	9	8	6	2	29	13	32	21	36	24	40	27	9	9
	Facteur d'importance (valeur absolue)		27	27	8	14	18	65	23	38	27	36	34	40	27	41	41
	Importance relative (%)		5,8	5,8	1,7	3,0	3,9	13,9	4,9	8,2	5,8	7,7	7,3	8,6	5,8	8,8	8,8

Figure 4.4 Maison de la qualité

Le nombre de modularités (13.9%), la vitesse d'impact (8.8%), le taux de compression (8.8%) et la surface de précision de position (8.6%) sont les spécifications techniques ayant recueilli les poids les plus élevés. Les spécifications techniques ayant les poids les plus faibles sont, en ordre croissant, le nombre de personnes requises au montage (1.7%), la masse de la table (3.0%), l'aire d'espace au sol (3.9%) et la charge maximale (4.9%). La Figure 4.5 présente le diagramme Pareto de l'importante relative de chaque caractéristique technique.

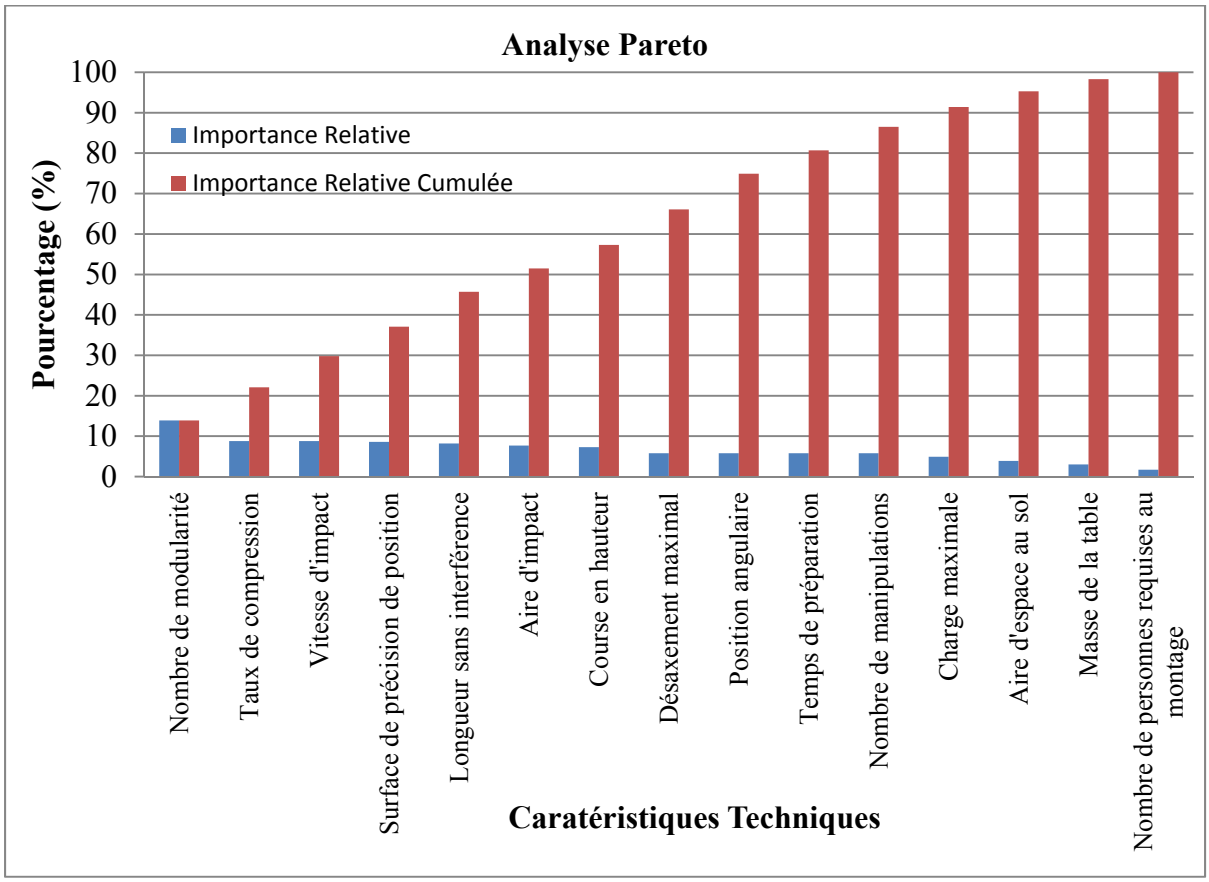


Figure 4.5 Diagramme Pareto des caractéristiques techniques

Le Tableau 4.4 présente l'importance relative de toutes les spécifications techniques en ordre décroissant en les reliant aux attributs clients et leur cote.

Tableau 4.4 Importance relative des spécifications techniques

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 contusion contrôlable	5
Vitesse d'impact	8,8	Permet une contusion 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

Sur les 15 attributs clients, les quatre cotes de 5 suivies des quatre cotes de 4 sont associées aux spécifications techniques ayant l'importance relative la plus forte. La logique est bien respectée selon les poids de chaque attribut client associé aux spécifications techniques. Par la suite, les quatre cotes de 3, les deux cotes de 2 et la cote de 1 se retrouve toutes dans l'ordre logique avec toutes moins de 6 % d'importance relative. La logique d'association entre les spécifications techniques et les attributs clients demeure donc fortement respectée.

4.2.5 Remue-méninge

Différents concepts ont été développés à partir d'idées provenant d'un remue-méninge. Ce remue-méninge consistait à énumérer toutes les possibilités de concepts ou de mécanismes venant à l'esprit. Cette étape s'est réalisée sur plusieurs séances et les idées convergeaient vers certaines solutions au fil des essais préliminaires et de l'évolution des premiers bancs d'essai. L'avantage du déroulement en parallèle du remue-méninge et des essais préliminaires est que certaines idées ont été immédiatement testées sur les premiers bancs

d'essai. L'analyse du banc d'essai utilisé lors des expérimentations a permis de dresser les points forts et les points à améliorer dans la prochaine conception. D'autres idées supplémentaires sont également ressorties afin d'optimiser le concept.

Le principal facteur serait d'introduire une table complète. Une table coussinée adaptée spécifiquement afin de réduire les points de pression de l'animal permettrait de réduire les saignements et les complications dues à la compression des organes. Également, un cadre de table pouvant accueillir les adaptateurs de serrage favoriserait un meilleur glissement lors des déplacements cranio-caudaux. De plus, ils pourraient permettre d'ajouter des supports latéraux pour l'animal. Cela éviterait des pressions abdominales associées à des complications opératoires telles que des saignements abondants ou des fluctuations de la pression artérielle, du rythme respiratoire ou cardiaque.

Afin de limiter les risques de débalancement, le support pour l'impacteur devrait être fixé aux glissières sur la table à partir de quatre points d'appui. Deux poutres placées de chaque côté assureraient une plus grande stabilité dans l'axe cranio-caudal. De plus, le banc d'essai actuel néglige le frottement de la tige impactrice dans le guide de téflon. La vitesse, la force et l'énergie de compression à l'impact sont donc approximées à partir d'équations théoriques les calculant à l'aide des paramètres contrôlés (masse, hauteur, diamètre). Lors de l'utilisation du concept final, il serait important d'assurer une prise de mesure évitant ce type de biais. L'insertion de capteurs de déplacement et de cellules de force permettrait d'accroître la confiance sur les valeurs de vitesse, de force et d'énergie.

Un autre moyen pour améliorer la précision de contrôle de la vitesse, de la force et de l'énergie d'impact serait d'utiliser un actionneur contrôlé numériquement plutôt qu'un lâché de poids. Ainsi, une course moins importante permettrait tout de même de reproduire des vitesses et des forces élevées. Une compression post-impact pourrait également être mieux étudiée en variant la hauteur d'interférence ou la force de compression pour un temps donné. Le moteur permettrait également de mieux contrôler le rebond suite à l'impact sur le matériau viscoélastique qu'est la moelle épinière afin d'étudier son effet. Bien qu'il soit

pratiquement impossible d'éliminer complètement ce phénomène, le déplacement contrôlé de l'impacteur ainsi que l'ajout d'une cellule de force permettrait d'observer cet effet.

Pour les essais de type lâcher de poids, l'ajout d'une méthode tirée de la littérature utilisant comme guide un long cylindre évidé (Jones, Lee et al. 2012), ouvert sur un quart de sa circonférence, permettrait des lâcher de poids d'une plus grande hauteur. L'ouverture permettrait d'insérer un capteur de déplacement ou une graduation pour contrôler la hauteur.
Une autre possibilité, basée sur le même principe, serait l'utilisation d'une tige impactrice évidée. Cela permettrait plus de légèreté et donc, une longueur de tige plus importante pour la même masse. En gardant le guide de téflon plus éloigné de l'animal, la hauteur serait plus importante.

Finalement, il a été noté que l'animal devait être retourné à quelques reprises durant l'opération lors de l'approche antérieure. Tout d'abord, une ouverture dorsale permet l'insertion des capteurs de pression. Puis, l'animal est tourné sur le flanc droit pour l'approche antérieure latéralisé à gauche. Une fois l'approche terminée, il est déplacé légèrement sur le dos pour assurer un impact vertical. La possibilité d'une table rotative éviterait plusieurs déplacements de l'animal lors de l'opération. Fixé sur la table, l'animal resterait immobile sur ses coussins d'appui et la rotation de la table permettrait au chirurgien d'opérer plus facilement.

4.2.6 Recherche de solutions

Une fois toutes les idées mises sur papier, quatre principaux concepts ont été développés. Ils s'inspirent soit du banc d'essai issu des expérimentations, soit d'idées provenant de la littérature ou soit du remue-méninge Chaque concept est décrit ci-dessous.

4.2.6.1 Concept chariot

Le premier concept est développé séparément de la table d'opération. Il s'agit d'un chariot sur quatre roues avec une poutre se dressant sur la base (Figure 4.6). L'impacteur est positionné en porte-à-faux de façon à être maintenu au-dessus de la table d'opération. Ce concept permettrait également d'insérer un système se fixant directement sur l'animal. L'avantage de cette idée est de suivre les déplacements de l'animal durant la contusion. Des mouvements naturels comme la respiration ainsi que des spasmes musculaires peuvent modifier la position de l'impacteur s'il ne suit pas l'animal. Par contre, une fixation rigide créerait plutôt l'inverse, c'est-à-dire que les mouvements déplaceraient l'animal autour de son point d'attache. Un concept accordant un degré de liberté dans l'axe dorso-ventral laisse libre le mouvement respiratoire tout en laissant toujours la même compression. Des ressorts maintiennent la charge du montage et libèrent ainsi les déplacements (Figure 4.7).

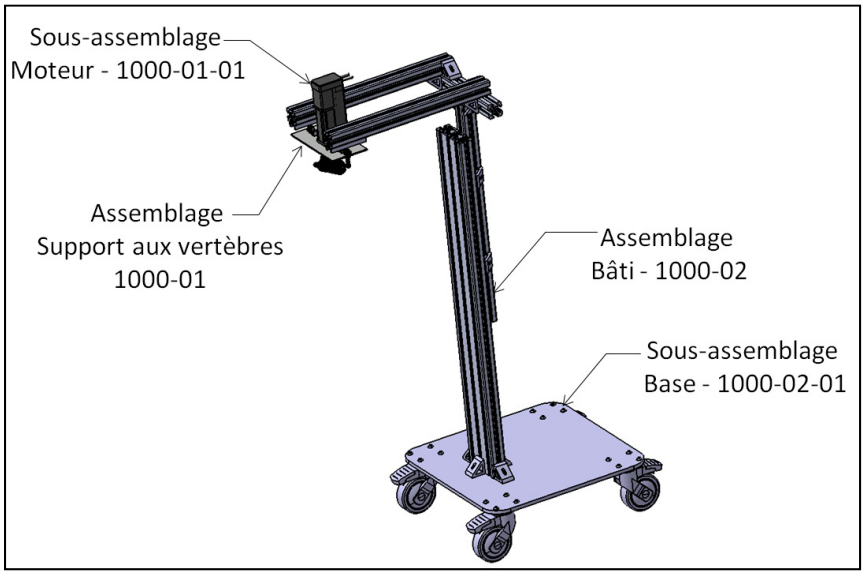


Figure 4.6 Schéma du concept chariot

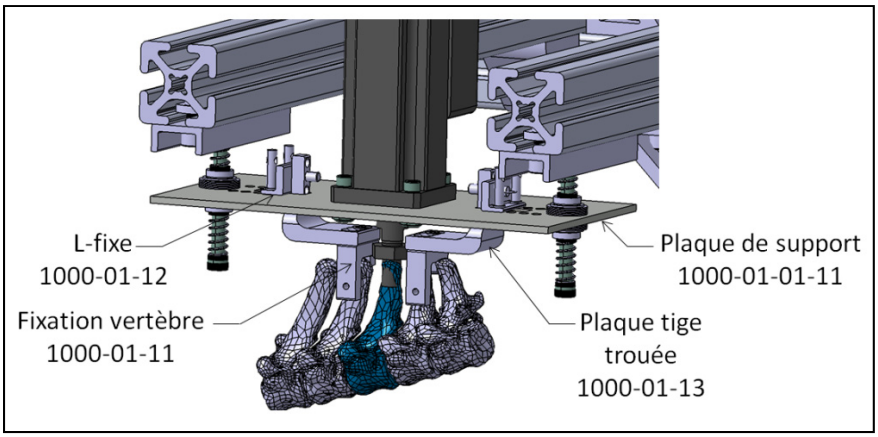


Figure 4.7 Vue sur le mécanisme d'attache aux vertèbres

4.2.6.2 Concept processus épineux

Le deuxième concept conserve l'idée du concept chariot en se rattachant directement sur l'animal. Il ne possède par contre aucun appui au sol. Ce concept s'inspire fortement du concept du groupe à UBC (Jones, Lee et al. 2012) tel que montré à la Figure 4.8. Il possède une fixation aux vertèbres similaire au concept 1, mais en négligeant les poutres horizontales. Un modèle d'impacteur motorisé serait probablement trop lourd pour s'appuyer directement sur les processus épineux. La charge d'un moteur pour l'impaction serait probablement trop importante et influencerait ou importunerait l'animal dans ses mouvements naturels. Un concept avec lâcher de poids est donc favorisé. Pour l'approche postérieure, la fixation sur les processus épineux est assurée simplement à l'aide de vis pédiculaires. Par contre, étant donné l'ouverture restreinte et les organes environnants, la méthode de fixation pour l'approche antérieure serait beaucoup plus délicate et non standard. Des essais préliminaires devront donc être faits afin d'analyser cette problématique et trouver un moyen de se positionner lors de l'approche antérieure.

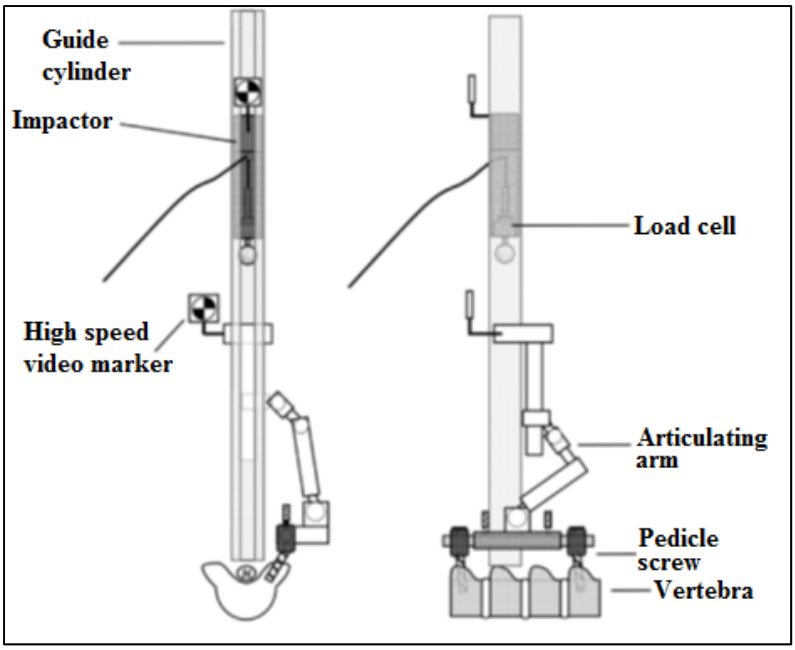


Figure 4.8 Banc d'essai fixé aux processus épineux du groupe UBC
Adaptée de Jones (2012c)

4.2.6.3 Concept table ciseaux

L'autre idée est de développer une table expérimentale entière. Cette table possède un pivot rotatif sur la base permettant d'ajuster la hauteur de la table à partir d'un vérin électrique tel que schématisé à la Figure 4.9. De cette façon, le chirurgien détermine la meilleure position pour l'opération puisque la hauteur de la table est ajustable autant pour les manipulations chirurgicales que pour simuler la blessure et acquérir les diverses données.

Le module annexé à la table pour reproduire la blessure présente plusieurs similarités avec le concept sur rails utilisé lors des essais expérimentaux. En effet, un glissement sur rail directement sur la table permet un premier positionnement dans l'axe cranio-caudal. Puis, un autre système de glissement, intégré sur les montants du module, ajuste précisément l'impacteur dans les axes médio-latéral et cranio-caudal. Les poutres verticales permettent également d'ajuster la hauteur du module selon la grosseur de l'animal et l'aire de travail désirée.

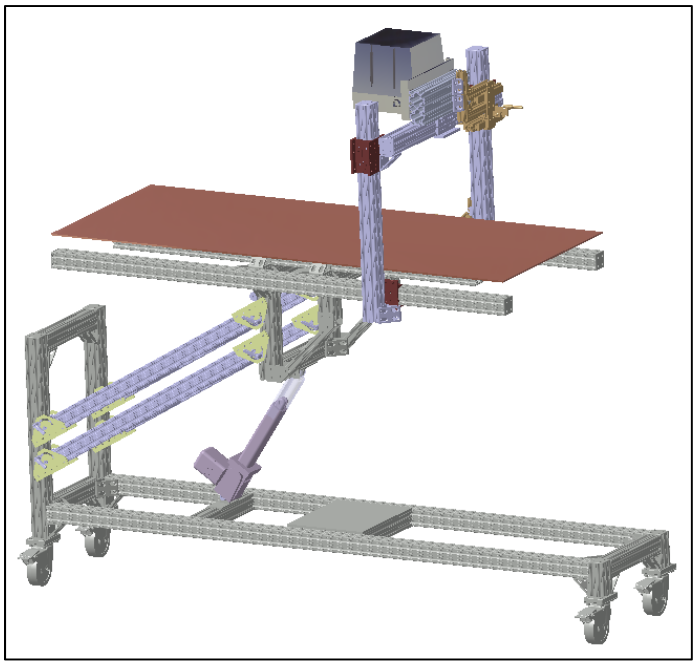


Figure 4.9 Concept table ciseaux

4.2.6.4 Concept table rotative

Le concept table rotative comprend lui-aussi la table complète tel que schématisé à la Figure 4.10. Ce concept est caractérisé par deux éléments majeurs. Tout d'abord, la table est conçue afin d'optimiser l'espace sur et au-dessous du cadre central. L'espace libre laisse la possibilité de positionner un appareil d'imagerie près de la surface de travail, tel qu'un fluoroscope ou un appareil à ultrasons par exemple.

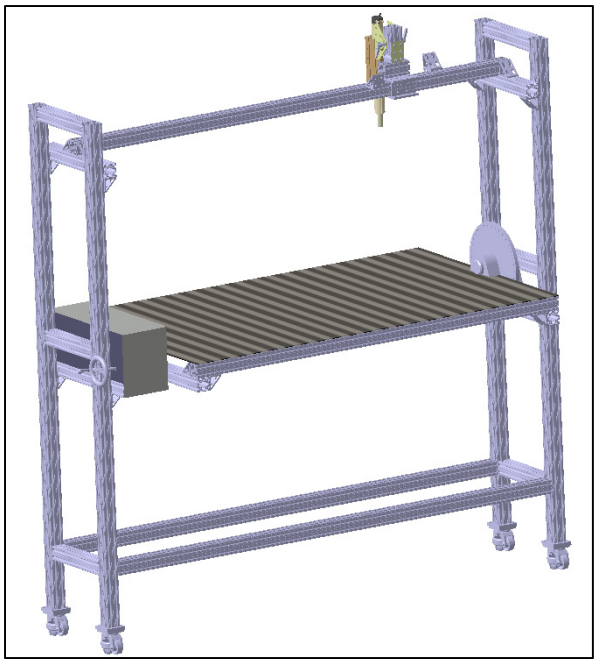


Figure 4.10 Concept table rotative

Le second élément majeur caractérisant ce concept est de permettre la rotation de la table. Cette fonction spécifique vise à améliorer le protocole chirurgical pré-impact. C'est-à-dire que la rotation de la table permet de retourner l'animal sans le déplacer. Cette étape survient spécifiquement pendant l'approche antérieure. La rotation de la table, sur laquelle l'animal est fixé à l'aide de courroies, permet de le laisser toujours dans la même position et d'ajuster l'environnement de travail autour de lui. De ce fait, les risques de complications associées aux déplacements et aux nombreuses manipulations sont appelés à être considérablement réduits.

4.3 Comparaison des concepts

Cette section cherche à analyser de façon méthodique chacun des concepts selon des critères prédéterminés. L'analyse de ces concepts vise à en choisir un seul final et développer la conception à partir de celui-ci. Une matrice de décision, s'appuyant sur l'importance relative des spécifications techniques analysées dans la maison de qualité, permettra de juger de la pertinence de chacun des concepts théoriques proposés. Le choix final sera basé sur les

résultats de cette analyse ainsi que les développements des premières expérimentations effectuées tel que démontré au chapitre précédent.

4.3.1 Matrice de décision

La matrice de décision est une méthode d'évaluation basée sur la comparaison des différents concepts proposés. L'analyse comparative reste théorique puisqu'aucun concept n'a été fabriqué. S'appuyant sur l'objectif final de chaque banc d'essai ainsi que les caractéristiques détaillées à la section 4.2, une note est attribuée sur un barème de plus ou moins trois points.

Le concept chariot, celui en porte-à-faux se glissant sous la table d'opération, est fixé à zéro pour toutes les spécifications techniques afin de servir de concept comparatif neutre. Les trois autres concepts se verront donc comparés à ce premier concept en recevant une note de ±3 points selon qu'ils sont considérés meilleurs ou plus faible au concept chariot. La note sera positive si le concept comparé est meilleur et la note sera négative s'il est considéré plus faible. Le cumulatif final correspond au produit de l'importance relative de chaque spécification technique avec la note reçue. De ce fait, le concept considéré comme le plus prometteur est celui ayant le cumulatif final le plus élevé. Les résultats de la matrice de décision sont présentés au Tableau 4.5.

Tableau 4.5 Matrice de décision

Spécifications Techniques	Imp. Rel. (%)	(1er) Chariot	(2e) P.épineux	(3e) Ciseaux	(4e) Rotatif
Nombre de modularités	13.9	0	-2	1	3
Taux de compression	8.8	0	-2	2	2
Vitesse d'impact	8.8	0	1	2	2
Surface de précision de position	8.6	0	1	-2	-2
Longueur sans interférence	8.2	0	2	1	-1
Aire d'impact	7.7	0	-1	1	1
Course en hauteur	7.3	0	0	-1	-2
Désaxement maximal	5.8	0	1	1	1
Position angulaire	5.8	0	-1	1	1
Temps de préparation	5.8	0	3	1	1
Nombre de manipulations	5.8	0	1	2	3
Charge maximale	4.9	0	3	-1	-2
Aire d'espace au sol	3.9	0	1	-3	-2
Masse de la table	3.0	0	2	-1	-2
Nombre de personnes requises	1.7	0	-1	2	-2
Cumulatif final		0	26.8	53.3	52.4

Les résultats de la matrice de décision démontrent clairement deux groupes très distincts l'un de l'autre. Les concepts chariot (1) et processus épineux (2), soit ceux directement fixés aux vertèbres reçoivent peu de points avec 0 et 26.8 respectivement, tandis que les concepts ciseaux (3) et rotatif (4), soit ceux englobant une table complète, obtiennent 53.3 et 52.4 points chacun.

4.3.2 Discussion sur l'évaluation finale des concepts

L'évaluation des concepts ciseaux (3) et rotatif (4), ayant reçu un pointage quasi-identique, devient donc très importante afin de cibler une conception finale. L'écart de 0.9 sur environ 53 points pour chacun des concepts retenus représente environ 1.7% d'écart ce qui permet de considérer ces concepts équivalents. Un nouveau banc d'essai sera donc développé à partir de l'analyse approfondie des forces de chacun et de l'expérience obtenue lors des premiers essais préliminaires.

Le troisième concept, la table ciseaux, est apprécié principalement pour sa simplicité d'opération et pour son module annexe du support d'impacteur coulissant sur des rails de chaque côté de la table. Ce module permet d'adapter la position de l'impacteur sur une large section de la table expérimentale et donne donc plus de latitude. Par contre, tel qu'observé durant les essais expérimentaux, un support coulissant peut encombrer les manœuvres chirurgicales. De ce fait, le concept final devrait permettre une aération autour du site de blessure tout en restant coulissant et facilement adaptable. Une déportation en porte-à-faux de la structure d'appui sur les rails serait idéale.

Le quatrième concept, la table rotative, est avantageux lors des approches antérieures. Effectivement, la rotation de la table permet d'opérer l'animal en différentes positions sans le déplacer. En effet, lors des contusions antérieures, une approche postérieure doit être effectuée en premier lieu afin d'insérer des capteurs de pression. Afin de limiter les repositionnements durant l'opération, le concept rotatif fait plutôt tourner la table. L'animal est donc immobilisé dans sa position ce qui évite de possibles complications et favorise une reproductibilité inter-spécimens.

4.3.3 Raffinement de la solution retenue

Le concept final sera donc hybride entre les concepts ciseaux (3) et rotatif (4). Il comprendra l'avantage de la rotation de la table tout en conservant le module de contusion sur rails. Un raffinement de la solution finale est donc nécessaire afin de développer le concept idéal. Le concept devra être fabriqué à partir d'un maximum de pièces modulaires dans le but de permettre l'ajustement rapide aux différentes situations possibles. Également, le choix des composants est effectué de façon à incorporer le plus possible de pièces ou modules standards utilisés dans les salles d'opération.

4.4 Description de la solution finale

La solution finale comprend deux bases d'appui au sol sur lesquelles des colonnes verticales de hauteur ajustable sont fixées. Celles-ci supportent la table centrale à chaque extrémité. De chaque côté de la table centrale, une poutre carrée sert de rail latéral sur laquelle des clips adaptateurs se fixent et permettent le positionnement de clips coulissants standard. La Figure 4.11 présente la solution finale.

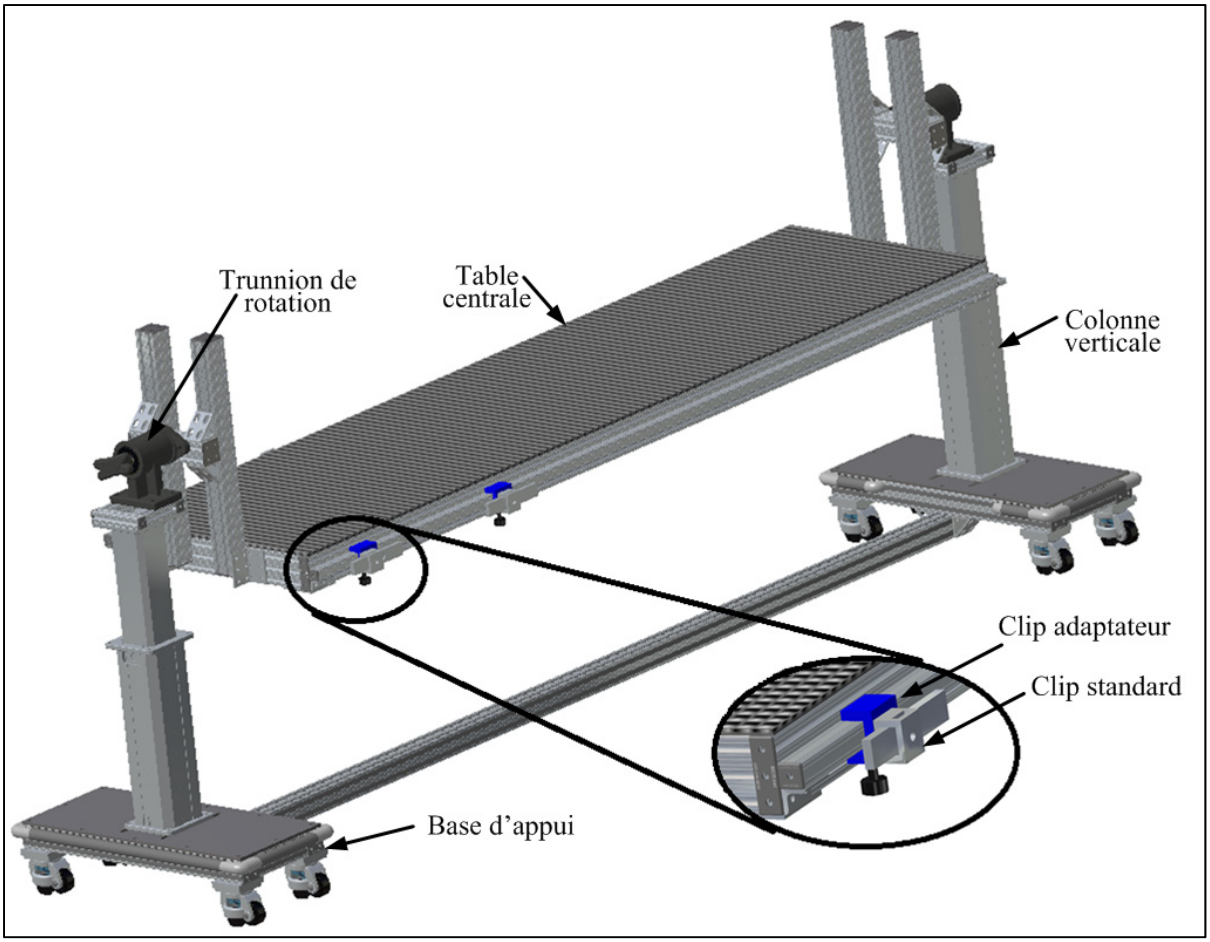


Figure 4.11 Solution finale de la table expérimentale

Tel que mentionné à la section 4.3.2, quelques possibilités ou ajouts supplémentaires peuvent être insérés à la solution finale. Tout d'abord, une deuxième table centrale peut être fixée au-dessus de la première. En la plaçant de façon inversée, elle vient soutenir l'animal fixé entre

les deux tables lors de la rotation. L'animal ainsi retourné peut donc subir des approches chirurgicales postérieures et antérieures en limitant les déplacements et les risques de complications. La Figure 4.12 présente le concept simulant l'effet sandwich des deux tables.

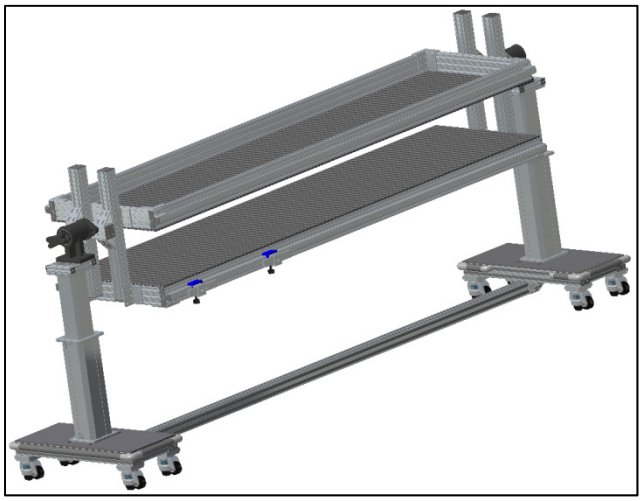


Figure 4.12 Schématisation d'une rotation en position sandwich

Également, lorsque la procédure chirurgicale est terminée et que l'impact sur la moelle épinière peut être effectué, un module supplémentaire est ajouté et fixé à la table. En effet, le support d'impacteur est installé sur les rails latéraux coulissants. Ce nouveau support d'impacteur est légèrement modifié par rapport à celui utilisé pendant les essais préliminaires.

Ce support d'impacteur comporte quatre appuis sur la table afin d'améliorer sa stabilité. L'ajout d'un impacteur motorisé à l'extrémité ajoute une charge déportée devant être stabilisée. Également, la déportation de l'impacteur hors des poutres d'appuis est conçue de façon à ne pas entraver l'aire d'opération en cas de manipulations chirurgicales d'urgence. L'équilibre de l'assemblage est assuré en réduisant les déflexions et en centralisant le centre de gravité le plus possible. Le support permet aussi d'ajuster la position de l'impacteur dans les axes médio-latéral et cranio-caudal ainsi qu'en hauteur pour s'ajuster à la profondeur d'impact et à la grosseur de l'animal. La Figure 4.13 montre le positionnement du support d'impacteur sur la table centrale.

Figure 4.13 Solution finale avec support d'impacteur

La liste de toutes les pièces et assemblages est détaillée en Annexe III en précisant leur quantité, fournisseur, position et prix. Une deuxième liste positionnée par assemblage spécifie à l'utilisateur les composants nécessaires à chaque sous-section. Les dessins d'assemblage et de détail sont également fournis en Annexe III.

4.5 Analyse de la résistance de la structure

Différents calculs de résistance mécanique ont été évalués afin de valider la conception de la nouvelle table expérimentale telle que présentée à la section 4.4 et afin de raffiner le choix des composants finaux.

4.5.1 Résistance des colonnes élévatrices

La Figure 4.14 montre deux scénarios extrêmes de charges transmises aux colonnes. Le scénario A suggère que la charge soit complètement déportée sur la largeur de la table et positionnée parfaitement au centre. Ce scénario divise donc la charge équitablement sur les deux supports sur une distance d'un peu plus d'un mètre. Une charge de 1000 N équivalant à

la charge maximale visée de 100 kg dans les spécifications techniques est posée sur ce point extrême nommé A. La somme des forces dans l'axe vertical permet de trouver que cette charge est répartie de façon équivalente sur chaque colonne soit 500 N. Sachant qu'un support pour l'impacteur peut se fixer et glisser sur les rails de la table, il est important de prévoir une charge supplémentaire. Bien que la charge du support soit approximée à environ 250 N à partir des estimations des fournisseurs, celle-ci sera doublée afin d'éviter des complications dans le cas où un autre moteur plus imposant serait installé ou des pièces supplémentaires ajoutées. Une charge globale de 1500 N doit donc être soutenue par les colonnes élévatrices. Le poids de 750 N ainsi calculé sur chaque colonne respecte tout de même très bien les charges maximales du fournisseur de 3600 N par près de cinq fois la limite imposée. De plus, le moment de flexion calculé pour le scénario A est de 825 N*m, soit 750 N multiplié par le bras de levier de 1.1 m équivalent à l'hypoténuse de la distance entre la charge et la colonne. La limite du fournisseur à 1600 N*m est encore bien au-dessus du moment calculé pour le scénario A en étant près de deux fois supérieure (1.94).

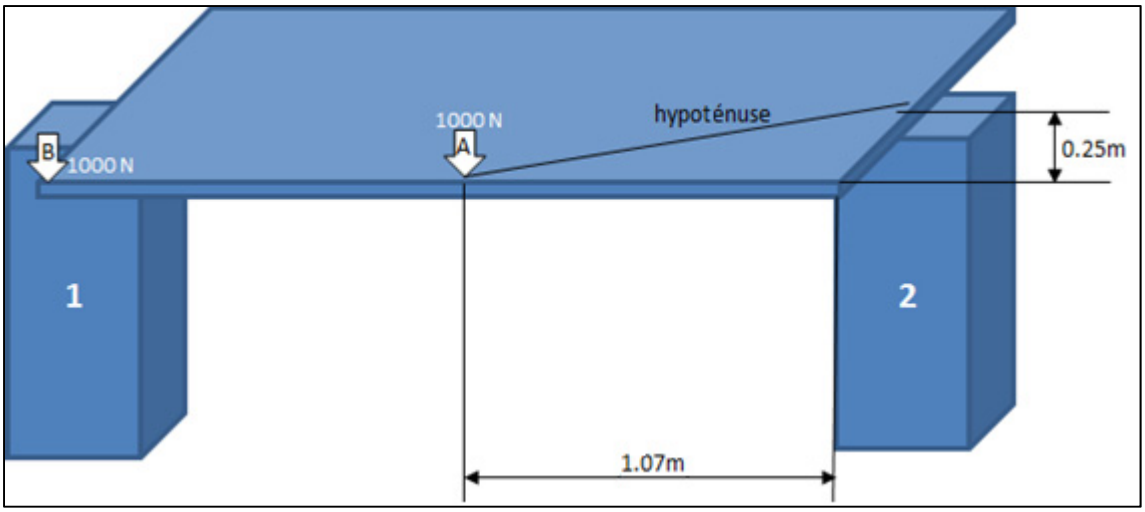


Figure 4.14 Illustrations de cas critiques de support des colonnes élévatrices

Le scénario B suggère que la charge soit à une extrémité complète et la somme des moments propose que la charge soit complètement transférée au point d'appui de la colonne 1. En conservant la même charge calculée de 1500 N, la colonne 1 supportera presqu'entièrement

la charge. Les spécifications du fournisseur assurent 3600 N, soit une sécurité de 2.4 fois supérieure. Le moment de flexion est également vérifié : 1500 N multiplié par un bras de levier de 0.25m est plus de quatre fois plus petit que la limite du fournisseur de 1600 N*m.

4.5.2 Déflexion du cadre de la table centrale

Le pire cas pour la déflexion de la table centrale est une charge ponctuelle positionnée au centre de la table. La table, d'une longueur de 2.13 m, sera déposée sur un cadre d'aluminium formé de poutres rectangulaires standards de 80/20® Inc (Figure 4.15). Les poutres seront positionnées de façon à ce que la hauteur soit de 76.2 mm et la largeur de 25.4 mm.

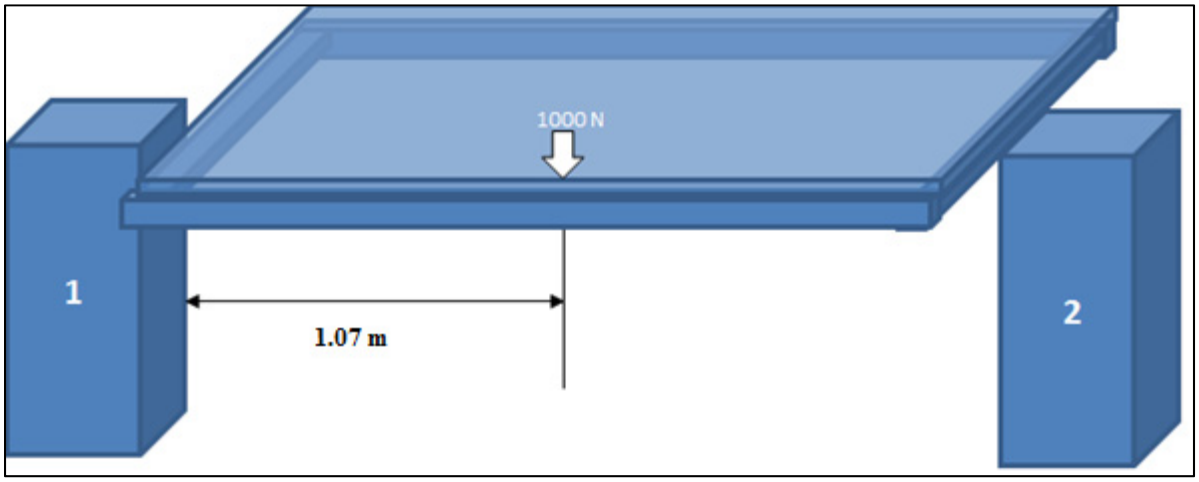


Figure 4.15 Illustration de la position critique de déflexion de la table

La déflexion sur la table centrale est calculée à partir de l'équation (4.1). Quatre variables y sont incluses, soit la longueur entre les supports (L), la rigidité (E), le moment d'inertie de la poutre (I) et la charge appliquée (W).

Déflexion centrée, double appuis $$D = \frac{L^3 \cdot W}{48 \cdot E \cdot I} \quad (4.1)$$

La poutre choisie provient du fournisseur 80/20® Inc. et son numéro d'identification est 1030 avec une longueur de 2.133 m. Les spécifications de cette poutre sont une rigidité de 7186 kg/m² et un moment d'inertie de $2.33 \cdot 10^6$ m^4. La charge maximale définie préalablement de 1500 N entraîne donc 1.3 mm de déflexion. Une déflexion de 1.3 mm équivaut à seulement 0.06% de la longueur totale. De plus, cette hypothèse tient compte que seulement une poutre est en jeu alors qu'un cadre complet supporte la table en réalité. Bref, la déflexion calculée du cadre est très acceptable.

4.5.3 Déflexion du support moteur-impacteur

La déflexion du montage du support du moteur-impacteur est très importante. En effet, la rigidité du montage permet d'éviter les vibrations non désirées. Par contre, une déportation du moteur par rapport au cadre permet de positionner l'impacteur sans obstruer l'espace du champ opératoire. Il est primordial d'assurer assez d'espace libre pour intervenir si des complications surviennent ou si des manipulations chirurgicales sont nécessaires une fois le montage installé. La Figure 4.16 schématise une vue latérale de la table expérimentale avec le support moteur-impacteur et la distance maximale de distancement avec le cadre-porteur.

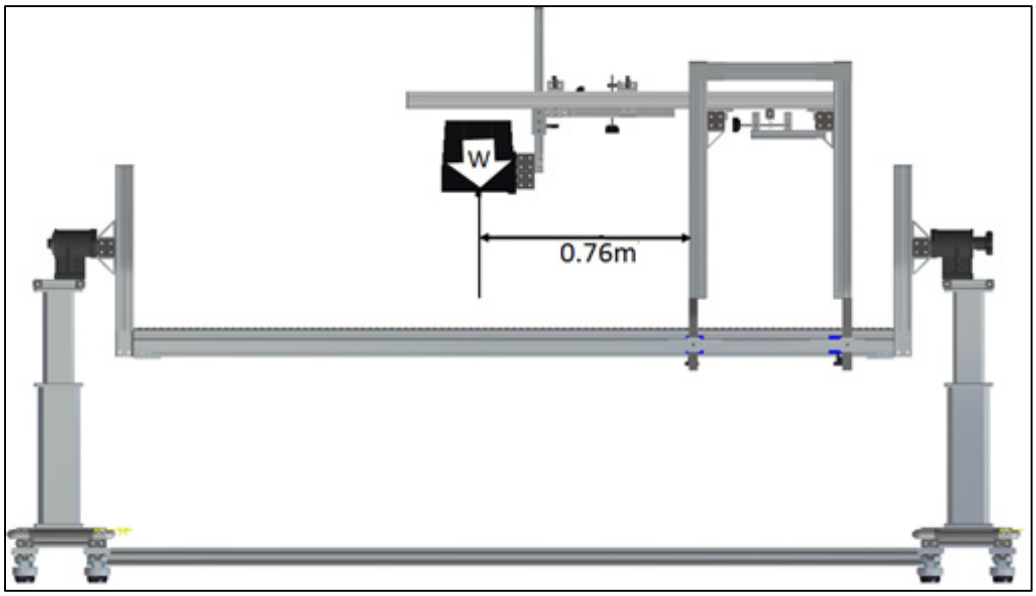


Figure 4.16 Vue latérale du montage avec support moteur-impacteur

La conception permet de se décaler jusqu'à 76.2 cm à l'extérieur du cadre. Il devient donc primordial de vérifier la rigidité du montage et d'observer la déflexion des poutres supportant le moteur. La déflexion en porte-à-faux peut être calculée à partir de l'équation (4.2). Il s'agit des mêmes variables qu'à l'équation (4.1) mais la constante au dénominateur change.

Déflexion porte-à-faux

$$D = \frac{L^3 \cdot W}{3 \cdot E \cdot I} \tag{4.2}$$

La poutre choisie provient du fournisseur 80/20® Inc. et son numéro d'identification est 2020 avec une longueur de 76.2 cm. Les spécifications de cette poutre sont une rigidité de 7186 kg/m² et un moment d'inertie de $1.32 \cdot 10^6$ m^4. La charge maximale au bout de la poutre correspond au moteur, soit 13.6 kg. Une déflexion de 1.22 mm est calculée ce qui équivaut à seulement 0.16% de la longueur totale de déportation. De plus, cette hypothèse tient compte que seulement une poutre est en jeu alors que deux poutres 2020 le supportent en réalité. Bref, la déflexion calculée du cadre est très acceptable.

4.6 Choix du moteur d'impacteur

Bien que le concept final soit conçu pour permettre autant les impacts motorisés que ceux à partir de lâcher de poids, il est primordial d'assurer la validation d'un vérin linéaire adapté aux besoins reproduisant la biomécanique de blessure médullaire suite à une fracture vertébrale par *burst* ou par compression. Les sections suivantes détaillent l'approche et l'analyse effectuées pour le choix du moteur utilisé.

Puisque l'analyse et le choix du moteur d'impacteur n'influencent pas la conception générale de la table expérimentale, cette section définie spécifiquement les restrictions que le moteur doit posséder afin de respecter les critères de sélection. L'Annexe IV présente un sommaire des principaux moteurs retenus avec les caractéristiques principales étudiées.

4.6.1 Restrictions

L'impacteur motorisé doit respecter certaines conditions pour être effectif et améliorer l'actuelle méthode par lâcher un poids. Bien évidemment, un contrôle en déplacement ou en force est requis. Le contrôle en déplacement permet une analyse basée sur la profondeur de compression et donc une stabilité dans le cas d'une variation sur le temps de compression. Un contrôle en force s'ajuste plutôt à la réaction des tissus et l'observation des résultantes selon l'apport d'une quantité d'énergie spécifique à l'impact.

Également, la force de réaction à l'impact sur la moelle épinière se trouve à un peu plus de 50 N et 130 N pour des lâchers de poids à 50 g et 100 g respectivement (Jones, Lee et al. 2012). D'autres tests ont été complétés sur des segments de moelle épinière, de déplacement contrôlé jusqu'à 90% de compression et jusqu'à 250 mm/s en vitesse d'impact, et les forces résultantes se trouvaient entre 15 et 25 N (Fradet 2013). Bref, la force résultante varie de façon croissante selon l'énergie d'impact transmise. Il est donc préférable de choisir une cellule de force permettant un potentiel d'accroissement de l'énergie transmise par rapport aux études antérieures tout en s'assurant de n'être pas trop élevé comparativement aux données enregistrées. Des cellules de forces ayant une capacité maximale se trouvant entre 150 N et 250 N seraient idéales.

Tel que décrit dans la revue de littérature, le vérin motorisé doit reproduire la biomécanique de blessure le plus fidèlement possible tout en étant en mesure de couvrir une large gamme de vitesse d'impact. Ainsi, le moteur devrait être en mesure de produire des impacts à des vitesses passant de 1 mm/s jusqu'à près de 4 m/s. Il devient alors primordial d'assurer une bonne gestion manuelle du contrôle PID pour ajuster le déplacement du vérin selon les besoins du cas à l'étude.

Il est aussi important de préciser l'importance de la course du vérin et de la précision qu'il retourne. Puisque la moelle épinière porcine varie entre 5 mm et 7 mm de diamètre dans l'axe antéro-postérieur (Fradet 2013), la course doit être minimalement de cette longueur.

Permettre un certain jeu préalablement à l'impact est aussi critique étant donné qu'une certaine vitesse doit être imposée au moment de l'impact. De cette façon, il est estimé qu'une course minimale d'au moins 10 mm doit être envisagée pour le moteur choisi.

Finalement, il est important de refléter la réalité clinique où le fragment osseux continue d'obstruer le canal médullaire et de compresser la moelle épinière post-impact. L'immobilisation rapide du vérin linéaire doit donc être effectuée au site de compression. Une immobilisation post-impact de l'ordre du millimètre jusqu'à un maximum de 5 mm doit donc être contrôlée rapidement. Pour la recherche du moteur, un délai de 2 mm est donc suggéré. Le Tableau 4.6 résume les restrictions observées pour le choix du moteur.

Tableau 4.6 Restrictions sur le choix du moteur

Résumé des restrictions	
▪ Contrôle en déplacement et/ou en force	▪ Cellules de force entre 150 N et 250 N
▪ Vitesse d'impact variant de 0,001 à 4 m/s	▪ Course du vérin d'au moins 10 mm
▪ Gestion manuelle du contrôleur PID	▪ Immobilisation post-impact en 2 mm

La liste des vérins linéaires analysés et de leurs caractéristiques est détaillée en annexe. Suite à l'observation des spécifications et particularités de chacun, le choix final porte sur le modèle LM1 de Bose Electroforce © avec une cellule de force de 220 N.

Plusieurs essais ont été effectués en laboratoire avec un autre modèle de la même entreprise afin de valider les caractéristiques et le contrôle PID manuel afin d'améliorer la courbe de compression.

4.6.2 Optimisation de PID

L'optimisation du PID s'effectue par essais itératifs. Ce choix est basé sur 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. Les

valeurs de PID proposées par défauts par le manufacturier ne permettent pas d'obtenir la vitesse d'impact désirée selon un déplacement prédéterminé. Bien entendu, le dépassement ne doit pas être trop important ainsi que le temps de réponse. Finalement, l'erreur sur le régime permanent est inacceptable.

Le contrôleur PID manuel proposé par Bose Electroforce © est simple d'utilisation et permet l'itération individuelle des commandes proportionnelle, intégrale et dérivée. La commande proportionnelle fonctionne de façon à envoyer un signal d'erreur sur l'écart entre la consigne et l'état actuel. Ce signal est alors interprété en étant multiplié par un certain gain puis l'amplificateur envoi le signal au moteur. Lorsque la commande proportionnelle est augmentée, elle diminue l'erreur en régime permanent et le temps de réponse du système. Par contre, le dépassement risque fort d'augmenter et le système peut osciller plus longuement avant de se stabiliser.

La commande intégrale vient appuyer la commande proportionnelle en assurant d'éliminer l'erreur en régime permanent. L'intégrale augmente tant qu'il y a un écart entre la consigne et l'état actuel de façon à accélérer le moteur jusqu'au régime permanent. Plus la commande intégrale est importante, plus le régime permanent se stabilisera rapidement. Par contre, un temps de stabilisation réduit signifie également qu'un dépassement plus important peut apparaître.

La commande dérivée s'ajoute en dernier et vient limiter les risques d'oscillation et de dépassement. L'analyse de la dérivée de l'erreur entre la commande et l'état actuel vient ralentir la vitesse de correction. De ce fait, les excès d'ajustement de commande sont réduits et le dépassement est limité. Plus la commande dérivée est importante, moins il y aura de risque d'oscillations et de dépassement. Par contre, le temps de réponse pour arriver au régime permanent peut en être affecté et augmenter.(Lacroix 2010)

4.6.2.1 Essais itératifs de PID

Plus d'une centaine d'essais (115) ont été réalisés sur un montage reflétant le plus fidèlement possible celui anticipé lors des futures expérimentations motorisées. La majorité des résultats de ces essais sont présentés en Annexe II. Bien que la limite théorique du moteur soit notée de 3200 mm/s, cette vitesse n'a jamais été retrouvée durant ces essais. Pour un peu plus du premier tiers des essais (45), la commande envoyée au système était contrôlée en déplacement sur une compression de 3 mm à une vitesse de 2000 mm/s. Par la suite, la commande a été modifiée pour le reste des essais (70). Bien que la compression reste de 3 mm, la course du vérin débute avant le contact pour une course totale de 6 mm et une vitesse commandée à 3000 mm/s. Le schéma illustré à la Figure 4.17 montre bien les deux types de commande utilisée.

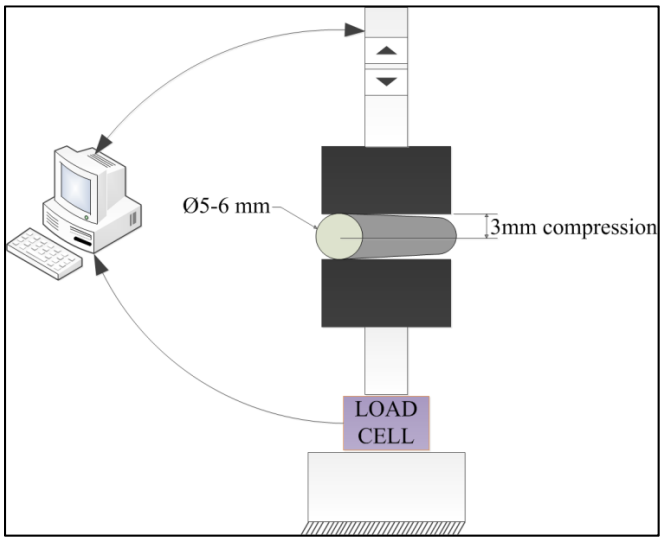


Figure 4.17 Montage d'essais de compression

Sur le graphique de la Figure 4.18, les deux commandes testées sont illustrées. Le déplacement fixé à zéro correspond au début de la compression sur le cylindre de mousse de 5 mm de diamètre. La vitesse est nulle à l'impact pour les essais où l'impacteur débute son déplacement appuyé contre la surface du cylindre. Elle s'accroît par la suite jusqu'au ralentissement pour terminer sa course à 3 mm de compression. Le temps de compression est

réduit de façon importante pour les essais avec l'impacteur débutant 3 mm au-dessus de la surface de contact. En effet, le vérin possède déjà une vitesse importante à l'impact et commence presqu'au même instant à ralentir pour terminer son déplacement à 3 mm de compression. Bref, la deuxième série d'essais permet des compressions beaucoup plus rapides et possède déjà une vitesse de départ au moment de l'impact.

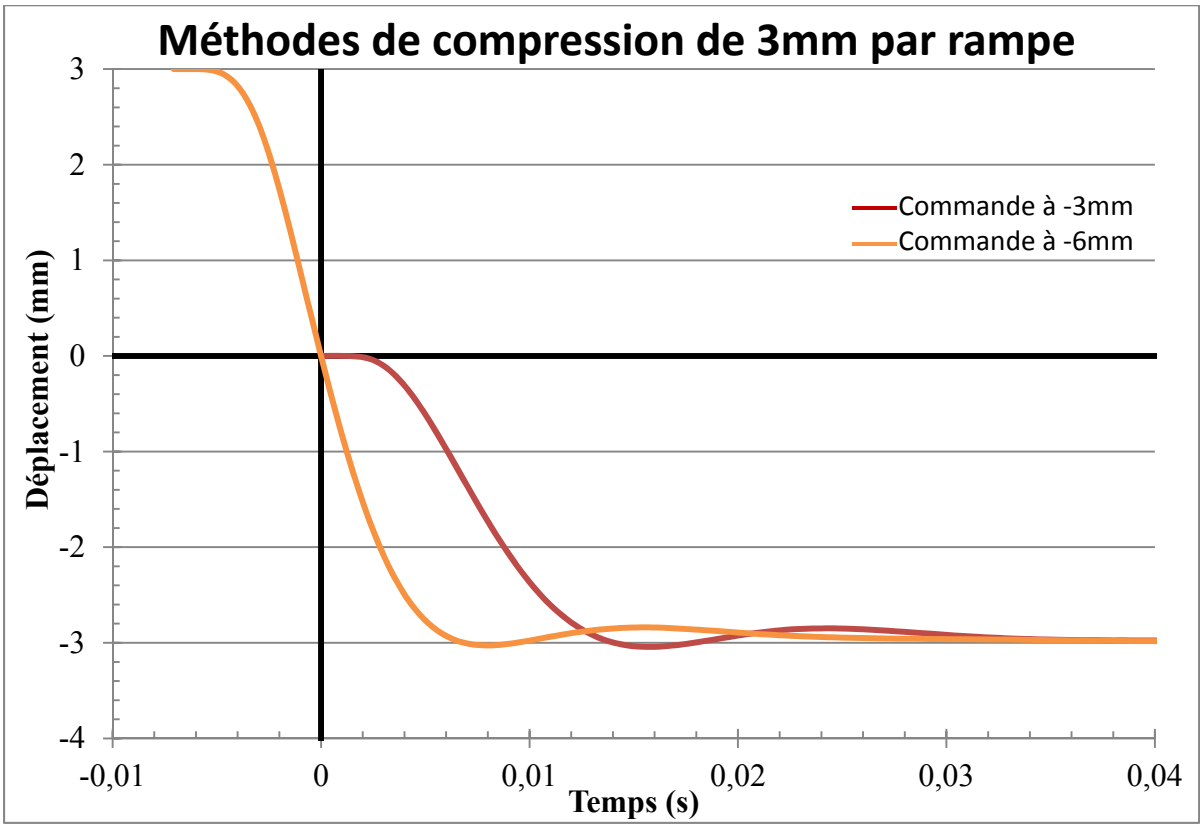


Figure 4.18 Graphique comparatif des deux commandes testées

Par contre, bien que les commandes soient fixées à 2000 mm/s et 3000 mm/s, ces vitesses n'ont jamais été atteintes. En effet, pour la première série utilisant une compression de 3 mm en partant au contact sur le cylindre la vitesse la plus élevée atteinte est 470 mm/s. Selon les essais PID, la vitesse maximale de descente atteignait en moyenne 315 mm/s, soit environ 16% de la commande fixée et bien inférieure aux vitesses d'impact retrouvées cliniquement. Pour ces raisons, seulement les essais de la deuxième série de tests seront analysés à la section suivante. La Figure 4.18 illustre bien que la compression débutant 3 mm au-dessus du

cylindre est beaucoup plus rapide pour atteindre le point bas, soit 2.1 fois plus rapide. Il est également important de noter que la vitesse maximale atteinte est directement au point d'impact pour les essais de 6 mm de déplacement comparativement à mi-chemin, soit à 1.5 mm de compression, pour les essais débutant au contact.

4.6.2.2 Analyse des PID

Les principaux paramètres observés pour fin de comparaison entre les différents essais de variation de PID sont définis dans le Tableau 4.7. La vitesse moyenne permet de retrouver un taux de compression à partir d'une commande en déplacement et d'une vitesse. La vitesse maximale, retrouvée au moment de l'impact, se trouve au point d'inflexion entre l'accélération avant la compression et la décélération durant la compression. Le dépassement est à éviter mais demeure inévitable pour permettre une accélération aux limites de la machine. Le temps de compression est directement relié à la vitesse moyenne de compression et doit être minimisé. Finalement, le temps de stabilisation analyse l'oscillation du système pour arriver au régime permanent et doit aussi être minimisé.

Tableau 4.7 Définition des paramètres d'analyse des PID

Paramètres observés	
▪ Vitesse moyenne en compression	▪ Temps de compression à 90%
▪ Vitesse maximale en compression	▪ Temps de stabilisation à ±3%
▪ Dépassement en %	

Chaque paramètre doit également être défini avec des valeurs cibles et des limites contraignant les extrêmes possibles. Tout d'abord, les vitesses moyennes doivent se rapprocher à l'intérieur de 75% de la vitesse maximale atteinte. Cette dernière doit être absolument supérieure à 1000 mm/s pour être retenue. Également, le dépassement ne doit pas dépasser 30% de la commande initiale de -3mm, soit 0.9 mm supplémentaire. Le temps de stabilisation ne doit pas être plus de cinq fois supérieur au temps de compression. Le Tableau 4.8 résume les paramètres choisis et leur valeur restrictive à atteindre. En retenant toutes ces contraintes, le nombre d'essais valides chute à environ 41% (29/70).

Tableau 4.8 Résumé des restrictions imposées aux essais PID

Critères restrictifs	
Paramètres	Valeurs
▪ Vitesse moyenne en compression	> 75% de la vitesse maximale
▪ Vitesse maximale en compression	> 1000 mm/s
▪ Dépassement en %	< 30% de la commande de -3mm
▪ Temps de stabilisation	< 5 fois supérieur au temps de compression

En ne gardant que les essais valides selon les restrictions imposées, il est possible de mieux cerner les meilleurs PID pour les besoins mentionnés. Pour chaque critère restrictif, les essais ont été comparés et une cote comparative de 1 à 29 a été attribuée correspondant au nombre d'essais conservés. La cote de 29 signifie que l'essai est le meilleur pour ce critère tandis que la cote de 1 correspond à l'essai ayant le moins performé pour ce critère. Un total sur 116 est donc attribué pour chaque essai PID où plus la valeur est élevée, plus le rang final est bon.

Pour le premier critère, le ratio entre la vitesse moyenne et la vitesse maximale doit être d'au moins 75% et le plus élevé possible. Le Tableau 4.9 recense les cinq meilleures valeurs et le rang final de leur essai respectif pour ce critère. Il est important de noter que les valeurs se suivent de très près et que la cote attribuée peut être sévère pour l'écart observé dans ce cas.

Tableau 4.9 Comparaison du premier critère restrictif de PID

Ratio vitesse moyenne/vitesse maximale				
Numéro d'essai	Ratio (%)	Cote (/29)	Cote totale (/116)	Rang final (/29)
45	94,2	29	63	15
44	93,8	28	64	13
74	93,7	27	78	7
80	93,4	26	83	3
77	93,0	25	85	1

Pour le second critère, la vitesse maximale doit être d'au moins 1000 mm/s et la plus élevée possible. Le Tableau 4.10 recense les cinq meilleures valeurs et le rang final de leur essai respectif pour ce critère. Ce dernier demeure très important dans l'optimisation du PID.

Tableau 4.10 Comparaison du second critère restrictif de PID

Vitesse maximale				
Numéro d'essai	Vitesse (mm/s)	Cote (/29)	Cote totale (/116)	Rang final (/29)
45	1825	29	63	15
44	1820	28	64	13
80	1785	27	83	3
47	1765	26	65	12
74	1750	25	78	7

Pour le troisième critère, le ratio entre le dépassement et la commande initiale fixée à -3mm doit être inférieur à 30% et le plus bas possible. Le Tableau 4.11 recense les cinq meilleures valeurs et le rang final de leur essai respectif pour ce critère. Il n'est pas étonnant de retrouver les essais plus conservateurs dans ce tableau et non ceux ayant les vitesses maximales les plus élevées. Ce critère vient donc équilibrer les résultats avec les premiers.

Tableau 4.11 Comparaison du troisième critère restrictif de PID

Ratio de dépassement/commande initiale				
Numéro d'essai	Ratio (%)	Cote (/29)	Cote totale (/116)	Rang final (/29)
70	0,13	29	68	10
71	2,07	28	71	9
72	7,77	27	67	11
BD02	7,93	26	52	18
76	8,03	25	47	20

Pour le quatrième critère, le ratio entre le temps de stabilisation au régime permanent et le temps pour une première compression doit être d'au plus de cinq fois et le plus bas possible. Le Tableau 4.12 recense les cinq meilleures valeurs et le rang final de leur essai respectif pour ce critère. De la même façon que le troisième critère, le quatrième permet de relativiser l'importance de l'obtention d'une vitesse maximale élevée tout en gardant le système stable.

Tableau 4.12 Comparaison du quatrième critère restrictif de PID

Ratio temps de stabilisation/temps de compression				
Numéro d'essai	Ratio	Cote (/29)	Cote totale (/116)	Rang final (/29)
70	1,87	29	68	10
73	1,97	28	83	3
71	2,03	27	71	9
75	2,09	26	85	1
78	2,52	25	82	5

En résumé, l'ensemble des quatre critères restrictifs permet d'équilibrer le choix du PID sur un modèle optimisant la recherche d'une vitesse d'impact maximale tout en conservant le système le plus stable possible en limitant le dépassement et le temps de stabilisation. Bref, la méthode de comparaison choisie semble positionner en tête de liste les essais ayant obtenu réellement les meilleurs résultats. Le Tableau 4.13 synthétise les meilleurs essais selon le barème établi et leur résultat pour chaque critère.

Tableau 4.13 Synthèse des cinq meilleures itérations de PID

Palmarès des meilleurs essais					
Numéro d'essai	Ratio vitesses (%)	Vitesse max (mm/s)	Ratio (%) dépassement	Ratio (%) temps stabilisation	Cote totale (/116)
75	92,5%	1735	19,27%	2,09	85
77	93,0%	1710	16,27%	2,55	85
73	90,9%	1660	15,50%	1,97	83
80	93,4%	1785	22,67%	2,65	83
78	90,6%	1695	13,53%	2,52	82

La cote totale dans la dernière colonne schématise bien la proximité entre les essais au final. Seulement trois points séparent la première position de la cinquième. Il devient donc impératif de s'assurer de répéter ces essais avec le montage final ainsi qu'avec le moteur-impacteur réel afin d'assurer les conditions les plus près possible de la réalité opératoire. De plus, la course totale du moteur étant de 12 mm, il pourrait être intéressant de tester des compressions avec une course plus importante avant impact tout en conservant la compression de 3 mm. Avec un déplacement de 6 ou 9 mm avant impact, il est possible que les vitesses maximales puissent être plus élevées et que le dépassement puisse être réduit grâce à un système plus stable.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

5.1 Validation de l'approche antérieure

Plusieurs expérimentations ont été effectuées pour valider la méthodologie d'approche de contusion antérieure. La méthodologie de l'approche postérieure, telle que retrouvée dans la littérature, a été mise en place avant de procéder au développement de la nouvelle méthodologie d'approche antérieure. Il était important de valider en premier lieu la faisabilité de reproduire la méthode usuelle de contusion à la moelle épinière. Cette première validation de l'approche postérieure fut tout d'abord testée avec succès sur deux modèles porcin *post mortem*. Ces essais ont permis de confirmer les deux paramètres principaux de transmission d'énergie, soit la masse (50 g) et la hauteur (10 cm) de lâcher de poids.

Une fois ce choix d'énergie à l'impact confirmé, trois modèles porcins *in vivo* ont été testé selon l'approche postérieure. Le taux de réussite de la méthode chirurgicale est de 100%. Les trois porcs ont tous survécu et bien réagi autant à la chirurgie qu'au protocole de contusion.

Du fait que l'approche postérieure est bien maîtrisée, l'approche antérieure a ensuite été validée à partir de deux modèles porcins *in vivo*. Cette nouvelle méthode fut donc développée en six étapes chirurgicales. L'incision en forme de J se situe au niveau de la huitième côte et la côte est ensuite retirée complètement. Les organes, principalement les poumons et l'aorte thoracique, sont écartés méticuleusement afin de ne pas les endommagés. Puis, le corps vertébral de la dixième vertèbre thoracique est percé antérieurement et légèrement latéralisé du côté gauche de l'animal. L'approche jusqu'au mur postérieur du corps vertébral est percé tranquillement afin de ne pas blesser la veine basi-vertébrale qui est appuyée contre le mur postérieur. Ensuite, le trou est agrandi en vérifiant que la pointe de l'impacteur (5 mm) passe librement jusqu'à la moelle épinière. Finalement, le banc d'essai est installé et la contusion s'effectue selon les paramètres choisis.

La hauteur vertébrale choisie pour la contusion est à la dixième vertèbre thoracique. Cette hauteur est choisie du fait que la blessure ne doit absolument pas affecter les membres supérieurs de l'animal pour des raisons de traitement post-opératoire. En effet, le rétablissement de l'animal est grandement facilité s'il est en mesure de se déplacer par lui-même. Par contre, une hauteur de contusion plus basse n'était pas envisageable du fait de l'interférence avec le diaphragme.

La position d'impact légèrement latéralisé à gauche permet tout d'abord un perçage mieux adapté au lâcher de poids. La tige étant relâchée verticalement, il devenait difficile de percer précisément au centre du corps vertébral à cause des organes et autres côtes empêchant le libre accès. De plus, la présence de la majorité des voies motrices se situe du côté antérieur gauche de la moelle épinière porcine. Positionner la contusion sur les voies motrices plutôt que sur les voies sensorielles permettra de mieux analyser la gravité des lésions dans le cas où la variable à l'étude de potentiels d'action évoqué serait utilisée.

La validation de l'approche antérieure s'est basée sur deux spécimens. L'approche chirurgicale ainsi que la contusion se sont très bien déroulées pour les deux animaux. De ce fait, l'objectif du développement de la méthode de contusion antérieure sur la moelle épinière est atteint. Par contre, l'étude de la pression du liquide céphalo-rachidien a été mise de côté pour des raisons de difficulté d'acquisition de données. Le protocole s'est donc concentré sur la pression artérielle, le rythme cardiaque, la hauteur de déformation et l'observation macroscopique des segments impactés.

5.2 Comparaison des approches antérieure et postérieure

Le protocole de comparaison des approches antérieure et postérieure est posé selon les mêmes variables d'études que celles complétées lors des protocoles de validation. Également, les mêmes critères de transfert d'énergie sont utilisés, soit une masse de lâcher de poids de 50 g et une hauteur de 10 cm. Par contre, le temps de maintien de l'impacteur après l'impact initial est varié entre 5 min et 60 min. L'effet du temps de compression est donc une nouvelle entrée d'analyse.

Pour ce protocole, trois modèles porcins reçoivent l'impact sur la face antérieure de la moelle épinière et trois autres modèles sur la face postérieure. Il est cependant important de mentionner que l'approche antérieure a nécessité 6 modèles porcins. Trois animaux ont été rejetés. Le premier est rejeté pour cause du prélèvement du segment impacté décentré. La coupe caudale du segment étant directement sur le point d'impact, l'analyse macroscopique des dommages ne peut être effectuée. Les deux autres spécimens rejetés l'ont été à cause de saignements importants provenant de la veine basi-vertébrale ou des plexus veineux vertébraux internes antérieurs. Ces saignements importants ont mené à une dégradation rapide de l'état de l'animal et les signes vitaux devenaient très instables. Le protocole expérimental a donc été suspendu avant la mise en place du banc d'essai. Ces trois événements ont contribué au renforcement de la procédure du protocole expérimental et au besoin d'introduire un nouveau banc d'essai spécifique aux besoins de l'étude.

L'analyse des résultats de la comparaison entre les 6 spécimens réussis a démontré des différences importantes entre les contusions antérieures et postérieures pour les variables à l'étude. Les hauteurs de déformation sont généralement plus faibles pour l'approche antérieure que pour l'approche postérieure. Une erreur d'imprécision de lecture sur la règle millimétrée peut expliquer cette différence aussi bien que la présence de ligaments, réseaux veineux ou corps graisseux entre la moelle épinière et le plateau osseux postérieur refermant le canal rachidien. Du fait que la hauteur de déformation soit analysée sur 4 spécimens, dont seulement un en postérieur, peut aussi expliquer la variabilité retrouvée. Un plus grand nombre d'essais et une méthode d'acquisition plus précise de la hauteur de déformation permettrait de tirer des conclusions plus solides.

Le rythme cardiaque a montré une chute ponctuelle marquée quelques instants après l'impact (20 à 79 s post-impact) pour tous les essais. Ce court délai suggère qu'il s'agit d'un mécanisme de protection réactionnel suite à une blessure permettant d'envoyer un afflux important de sang au site de contusion. D'un autre côté, la variation du rythme cardiaque ne semble pas suivre une tendance pour l'ensemble de la durée des essais selon le type d'approche. Le rythme cardiaque sur certains spécimens haussait de manière générale au fil

de l'essai, tandis que sur d'autres spécimens la moyenne générale restait stable. Un autre cas a même montré une diminution moyenne suite à l'impact. La durée de maintien de l'impacteur post-impact semble toutefois influencer le rythme cardiaque. En effet, tous les essais à compression longue (60 min) ont vu le rythme cardiaque moyen varier (positivement ou négativement) suite à l'impact. Le rythme cardiaque moyen des essais à compression de courte durée (5 min) est quant à lui rester stable. Le temps de maintien semble donc avoir un effet important sur le mécanisme de récupération de l'animal suite à une contusion à la moelle épinière en lien avec le rythme cardiaque. Un plus grand nombre d'essais permettrait toutefois d'observer la variabilité avec un plus grand niveau de confiance pour des temps de compression similaires ou différents.

La pression artérielle est également affectée au moment de l'impact et concorde avec la réaction du rythme cardiaque. Bien qu'observé dans un délai plus court, un sommet important de la pression artérielle systolique est visible au moment précis de l'impact pour les quatre essais répertoriés. Pour 3 d'entre eux ce sommet est très important (17% à 66%) tandis que le quatrième montre un sommet moins marqué (hausse de 1.3%). Deux analyses temporelles sont effectuées, soit une comparaison entre la pression artérielle 5 min pré-impact versus 5 min post-impact et la variation post-impact de 0 à 5 min versus la variation de 5 à 30 min post-impact. Tous les essais de temps de compression de 60 min voient leur pression artérielle diminuer entre pré-impact et post-impact. Le seul essai de temps de compression de 5 min répertorié voit cependant sa pression artérielle augmenter légèrement entre pré-impact et post-impact. Le retrait de l'impacteur après 5 min libère la compression sur la moelle épinière et semble transmettre un signal de récupération – afflux sanguin au site d'impact – plutôt que de protection – concentration sanguine aux organes principaux. La réaction de la pression artérielle de la variation entre de 0 à 5 min post-impact versus de 5 à 30 min post-impact est plutôt influencée par le type d'approche. En effet, le seul essai par approche postérieur montre une diminution de la pression artérielle tandis que les trois essais par approche antérieure montrent tous une augmentation pour cette même variation. La pression artérielle semble donc être un bon paramètre d'analyse tant pour le type d'approche que pour le temps de compression post-impact. En effet, ces deux paramètres ont vu la

pression artérielle varier pour des conditions différentes d'analyse. Encore une fois, un plus grand nombre d'essais permettrait d'augmenter le niveau de confiance des résultats et d'augmenter également le nombre de variation pour chaque paramètre.

L'histologie macroscopique montre une différence marquée du type de blessure selon l'approche de contusion utilisée. En effet, la meurtrissure n'étant pas au même endroit, les saignements observés sur les tissus internes ne sont pas équivalents selon l'approche. Il est alors inévitable que les voies neurologiques touchées ne soient pas les mêmes bien qu'aucune analyse spécifique n'ait encore été complétée pour confirmer cette affirmation. La contusion antérieure semble donc présenter des dommages structuraux sur les matériaux composant la moelle épinière bien différents d'une contusion postérieure. Une analyse histologique microscopique permettrait de quantifier le nombre de neurones atteints et non-atteints selon les paramètres contrôlés. Cette nouvelle variable permettrait de quantifier la gravité de la contusion et ensuite d'en associer les mécanismes réactionnels sur le rythme cardiaque et la pression artérielle par exemple.

Bref, l'objectif de comparaison entre l'approche antérieure et l'approche postérieure est atteint grâce à toutes ces analyses expérimentales démontrant des différences entre ces deux approches.

5.3 Développement d'une nouvelle table expérimentale

La nouvelle table expérimentale développée vise à améliorer le protocole chirurgical et favoriser une meilleure répétabilité inter-spécimens à partir de prises de données plus stables et mieux contrôlées. Effectivement, lors des essais préliminaires, le banc d'essai utilisé était difficile à repositionner et la position de l'animal variait beaucoup entre les spécimens. De plus, lors des expérimentations par approche antérieure, une approche postérieure devait tout de même être effectué en premier lieu afin d'insérer les capteurs de pression LCR.

La nouvelle table proposée résulte de l'expérience acquise lors des essais expérimentaux ainsi que du développement du cahier des charges. Tout d'abord, le système de rails coulissant de chaque côté de la table centrale a été testé avec succès sur le banc d'essai lors des expérimentations préliminaires. Les déplacements étaient nettement plus fluides et le repositionnement devenait alors beaucoup plus précis. De plus, cette méthode sur rails permet d'enlever complètement le support d'impacteur lors de l'approche opératoire et de l'installer seulement au moment où la contusion doit être effectuée. Ainsi, le chirurgien a beaucoup plus d'espace et aucun module n'encombre son aire de travail.

Ensuite, le concept de rotation de la table permet en premier lieu de positionner l'animal pour effectuer une approche postérieure puis, de retourner l'animal pour l'approche antérieure et la contusion peut alors être effectuée. Cette méthode limite les déplacements de l'animal et les multiples repositionnements générateurs de possibles complications. De plus, cette méthode permet d'accélérer le temps de chirurgie et favorise une répétabilité de positionnement inter-spécimens. Le modèle de la table s'apparente aux tables opératoires existantes Jackson™ et Allen®.

Certains composants ont été analysés pour vérifier qu'ils respectent les restrictions. En effet, le choix des colonnes élévatrices a considéré la charge maximale ainsi que le moment de flexion important dû à la longueur de la table. La déflexion aux chargements maximums a été calculée à 1.3 mm et correspond aux attentes de rigidité du montage.

Il est également important de calculer la déflexion de la poutre porteuse du moteur positionné en porte-à-faux. En effet, la stabilité de ce montage est primordiale pour permettre une contusion reproductible. À l'extension maximale et avec une charge correspondant à un facteur de sécurité trois fois supérieur à la masse du moteur, la déflexion serait de 1.2 mm pour une seule poutre porteuse. Puisqu'en réalité il y a deux poutres porteuses, la déflexion réelle sera réduite. Les résultats des calculs de déflexion permettent donc d'anticiper une nouvelle table expérimentale stable et favorisant un protocole reproductible.

Une nouvelle méthode de contusion est aussi proposée, soit à partir d'un impacteur motorisé. Bien que le choix du moteur utilisé soit confirmé, l'actuateur LM1 de Bose, aucun essai n'a encore été effectué sur le montage final et les limites réelles restent à confirmer. Des essais d'optimisation des PID sur le moteur-impacteur ont été effectués afin de vérifier la possibilité d'augmenter la vitesse d'impact sur une course de moins de 12 mm. Des restrictions quant au dépassement, au temps de stabilisation et à la vitesse moyenne sont importantes à respecter. Malgré qu'une vitesse d'impact d'environ 4 m/s ait été intéressante à retrouver, les vitesses observées pour ces essais étaient similaires à celles utilisées pour les expérimentations préliminaires tout en respectant les autres conditions.

Il demeure tout de même important de s'assurer de compléter les tâches suivantes pour la suite du projet :

- Assembler et valider la nouvelle table expérimentale;

- Vérifier et valider le nouveau protocole chirurgical pour l'approche antérieure avec la rotation de la table sans déplacement de l'animal;

- Valider la modularité du sous-assemblage du support d'impacteur permettant d'utiliser les deux méthodes d'impact;

- Vérifier les limites du moteur linéaire à partir des essais de variation du PID et valider le meilleur couplage PID sur le montage réel pour les besoins définis;

- Comparer les deux méthodes d'impact (lâcher de poids vs impacteur motorisé) et valider la méthode permettant un meilleur contrôle des paramètres à l'étude.

5.4 Limites de l'étude

Les limitations du banc d'essai utilisé lors des expérimentations nous ont mené à concevoir une nouvelle version plus complète. Le banc d'essai utilisé limitait la hauteur du lâcher de poids selon la longueur de l'impacteur. De ce fait, les vitesses d'impact étaient limitées et ne pouvaient atteindre 4 m/s tel qu'observé pour les cas réels (Wilcox 2002). Dans le cas d'un montage par lâcher de poids, un cylindre creux d'une grande longueur permettrait de palier à cette limite (Jones, Lee et al. 2012).

Également, aucune cellule de force ou capteur de déplacement n'a été utilisé. Ainsi, la vitesse, la compression et l'énergie transférée ont été estimées à partir de calculs théoriques. Cette approximation entraîne une certaine erreur inévitable puisque la friction du bloc-guide fut négligée.

Les variables testées n'ont pas toutes permis d'obtenir des résultats quantifiables. Tout d'abord, les essais sur l'observation du flux artériel de l'artère spinale antérieure n'avaient pas les sondes ultrasons adaptées pour bien cadrer et capter les données. De plus, l'algorithme utilisé n'était pas peaufiné et conservait des artéfacts importants dans les résultats retournés. Ensuite, l'analyse de la pression du liquide céphalo-rachidien a également posé des difficultés. Autant pour les contusions antérieures que postérieures, les cathéters étaient insérés dans l'espace intrathécal via une approche postérieure. Malgré les mises à l'échelle d'ajustement de mesure, le moniteur d'acquisition avait de la difficulté à renvoyer les variations de pression. De ce fait, aucune prise de données pour ce paramètre n'a pu être retenue.

5.5 Recommandations

Également, certaines recommandations sont posées suites à ces essais et devront être prises en considération avant de poursuivre l'analyse des différences entre les types d'approche de contusion. En effet, il est fortement suggéré d'apporter les modifications suivantes pour la suite du projet à venir :

- Vérifier et valider le moniteur d'acquisition de données pour les signes vitaux (pouls et pression artérielle);

- Ajouter un capteur de déplacement et/ou de force pour mesurer l'impact réel et l'énergie transférée sur la moelle épinière;

- Vérifier l'insertion et l'utilisation des capteurs de pression LCR ou d'étudier la possibilité d'utiliser un autre type de capteur;

- Élaborer une méthode pour fixer l'animal dans la même position d'une expérimentation à l'autre et limiter ses déplacements;

- Augmenter le nombre de sujets pour la comparaison entre les deux approches.

Il est également suggéré d'approfondir certains aspects d'analyse et de suivre les recommandations suivantes concernant les paramètres contrôlés et les variables dépendantes pour la suite du projet :

- Analyser l'effet du temps de compression post-impact sur la gravité de la blessure, soit les dommages neurologiques et le rétablissement post-opératoire de l'animal;

- Analyser la variation de la pression artérielle selon la variation de différents paramètres contrôlés (vitesse, profondeur, énergie d'impact);

- Comparer les dommages neurologiques selon le site d'impact (antérieur, postérieur, latéralisé) à partir d'un nombre de spécimens important et d'une analyse histologique;

- Comprendre et contrôler le rebond après impact pour limiter l'incertitude reliée à ce phénomène dû à la viscoélasticité de la moelle épinière;

- Développer un protocole permettant une analyse quantifiable du suivi post-opératoire sur plusieurs semaines d'un modèle porcin.

Le Tableau 5.1 présente le sommaire des variables supplémentaires intéressantes à considérer dans les prochains développements de contusions à la moelle épinière.

Tableau 5.1 Sommaire des variables supplémentaires à considérer à long terme

Variables supplémentaires à prévoir à long terme	
Paramètres contrôlées	Variables dépendantes
▪ Taux de compression	▪ Flux des artères sous-jacentes
▪ Force de compression	▪ Pression liquide céphalo-rachidien (LCR)
▪ Variation du rebond à l'impact	▪ Qualification du rétablissement
▪ Temps de compression	▪ Potentiel évoqué
▪ Énergie à l'impact	▪ Histologie microscopique (stéréologie)

CONCLUSION

L'objectif principal de la recherche était de développer et valider un modèle expérimental se rapprochant de la réalité clinique. Les trois objectifs spécifiques consistaient à 1) proposer une nouvelle approche antérieure reproduisant une blessure médullaire par contusion sur la moelle épinière, 2) comparer les modèles antérieur et postérieur afin d'étudier l'effet de la position d'impact sur les paramètres associés et 3) de concevoir un banc d'essai normalisant le protocole opératoire pour ce type d'étude.

Le développement de l'approche antérieure visait à reproduire le plus fidèlement possible la biomécanique des blessures de la moelle épinière retrouvée dans les cas cliniques où un fragment osseux du corps vertébral fracturé est généralement propulsé dans le canal médullaire. Le premier objectif a été atteint à partir de la mise en place d'un protocole en 6 étapes. Une méthode de contusion antérieure de la moelle épinière sur le modèle porcin fut proposée et une validation préliminaire a été réalisée expérimentalement. Cette approche antérieure n'ayant jamais été réalisée par d'autres groupes de recherche, ce modèle innovateur ouvre la porte à de nouvelles avenues de recherche visant une meilleure compréhension des dommages réels provenant de ce type de blessure.

Le deuxième objectif a également été complété. Le protocole comparatif sur six spécimens a comparé les modèles de contusion antérieure et postérieure. La hauteur de déformation, le rythme cardiaque, la variation de pression artérielle et l'histologie macroscopique ont tous permis de tirer des tendances post-impact. Malgré le faible nombre de spécimens, des différences ont été observées entre les contusions antérieures et postérieures pour la hauteur de déformation, la pression artérielle. Une étude à plus grande échelle pourrait alors conclure plus précisément sur les différences entourant la biomécanique de la blessure selon l'approche de la contusion.

Le troisième objectif était de concevoir une nouvelle table expérimentale spécifique au développement des contusions à la moelle épinière. Celle-ci a été conçue avec succès et la

fabrication est prévue dès le printemps 2014. Le développement d'une nouvelle table réduira les déplacements de l'animal durant l'opération visant à empêcher des mouvements non-désirés ou des points de pression trop importants. De plus, cette nouvelle table permettra d'introduire un moteur linéaire contrôlant les mouvements de l'impacteur afin de pouvoir quantifier les variables sortantes. Plusieurs tests de variation de contrôle PID sur le moteur linéaire ont permis d'identifier les limites de vitesse maximale et de stabilité du système. La table ayant été conçue et fabriquée dans le cadre de ce projet de recherche devra tout de même être validée durant la suite de l'étude. En effet, aucun essai n'a encore été effectué ni sur ce montage ni avec le moteur linéaire. Les tests PID devront donc être calibrés de nouveau pour vérifier l'exactitude du contrôleur sur le nouveau montage.

Cette recherche constitue la première validation d'une nouvelle approche se rapprochant de la réalité clinique des traumatismes à la moelle épinière par contusion. Elle innove par des nouvelles techniques et un banc d'essai spécifiquement adapté pour favoriser une meilleure compréhension de la biomécanique de ces traumatismes.

Le développement d'un nouveau modèle animal de blessure médullaire permet d'améliorer la compréhension de la réaction biomécanique suite à une contusion à la moelle épinière. Ce projet contribue directement à fournir une base de recherche expérimentale. Celle-ci peut contribuer au développement du modèle numérique de la plate-forme LIA. Elle peut également servir pour plusieurs études expérimentales de SCI analysant les tissus, la médication associée, le rétablissement et la compréhension de cas spécifiques. Bref, ce projet est à la source d'une solution à une problématique coûteuse monétairement et socialement affectant les victimes pour leur vie entière. L'objectif et la perspective à long terme de ce projet est donc d'améliorer la qualité de vie des personnes atteintes en offrant une solution de rétablissement à une pathologie actuellement considérée sans retour.

ANNEXE I

RÉFÉRENCES ANATOMIQUES

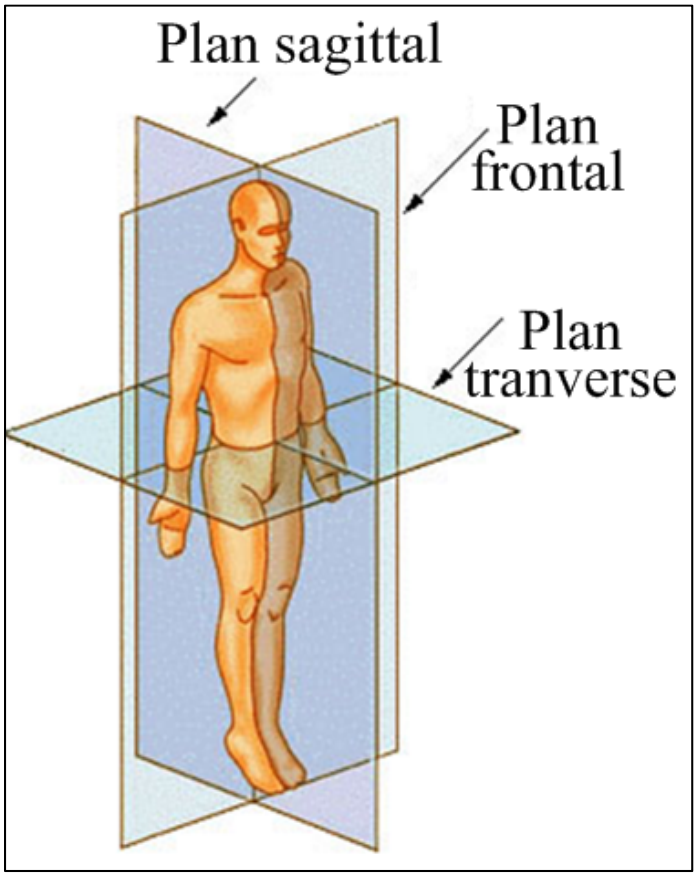


Figure-A I-1 Plans de référence anatomique
Adaptée de Wikipédia. L'encyclopédie libre (2013)

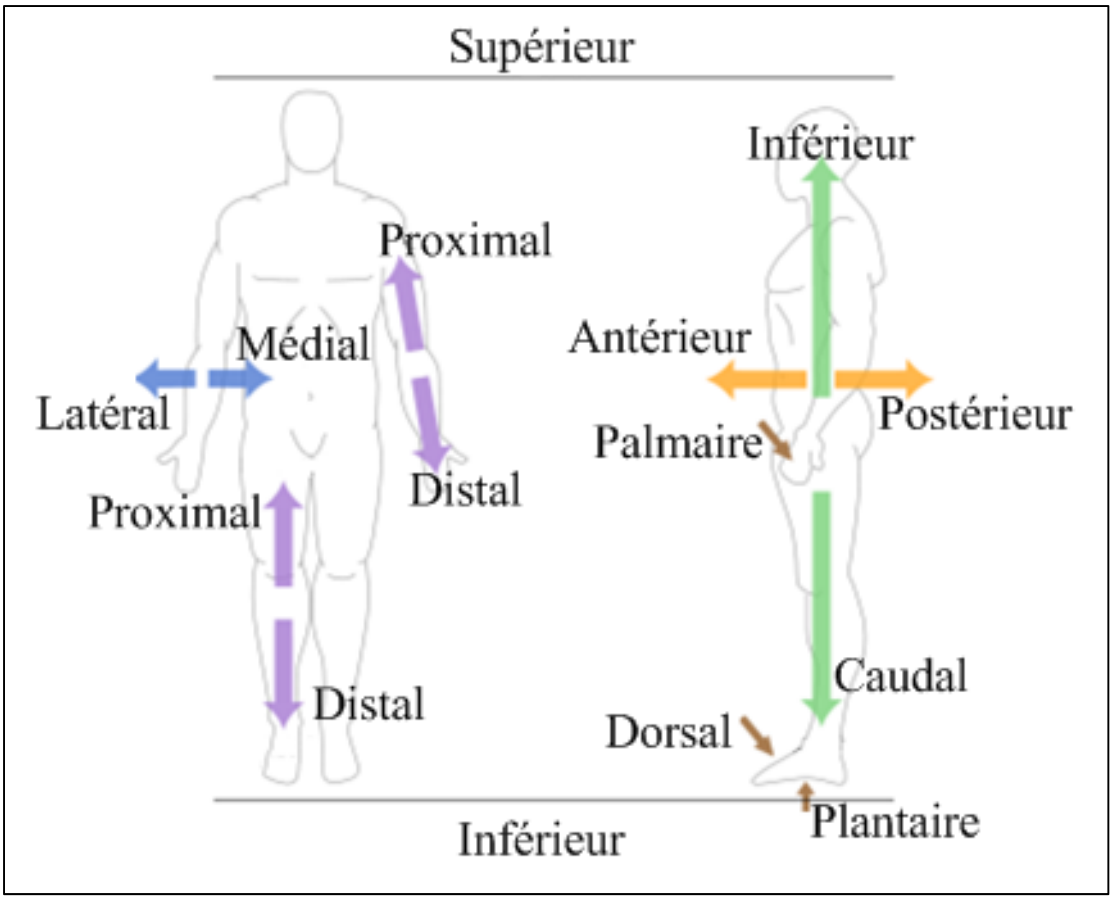


Figure-A I-2 Référence d'orientation anatomique
Adaptée de Wikipédia. L'encyclopédie libre (2013)

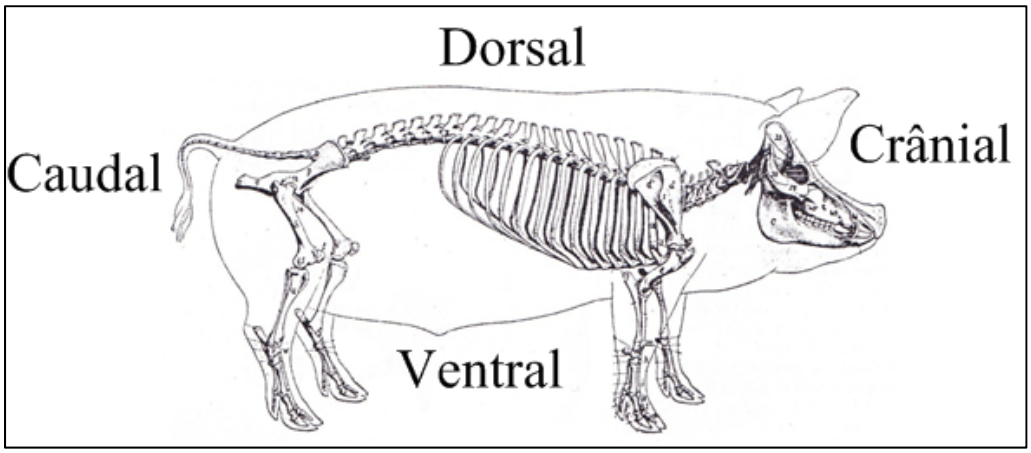


Figure-A I-3 Référence d'orientation anatomique
Adaptée de Sack (1982)

ANNEXE II

ESSAIS PID

Tableau-A II-1 Synthèse des tests PID sur commande de -6mm à 3000mm/s

# essai	Vit. Moy	Vit. Max	Temps à -3mm ±10%	Temps stabilisation à -3mm ±3%	Dépassement	
	(mm/s)	(mm/s)	(s)	(s)	(mm)	(%)
21	587	925	0,0112	0,0270	0,025	0,83%
22	754	905	0,0106	0,0292	0,480	16,00%
22_1	681	875	0,0110	0,0286	0,323	10,77%
23	913	1115	0,0090	0,0396	0,352	11,73%
24	1057	1240	0,0083	0,0404	0,505	16,83%
25	1204	1355	0,0077	0,0470	0,708	23,60%
26	1509	1600	0,0068	0,0496	1,185	39,50%
26_1	1429	1560	0,0070	0,0500	0,901	30,03%
26_2	1382	1530	0,0070	0,0492	0,643	21,43%
26_3	1296	1495	0,0072	0,0480	0,392	13,07%
26_4	851	1425	0,0085	0,0438	0,000	0,00%
26_5	1201	1475	0,0074	0,0468	0,150	5,00%
26_5_1	1224	1485	0,0073	0,0426	0,240	8,00%
26_5_2	1276	1495	0,0072	0,0386	0,319	10,63%
26_5_3	1310	1520	0,0071	0,0312	0,481	16,03%
26_5_4	1382	1560	0,0070	0,0204	0,654	21,80%
26_5_5	1480	1610	0,0068	0,0184	0,983	32,77%
26_5_6	1213	1385	0,0076	0,0196	0,436	14,53%
26_5_7	986	1300	0,0096	0,0324	0,344	11,47%
26_6_6	1270	1440	0,0074	0,0250	0,738	24,60%
27	1547	1720	0,0066	0,0534	0,686	22,87%
28	1774	1865	0,0062	0,0270	1,425	47,50%
29	1974	2075	0,0060	0,0270	1,890	63,00%
30	1481	1743	0,0065	0,0280	0,874	29,13%
31	1704	1803	0,0064	0,0282	1,311	43,70%
32	1666	1795	0,0064	0,0263	1,227	40,90%
33	1455	1610	0,0068	0,0188	1,052	35,07%
34	1413	1585	0,0070	0,0339	0,563	18,77%
35	1600	1705	0,0066	0,0223	1,258	41,93%

# essai	Vit. Moy	Vit. Max	Temps à -3mm ±10%	Temps stabilisation à -3mm ±3%	Dépassement	
	(mm/s)	(mm/s)	(s)	(s)	(mm)	(%)
36	1712	1830	0,0064	0,0164	1,325	44,17%
36_2	1732	1830	0,0064	0,0197	1,334	44,47%
37	1680	1790	0,0064	0,0211	1,104	36,80%
38	1680	1790	0,0064	0,0269	0,904	30,13%
39	1538	1700	0,0066	0,0310	0,751	25,03%
40	1671	1785	0,0065	0,0188	0,930	31,00%
41	1571	1730	0,0066	0,0191	0,589	19,63%
42	1480	1685	0,0068	0,0278	0,398	13,27%
43	1774	1850	0,0063	0,0246	0,969	32,30%
44	1707	1820	0,0064	0,0308	0,790	26,33%
45	1720	1825	0,0064	0,0310	0,847	28,23%
46	1567	1725	0,0066	0,0289	0,517	17,23%
47	1612	1765	0,0065	0,0285	0,717	23,90%
48	1812	1885	0,0063	0,0313	1,133	37,77%
49	1774	1850	0,0063	0,0320	1,012	33,73%
51	1819	1915	0,0063	0,0311	1,151	38,37%
52	1706	1810	0,0064	0,0278	0,954	31,80%
53	1559	1725	0,0066	0,0300	1,078	35,93%
54	1406	1500	0,0072	0,0148	1,145	38,17%
55	1669	1800	0,0064	0,0366	0,830	27,67%
56	1015	1105	0,0089	0,0252	1,024	34,13%
57	1659	1780	0,0065	0,0434	1,506	50,20%
58	1597	1720	0,0066	0,0714	1,984	66,13%
59	1441	1540	0,0070	0,0236	1,344	44,80%
60	1734	1800	0,0064	0,0232	1,816	60,53%
61	1451	1635	0,0069	0,0282	0,893	29,77%
62	1713	1835	0,0064	0,0282	1,263	42,10%
BD02	1042	1280	0,0082	0,0232	0,238	7,93%
BD03	880	1385	0,0096	0,0138	0,006	0,20%
BD04	1422	1680	0,0067	-	2,556	85,20%
70	1164	1500	0,0076	0,0142	0,004	0,13%
71	1309	1550	0,0072	0,0146	0,062	2,07%
72	1415	1615	0,0070	0,0226	0,233	7,77%
73	1509	1660	0,0068	0,0134	0,465	15,50%
74	1640	1750	0,0066	0,0178	0,749	24,97%
75	1605	1735	0,0066	0,0138	0,578	19,27%
76	1109	1425	0,0078	0,0266	0,241	8,03%
77	1590	1710	0,0066	0,0168	0,488	16,27%

# essai	Vit. Moy	Vit. Max	Temps à -3mm ±10%	Temps stabilisation à -3mm ±3%	Dépassement	
	(mm/s)	(mm/s)	(s)	(s)	(mm)	(%)
78	1536	1695	0,0067	0,0169	0,406	13,53%
79	1535	1695	0,0067	0,0177	0,390	13,00%
80	1667	1785	0,0065	0,0172	0,680	22,67%
moyenne	1440	1610	0,0071	0,0289	0,794	26,45%

ANNEXE III

TABLE EXPÉRIMENTALE – LISTE DE MATÉRIEL ET DESSINS

Tableau-A III-1 Sommaire des tableaux et dessins présentés

Type de tableau ou dessin	Titre	Pages
Liste de matériel	Classé par assemblage	136-140
Liste de matériel	Classé par fournisseur	140-143
Dessin d'assemblage	Table expérimentale	144-145
Dessin d'assemblage	Base	146-149
Dessin d'assemblage	Table	150
Dessin d'assemblage	Support impacteur	151-153
Dessin d'assemblage	Contrôle en rotation	154-155
Dessin d'assemblage	Rotation libre	156-157
Dessin d'assemblage	Cadre de table	158-159
Dessin d'assemblage	Rotatif de table	160
Dessin de détail	Plaque de support base	161

Tableau-A III-2 Liste de matériel par assemblage

Item	Level	Numéro de pièce	Description	Qté	Fournisseur	P/N Fournisseur
A	0	008-A001-00	Table expérimentale	1		
1	1	008-A002-00	Assemblage Base	1		
1-1	2	008-P001-01	Poutre 2 X 2 X 94	1	80/20	8020-2020 X 94
1-2	2	008-P005-00	Poutre 2 X 2 X 24	4	80/20	8020-2020 X 24
1-3	2	008-P010-00	Poutre 2 X 2 X 6	4	80/20	8020-2020 X 6
1-4	2	008-P020-00	Gousset en coin, 8 trous	12	80/20	8020-4138
1-5	2	008-P029-00	Plaque Support Base	2	McMaster	8975K119
1-6	2	008-P030-00	Roulette rotative avec niveleur ajustable	8	80/20	8020-2714
1-7	2	008-P031-00	Plaque de rattachement aux roues	8	80/20	8020-2406
1-8	2	008-P053-00	Boulon 1/4-20, 1/2 Long, SHCS, écrou en T	32	80/20	8020-3491
1-9	2	008-P054-00	Boulon 1/4-20, 3/4 Long	32	80/20	8020-3064
1-10	2	008-P055-00	Boulon 1/4-20, 1/2 Long, avec écrou en T	96	80/20	8020-3393
1-11	2	008-P041-00	Bouchon de côté de poutre, 72" long	42	80/20	8020-2821
1-12	2	008-P042-00	Cart Guard mounting base, 23" long	2	80/20	8020-2854
1-13	2	008-P043-00	Cart Guard mounting base, 5" long	8	80/20	8020-2854
1-14	2	008-P046-00	Cart Guard cover - gray, 3" long	4	80/20	8020-2856
1-15	2	008-P045-00	Cart Guard cover - gray, 7" long	4	80/20	8020-2856
1-16	2	008-P044-00	Cart Guard cover - gray, 21" long	2	80/20	8020-2856
1-17	2	008-P047-00	Cart Guard round end - gray, 21" long	4	80/20	8020-2860
1-18	2	008-P048-00	Cart Guard 90deg corner - gray, 21" long	8	80/20	8020-2868
1-19	2	008-P056-00	Boulon 1/4-20, 3/8 Long, SHCS, écrou en T	24	80/20	8020-3486
1-20	2	008-P049-00	Bouchon de fin de poutre, 1020	8	80/20	8020-2025GRA
1-21	2	008-P050-00	Bouchon de fin de poutre 2020	2	80/20	8020-2028GRA
2	1	008-A003-00	Table Centrale	2		
2-1	2	008-P061-00	Table en carbone	1	Hybride-Composites Inc.	
2-2	2	008-A008-00	Support Cadre de table	1		
2-2-1	3	008-P012-00	Poutre 1 X 3 X 84	2	80/20	8020-1030 X 84

Item	Level	Numéro de pièce	Description	Qté	Fournisseur	P/N Fournisseur
2-2-2	3	008-P013-00	Poutre 1 X 3 X 19.5	2	80/20	8020-1030 X 19,5
2-2-3	3	008-P015-00	Poutre 1 X 1 X 84, bi-ouverture rapprochée	2	80/20	8020-1002 X 84
2-2-4	3	008-P023-00	Gousset en L, 4 trous	4	80/20	8020-4113
2-2-5	3	008-P025-00	Gousset en L horizontal, 5 trous	4	80/20	8020-4081
2-2-6	3	008-P022-00	Gousset en L, 12 trous, 2 X 2 X 3	8	80/20	8020-4016
2-2-7	3	008-P055-00	Boulon 1/4-20, 1/2 Long, avec écrou en T	132	80/20	8020-3393
2-2-8	3	008-P051-00	Bouchon de fin de poutre 1030	4	80/20	8020-2026GRA
2-2-9	3	008-P052-00	Bouchon de fin de poutre 1010	4	80/20	8020-2015GRA
3	1	008-A009-00	Support Rotatif de Table	2		
3-1	2	008-P006-01	Poutre 2 X 2 X 20	2	80/20	8020-2020 X 20
3-2	2	008-P008-00	Poutre 2 X 2 X 8	1	80/20	8020-2020 X 8
3-3	2	008-P020-00	Gousset en coin, 8 trous	4	80/20	8020-4138
3-4	2	008-P055-00	Boulon 1/4-20, 1/2 Long, avec écrou en T	32	80/20	8020-3393
3-5	2	008-P050-00	Bouchon de fin de poutre 2020	6	80/20	8020-2028GRA
4	1	008-A004-00	Support Impacteur	1		
4-1	2	008-P002-00	Poutre 2 X 2 X 48	2	80/20	8020-2020 X 48
4-2	2	008-P003-00	Poutre 2 X 2 X 32	2	80/20	8020-2020 X 32
4-3	2	008-P004-00	Poutre 2 X 2 X 26	4	80/20	8020-2020 X 26
4-4	2	008-P007-00	Poutre 2 X 2 X 14	2	80/20	8020-2020 X 14
4-5	2	008-P016-00	Poutre 1 X 1 X 12	2	80/20	8020-1010 X 12
4-6	2	008-P082-00	Poutre 1 X 1 X 18	2	80/20	8020-1010 X 18
4-7	2	008-P009-00	Poutre 2 X 2 X 7.375	1	80/20	8020-2020 X 7.375
4-8	2	008-P011-00	Poutre 2 X 4 X 11	1	80/20	8020-2040 X 11
4-9	2	008-P017-00	Poutre 1 X 1 X 8	3	80/20	8020-1010 X 8
4-10	2	008-P014-00	Poutre 1 X 2 X 7.25	1	80/20	8020-1020 X 7.25
4-11	2	008-P032-00	Glissière 4 X 2, style pi, deux flanges	8	80/20	8020-6423
4-12	2	008-P033-00	Glissière 4 X 2, style h, une flange	2	80/20	8020-6416
4-13	2	008-P026-00	Plaque Linéaire, 8 trous	8	80/20	8020-4165
4-14	2	008-P034-00	Bras de frein pour glissière	10	80/20	8020-6850
4-15	2	008-P020-00	Gousset en coin, 8 trous	6	80/20	8020-4138

Item	Level	Numéro de pièce	Description	Qté	Fournisseur	P/N Fournisseur
4-16	2	008-P021-00	Gousset en coin, 4 trous	4	80/20	8020-4134
4-17	2	008-P024-00	Gousset en L, 2 trous	10	80/20	8020-4119
4-18	2	008-P027-00	Plaque de jonction, 3 trous	2	80/20	8020-4118
4-19	2	008-P028-00	Plaque de jonction, 2 trous	6	80/20	8020-4107
4-20	2	008-P050-00	Bouchon de fin de poutre 2020	20	80/20	8020-2028GRA
4-21	2	008-P052-00	Bouchon de fin de poutre 1010	9	80/20	8020-2015GRA
4-22	2	008-P055-00	Boulon 1/4-20, 1/2 Long, avec écrou en T	150	80/20	8020-3393
4-23	2	008-P055-00	Boulon 1/4-20, 1/2 Long, avec écrou en T	8	80/20	8020-3393
4-24	2	008-P057-00	Boulon 1/4-20 X 5/8 long, écrou en T, BHSCS	4	80/20	8020-3482
4-25	2	008-P040-00	Barre rectangulaire de support 1"x1/4"x12"	4	McMaster	88775K111
4-26	2	008-P076-00	Rack d'engrenage, pitch48, 12po long	3	McMaster	57655K61
4-27	2	008-P077-00	Engrenage, pitch48, 42 dents, dia1/4	3	McMaster	57655K22
4-28	2	008-P078-00	Tige avec plat en D, dia1/4 X 6"	3	McMaster	8632T144
4-29	2	008-P079-00	Poignée à 5 bras, vis de serrage, dia1/4	3	McMaster	7129T46
4-30	2	008-P080-00	Roulement, dia1/4, fixation sur base	6	McMaster	5912K1
4-31	2	008-P081-00	Moteur Impacteur	1	Bose	LM1
5	1	008-A006-00	Assemblage Contrôle en Rotation	1		
5-1	2	008-P018-00	Poutre 1 X 1 X 5	2	80/20	8020-1010 X 5
5-2	2	008-P019-00	Poutre 1 X 1 X 3.7	2	80/20	8020-1010 X 3.7
5-3	2	008-P024-00	Gousset en L, 2 trous	4	80/20	8020-4119
5-4	2	008-P052-00	Bouchon de fin de poutre 1010	4	80/20	8020-2015GRA
5-5	2	008-P035-00	Trunnion de rotation, contrôleur	1	Carrlane	CL-1-TL
5-6	2	008-P058-00	Boulon 1/4-20, 3/4 Long, avec écrou en T	4	80/20	8020-3304
5-7	2	008-P055-00	Boulon 1/4-20, 1/2 Long, avec écrou en T	8	80/20	8020-3393
6	1	008-A007-00	Assemblage de Rotation Libre	1		
6-1	2	008-P018-00	Poutre 1 X 1 X 5	2	80/20	8020-1010 X 5

Item	Level	Numéro de pièce	Description	Qté	Fournisseur	P/N Fournisseur
6-2	2	008-P019-00	Poutre 1 X 1 X 3.7	2	80/20	8020-1010 X 3.7
6-3	2	008-P024-00	Gousset en L, 2 trous	4	80/20	8020-4119
6-4	2	008-P052-00	Bouchon de fin de poutre 1010	4	80/20	8020-2015GRA
6-5	2	008-P036-00	Trunnion de rotation, libre	1	Carrlane	CL-1-TR
6-6	2	008-P058-00	Boulon 1/4-20, 3/4 Long, avec écrou en T	4	80/20	8020-3304
6-7	2	008-P055-00	Boulon 1/4-20, 1/2 Long, avec écrou en T	8	80/20	8020-3393
7	1	008-A005-00	Assemblage groupe électrique	1		
7-1	2	008-P037-00	Colonne verticale élévatrice	2	Linak	LC22B200300502A
7-2	2	008-P038-00	Boîte contrôle	1	Linak	CB14H000300011F
7-3	2	008-P039-00	Manette contrôle	1	Linak	HB42E00-000145
8	1	008-P058-00	Boulon 1/4-20, 3/4 Long, avec écrou en T	4	80/20	8020-3304
9	1	008-P059-00	Boulon 1/4-20, 5/8 Long, avec écrou en T	8	80/20	8020-3497
10	1	008-P060-00	Boulon 1/4-20, 1¼po long, avec écrou en T	8	80/20	8020-3307
11	1	008-P070-00	Lumière de précision	1	McMaster	1589K4
12	1	008-P069-00	Bras levier flexible, Sondes Ultrasons	2	McMaster	49985A13
13	1	008-P071-00	Tube Impacteur, moyen	1	McMaster	49985A13
14	1	008-P072-00	Tube Impacteur, large	1	McMaster	49985A13
15	1	008-P073-00	Allen Key set, Inch	1	Mcmaster	4891A15
16	1	008-P074-00	Niveau Horizontal, précision 2min.	2	Mcmaster	2160A1
17	1	008-P075-00	Niveau Vertical, précision 150s.	1	Mcmaster	2209A71
18	1	008-P062-00	Bean Bag positionner	4	swmedsource	SW-30-BB-1020
19	1	008-P063-00	Large sandbag positionner	4	swmedsource	SW-30-2370
20	1	008-P064-00	Gel Roll positionner	4	swmedsource	SW-30-2420
21	1	008-P065-00	Imaging table clamp	8	swmedsource	SW-40-168
22	1	008-P066-00	Side rail clamp	4	swmedsource	SW-40-162
23	1	008-P067-00	Clark socket	4	swmedsource	SW-40-160
24	1	008-P068-00	Safety restraint strap	4	swmedsource	SW-20-SS-A3

Tableau-A III-3 Liste de matériel classé par fournisseur

No de composant	Nom du composant	Assy associé	Qté	Fournisseur	P/N fournisseur
008-P001-01	Poutre 2 X 2 X 94	A002	1	80/20	2020 X 94
008-P002-00	Poutre 2 X 2 X 48	A004	2	80/20	2020 X 48
008-P003-00	Poutre 2 X 2 X 32	A004	2	80/20	2020 X 32
008-P004-00	Poutre 2 X 2 X 26	A004	4	80/20	2020 X 26
008-P005-00	Poutre 2 X 2 X 24	A002	4	80/20	2020 X 24
008-P006-01	Poutre 2 X 2 X 20	A009	4	80/20	2020 X 20
008-P007-00	Poutre 2 X 2 X 14	A004	2	80/20	2020 X 14
008-P008-00	Poutre 2 X 2 X 8	A009	2	80/20	2020 X 8
008-P009-00	Poutre 2 X 2 X 7.375	A004	1	80/20	2020 X 7,375
008-P010-00	Poutre 2 X 2 X 6	A002	4	80/20	2020 X 6
008-P011-00	Poutre 2 X 4 X 11	A004	1	80/20	2040 X 11
008-P012-00	Poutre 1 X 3 X 84	A008	4	80/20	1030 X 84
008-P013-00	Poutre 1 X 3 X 19.5	A008	4	80/20	1030 X 19,5
008-P014-00	Poutre 1 X 2 X 7.25	A004	1	80/20	1020 X 7,25
008-P015-00	Poutre 1 X 1 X 84, bi-ouverture rapprochée	A008	4	80/20	1002 X 84
008-P016-00	Poutre 1 X 1 X 12	A004	2	80/20	1010 X 12
008-P017-00	Poutre 1 X 1 X 8	A004	3	80/20	1010 X 8
008-P018-00	Poutre 1 X 1 X 5	A006/A007	4	80/20	1010 X 5
008-P019-00	Poutre 1 X 1 X 3.7	A006/A007	4	80/20	1010 X 3,7
008-P020-00	Gousset en coin, 8 trous	A002/A004/A009	26	80/20	4138
008-P021-00	Gousset en coin, 4 trous	A004	4	80/20	4134
008-P022-00	Gousset en L, 12 trous, 2 X 2 X 3	A008	16	80/20	4016
008-P023-00	Gousset en L, 4 trous	A008	8	80/20	4113
008-P024-00	Gousset en L, 2 trous	A004/A006/A007	18	80/20	4119
008-P025-00	Gousset en L horizontal, 5 trous	A008	8	80/20	4081
008-P026-00	Plaque Linéaire, 8 trous	A004	8	80/20	4165
008-P027-00	Plaque de jonction, 3 trous	A004	2	80/20	4118
008-P028-00	Plaque de jonction, 2 trous	A004	6	80/20	4107
008-P029-00	Plaque Support Base	A002	2	McMaster	8975K119
008-P030-00	Roulette rotative avec niveleur ajustable	A002	8	80/20	2714

No de composant	Nom du composant	Assy associé	Quantité	Fournisseur	P/N fournisseur
008-P031-00	Plaque de rattachement aux roues	A002	8	80/20	2406
008-P032-00	Glissière 4 X 2, style pi, deux flanges	A004	8	80/20	6423
008-P033-00	Glissière 4 X 2, style h, une flange	A004	2	80/20	6416
008-P034-00	Bras de frein pour glissière	A004	10	80/20	6850
008-P035-00	Trunnion de rotation, contrôleur	A006	1	Carrlane	1-TL
008-P036-00	Trunnion de rotation, libre	A007	1	Carrlane	1-TR
008-P037-00	Colonne verticale élévatrice	A005	2	Linak	LC22B200300502A
008-P038-00	Boîte contrôle	A005	1	Linak	CB14H000300011F
008-P039-00	Manette contrôle	A005	1	Linak	HB42E00-000145
008-P040-00	Barre rectangulaire de support 1"x1/4"x12"	A004	4	McMaster	88775K111
008-P041-00	Bouchon de côté de poutre, 72" long	A002	42	80/20	2821
008-P042-00	Cart Guard mounting base, 23" long	A002	2	80/20	2854 X 23
008-P043-00	Cart Guard mounting base, 5" long	A002	8	80/20	2854 X 5
008-P044-00	Cart Guard cover - gray, 21" long	A002	2	80/20	2856 X 21
008-P045-00	Cart Guard cover - gray, 7" long	A002	4	80/20	2856 X 7
008-P046-00	Cart Guard cover - gray, 3" long	A002	4	80/20	2856 X 3
008-P047-00	Cart Guard round end - gray	A002	4	80/20	2860
008-P048-00	Cart Guard 90deg corner - gray	A002	8	80/20	2868
008-P049-00	Bouchon de fin de poutre, 1020	A002	8	80/20	2025GRA
008-P050-00	Bouchon de fin de poutre 2020	A002/A004/A009	34	80/20	2028GRA
008-P051-00	Bouchon de fin de poutre 1030	A008	8	80/20	2026GRA
008-P052-00	Bouchon de fin de poutre 1010	A004/A006/A007/A008	25	80/20	2015GRA
008-P053-00	Boulon 1/4-20, 1/2 Long, SHCS, écrou en T	A002	32	80/20	3491
008-P054-00	Boulon 1/4-20, 3/4 Long, SHCS	A002	32	80/20	3064

No de composant	Nom du composant	Assy associé	Quantité	Fournisseur	P/N fournisseur
008-P055-00	Boulon 1/4-20, 1/2 Long, BHCS, écrou en T	A002/A004/A006/ A007/A008/A009	598	80/20	3393
008-P056-00	Boulon 1/4-20, 3/8 Long, FBHCS, écrou en T	A002	24	80/20	3386
008-P057-00	Boulon 1/4-20 X 5/8 long, BHSC, écrou en T	A004	4	80/20	3482
008-P058-00	Boulon 1/4-20, 3/4 Long, avec écrou en T	A006/A007	12	80/20	3304
008-P059-00	Boulon 1/4-20, 5/8 Long, SHCS, écrou en T	A001	8	80/20	3497
008-P060-00	Boulon 1/4-20, 1¼po long, SHCS, écrou en T	A001	8	80/20	3307
008-P061-00	Table en carbone	A003	2	Hybride-composite	008-P061-00
008-P062-00	Bean Bag positionner	A001	4	Swmed source	SW-30-BB-1020
008-P063-00	Large sandbag positionner	A001	4	Swmed source	SW-30-2370
008-P064-00	Gel Roll positionner	A001	4	Swmed source	SW-30-2420
008-P065-00	Imaging table clamp	A001	9	Swmed source	SW-40-168
008-P066-00	Side rail clamp	A001	4	Swmed source	SW-40-162
008-P067-00	Clark socket	A001	4	Swmed source	SW-40-160
008-P068-00	Safety restraint strap	A001	4	Swmed source	SW-20-SS-A3
008-P069-00	Bras levier flexible, Sondes Ultrasons	A001	2	McMaster	49985A13
008-P070-00	Lumière de précision	A001	1	McMaster	1589K4
008-P071-00	Tube Impacteur, OD1/4 X 36"	A001	1	McMaster	9056K622
008-P072-00	Tige Impacteur, OD3/8 X 72"	A001	1	McMaster	8974K32
008-P073-00	Allen Key set, Inch	A001	1	McMaster	4891A15
008-P074-00	Niveau Horizontal, précision 2min.	A001	1	McMaster	2160A1
008-P075-00	Niveau Vertical, précision 150s.	A001	1	McMaster	2209A71
008-P076-00	Rack d'engrenage, pitch48, 12po long	A004	3	McMaster	57655K61
008-P077-00	Engrenage, pitch48, 42 dents, dia1/4	A004	3	McMaster	57655K22

No de composant	Nom du composant	Assy associé	Quantité	Fournisseur	P/N fournisseur
008-P078-00	Tige avec plat en D, dia1/4 X 6"	A004	3	McMaster	8632T144
008-P079-00	Poignée à 5 bras, vis de serrage, dia1/4	A004	3	McMaster	7129T46
008-P080-00	Roulement, dia1/4, fixation sur base	A004	6	McMaster	5912K1
008-P081-00	Moteur Impacteur	A004	1	Bose	LM1
008-P082-00	Poutre 1 X 1 X 18	A004	2	80/20	1010 X 18

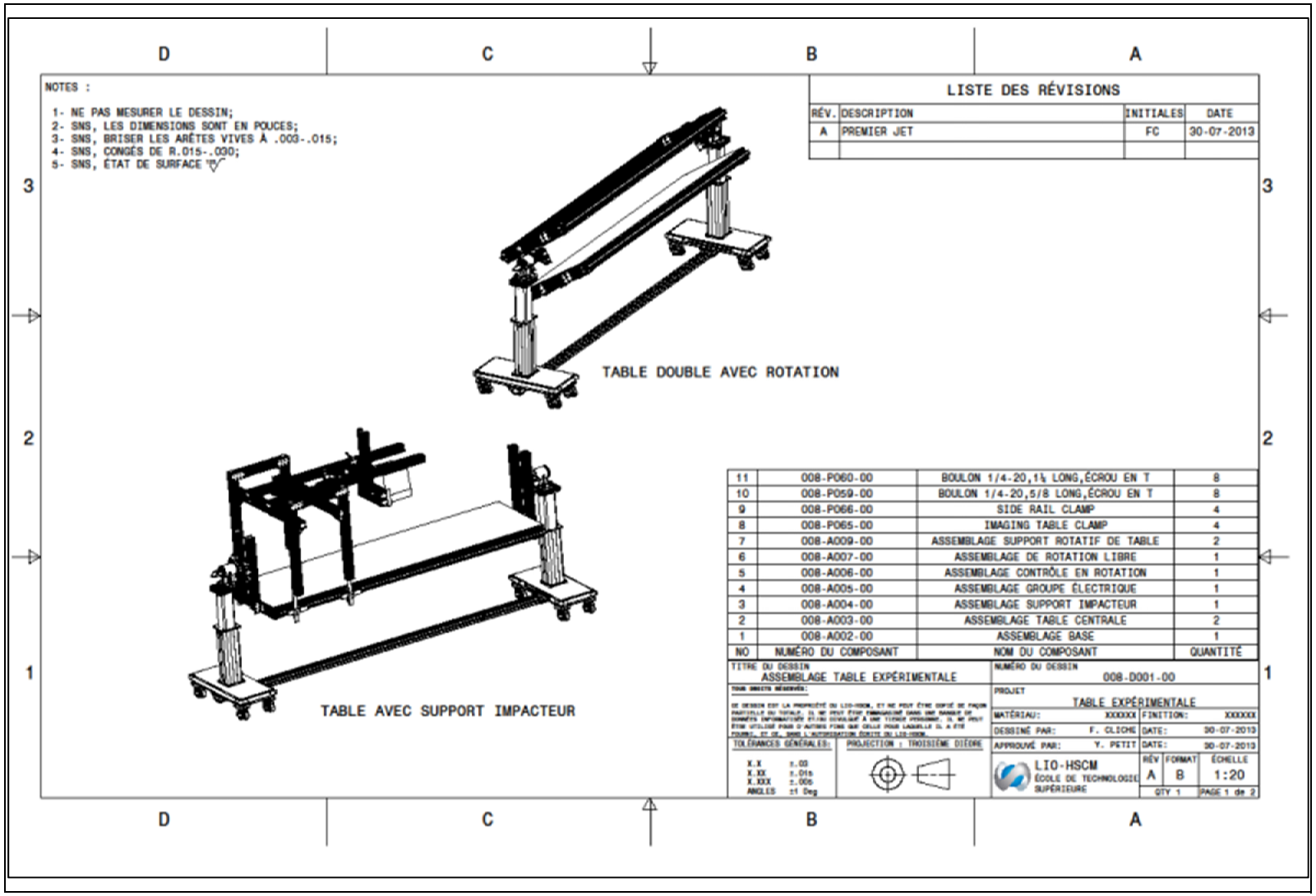


Figure-A III-1 Dessin d'assemblage – Table expérimentale, 1 de 2

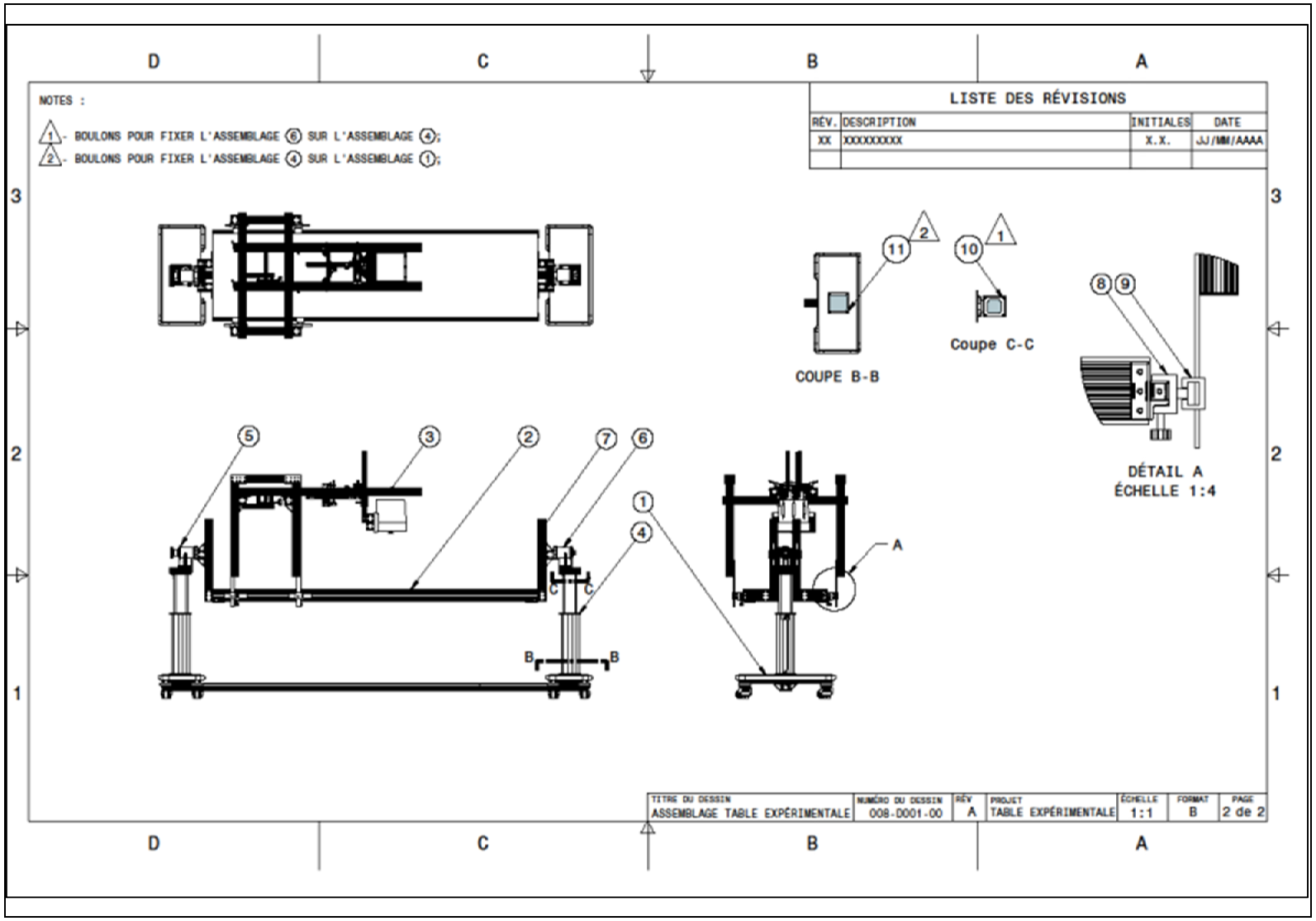
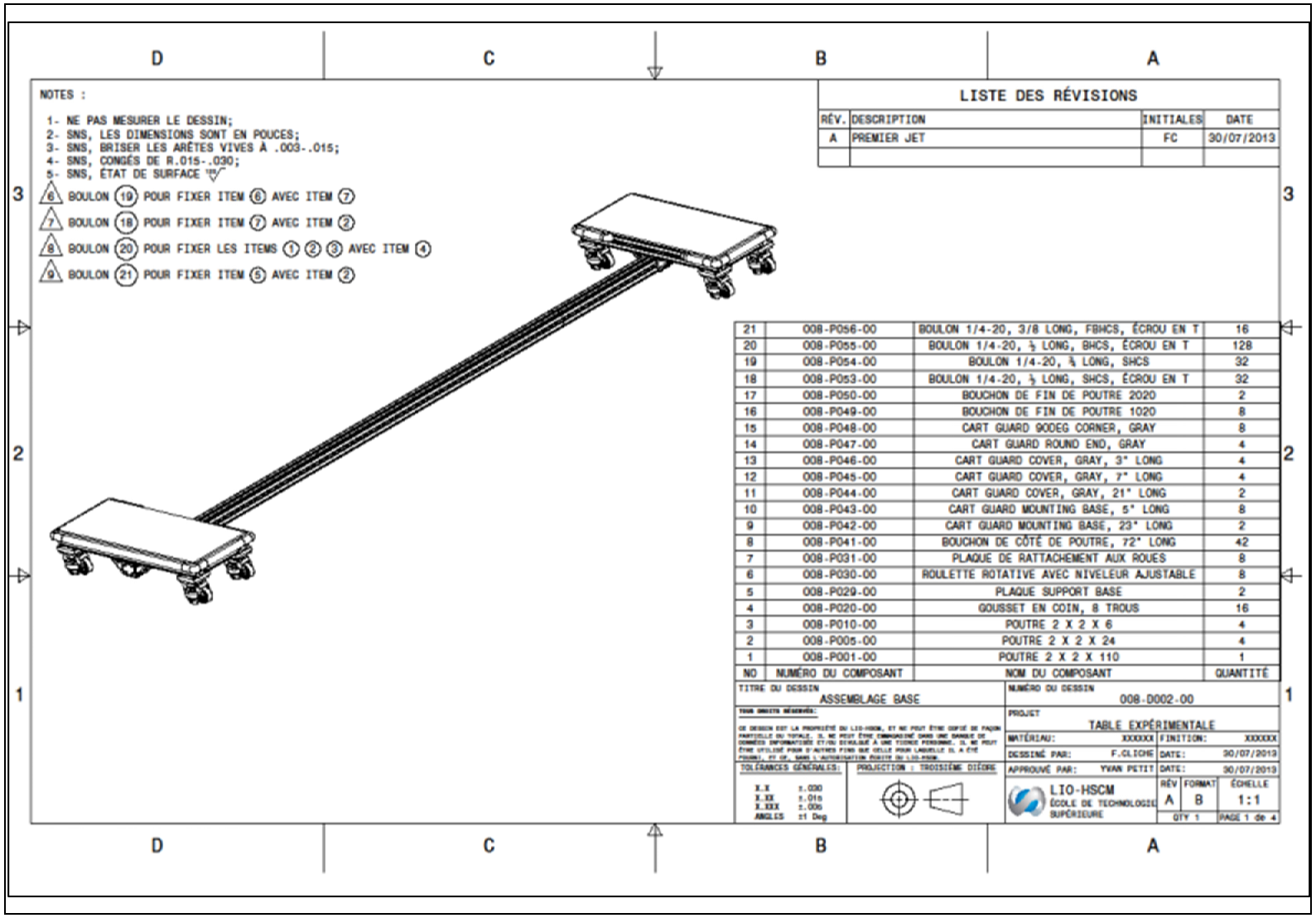


Figure-A III-1 Dessin d'assemblage – Table expérimentale, 2 de 2



NOTES :

1- NE PAS MESURER LE DESSIN;
2- SNS, LES DIMENSIONS SONT EN POUCES;
3- SNS, BRISER LES ARÊTES VIVES À .003-.015;
4- SNS, CONGÉS DE R.015-.030;
5- SNS, ÉTAT DE SURFACE ';

6 BOULON 19 POUR FIXER ITEM 6 AVEC ITEM 7
7 BOULON 18 POUR FIXER ITEM 7 AVEC ITEM 2
8 BOULON 20 POUR FIXER LES ITEMS 1 2 3 AVEC ITEM 4
9 BOULON 21 POUR FIXER ITEM 5 AVEC ITEM 2

LISTE DES RÉVISIONS

RÉV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	PREMIER JET	FC	30/07/2013

NO	NUMÉRO DU COMPOSANT	NOM DU COMPOSANT	QUANTITÉ
21	008-P056-00	BOULON 1/4-20, 3/8 LONG, FBHCS, ÉCROU EN T	16
20	008-P055-00	BOULON 1/4-20, ½ LONG, BHCS, ÉCROU EN T	128
19	008-P054-00	BOULON 1/4-20, ¾ LONG, SHCS	32
18	008-P053-00	BOULON 1/4-20, ½ LONG, SHCS, ÉCROU EN T	32
17	008-P050-00	BOUCHON DE FIN DE POUTRE 2020	2
16	008-P049-00	BOUCHON DE FIN DE POUTRE 1020	8
15	008-P048-00	CART GUARD 90DEG CORNER, GRAY	8
14	008-P047-00	CART GUARD ROUND END, GRAY	4
13	008-P046-00	CART GUARD COVER, GRAY, 3" LONG	4
12	008-P045-00	CART GUARD COVER, GRAY, 7" LONG	4
11	008-P044-00	CART GUARD COVER, GRAY, 21" LONG	2
10	008-P043-00	CART GUARD MOUNTING BASE, 5" LONG	8
9	008-P042-00	CART GUARD MOUNTING BASE, 23" LONG	2
8	008-P041-00	BOUCHON DE CÔTÉ DE POUTRE, 72" LONG	42
7	008-P031-00	PLAQUE DE RATTACHEMENT AUX ROUES	8
6	008-P030-00	ROULETTE ROTATIVE AVEC NIVELEUR AJUSTABLE	8
5	008-P029-00	PLAQUE SUPPORT BASE	2
4	008-P020-00	GOUSSET EN COIN, 8 TROUS	16
3	008-P010-00	POUTRE 2 X 2 X 6	4
2	008-P005-00	POUTRE 2 X 2 X 24	4
1	008-P001-00	POUTRE 2 X 2 X 110	1

TITRE DU DESSIN: ASSEMBLAGE BASE
NUMÉRO DU DESSIN: 008-D002-00
PROJET: TABLE EXPÉRIMENTALE
MATÉRIAU: XXXXXX FINITION: XXXXXX
DESSINÉ PAR: F.GLICHE DATE: 30/07/2013
APPROUVÉ PAR: YVAN PETIT DATE: 30/07/2013
TOLÉRANCES GÉNÉRALES: X.X ±.030 X.XX ±.010 X.XXX ±.005 ANGLES ±1 Deg
PROJECTION : TROISIÈME DIÈDRE
LIO-HSCM ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
RÉV A FORMAT B ÉCHELLE 1:1 QTY 1 PAGE 1 de 4

Figure-A III-2 Dessin d'assemblage – Assemblage Base, 1 de 4

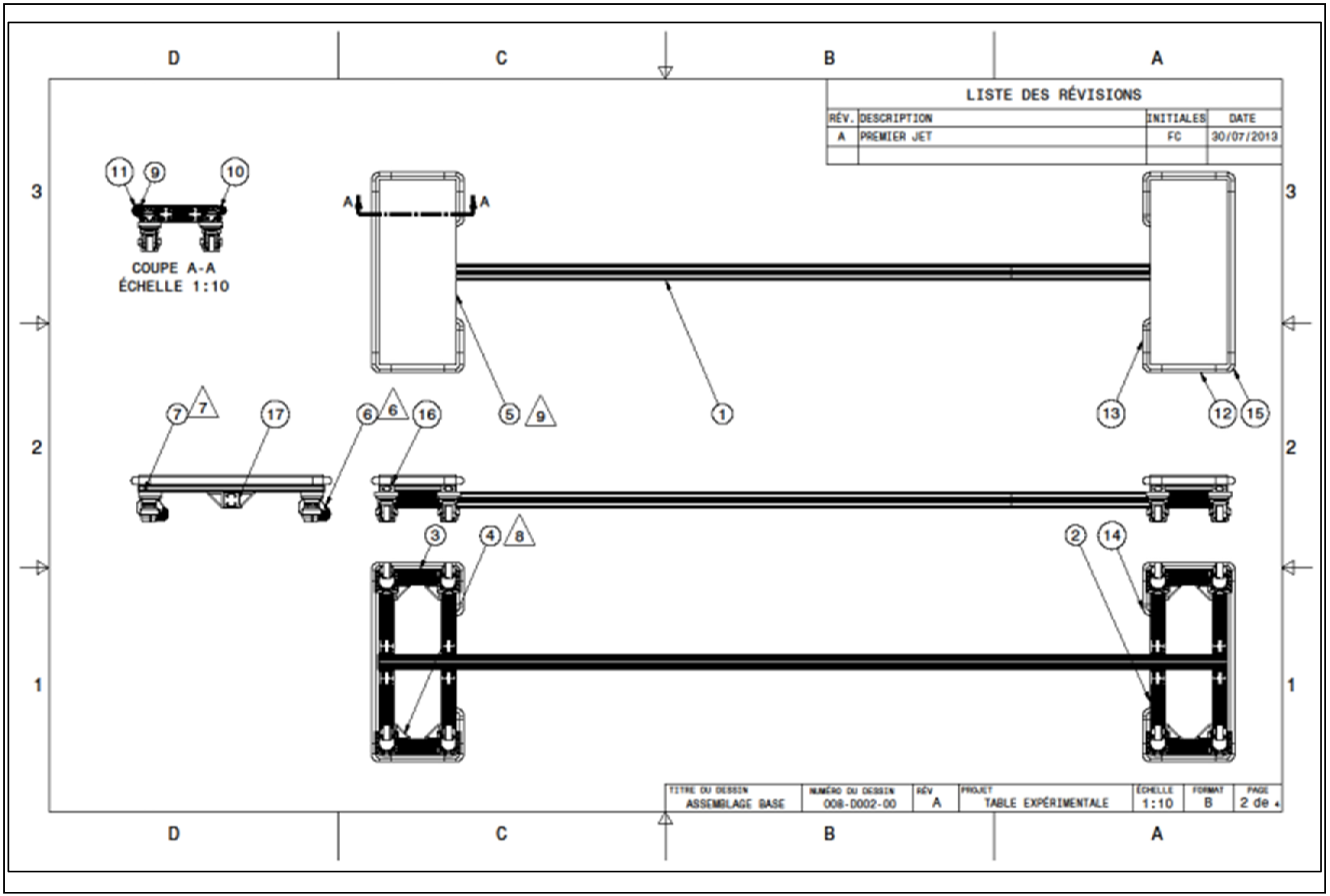


Figure-A III-2 Dessin d'assemblage – Assemblage Base, 2 de 4

D C B A

LISTE DES RÉVISIONS			
RÉV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	PREMIER JET	FC	30/07/2013

ITEM (8)
008-P041-00

P/N	LONGUEUR	QTÉ
A	72	6
B	48	6
C	32	2
D	28	6
E	26	24
F	24	4
G	18	6
H	14	8
I	12	48
J	10	8
K	8	4
L	6	12
M	5	6
N	3.7	4

ITEM (8) PROVIENT DE 80/20 ET EST REÇU PAR LONGUEUR FIXE DE 72". LES COUPES NÉCESSAIRES SONT DÉTAILLÉES CI-DESSOUS

NO. BOUCHON	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42
LONGUEUR 1	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	F	F	G	F	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	I	I	I	I	B	B	B	B	B	B	C	C	H	D	D	E
LONGUEUR 2											F	I	G	F	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	I	I	I	I	I	I	I	I	I	L	L	D	D	H	D	D	H
LONGUEUR 3											F	I	G	F	M	J	J	J	J	I	I	I	I	I	H	I	I	I	I	I	I	I	I	I	L	L	I	L	H	H	H	
LONGUEUR 4												I	G	G	M	J	J	J	J	K	K	K	K	N	M	I	I	I	I	I					L	L		L	H			
LONGUEUR 5												L		G	M									N		M	I	I	I	I					L	L			I			
LONGUEUR 6												L			M											N	I	I	I	I									N			
SOMME LONGUEURS	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	71	71	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	72	70	70	40

TITRE DU DESSIN	NUMÉRO DU DESSIN	RÉV	PROJET	ÉCHELLE	FORMAT	PAGE
ASSEMBLAGE BASE	008-D002-00	A	TABLE EXPÉRIMENTALE	1:10	B	3 de 4

D C B A

Figure-A III-2 Dessin d'assemblage – Assemblage Base, 3 de 4

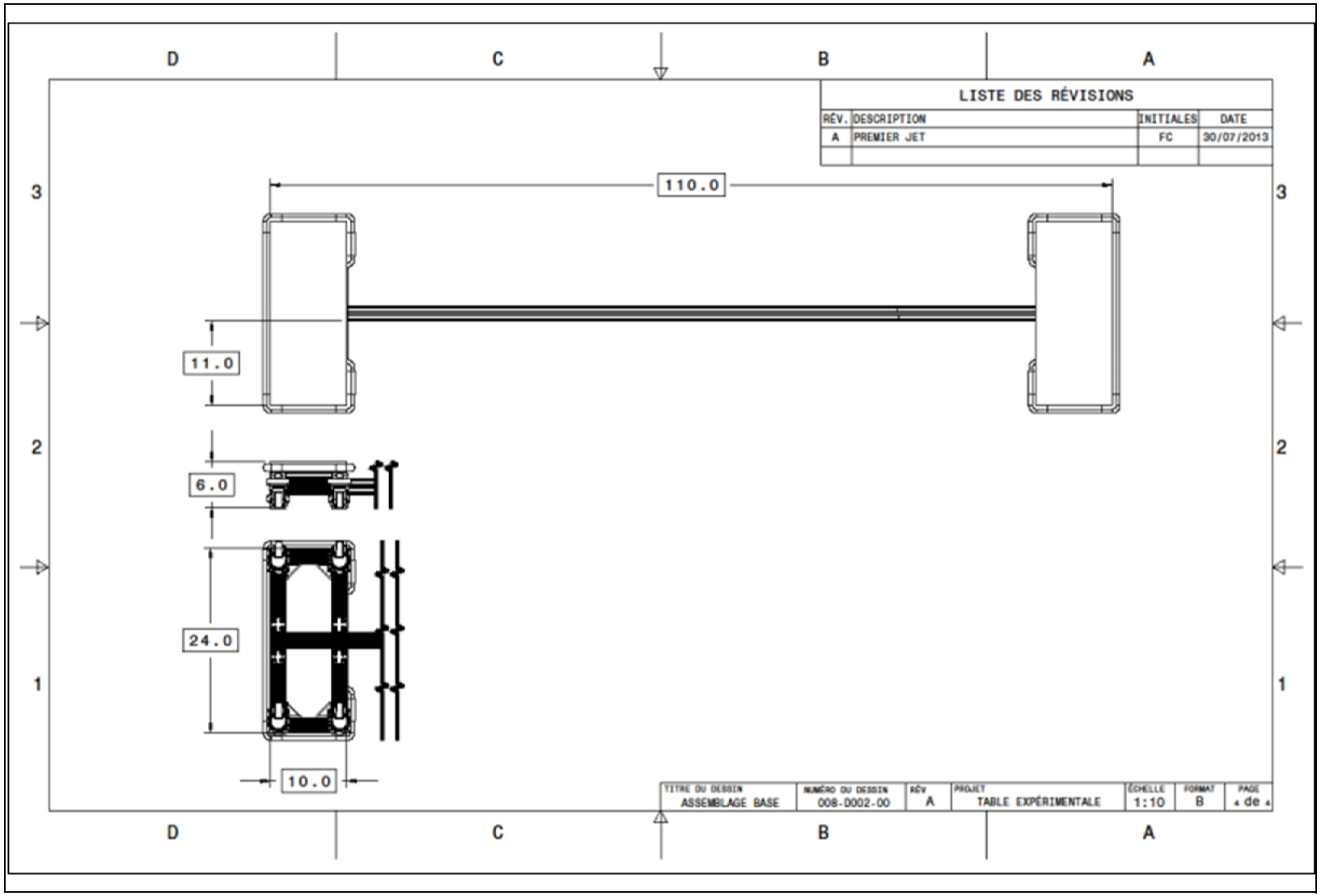


Figure-A III-2 Dessin d'assemblage – Assemblage Base, 4 de 4

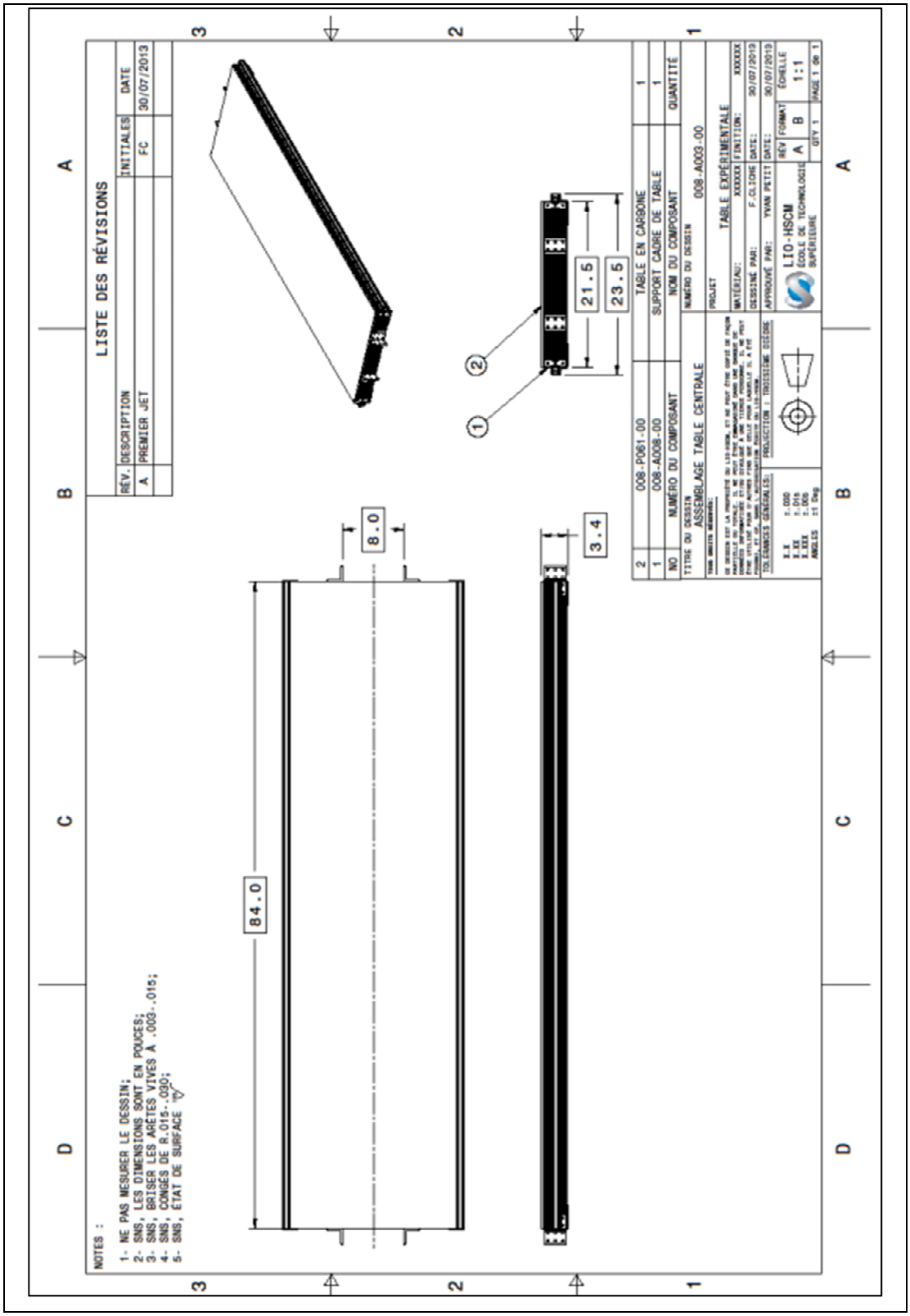


Figure-A III-3 Dessin d'assemblage – Assemblage Table, 1 de 1

NOTES :

1- NE PAS MESURER LE DESSIN;
2- SNS, LES DIMENSIONS SONT EN POUCES;
3- SNS, BRISER LES ARÊTES VIVES À .003-.015;
4- SNS, CONGÉS DE R.015-.030;
5- SNS, ÉTAT DE SURFACE 125
6- L'ITEM (30) FIXE LES ITEMS (11) OU (12) AVEC LES ITEMS (15) OU (16)
7- L'ITEM (29) FIXE TOUS LES AUTRES ITEMS LORSQUE REQUIS

LISTE DES RÉVISIONS

RÉV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	PREMIER JET	FC	30/07/2013

NO	NUMÉRO DU COMPOSANT	NOM DU COMPOSANT	QUANTITÉ
30	008-P057-00	BOULON ¼-20 X 5/8, BHCS, ÉCROU EN T	4
29	008-P055-00	BOULON ¼-20 X ½, BHCS, ÉCROU EN T	158
28	008-P081-00	IMPACTEUR MOTORISÉ	1
27	008-P080-00	ROULEMENT À BILLES, Ø1/4	6
26	008-P079-00	POIGNÉE À 5 BRAS, Ø1/4, SET SCREW	3
25	008-P078-00	TIGE AVEC PLAT EN D, Ø1/4 X 6PO	3
24	008-P077-00	ENGRENAGE, PITCH 48, 42 DENTS	3
23	008-P076-00	RACK D'ENGRENAGE, PITCH 48, 12PO	3
22	008-P040-00	BARRE RECTANGULAIRE DE SUPPORT	4
21	008-P052-00	BOUCHON DE FIN DE POUTRE 1010	9
20	008-P050-00	BOUCHON DE FIN DE POUTRE 2020	20
19	008-P028-00	PLAQUE DE JONCTION, 2 TROUS	6
18	008-P027-00	PLAQUE DE JONCTION, 3 TROUS	2
17	008-P024-00	GOUSSET EN L, 2 TROUS	10
16	008-P021-00	GOUSSET EN COIN, 4 TROUS	4
15	008-P020-00	GOUSSET EN COIN, 8 TROUS	6
14	008-P034-00	BRAS DE FREIN POUR GLISSIÈRE	10
13	008-P026-00	PLAQUE LINÉAIRE, 8 TROUS	8
12	008-P033-00	GLISSIÈRE 4 X 2, UNE FLANGE	2
11	008-P032-00	GLISSIÈRE 4 X 2, DEUX FLANGES	8
10	008-P011-00	POUTRE 2 X 4 X 11	1
9	008-P014-00	POUTRE 1 X 2 X 7.25	1
8	008-P017-00	POUTRE 1 X 1 X 8	3
7	008-P016-00	POUTRE 1 X 1 X 12	2
6	008-P082-00	POUTRE 1 X 1 X 18	2
5	008-P009-00	POUTRE 2 X 2 X 7.375	1
4	008-P007-00	POUTRE 2 X 2 X 14	2
3	008-P004-00	POUTRE 2 X 2 X 26	4
2	008-P003-00	POUTRE 2 X 2 X 32	2
1	008-P002-00	POUTRE 2 X 2 X 48	2

TITRE DU DESSIN: ASSEMBLAGE SUPPORT IMPACTEUR

NUMÉRO DU DESSIN: 008-D004-00

TOUS DROITS RÉSERVÉS:
CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DU LIO-HSCM, ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ DE FAÇON PARTIELLE OU TOTALE. IL NE PEUT ÊTRE EMMAGASINÉ DANS UNE BANQUE DE DONNÉES INFORMATISÉE ET/OU DIVULGUÉ À UNE TIERCE PERSONNE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DU LIO-HSCM.

PROJET: TABLE EXPÉRIMENTALE

MATÉRIAU: XXXXXX | FINITION: XXXXXX
DESSINÉ PAR: F.CLICHE | DATE: 30/07/2013
APPROUVÉ PAR: YVAN PETIT | DATE: 30/07/2013

TOLÉRANCES GÉNÉRALES:
X.X ±.030
X.XX ±.015
X.XXX ±.005
ANGLES ±1 Deg

PROJECTION : TROISIÈME DIÈDRE

LIO-HSCM
ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

RÉV: A | FORMAT: B | ÉCHELLE: 1:10
QTY 1 | PAGE 1 de 3

Figure-A III-4 Dessin d'assemblage – Assemblage Support impacteur, 1 de 3

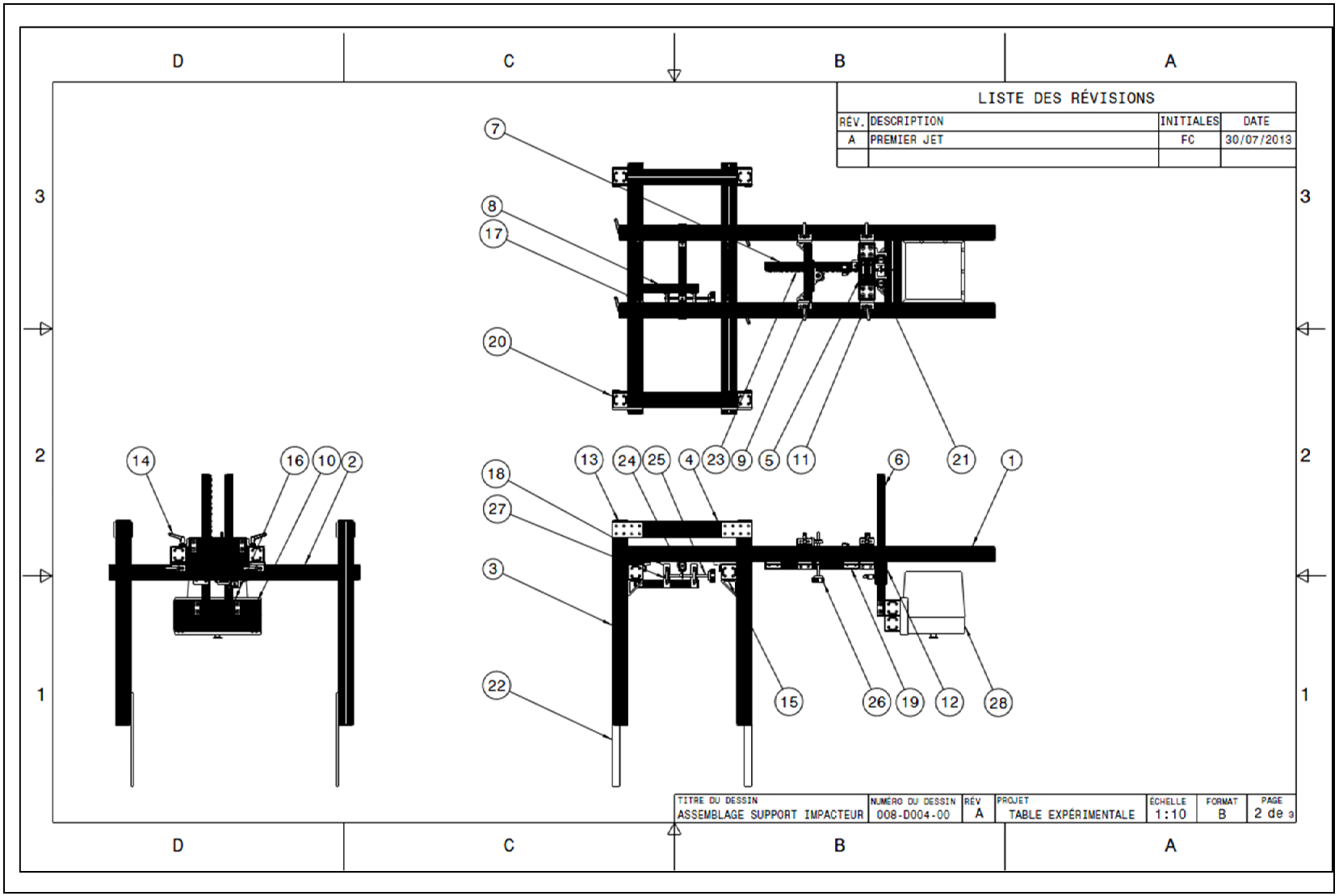


Figure-A III-4 Dessin d'assemblage – Assemblage Support impacteur, 2 de 3

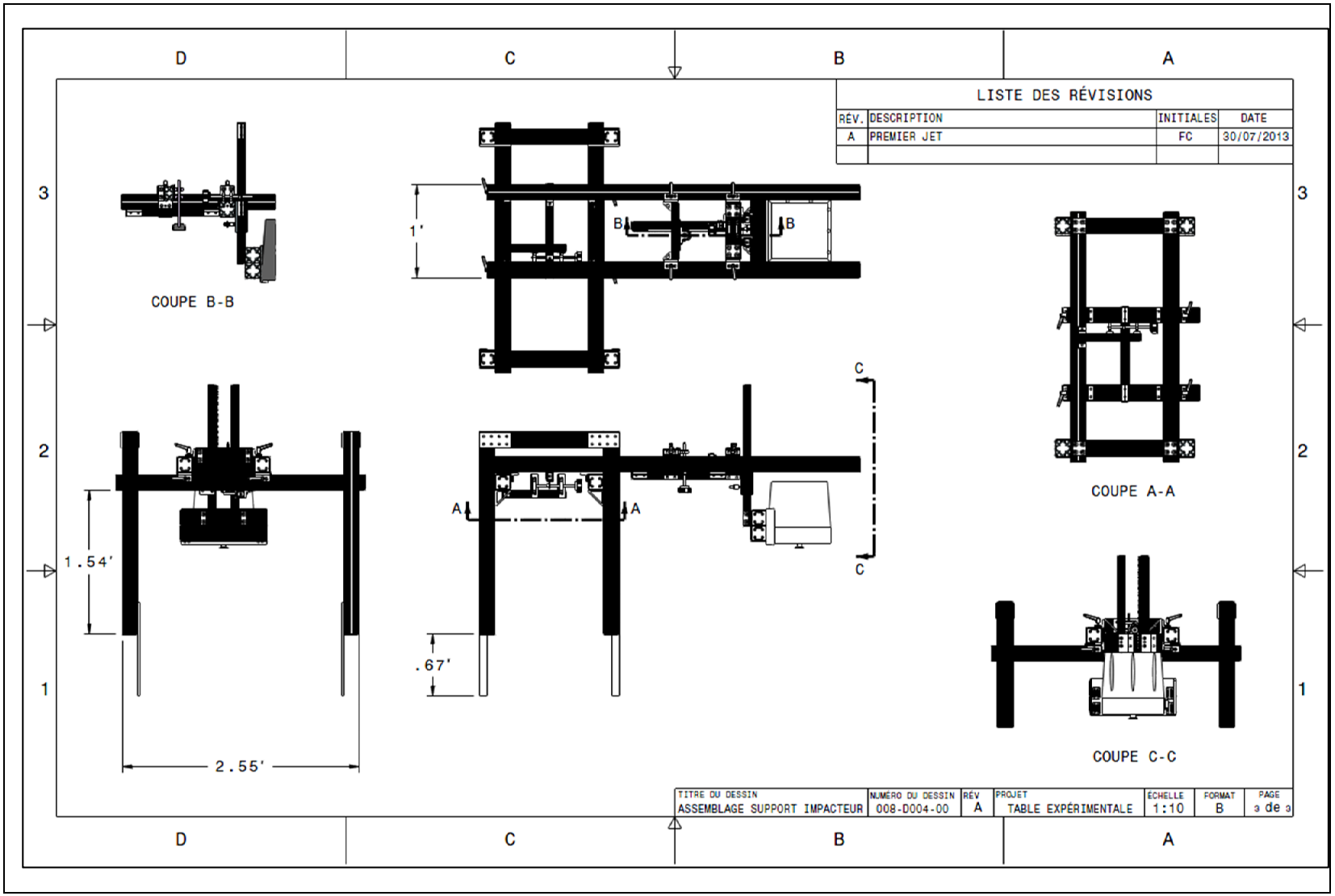


Figure-A III-4 Dessin d'assemblage – Assemblage Support impacteur, 3 de 3

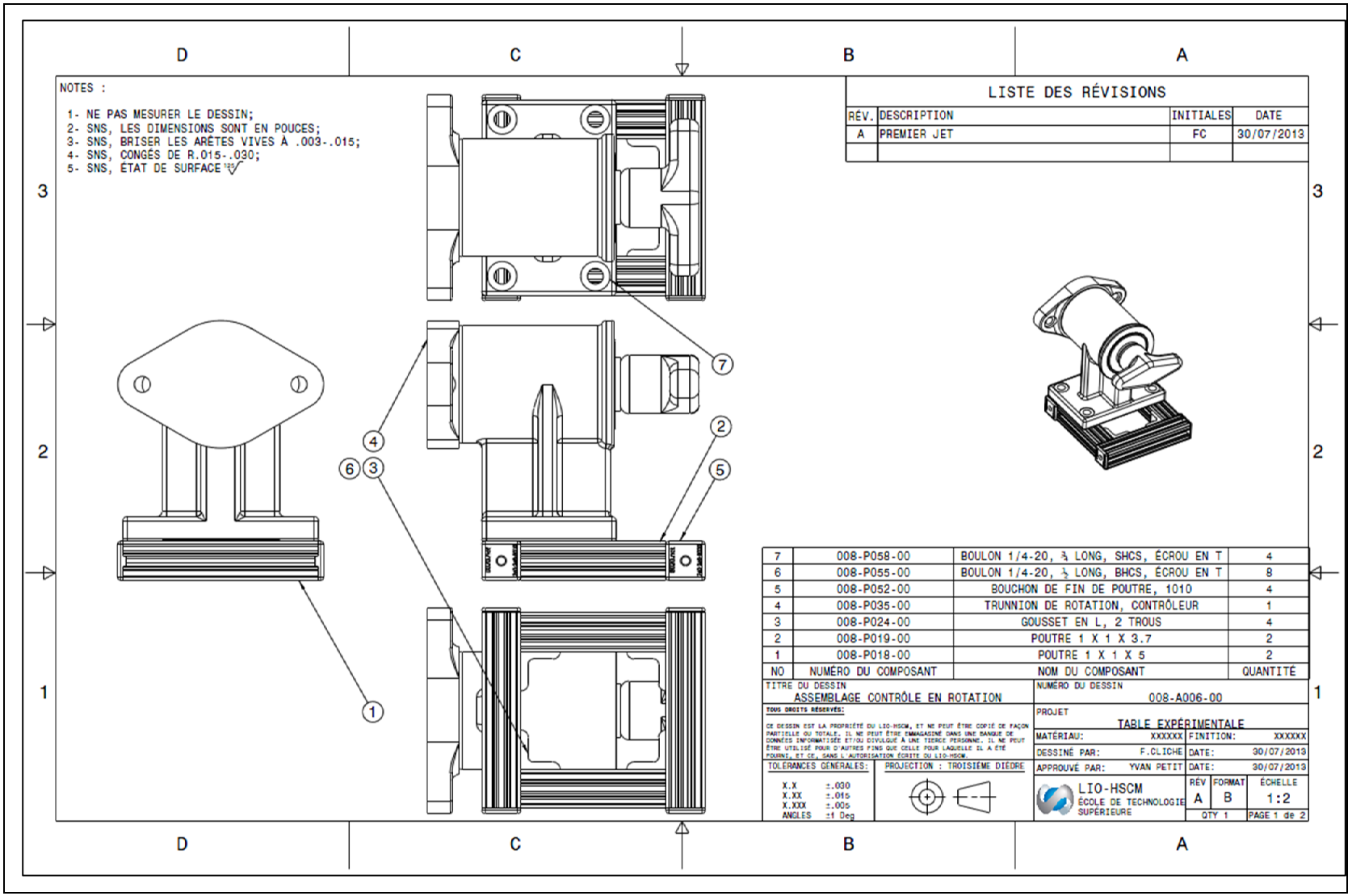


Figure-A III-5 Dessin d'assemblage – Assemblage Contrôle en rotation, 1 de 2

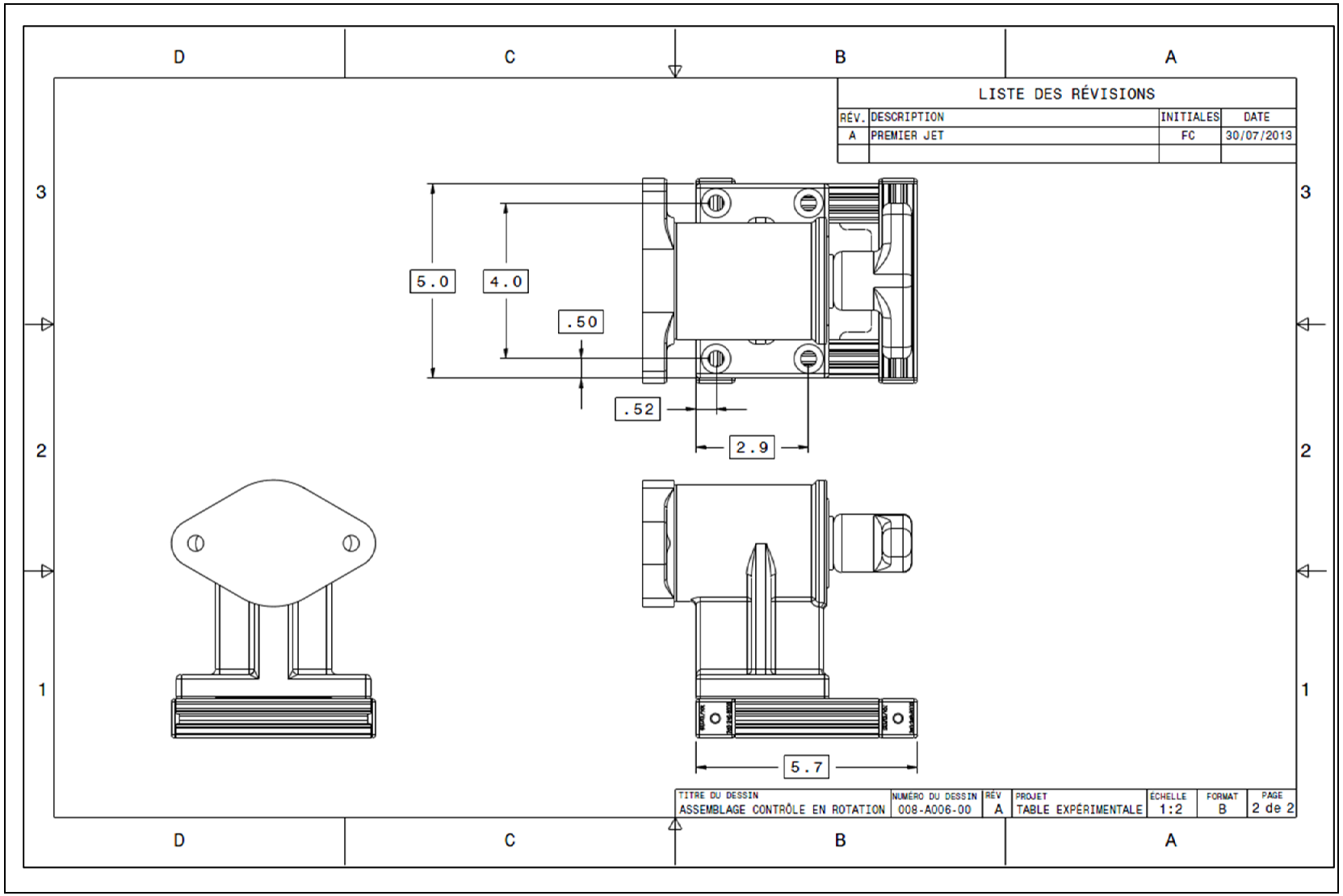


Figure-A III-5 Dessin d'assemblage – Assemblage Contrôle en rotation, 2 de 2

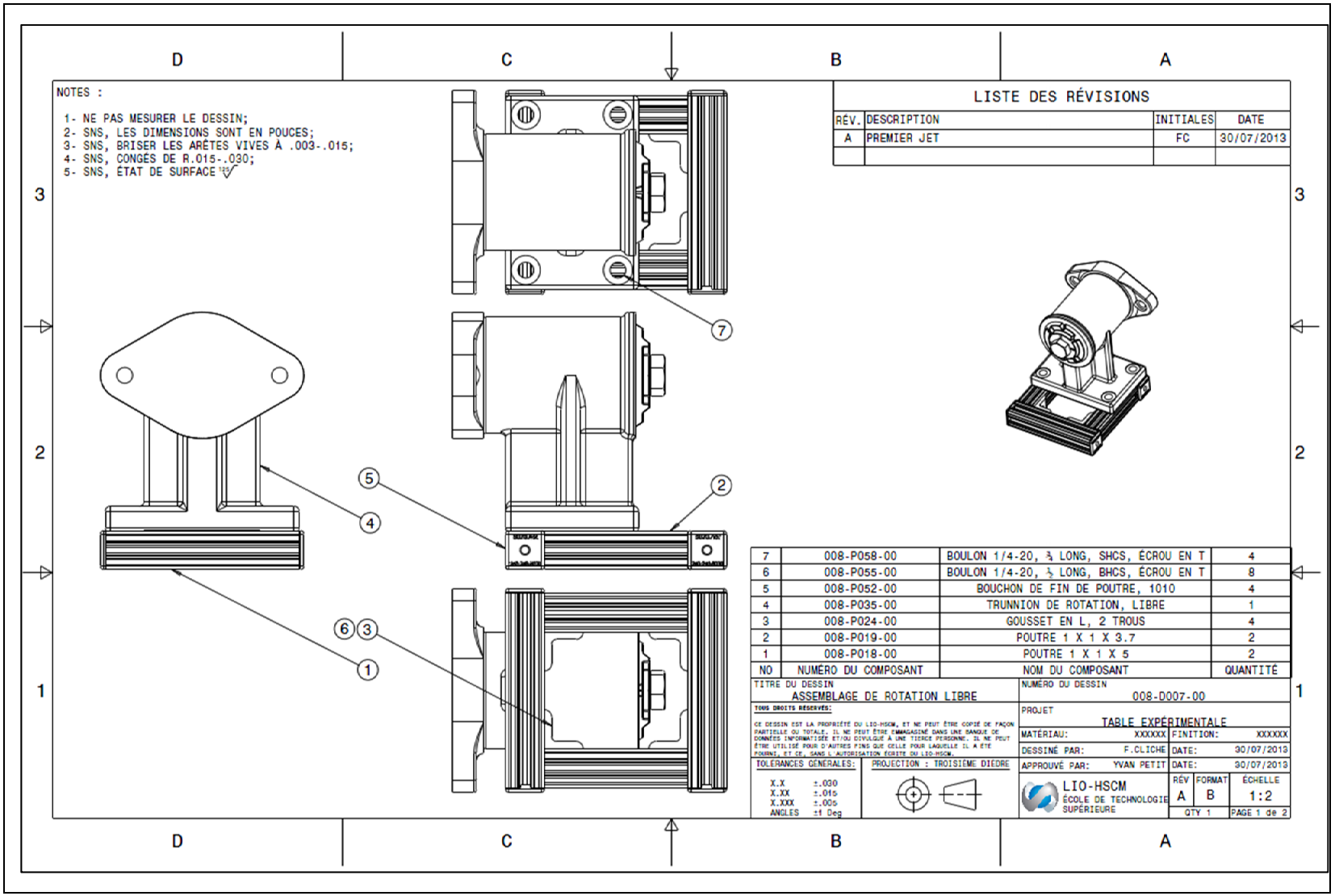


Figure-A III-6 Dessin d'assemblage – Assemblage Rotation libre, 1 de 2

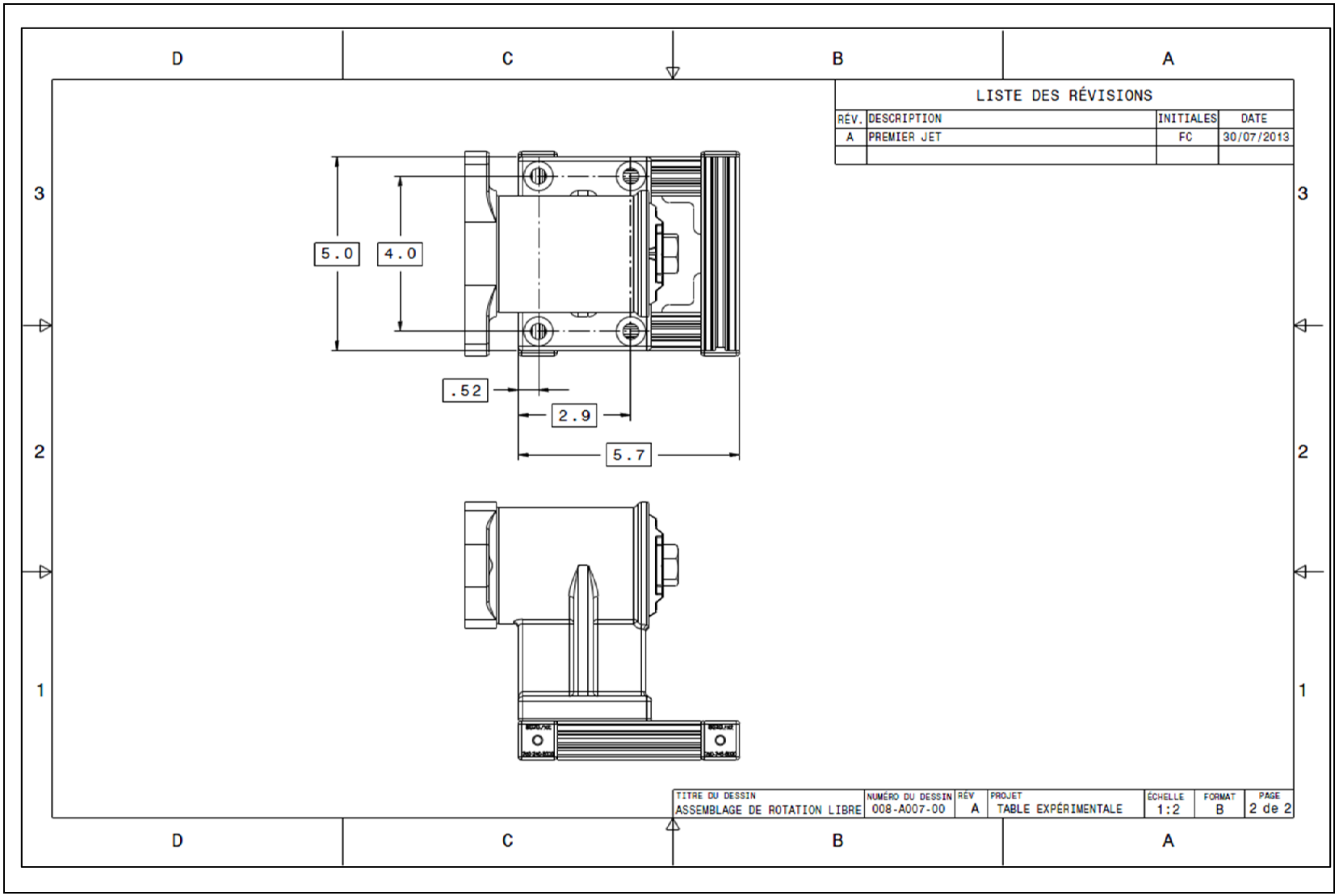


Figure-A III-6 Dessin d'assemblage – Assemblage Rotation libre, 2 de 2

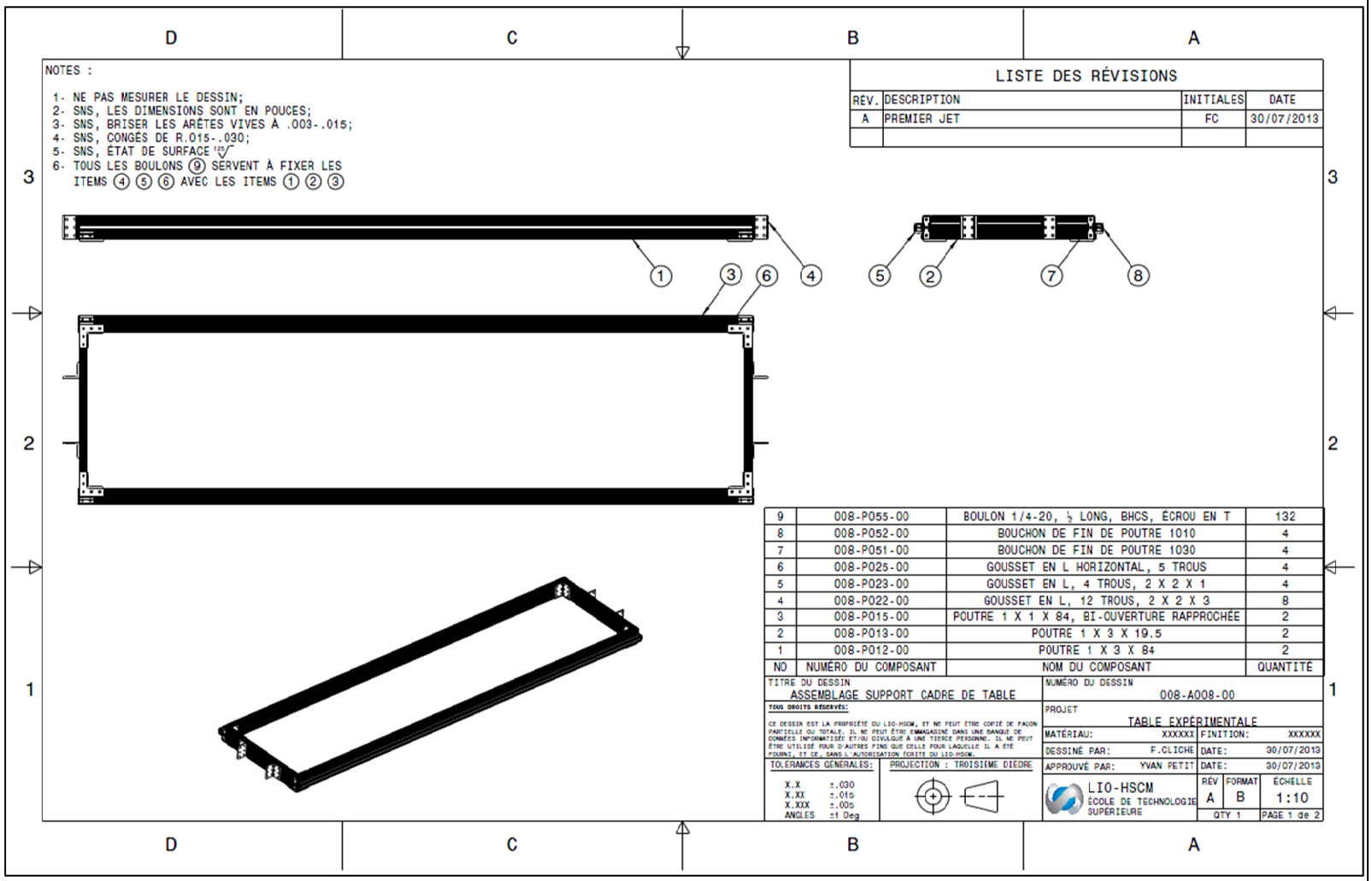


Figure-A III-7 Dessin d'assemblage – Assemblage Support cadre de table, 1 de 2

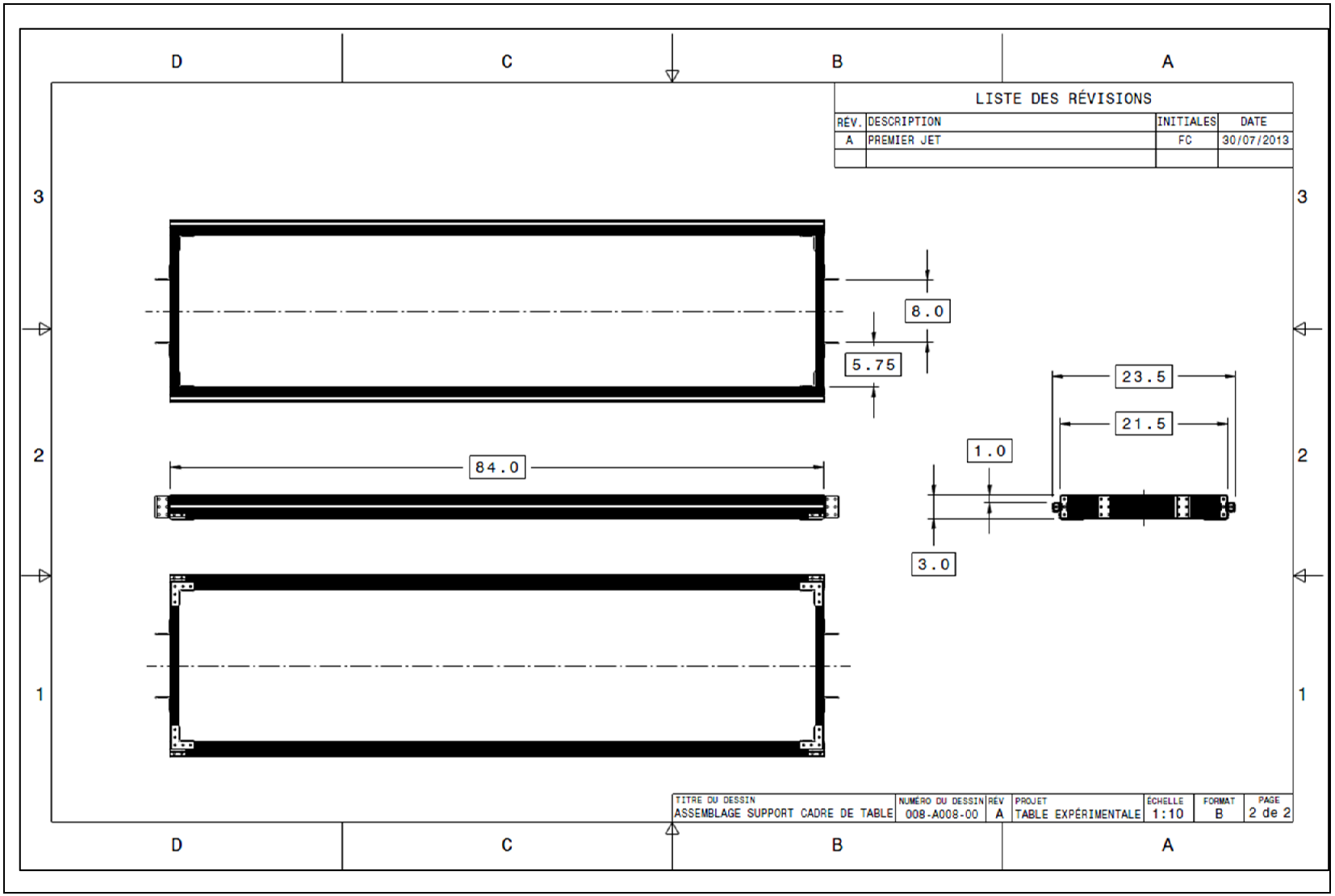


Figure-A III-7 Dessin d'assemblage – Assemblage Support cadre de table, 2 de 2

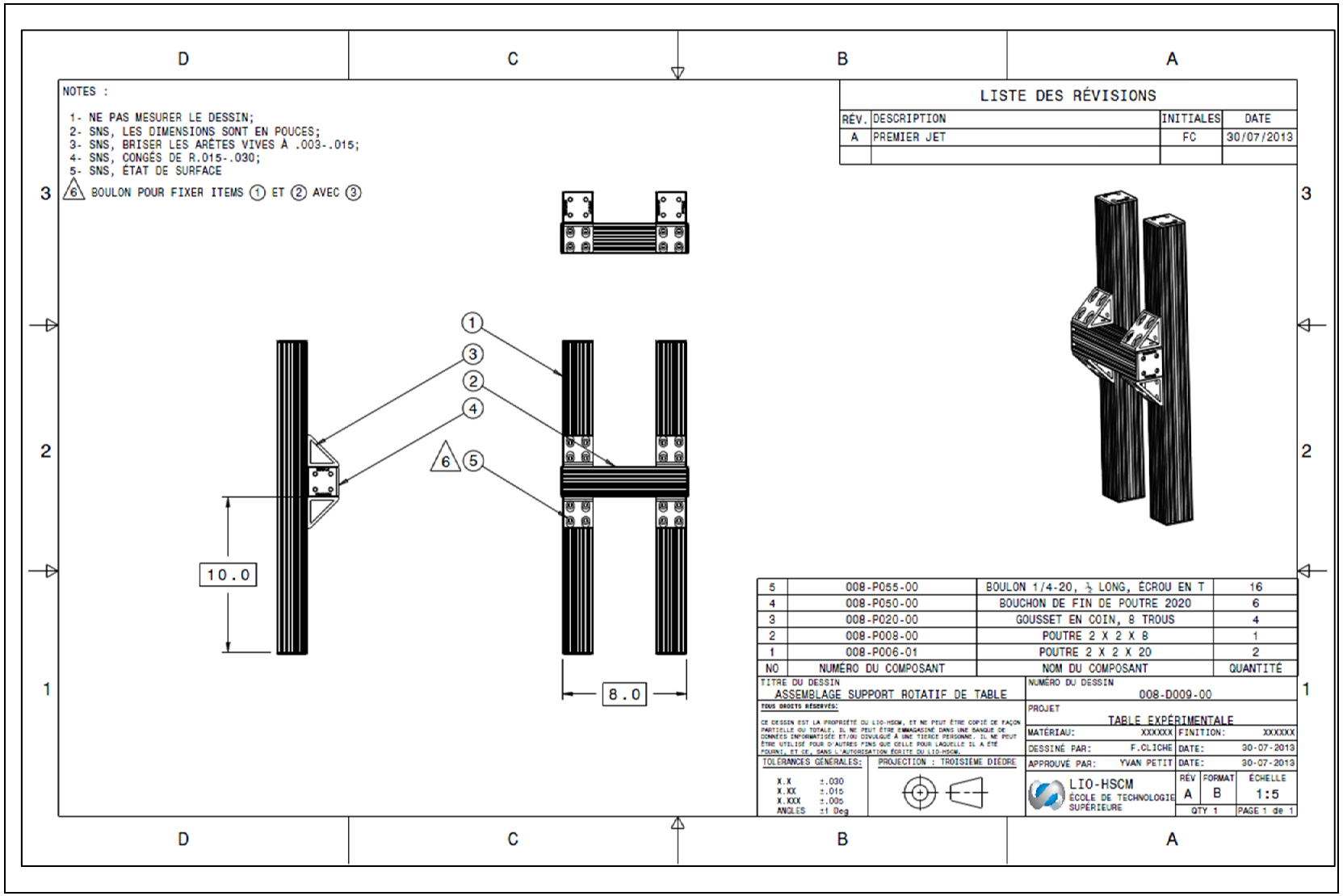


Figure-A III-8 Dessin d'assemblage – Assemblage Support rotatif de table, 1 de 1

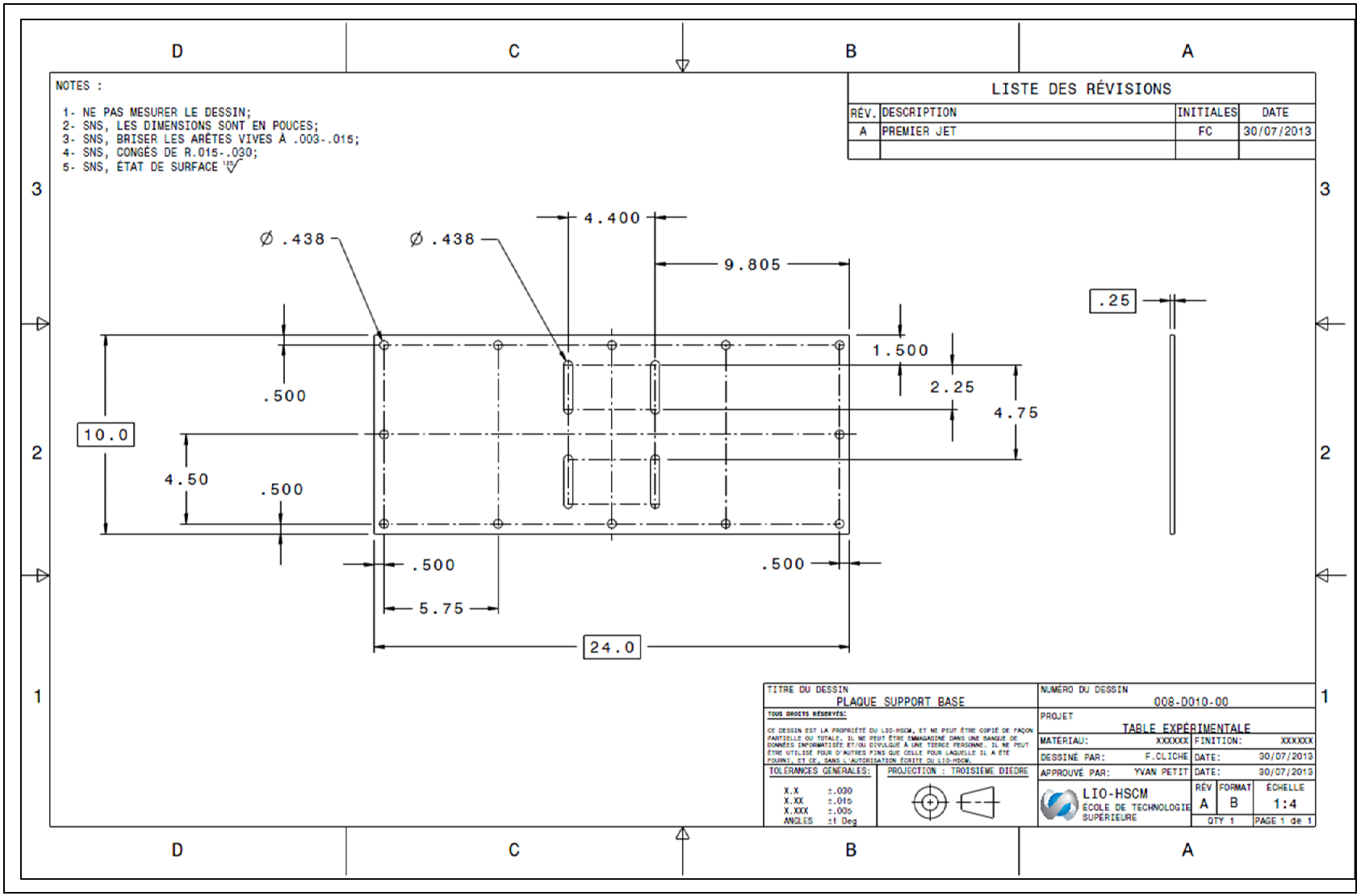


Figure-A III-8 Dessin de détail – Plaque de support base, 1 de 1

ANNEXE IV

COMPARAISON DES MOTEURS ÉTUDIÉS

Tableau-A IV-1 Comparatif des moteurs impacteurs

Modèle	Fournisseur	Poids (kg)	Diamètre tige (mm)	Force max (N)	Course (mm)	Répétabilité/ précision (mm)	Vitesse max (m/s)
ML-P5-0100-E20	Mirai Inter-Tech	3,9	n/a	45	100	0,1 Backlash 0,15	2,32
P01-37x120/20x100	LinMot	1,0	20	163	100	0,05	3,2
LM1	**Bose**	**4,5**	**5**	**225**	**12**	**0,032**	**3,2**
XTB3804P	Coplay	-	38	372	1360	0,025 0,4	9,4
STA2504P-309-S-S05E	dunkermotoren	-	25	156	309	0,012 0,350	4,4
UM03 N et UM 150mm	Tecnotion	-	-	100	150	-	10

ANNEXE V

PROGRAMME MATLAB D'ANALYSE DE DONNÉES

```
%----------------------------BP-----------------------------------------
%-----------------------------------------------------------------------
%----Créé le 2013-04-04----------------------------------------------------
%----Francis Cliche--------------------------------------------------------
%----Projet Maîtrise : Biomécanique des traumatismes à la moelle épinière-
%----Directeurs : Yvan Petit, Jean-Marc Mac-Thiong-----------------------
%-----------------------------------------------------------------------
%-----------------------------------------------------------------------
%-----Permet de transférer les fichiers sources d'acquisition opératoire--
%-----------------------------------------------------------------------
%----Modifier le signal BP pour trouver pression systolique/diastolique---
%-----------------------------------------------------------------------
clc;
clear all;
%-----------------------------------------------------------------------
%-----------------------------------------------------------------------
load(fichier_source.mat');
%-----------------------------------------------------------------------
%-----------------------------------------------------------------------
%On prend les peaks de BP pour égaliser la BPsystolique dans le temps
%La variable de sortie est BPsystopeak(time,BPsysto)
[BPpeaksup,BPpeakupposition]=findpeaks('fichier_source_Ch4.values,'MINPEAK
DISTANCE',300);
BPsystopeak=zeros(numel(BPpeakupposition),2);
p=1;
for n=1:numel(BPpeakupposition)
    BPsystopeak(p,1)= 'fichier_source_Ch4.interval*BPpeakupposition(n);
    BPsystopeak(p,2)=BPpeaksup(n);
    p=p+1;
end
%On moyenne le #peak/min pour chaque 10 valeurs
BPsysto10=zeros(round((numel(BPsystopeak(:,1))/10)),2);
p=1;
n=p+9;
for z=1:(numel(BPpeakupposition)/10)
    BPsysto10(z,2)=mean(BPsystopeak(p:n,2));
    BPsysto10(z,1)=BPsystopeak(n,1);
    p=p+10;
    n=p+9;
end
```

```
%On moyenne le #peak/min pour chaque 5 valeurs
BPsysto5=zeros(round((numel(BPsystopeak(:,1))/5)),2);
p=1;
n=p+4;
for z=1:(numel(BPpeakupposition)/5)
    BPsysto5(z,2)=mean(BPsystopeak(p:n,2));
    BPsysto5(z,1)=BPsystopeak(n,1);
    p=p+5;
    n=p+4;
end

%On prend les peaks de BP pour égaliser la BPdiastolique dans le temps
%La variable de sortie est BPdiastopeak(time,BPdiasto)
[BPpeaksdown,BPpeakdownposition]=findpeaks(('fichier_source_v2_Ch4.values*
-1),'MINPEAKDISTANCE',300);
BPdiastopeak=zeros(numel(BPpeakdownposition),2);
p=1;
for n=1:numel(BPpeakdownposition)
    BPdiastopeak(p,1)= 'fichier_source_Ch4.interval*BPpeakdownposition(n);
    BPdiastopeak(p,2)=BPpeaksdown(n);
    p=p+1;
end
%On moyenne le #peak/min pour chaque 10 valeurs
BPdiasto10=zeros(round((numel(BPdiastopeak(:,1))/10)),2);
p=1;
n=p+9;
for z=1:(numel(BPpeakdownposition)/10)
    BPdiasto10(z,2)=mean(BPdiastopeak(p:n,2));
    BPdiasto10(z,1)=BPdiastopeak(n,1);
    p=p+10;
    n=p+9;
end
%On moyenne le #peak/min pour chaque 5 valeurs
BPdiasto5=zeros(round((numel(BPdiastopeak(:,1))/5)),2);
p=1;
n=p+4;
for z=1:(numel(BPpeakdownposition)/5)
    BPdiasto5(z,2)=mean(BPdiastopeak(p:n,2));
    BPdiasto5(z,1)=BPdiastopeak(n,1);
    p=p+5;
    n=p+4;
end
%-----------------------------------------------------------------------
%-----------------------------------------------------------------------
```

```
%----------------------------ECG----------------------------------------
%-----------------------------------------------------------------------
%----Créé le 2014-01-17-----------------------------------------------
%----Francis Cliche---------------------------------------------------
%----Projet Maîtrise : Biomécanique des traumatismes à la moelle épinière-
%----Directeurs : Yvan Petit, Jean-Marc Mac-Thiong-------------------------
%-----------------------------------------------------------------------
%-----Permet de transférer les fichiers sources d'acquisition opératoire--
%-----------------------------------------------------------------------
%----Modifie le signal ECG pour trouver le pouls/min à chaque instant-----
%-----------------------------------------------------------------------
clc;
clear all;
%-----------------------------------------------------------------------
load('fichier_source.mat');
%-----------------------------------------------------------------------
%On prend les peaks de ECG pour trouver le pouls dans le temps
%La variable de sortie est ECGpeaks(time,ECGpeak)
[ECGpeak,ECGpeakposition]=findpeaks('fichier_source_Ch2.values,'MINPEAKDIS
TANCE',300,'MINPEAKHEIGHT',0.5);
ECGpeaks=zeros(numel(ECGpeakposition),2);
%On ajuste les positions de peak selon le temps entre chaque point
p=1;
for n=1:numel(ECGpeakposition)
    ECGpeaks(p,1)= 'fichier_source_Ch2.interval*ECGpeakposition(n);
    ECGpeaks(p,2)=ECGpeak(n);
    p=p+1;
end
%On calcule le temps entre chaque peak et transpose en #peak/min
step=zeros(numel(ECGpeakposition),2);
for n=2:numel(ECGpeak)
    step(n-1,1)=ECGpeaks(n,1);
    step(n-1,2)=60/(ECGpeaks(n,1)-ECGpeaks(n-1,1));
end
%On moyenne le #peak/min pour chaque 5 valeurs
pouls5=zeros(round((numel(step(:,1))/5)),2);
p=1;
n=p+4;
for z=1:(numel(ECGpeakposition)/5)
    pouls5(z,2)=mean(step(p:n,2));
    pouls5(z,1)=step(n,1);
    p=p+5;
    n=p+4;
end
%On moyenne le #peak/min pour chaque 10 valeurs
pouls10=zeros(round((numel(step(:,1))/5)),2);
p=1;
n=p+9;
for z=1:(numel(ECGpeakposition)/10)
    pouls10(z,2)=mean(step(p:n,2));
    pouls10(z,1)=step(n,1);
    p=p+10;
    n=p+9;
end
%-----------------------------------------------------------------------
```

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Agrawal, G., C. Kerr, et al. (2010). *Characterization of Graded MASCIS Contusion Spinal Cord Injury using Somatosensory Evoked Potentials*. Spine (Phila Pa 1976) 35(11): 1122-1127.

Basso, D. M., M. S. Beattie, et al. (1996). *Graded histological and locomotor outcomes after spinal cord contusion using the NYU weight-drop device versus transection.* Exp Neurol 139(2): 244-256.

Behrmann, D. L., J. C. Bresnahan, et al. (1992). *Spinal cord injury produced by consistent mechanical displacement of the cord in rats: behavioral and histologic analysis.* J Neurotrauma 9(3): 197-217.

Boerger, T. O., D. Limb, et al. (2000). *Does 'canal clearance' affect neurological outcome after thoracolumbar burst fractures?* J Bone Joint Surg Br 82(5): 629-635.

Bourassa-Moreau, E., J. M. Mac-Thiong, et al. (2013). *Complications in acute phase hospitalization of traumatic spinal cord injury: Does surgical timing matter?* J Trauma Acute Care Surg 74(3): 849-854.

Choo, A. M.-T. (2007). *Clinically relevant mechanisms of spinal cord injury: Contusion, dislocation, and distraction.* Thèse. Canada, The University of British Columbia (Canada). Ph.D. 199 pages.

Choo, A. M., J. Liu, et al. (2008). *Secondary pathology following contusion, dislocation, and distraction spinal cord injuries*. Exp Neurol 212(2): 490-506.

Constantini, S. and W. Young (1994). *The effects of methylprednisolone and the ganglioside GM1 on acute spinal cord injury in rats*. J Neurosurg 80(1): 97-111.

Dale' Bass, C. R., K. A. Rafaels, et al. (2008). *Thoracic and lumbar spinal impact tolerance*. Accid Anal Prev 40(2): 487-495.

Dath, R., A. D. Ebinesan, et al. (2007). *Anatomical measurements of porcine lumbar vertebrae*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 22(5): 607-613.

Denis, F. (1983). *The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries*. Spine (Phila Pa 1976) 8(8): 817-831.

Denis, F. (1984). *Spinal instability as defined by the three-column spine concept in acute spinal trauma*. Clin Orthop Relat Res(189): 65-76.

Detloff, M. R., L. M. Clark, et al. (2010). *Validity of acute and chronic tactile sensory testing after spinal cord injury in rats*. Exp Neurol 225(2): 366-376.

Fehlings, M. G., A. Vaccaro, et al. (2012). *Early versus delayed decompression for traumatic cervical spinal cord injury: results of the Surgical Timing in Acute Spinal Cord Injury Study (STASCIS)*. PLoS One 7(2): e32037.

Fradet, L. (2013). *ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DES TRAUMATISMES VERTÉBRO-MÉDULLAIRES DU RACHIS THORACOLOMBAIRE*. Thèse. Cotutelle Marseille-Québec, Université d'Aix Marseille / École de technologie supérieure. Ph.D. 169 pages.

Fukuda, S., T. Nakamura, et al. (2005). *New canine spinal cord injury model free from laminectomy*. Brain Res Brain Res Protoc 14(3): 171-180.

Gruner, J. A. (1992). *A monitored contusion model of spinal cord injury in the rat*. J Neurotrauma 9(2): 123-128.

Ichihara, K., T. Taguchi, et al. (2001). *Gray matter of the bovine cervical spinal cord is mechanically more rigid and fragile than the white matter*. J Neurotrauma 18(3): 361-367.

Jones, C. F., B. K. Kwon, et al. (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).

Jones, C. F., J. H. Lee, et al. (2012). *Development of a large-animal model to measure dynamic cerebrospinal fluid pressure during spinal cord injury*. J Neurosurg Spine: 624-635.

Khan, T., R. M. Havey, et al. (1999). *Animal models of spinal cord contusion injuries*. Lab Anim Sci 49(2): 161-172.

Ko, H. Y., J. H. Park, et al. (2004). *Gross quantitative measurements of spinal cord segments in human*. Spinal Cord 42(1): 35-40.

Kuluz, J., A. Samdani, et al. (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.

Lacroix, É. (2010). *Introduction au contrôle et contrôleur proportionnel*. Notes de cours, MEC645 - Automatique et mécatronique. Montréal, École de technologie supérieure: 37.

Lee, J. H., C. B. Choi, et al. (2008). *Development of an improved canine model of percutaneous spinal cord compression injury by balloon catheter*. J Neurosci Methods 167(2): 310-316.

Lee, J. H., C. F. Jones, et al. (2013). *A Novel Porcine Model of Traumatic Thoracic Spinal Cord Injury*. J Neurotrauma.

Lim, J. H., J. A. Piedrahita, et al. (2010). *Development of a model of sacrocaudal spinal cord injury in cloned Yucatan minipigs for cellular transplantation research*. Cell Reprogram 12(6): 689-697.

Lind, N. M., A. Moustgaard, et al. (2007). *The use of pigs in neuroscience: modeling brain disorders*. Neurosci Biobehav Rev 31(5): 728-751.

Magerl, F., M. Aebi, et al. (1994). *A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries*. Eur Spine J 3(4): 184-201.

Marieb, E. N. (2005). *Anatomie et physiologie humaines*. Saint-Laurent, Québec, Éditions du Renouveau pédagogique. 3e édition. 1288 pages.

McLain, R. F., S. A. Yerby, et al. (2002). *Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine*. Spine (Phila Pa 1976) 27(8): E200-E206.

Navarro, R., S. Juhas, et al. (2012). *Chronic spinal compression model in minipigs: a systematic behavioral, qualitative, and quantitative neuropathological study*. J Neurotrauma 29(3): 499-513.

Netter, F. H., J. T. Hansen. (2004). *Atlas d'anatomie humaine*. Paris, France, Masson. 3e édition. 542 pages.

Oakland, R. J., R. M. Hall, et al. (2006). *The biomechanical response of spinal cord tissue to uniaxial loading*. Proc Inst Mech Eng H 220(4): 489-492.

Pickett, G. E., M. Campos-Benitez, et al. (2006). *Epidemiology of traumatic spinal cord injury in Canada*. Spine (Phila Pa 1976) 31(7): 799-805.

Porter, R. W., M. Wicks, et al. (1978). *Measurement of the spinal canal by diagnostic ultrasound*. J Bone Joint Surg Br 60-B(4): 481-484.

Precision Systems and Instrumentation. (2011). *Infinite Horizon Impactor*. Consulté le 10 octobre 2011. from http://www.presysin.com/Products/Infinite-Horizon-Impactor.aspx.

Sack, W. O. (1982). *Essentials of Pig Anatomy*. Veterinary Textbooks. 192 pages.

Singh, R., S. K. Srivastva, et al. (2011). *Morphometric measurements of cadaveric thoracic spine in Indian population and its clinical applications*. Asian Spine J 5(1): 20-34.

Stokes, B. T. (1992). *Experimental spinal cord injury: a dynamic and verifiable injury device*. J Neurotrauma 9(2): 129-134.

Strauch, J. T., A. Lauten, et al. (2007). *Anatomy of spinal cord blood supply in the pig*. Ann Thorac Surg 83(6): 2130-2134.

Tan, S. H., E. C. Teo, et al. (2004). *Quantitative three-dimensional anatomy of cervical, thoracic and lumbar vertebrae of Chinese Singaporeans*. Eur Spine J 13(2): 137-146.

Tunturi, A. R. (1982). *Spinal cord tracts mediating voluntary movement of hindlimb in dog*. Brain Res 240(2): 338-340.

W. M. Keck Center. (2011). *Collaborative-Neuroscience : The MASCIS Impactor*. Consulté le 10 octobre 2011. from http://keck.rutgers.edu/MASCIS/mascis.html.

Wewetzer, K., C. Radtke, et al. (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.

Wilcox, R. K. (2002). *A bimechanical study of thoracolumbar burst fractures*. Thèse. Leeds, U.K. 163 pages.

Wilke, H. J., J. Geppert, et al. (2011). *Biomechanical in vitro evaluation of the complete porcine spine in comparison with data of the human spine*. Eur Spine J.

Young, W. (2002). *Spinal cord contusion models*. Prog Brain Res 137: 231-255.

Zurita, M., C. Aguayo, et al. (2012). *The pig model of chronic paraplegia: A challenge for experimental studies in spinal cord injury*. Prog Neurobiol: 1-16.