

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
Jaëlle TREMBLAY

DÉVELOPPEMENT D'UN BANC D'ESSAI ET ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE
SYSTÈMES DE FIXATION SOUS-LAMINAIRE

MONTRÉAL, LE 17 JANVIER 2013

©Tous droits réservés, Jaëlle Tremblay, 2013

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

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. Vladimir Brailovski, codirecteur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Jean-Marc Mac-Thiong, codirecteur de mémoire
Département de chirurgie et Faculté de médecine de l'Université de Montréal

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

M. Carl-Éric Aubin, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal

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

LE 20 DÉCEMBRE 2012

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

En tout premier lieu, je souhaiterais exprimer mes plus sincères remerciements à mon directeur, Yvan Petit. Merci de m'avoir donné si rapidement ma chance dans ton laboratoire. Merci de m'avoir encouragée à poursuivre mes études et soutenue tout au long de ce parcours. Merci pour la confiance et la liberté que tu m'as accordées, du début à la fin.

Merci à mon co-directeur Vladimir Brailovski, pour avoir accepté de m'encadrer sur ce projet. Merci pour votre grande disponibilité et pour vos commentaires qui m'ont amené plus loin dans ma réflexion. Ce fut un sincère plaisir de vous côtoyer durant les dernières années.

Merci à mon co-directeur Jean-Marc Mac-Thiong, pour avoir toi aussi accepté de m'encadrer sur ce projet. Ton dynamisme m'a poussé à me dépasser et ton savoir médical aura été d'une aide précieuse.

Je voudrais également exprimer toute ma gratitude à Annie Levasseur, pour ton support, pour ton aide technique indispensable, pour tes danses et pour toutes les discussions hors sujet que l'on a eu. Merci à Fanny « Canet-Silvestri », pour tes conseils, pour tes expressions françaises et pour ta bonne humeur. Merci au Dr Davide Sassi pour son aide lors de l'instrumentation de mes spécimens. Merci à chacun des membres des laboratoires et à ceux de l'équipe de bateau-dragon, Phœnix, qui ont embelli mes journées et parfois mes soirées et mes fins de semaine.

Je remercie ma grande famille pour leur amour et leur formidable support dans tous les défis de ma vie. Et pour finir, je remercie mon Guillaume qui m'a encouragé à poursuivre dans la voie du génie et pour tout le bruit qu'il amène dans ma vie.

DÉVELOPPEMENT D'UN BANC D'ESSAI ET ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE SYSTÈMES DE FIXATION SOUS-LAMINAIRE

Jaëlle TREMBLAY

RÉSUMÉ

L'évaluation biomécanique d'implant rachidien *in vitro* permet d'obtenir de l'information utile pour la pose de l'implant, sur le comportement sous charge de l'ensemble colonne-implant et peut valider des modèles numériques. Toutefois, les résultats obtenus sont directement liés aux conditions limites de ces essais. Au cours de ce projet, un banc d'essai a été conçu selon les standards évoqués dans la littérature. Cependant, la répétabilité des mesures recueillies doit être évaluée. Les câbles superélastiques (SÉ) ont déjà été utilisés pour la fermeture du sternum et pour le maintien d'une fixation du grand trochanter. Leur utilisation future dans un système de fixation par câble sous-laminaire reste à étudier.

L'objectif principal de cette étude vise la validation, sur un banc d'essai conçu à cet effet, d'un système de fixation sous-laminaire avec câbles SÉ pour l'instrumentation postérieure de la colonne vertébrale. Pour ce faire, les objectifs spécifiques de cette étude sont :

1. Valider un banc d'essai expérimental simulant les charges transmises aux vertèbres lors des mouvements physiologiques de la colonne vertébrale en étudiant sa répétabilité de mesure;
2. Comparer expérimentalement la capacité biomécanique des systèmes de fixation sous-laminaire (câbles Atlas (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN) et câbles SÉ) à maintenir la stabilisation initiale suite à l'application de charges.

Pour répondre aux objectifs, des essais de répétabilité ont été effectués sur le banc d'essai. Ainsi, des essais en contrôle de moment ont été effectués à deux reprises sur des spécimens cadavériques de colonnes porcines. Puis, un protocole de type hybride a été effectué sur des spécimens de colonnes porcines pour comparer des câbles Atlas et des câbles SÉ.

Les résultats démontrent que l'utilisation du banc d'essai est une méthode autonome de test fiable et répétable. Les résultats sont une bonne base pour aborder différents essais *in vitro* avec des segments vertébraux instrumentés. Les câbles SÉ semblent apporter une stabilisation plus rigide pour une force d'installation plus faible et limiteraient la pression dans le disque adjacent.

Mots clés : colonne vertébrale, câbles sous-laminaires, porc, pression intradiscale, *in vitro*.

DEVELOPMENT OF A TEST BENCH AND BIOMECHANICAL STUDY OF SUBLAMINAR CABLES SYSTEMS

Jaëlle TREMBLAY

ABSTRACT

The biomechanical evaluation of spinal implant provides useful information for implant installation, on the mechanical behavior of the entire column-implant construct and for numerical models validation. Still, experimental results are directly related to the boundary conditions, and some authors have attempted to standardize these tests to ensure uniform assessment procedures. For this project, a test bench has previously been designed according to the above mentioned standards. However, its repeatability still needs to be evaluated. Superelastic cables have first been used for sternum closure and for greater trochanter reattachment but their potential for sub-laminar fixation of the spine remains to be studied.

The main objective of this study is the validation, with the designed test bench, of a sublaminar fixation system using superelastic cables for posterior instrumentation of the spine. To do this, the specific objectives of this study are:

1. Validate an experimental testing device simulating the loads transmitted to the spine in anatomical movements by studying its test-retest reliability;
2. Experimentally compare the biomechanics ability of a fixing system of sublaminar cables (Atlas cables (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN) and superelastic cables) to maintain the initial stabilization after the application of loads.

To meet the first objective, repeatability tests were performed on the testing device. Thus, moment control tests were conducted twice on cadaveric porcine spine segments. To meet the second objective, a hybrid protocol was performed on porcine spine specimens to compare sublaminar fixations using Atlas cables and superelastic cables.

The results show that the testing device offers a reliable and repeatable test method for performing *in vitro* tests with instrumented vertebral segments. The results provide a good base to approach different *in vitro* testing's on spine specimen. The superelastic cables seem to be a stiffer stabilization for lower installation force and limit adjacent intradiscal pressure.

Keywords: spine, sublaminar cables, pig, intradiscal pressure, *in vitro*.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	3
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE	5
1.1 Anatomie descriptive de la colonne vertébrale	5
1.1.1 La portion osseuse.....	6
1.1.2 Les tissus mous	7
1.2 Principes biomécaniques de la colonne vertébrale	9
1.3 Modèle animal	12
1.4 Pathologies du rachis	12
1.4.1 Déformation de la colonne vertébrale.....	13
1.4.2 Fractures.....	14
1.4.3 Qualité osseuse.....	17
1.5 Instrumentation de la colonne vertébrale	19
1.5.1 Tiges et plaques.....	20
1.5.2 Vis, crochets et câbles.....	20
1.6 Les câbles superélastiques	21
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE	23
2.1 Évaluation des performances de l'instrumentation vertébrale.....	23
2.1.1 Norme ASTM F1717-09.....	23
2.1.2 Standardisation des essais <i>in vitro</i>	24
2.1.3 Le principe du « follower-load »	26
2.1.4 Protocole hybride	27
2.2 Banc d'essai	28
2.2.1 Poulies et câbles.....	28
2.2.2 Assemblages de moteurs et de roulements linéaires.....	30
2.2.3 Bras robotique et plateforme Steward.....	32
2.3 Présentation du banc d'essai préalablement développé	35
2.4 Évaluation de la pression intradiscale.....	37
2.5 Évaluation des câbles sous-laminaires.....	38
2.6 Résumé.....	40
CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE	41
3.1 Problématique	41
3.2 Objectifs de l'étude.....	41
3.3 Critères d'évaluation.....	42
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE	43
4.1 Préparation des spécimens	43
4.1.1 Spécimens intacts.....	43
4.1.2 Instrumentation des spécimens	44

4.2	Collecte de données	45
4.2.1	Essais en contrôle de moment.....	45
4.2.2	Essai en contrôle de déplacement	46
4.2.3	Mesure de la IDP	47
4.3	Validation du banc d'essai.....	47
4.4	Étude comparative des câbles sous-laminaires	47
4.5	Traitement des résultats	48
CHAPITRE 5 RÉSULTATS		51
5.1	Validation du banc d'essai.....	51
5.1.1	Les courbes moment-déplacement angulaire.....	51
5.1.2	Mesures répétées.....	53
5.1.3	Étude inter-spécimens.....	53
5.1.4	Étude des niveaux vertébraux	54
5.2	Étude comparative des câbles sous-laminaires	55
5.2.1	La raideur des segments.....	55
5.2.2	Les amplitudes de mouvement intervertébraux	58
5.2.3	La pression intradiscale.....	62
CHAPITRE 6 DISCUSSION		67
6.1	Validation du montage.....	67
6.2	Étude comparative des câbles sous-laminaires	68
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....		75
ANNEXE I TERMINOLOGIE ANATOMIQUE		77
ANNEXE II MESURES RÉPÉTÉES.....		79
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		81

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 4-1	Ordonnancement des trois modes de chargement pour chaque spécimen (Sx) 46
Tableau 4-2	Type de câble utilisé pour chaque spécimen pour la 1 ^{ère} et 2 ^e série 48
Tableau 5-1	Résultats des analyses ICC entre les deux séries d'essais 53
Tableau 5-2	Résultats des tests U de Mann-Whitney entre les deux spécimens de colonnes vertébrales..... 54
Tableau 5-3	Résultats des tests U de Mann-Whitney entre les 3 niveaux vertébraux 54
Tableau 5-4	ROM intervertébraux (°) pour le cinquième cycle 59

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1-1	Courbures de la colonne vertébrale..... 6
Figure 1-2	Vertèbre lombaire 7
Figure 1-3	Segment vertébral dans le plan sagittal..... 8
Figure 1-4	Mouvements et degrés de liberté de la colonne vertébrale 9
Figure 1-5	Courbe force-déplacement caractéristique du rachis 11
Figure 1-6	Comportement viscoélastique..... 11
Figure 1-7	Déformations du rachis a) lordose, b) cyphose et c) scoliose..... 13
Figure 1-8	Classification de F. Denis 15
Figure 1-9	Vue sagittale d'une fracture de type « wedge »..... 16
Figure 1-10	Vue frontale (A) et sagittale (B) d'une fracture de type « slice »..... 17
Figure 1-11	Coupe sagittale d'un corps vertébral 18
Figure 1-12	Comparaison entre A) un os sain et B) un os ostéoporotique..... 18
Figure 1-13	Propriétés SÉ des câbles 21
Figure 1-14	Comparaison à l'installation (A) d'un câble régulier et (B) d'un câble SÉ... 22
Figure 2-1	Modèle d'essai ASTM F1717-09 24
Figure 2-2	Schéma de l'application d'un « follower-load »..... 27
Figure 2-3	Montage avec poulies et câbles pour essais <i>in vitro</i> sur segment vertébral. 29
Figure 2-4	Montage utilisant un anneau flottant au lieu d'un anneau fixe..... 30
Figure 2-5	Schéma du banc d'essai multi-axial..... 31
Figure 2-6	Schéma d'un banc d'essai utilisant un seul moteur 32
Figure 2-7	Le banc d'essai robotique 33
Figure 2-8	Robot parallèle avec spécimen en solution saline..... 34

Figure 2-9	Banc d'essai avec le système de coordonnées global pour chaque chargement a) flexion-extension, b) inflexions latérales et c) torsion axiale	36
Figure 2-10	Table de translation utilisée pour limiter le mouvement à un plan horizontal	37
Figure 2-11	Banc d'essai de «pull-out»	39
Figure 4-1	Spécimen installé dans la résine de polyester: A) schéma et B) spécimen synthétique dans le banc d'essai.....	43
Figure 4-2	Spécimen instrumenté : A) Schéma et B) avec les câbles Atlas.....	44
Figure 4-3	Instrumentation avec câbles SÉ	45
Figure 4-4	Prise de l'IDP	47
Figure 4-5	Courbe moment-déplacement angulaire pour le spécimen C lors d'un chargement en torsion axiale	49
Figure 4-6	Courbes de déplacement angulaire-moment pour S2 lors d'un chargement en torsion axiale.....	50
Figure 5-1	Exemple de courbes obtenues pour cinq cycles de chargement pour un spécimen en : a) flexion-extension, b) inflexions latérales et c) torsion axiales	52
Figure 5-2	Raideurs apparentes en fonction du no de cycle pour un chargement en flexion	55
Figure 5-3	Raideurs apparentes en fonction du no de cycle pour un chargement en extension	56
Figure 5-4	Raideurs apparentes en fonction du no de cycle pour un chargement en inflexions latérales	56
Figure 5-5	Raideurs apparentes en fonction du no de cycle pour un chargement en torsion axiale.....	57
Figure 5-6	Raideurs apparentes au cinquième cycle en fonction du mode de chargement	58
Figure 5-7	Changement par rapport à ROMi en flexion-extension pour chaque niveau vertébral avec a) les câbles Atlas et b) les câbles SÉ.....	60
Figure 5-8	Changement par rapport à ROMi en inflexions latérales pour chaque niveau vertébral avec a) les câbles Atlas et b) les câbles SÉ.....	61

Figure 5-9	Changement par rapport à ROMi en torsions axiales pour chaque niveau vertébral avec a) les câbles Atlas et b) les câbles SÉ.....	62
Figure 5-10	Pression dans le disque en fonction de l'angle de rotation entre les vertèbres pour un chargement en flexion-extension.....	63
Figure 5-11	Pression dans le disque en fonction de l'angle de rotation entre les vertèbres pour un chargement en inflexions latérales	64
Figure 5-12	Pression dans le disque en fonction de l'angle de rotation entre les vertèbres pour un chargement en torsion axiale	64
Figure 5-13	Variation de l'IDP par rapport à la position neutre du segment	65
Figure 6-1	Courbes de traction des câbles sous-laminaire Atlas et SÉ	70

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

FDA	Food and Drugs Administration
UHMWPE	Polyéthylène à très haut poids moléculaire
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie
HSCM	Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
LAMSI	Laboratoire sur les Alliages à Mémoire et les Systèmes Intelligents
ROM	« <i>Range of motion</i> », amplitude de mouvement
NZ	« <i>Neutral zone</i> », zone neutre
EZ	« <i>Elastic zone</i> », zone élastique
R1	Flexibilité de la colonne vertébrale sous chargement faible
R2	Flexibilité de la colonne vertébrale sous chargement plus élevé
Mx	Moment autour de l'abscisse
My	Moment autour de l'axe des ordonnées
Mz	Moment autour de la cote
3D	Tridimension
SÉ	Superélastique
ROMi	Amplitude de mouvement d'un segment intact
IDP	« <i>Internal disc pressure</i> », pression intradiscale
Fi	Force d'installation

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

Quantité	Nom de l'unité	Symbole	Détail de l'unité
Angle	Degré	°	-
Force	Newton	N	(Kg•m)/s ²
Fréquence	Hertz	Hz	s ⁻¹
Longueur	Mètre	m	-
Masse	Kilogramme	kg	-
Moment de force	Newton-mètre	Nm	N•m
Temps	Seconde	s	-
Flexibilité	Degré par Newton- mètre	°/Nm	°/Nm
Raideur	Newton-mètre par degré	Nm/°	Nm/°

INTRODUCTION

Selon Azeez, 2012, dans le *US Markets for Spinal Implants 2012*, le marché des implants vertébraux représentera plus de 5,6 milliards de dollars d'ici à 2016. Bien qu'abondant sur le marché, l'évaluation des performances de ces systèmes amène cependant son lot de questionnement et de critiques. (Wilke, Wenger et Claes, 1998) Ainsi, de nombreux auteurs se sont attardés à établir des normes et des bancs d'essai s'y rattachant, afin d'améliorer l'étude des différents systèmes de correction de la colonne vertébrale.

J'ai conçu un nouveau banc d'essai au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal (HSCM) pour permettre une évaluation biomécanique de segments vertébraux qui est comparable à ce qui est présenté dans la littérature. Ce banc d'essai permet la mise en charge du segment selon les mouvements anatomiques de la colonne vertébrale. Ce montage expérimental doit cependant être validé pour s'assurer de ses qualités à effectuer les essais biomécaniques.

De plus, des câbles superélastiques en alliage à mémoire de forme ont été développés au Laboratoire sur les Alliages à Mémoire et les Systèmes Intelligents (LAMSI) de l'ÉTS. Ces câbles tressés, de forme tubulaire, présentent des caractéristiques particulièrement appropriées pour des applications de fixation os-os ou os-implant. Ce projet étudiera la possibilité d'utiliser ces câbles pour effectuer une fixation sous-laminaire de la colonne et comparera ces câbles avec d'autres produits semblables déjà sur le marché des implants.

L'objectif principal de ce mémoire vise le développement et la validation d'un système de fixation sous-laminaire avec câbles SÉ pour l'instrumentation postérieure de la colonne vertébrale. Pour ce faire, le banc d'essai expérimental simulant les charges transmises aux vertèbres lors des mouvements anatomiques de la colonne vertébrale sera validé et une comparaison expérimentale des systèmes de fixation sous-laminaire (câbles Atlas (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN) et câbles SÉ) sera effectuée.

Le chapitre 1 présente la matière nécessaire à la compréhension du contexte dans lequel s'inscrit ce projet. Il décrit l'anatomie et la physiologie de la colonne vertébrale humaine saine, les pathologies qui peuvent entraîner une correction chirurgicale, les types d'instrumentation et les câbles SÉ. La revue de la littérature, qui fait l'objet du chapitre 2, présente et compare les recommandations sur l'évaluation de l'instrumentation, les bancs d'essai, l'évaluation de la pression intradiscale et l'évaluation des câbles sous-laminaires. La problématique de l'étude, les objectifs et la méthodologie adoptée sont respectivement présentés dans les chapitres 3 et 4. Enfin, les résultats de l'étude sont rapportés au chapitre 5 puis discutés dans le chapitre 6.

CHAPITRE 1

MISE EN CONTEXTE

Ce premier chapitre recueille l'information théorique qui est pertinente à la problématique donnée. Ainsi, diverses notions portant sur l'anatomie de la colonne vertébrale, sa biomécanique, ses pathologies et son instrumentation sont présentées. Les termes anatomiques utilisés tout au long de ce chapitre sont présentés à l'ANNEXE I.

1.1 Anatomie descriptive de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale, ou rachis, est un assemblage mécanique complexe d'os et de tissus mous qui protège la moelle épinière et transmet le poids des membres supérieurs aux os du pubis. De par sa constitution, elle permet une grande mobilité du tronc. La colonne se sépare en quatre sections qui sont délimitées par ces courbures; cervicale, thoracique, lombaire et l'ensemble coccyx-sacrum. Chacune de ces courbures visibles dans le plan sagittal améliore l'élasticité et la souplesse de la colonne. La Figure 1-1, présente ces sections. L'amplitude de ces courbes varie beaucoup d'un individu à l'autre. Toutefois, les valeurs dites normales pour la courbure lombaire vont de 20° à 60° et, pour la courbure thoracique, il est jugé acceptable d'avoir entre 20° et 50°. (de Jonge, Dubousset et Illes, 2002, Garreau de Loubresse, 2005)

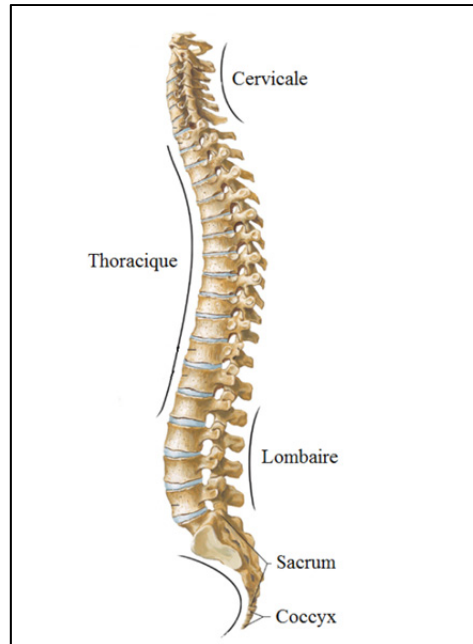


Figure 1-1 Courbures de la colonne vertébrale
Modifié de Kamina et Netter, 2009, p.146

1.1.1 La portion osseuse

Le rachis est constitué de 26 éléments distincts, en excluant l'ensemble coccyx-sacrum; les vertèbres (Figure 1-2). De ces 26 éléments, sept vertèbres se situent au niveau cervical, douze sont au niveau thoracique et cinq sont au niveau lombaire. Chacune des vertèbres possède des particularités selon leurs fonctions et leur degré de mobilité. Par contre, leur structure de base est composée d'une section antérieure, le corps vertébral et d'une section postérieure, l'arc vertébral. Chacune des régions est en fait délimitées par le canal rachidien, aussi appelé foramen vertébral, qui contient la moelle épinière. La partie antérieure constitue la région portante et est remplie d'os spongieux, limité par de l'os cortical qui est plus solide. Il constitue la partie la plus massive de la vertèbre, de forme cylindrique moins haute que large. Ses faces supérieures et inférieures, les plateaux vertébraux, sont légèrement concaves afin d'accueillir les disques. L'arc vertébral, quant à lui, comprend deux pédicules courts qui se fixent à la partie supérieure de l'arête postérolatérale du corps, deux lames verticales qui prolongent les pédicules formant le foramen vertébral, un processus épineux saillant en

arrière, deux processus transverses saillant latéralement ainsi que quatre processus articulaires (deux supérieurs et deux inférieurs) situés à la jonction des pédicules et des lames. (Marieb et Lachaine, 2008) Les articulations zygapophysaires des processus articulaires sont planes au niveau cervical et thoracique, et en forme de gouttière verticale au niveau lombaire. (Moore et Dalley, 2006)

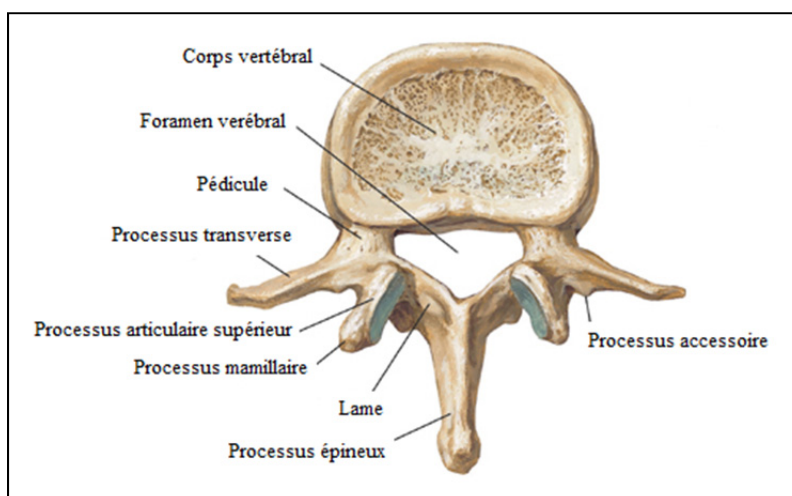


Figure 1-2 Vertèbre lombaire
Modifié de Kamina et Netter, 2009, p148

1.1.2 Les tissus mous

Les disques intervertébraux sont situés entre les plateaux supérieurs et inférieurs des vertèbres adjacentes et représentent près de 25% de la hauteur totale de la section mobile de la colonne vertébrale, lorsque celle-ci est au repos. (Figure 1-3) Ils ressemblent à des coussinets et servent à l'absorption des chocs, lors de la marche entre autres, et permettent une certaine mobilité du rachis. Ils sont formés de deux parties; un fibrocartilage, appelée anneau fibreux et une partie centrale appelée noyau pulpeux. La première est formée de lamelles fibreuses disposées de la périphérie vers le centre en couches concentriques. Le noyau pulpeux représente 30 à 50% de la surface de coupe d'un disque et est situé près du bord postérieur dans la section lombaire du rachis. Il est composé de substance gélatineuse molle contenant de 70 à 80% d'eau. (White et Panjabi, 1990)

La colonne vertébrale est soutenue par plusieurs ligaments, présentés à la Figure 1-3, qui en l'entourant, la stabilise. Les principaux ligaments de la colonne vertébrale sont les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur qui sont des longues bandes fibreuses tendues passant respectivement sur la face antérieure du corps vertébral et dans le canal vertébral. Le ligament jaune se fixe sur le bord des lames sus et sous-jacentes et il limite la flexion. Le ligament supra-épineux se fixe quant à lui au sommet des processus épineux des vertèbres. Puis, les ligaments interépineux unissent le bord des processus épineux des vertèbres adjacentes et ils limitent eux aussi la flexion. (Tortora, Grabowski et al. 2002)

La capsule de l'articulation zygapophysaire est formée d'une membrane fibreuse, fixée sur les périphéries articulaires, qui est plus résistante dans la région lombaire, et d'une membrane synoviale. (Moore et Dalley, 2006) Le ligament longitudinal postérieur, le ligament jaune, la capsule et les ligaments supra- et inter-épineux forment le complexe ligamentaire postérieur.

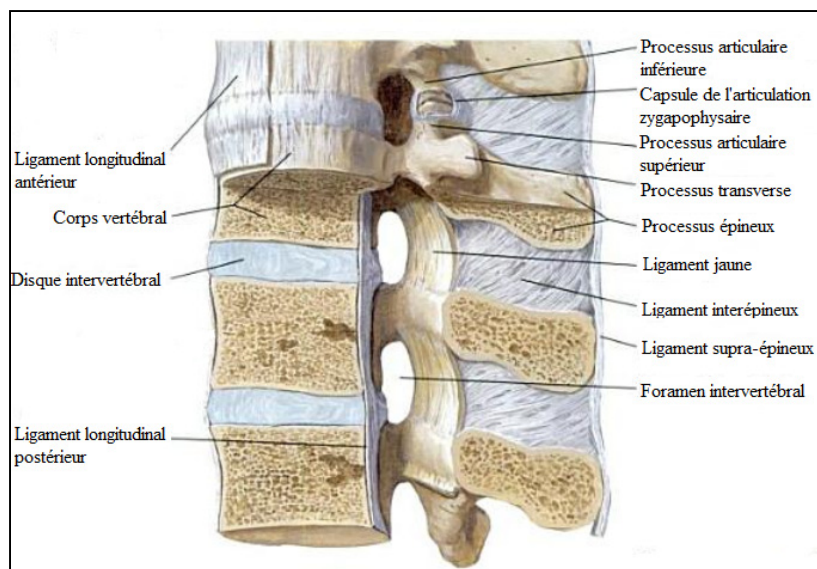


Figure 1-3 Segment vertébral dans le plan sagittal
Modifié de Kamina et Netter, 2009, p.151

1.2 Principes biomécaniques de la colonne vertébrale

Grâce aux muscles et aux tendons qui se rattachent aux structures complexes des vertèbres, la colonne vertébrale peut effectuer une grande variété de mouvement dans les trois plans de l'espace. Cette mobilité ainsi que le système d'axe utilisé dans ce travail est présentée sur la Figure 1-4. Les mouvements de rotation autour des axes sont d'amplitudes plus importantes que les translations le long de ceux-ci.

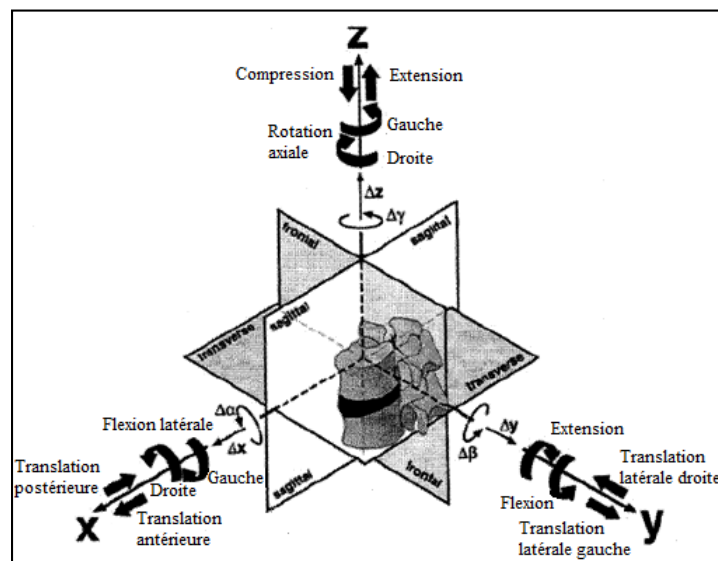


Figure 1-4 Mouvements et degrés de liberté de la colonne vertébrale

Modifié de Wilke, Wenger et Claes, 1998, p.149

L'étude de ses mouvements est souvent faite à partir d'une unité fonctionnelle. Celle-ci est un système articulaire qui comprend le disque intervertébral joint aux corps vertébraux adjacents et les articulations zygapophysaires. Ces dernières permettent des mouvements de glissement entre les vertèbres adjacents, puisque leur forme et l'orientation de leur surface déterminent les mouvements possibles. Le comportement biomécanique du rachis entier peut se rapporter au total des mouvements de ses unités fonctionnelles. (White et Panjabi, 1990) L'amplitude de mouvement de ces unités fonctionnelles dans les différents plans est dépendante de l'orientation des surfaces articulaires des facettes, mais aussi du niveau vertébral considéré, de l'âge de l'individu, de sa musculature et de l'élasticité constitutionnelle

de ses tissus. (Mosnier, 2008) La mobilité rachidienne en flexion/extension est d'environ 150°. La flexion latérale et la rotation axiale ont des valeurs symétriques entre les deux directions (droite et gauche) pour un individu sain. Ces valeurs moyennes sont respectivement de 105° (76° thoracique et 29° lombaire) et de 80° (71° thoracique et 9° lombaire). (White et Panjabi, 1990)

La caractérisation mécanique d'un segment vertébral peut être faite à partir de sa flexibilité ou encore de son contraire, la raideur. Selon l'Office québécois de la langue française (2011), le premier attribut est la « Propriété d'une matière de plier ou de se courber sous charge [...] » et le deuxième est « [...] le rapport de la force qu'elle reçoit à la déformation obtenue ». (Office québécois de la langue française, 2011)

La mécanique de la colonne est complexe et nécessite plusieurs paramètres pour en caractériser le comportement. Le comportement d'un rachis sain est décrit comme non linéaire, élastique et viscoélastique. (White et Panjabi, 1990) La Figure 1-5 présente une courbe caractéristique de l'angle de déformation en fonction du moment ($M_i = M_x, M_y, M_z$) qui lui est appliqué, ainsi que les définitions des différents paramètres qui la décrivent : l'amplitude de mouvement (ROM), la zone neutre (NZ), la zone élastique (EZ) et les différentes flexibilités (R1 et R2) qui représentent le comportement non linéaire du rachis.

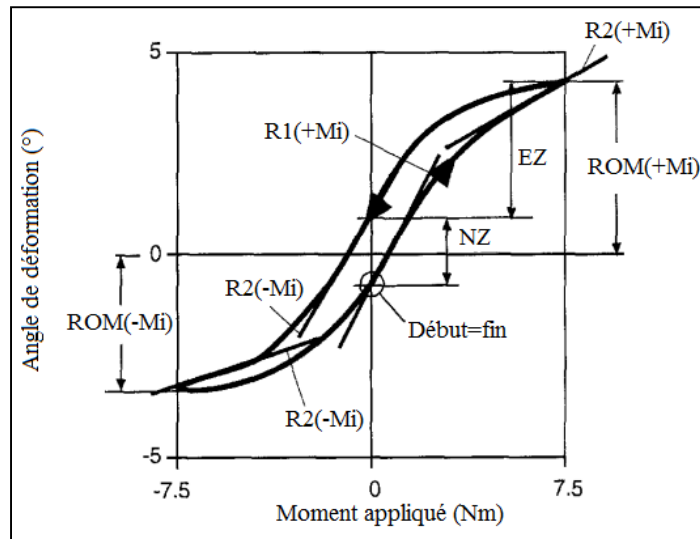


Figure 1-5 Courbe force-déplacement caractéristique du rachis
Modifié de Wilke et al., 1997, p.150

La viscoélasticité est une autre caractéristique qui complique l'évaluation des propriétés du rachis. Ce terme décrit la réponse mécanique du rachis à une sollicitation qui varie en fonction de la vitesse du chargement qui lui est appliqué, comme le présente la Figure 1-6.

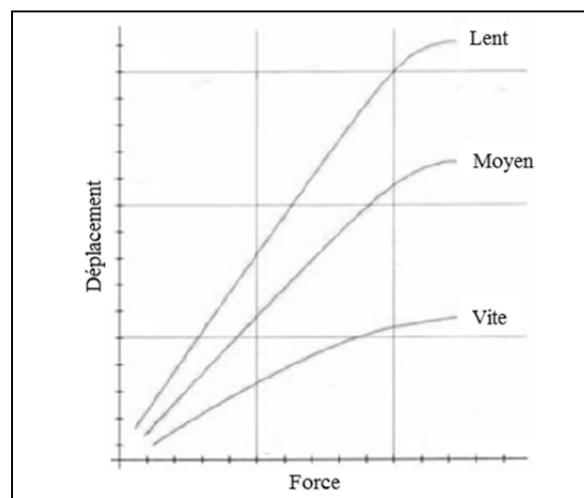


Figure 1-6 Comportement viscoélastique

De plus, si la colonne est soumise à un même chargement de manière répétée, la réponse sera différente, jusqu'à une certaine stabilisation des propriétés viscoélastiques. Ainsi, après un certain nombre de chargements, la réponse deviendra presque identique pour chaque sollicitation. (Wilke, Wenger et Claes, 1998)

1.3 Modèle animal

Pour effectuer des essais *in vitro*, il est parfois nécessaire d'avoir recours à un modèle animal. En effet, la disponibilité de cadavres humains est limitée et des animaux de remplacement sont souvent plus accessibles et ont une plus grande uniformité des propriétés géométriques et biomécaniques. Bien que de nombreuses espèces puissent être utilisées pour des essais *in vitro*, la colonne vertébrale du porc est dite être le modèle le plus représentatif de la colonne vertébrale humaine pour tester des implants vertébraux et des techniques d'instrumentation diverse. (Bozkus et al., 2005; McLain, Yerby et Moseley, 2002) Géométriquement, il existe des similitudes entre l'homme et le porc au niveau de la hauteur du corps vertébral, la forme des plateaux et du canal rachidien, ainsi que pour la taille des pédicules. (Busscher et al., 2010) Au niveau biomécanique, bien que la colonne de porc ne présente pas les mêmes courbures que celle de l'humain, soit moins flexible et ait une densité osseuse plus élevée, il existe tout de même une similarité qualitative qui permet de comparer les deux. (Wilke, Geppert et Kienle, 2011)

1.4 Pathologies du rachis

Ce projet portant sur l'évaluation d'un type d'implants rachidiens, il paraît important dans cette section de préciser les différentes pathologies du rachis lombaire pouvant conduire à la réalisation d'une chirurgie et à la pose de câbles sous-laminaires. Les patients pour qui la pose de câbles est indiquée sont généralement ceux souffrant de déformations de la colonne vertébrale, de fractures de la colonne vertébrale et ceux nécessitant tout autre type de correction, mais ayant une faible qualité osseuse. (Benzel, 2005)

1.4.1 Déformation de la colonne vertébrale

Les déformations du rachis peuvent se traduire par une lordose ou une cyphose exagérée, ou une scoliose. (Figure 1-7)

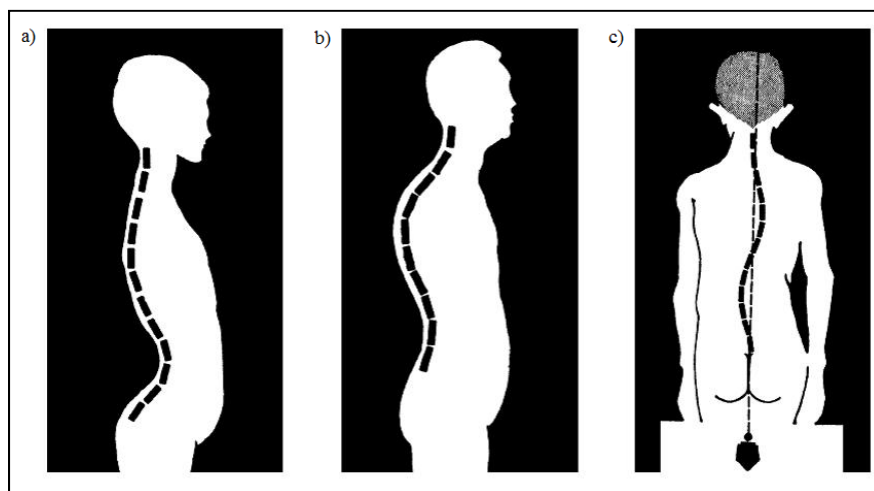


Figure 1-7 Déformations du rachis a) lordose, b) cyphose et c) scoliose

Modifié de Macorigth et Battista, 1973, p.45, 47, 49

Une lordose est une accentuation de la courbure cervicale ou lombaire vers l'avant avec parfois une antéversion du bassin, tandis qu'une cyphose est une augmentation de la courbure convexe au niveau thoracique ou sacrale. Ces deux déformations sont souvent causées par la faiblesse des muscles du tronc, mais dans le cas des personnes âgées, elles peuvent aussi être dues à des tassements vertébraux. Dans de plus rares cas, des anomalies vertébrales peuvent entraîner des déformations localisées. (Wainsten, 2009) La scoliose, quant à elle, était décrite à l'origine comme une déviation latérale, visible dans le plan frontal. (White et Panjabi, 1990) Depuis l'avènement des technologies d'imagerie 3D, le caractère tridimensionnel de la scoliose a été mieux étudié. Ainsi, la scoliose en plus d'être une inclinaison dans le plan frontal est aussi une rotation des vertèbres dans le plan transversal et une inversion des courbures dans le plan sagittal. (Stokes, 1994)

Il existe différents types de scoliose. La scoliose la plus répandue est de type thoracique. Elle est généralement située du côté droit du thorax et s'accompagne d'une courbure à gauche au niveau de la taille pour compenser. Ce type de scoliose provoque une gibbosité très visible au niveau des côtes. La scoliose de type thoracolombaire atteint une section plus longue : la jonction thoracique et lombaire. Elle amène un virement des côtes et le soulèvement de l'omoplate du même côté. La scoliose de type lombaire provoque une déformation à la hauteur de la taille. Cette déformation est souvent moins visible, puisqu'il n'y a pas de côtes à ce niveau. Généralement, la saillie au niveau dorsal est peu évidente. La scoliose de type double est formée, comme son nom l'indique, de deux courbures. Il s'agit généralement d'une thoracique droite et d'une lombaire gauche.(Fréchette, 2000)

Les causes de la scoliose sont variées. La scoliose est dite congénitale lorsque le patient naît avec une déformation de la colonne vertébrale et est causée par une malformation des vertèbres individuellement. La scoliose neuromusculaire est causée par une grande variété de troubles qui comprennent la paralysie cérébrale, la dystrophie musculaire et le spina bifida. La scoliose idiopathique signifie quant à elle qu'il est impossible d'identifier la cause de cette affection. La progression, et donc le traitement, de la scoliose dépend de l'amplitude de la déformation et de la maturité du squelette du patient au moment où elle est identifiée. Plus petite est la déformation et plus le patient est complètement développé, moins il est probable que la scoliose augmente. (North American Spine Society, 2006)

1.4.2 Fractures

Plusieurs études démontrent que la grande majorité des blessures vertébrales se produisent dans la région thoracolombaire. (White et Panjabi, 1990) Cela serait expliqué par le changement de courbure à cette hauteur (Kaye et Nance, 1990), la perte de rigidité de la cage thoracique et le changement d'angle des facettes (Drew, 2011). Il existe plusieurs types de fractures et celles-ci sont identifiées selon le mécanisme lésionnel, la morphologie de la blessure et sa stabilité. (Magerl et al., 1994) Toutefois, cette section ne présentera que les

fractures pour lesquelles il peut être indiqué d'utiliser une correction chirurgicale avec des câbles sous-laminaires. (Benzel, 2005)

Pour aider à la description des fractures, il existe une classification morphologique dite des trois colonnes. Ainsi, la colonne vertébrale est séparée en trois sections; la colonne antérieure, la colonne moyenne et la postérieure. La Figure 1-8 présente la séparation selon la classification de Francis Denis. (Schwartz, 1991)

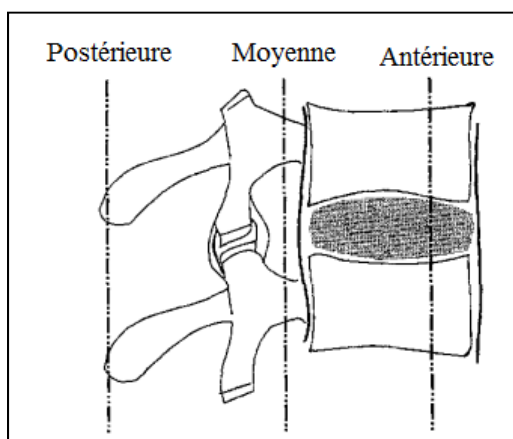


Figure 1-8 Classification de F. Denis
Modifié de Schwartz, 1991, p.257

Suite à un traumatisme important ou encore une tumeur, il est possible que la colonne vertébrale présente des fractures de flexion-compression. (Benzel, 2005) Ce type de fracture, plus communément appelé « wedge », est discernable dans le plan sagittal, puisqu'on peut y observer le tassement antérieur. Elle est causée par un chargement pur en flexion. (McRae et Esser, 2008) Sur la Figure 1-9, la différence entre la hauteur de la section antérieure et postérieure est bien visible.

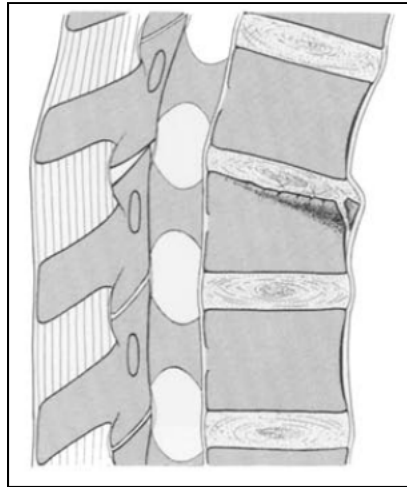


Figure 1-9 Vue sagittale d'une fracture de type « wedge ».
Tiré de Magerl et al., 1994, p.188

Ce type de fracture étant généralement stable, elle ne sollicite pas nécessairement de chirurgie, sauf si :

- il y a atteinte du complexe ligamentaire postérieure;
- il y a une perte de hauteur de plus de 50% à une vertèbre au niveau lombaire;
- il y a une perte de hauteur de plus de 30% à une vertèbre au niveau thoracique;
- il y a une perte de hauteur de plus de 50% à plus d'un niveau vertébral;
- il y a présence de cyphoses relatives ou combinées anormales. (Drew, 2011)

Les câbles sous-laminaires peuvent aussi être utilisés pour des fractures de cisaillement en rotation, aussi appelé « slice ». (Figure 1-10) Ce type de fracture est dû à un chargement en torsion axiale et entraîne une rupture au niveau de la colonne moyenne. Ce type de fracture est très instable et dangereux pour la moelle épinière ce qui signifie une grande incidence de paraplégie et de déficits neurologiques. (Vaccaro, 2003)

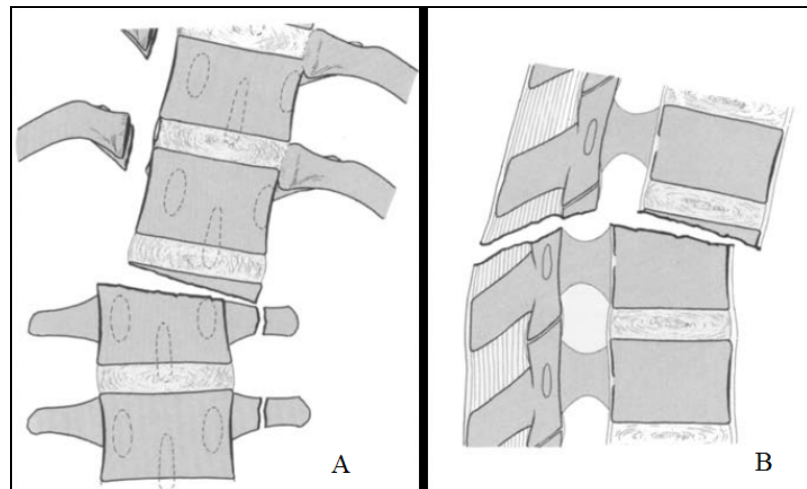


Figure 1-10 Vue frontale (A) et sagittale (B) d'une fracture de type « slice »

Tiré de Magerl et al., 1994, p.196

1.4.3 Qualité osseuse

Les vertèbres sont composées d'os spongieux et d'os cortical. Le premier type est formé de travées nommées trabécules qui sont séparées de 500 à 1400 μm et qui ont un diamètre variant de 80 à 110 μm . (Keaveny et Yeh, 2002) Le contour des vertèbres, ainsi que les plateaux vertébraux, sont composés d'os cortical qui est une structure compacte. L'os cortical y a une épaisseur autour de 0,38 mm. (Eswaran et al., 2006) Les charges sur la colonne sont principalement subies par le corps vertébral et elles sont réparties entre l'os cortical et l'os spongieux. (White et Panjabi, 1990) Les propriétés mécaniques de l'os sont dépendantes des chargements subis. (Cowin, 2001) Ainsi, les trabécules sont orientées dans le sens crânial-caudal, voir la Figure 1-11, puisque la colonne est chargée principalement en compression. (Keaveny et Yeh, 2002)

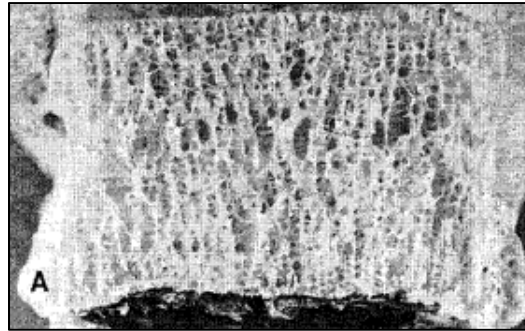


Figure 1-11 Coupe sagittale d'un corps
vertébral
Tiré de White et Panjabi, 1990, p.41

L'os est un tissu constitué à 35% de cellules et de matrice organique. Le reste est composé de sels minéraux. L'architecture osseuse est constamment modifiée et il peut y avoir jusqu'à 500 mg de sels minéraux qui entreront ou sortiront d'un squelette adulte par jour. Chez un individu sain, la masse osseuse demeurera constante grâce à un équilibre entre le dépôt et la résorption du matériel osseux. Cela est appelé remaniement osseux.

Toutefois, certaines maladies peuvent affecter ce processus et la qualité de l'os, ce qui diminue sa capacité à résister à des chargements. C'est le cas de l'ostéoporose, où la résorption osseuse est faite plus rapidement que le dépôt. Comme le présente la Figure 1-12, l'os devient plus poreux. (Marieb et Lachaine, 2008)

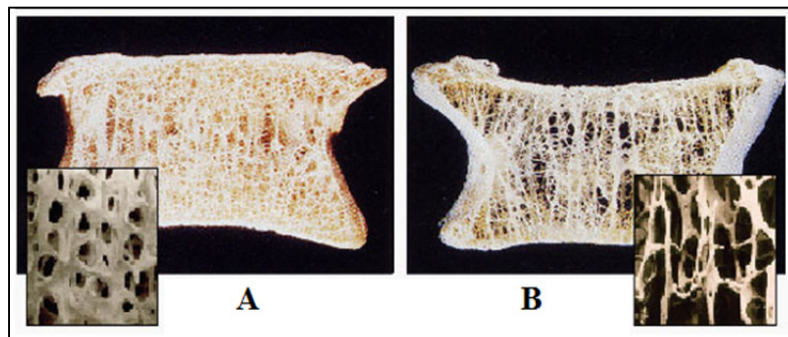


Figure 1-12 Comparaison entre A) un os sain et B) un os
ostéoporotique
Modifié de Spine Society of Europe, 2009

L'os spongieux de la colonne vertébrale est particulièrement vulnérable à cette affection et cela peut entraîner des tassements des vertèbres. Plusieurs facteurs peuvent jouer un rôle dans l'apparition de l'ostéoporose. Ainsi, le fait d'être une femme, d'avoir eu une ménopause précoce, de faire peu d'exercice ou encore de souffrir d'un trouble hormonal augmente les risques de souffrir d'ostéoporose en vieillissant. L'ostéoporose ne se guérit pas, mais certains traitements ralentissent la dégradation des os. (Santé des os.ca, 2011) L'ostéomalacie est, quant à elle, une carence en vitamine D. Cette déficience entraîne une minéralisation insuffisante de l'os. L'équivalent chez l'enfant est le rachitisme. Cette maladie augmente les risques de fracture et de déformations sur les os, particulièrement sur les membres inférieurs. Sauf si la déficience en vitamine D est causée par une maladie en empêchant l'absorption, le fait d'augmenter son apport et de s'exposer au soleil guérit généralement cette affection. Toutefois, si trop de déformations osseuses sont présentes, la chirurgie devra corriger la situation. (Santé canoë.com, 2011)

1.5 Instrumentation de la colonne vertébrale

Pour des raisons telles que vues précédemment, il est possible que la colonne vertébrale ne puisse assurer son rôle de manière optimale dans le corps. Cela entraîne le concept de l'instabilité. Dans le cas de la colonne, l'instabilité est décrite par des anomalies au niveau de la cinématique intervertébrale ou encore par une incapacité à supporter des charges considérées normales (Panjabi et al., 1995). Ainsi, plusieurs outils de stabilisation mécanique interne existent pour permettre au rachis de retrouver un fonctionnement sain. Les traitements chirurgicaux avec instrumentation du rachis se classent en fonction de l'approche retenue : techniques de fusion osseuse (ostéosynthèse) ou techniques de non-fusion. Les travaux de recherches ici présentés ont porté sur l'évaluation de la stabilité biomécanique d'un segment vertébral instrumenté avec des câbles sous-laminaires. Toutefois, un chirurgien peut utiliser une panoplie de système pour « restabiliser » la colonne d'un patient, c'est pourquoi cette section fait un bref survol des principaux concepts d'implants postérieurs d'ostéosynthèse et de leurs particularités, plus précisément des systèmes avec tiges, plaques, vis, crochets et câbles destinés au traitement chirurgical du rachis thoracolombaire. Par la suite, les câbles SÉ utilisés dans ce projet seront présentés de manière plus élaborée.

1.5.1 Tiges et plaques

Dans un système d'instrumentation de la colonne vertébrale, il est possible de diviser les parties de cet assemblage en éléments de liaison ou d'ancrage. Les tiges et les plaques font office de liants. Ces éléments de divers diamètres, épaisseurs et longueurs permettent de limiter les chargements sur une section lésée de la colonne et redistribuent ces forces sur les vertèbres adjacentes.

1.5.2 Vis, crochets et câbles

Utilisé comme ancrage, ce type d'élément peut être combiné avec d'autres et sert à maintenir en place les tiges ou les plaques. Les vis sont implantées dans les pédicules de la vertèbre jusqu'au corps vertébral lors d'instrumentations postérieures et directement dans le corps vertébral pour une instrumentation antérieure. Les crochets et les câbles s'ancrent sur les structures anatomiques postérieures externes de la vertèbre (lame, apophyses transverses, parties externes des pédicules) et peuvent substituer ou compléter les vis pédiculaires dans certains cas, selon le choix du chirurgien, notamment aux étages thoraciques présentant un diamètre de pédicule réduit. La technique de fixation par fils sous-laminaires pour l'instrumentation postérieure de la colonne vertébrale a été développée par Eduardo Luque en 1976 (Luque, 1982). Originellement, ce type de fixation consistait à enfiler une broche d'acier inoxydable sous la lame vertébrale et à l'utiliser pour appliquer une force de translation pour connecter progressivement les vertèbres d'une tige préformée avec une géométrie déterminée. En pratique, les câbles sous-laminaires sont des tresses de fils en alliage de titane qui peuvent être combinés le long de l'instrumentation aux autres systèmes de fixation comme les crochets et les vis pour réaliser une correction ou une stabilisation du rachis. Des études démontrent que ce type d'instrumentation hybride permet d'obtenir une bonne fixation postopératoire (Cheng et al., 2005). De plus, les câbles permettent une bonne immobilisation en présence d'os ostéoporotique et peuvent réduire les risques de complications aux segments adjacents puisqu'ils sont plus flexibles (Benzel, 2005; Hitchon et al., 2003).

1.6 Les câbles superélastiques

Des câbles superélastiques (SÉ) en alliage à mémoire de forme ont été développés au LAMSI de l'ÉTS. (Brailovski V, 2006) Ces câbles, qui sont faits d'un alliage à mémoire de forme NiTi approuvé par la Food and Drugs Administration (FDA) pour les applications médicales (Medtronic, 2006), ont d'abord été développés pour assurer la fermeture du sternum suite à une chirurgie à cœur ouvert (Baril et al., 2009) et ont ensuite été adaptés pour le maintien d'une prothèse de fixation du grand trochanter. (Petit, 2008) Ces câbles tressés, de forme tubulaire, présentent deux caractéristiques particulièrement appropriées pour des applications de fixation os-os ou os-implant.

Premièrement, leurs propriétés SÉ permettent de maintenir une force d'installation quasi constante (Figure 1-13, point a) malgré de légères variations des conditions de chargement pouvant se produire lors de l'installation, suite à l'application de forces externes (marche, respiration, etc.), ou suite au remodelage osseux. Advenant une augmentation importante des charges physiologiques (mouvement brusque, par exemple), ces câbles permettent de maintenir la fixation grâce à une deuxième pente élastique (Figure 1-13, point b). Enfin, advenant un relâchement des conditions de chargement, ces derniers permettent de maintenir une force de fixation non nulle, légèrement inférieure à celle de l'installation initiale (Figure 1-13, point c).

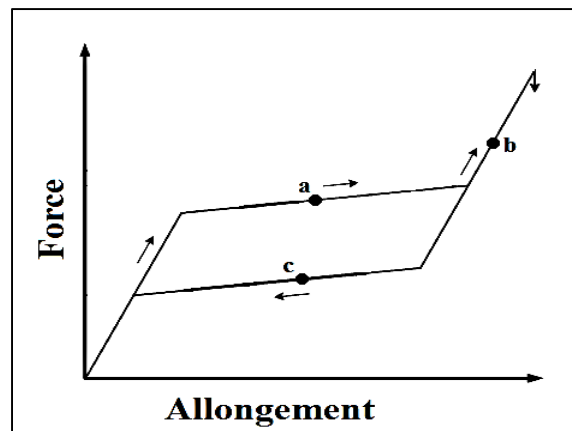


Figure 1-13 Propriétés SÉ des câbles
Modifié de Baril et al., 2009, p.365

Deuxièmement, la forme tubulaire des câbles leur permet d'adopter une forme méplate, comme le présente la Figure 1-14, autour de l'os suite à leur installation, ce qui permet de répartir les efforts de fixation et de réduire les risques de couper l'os.

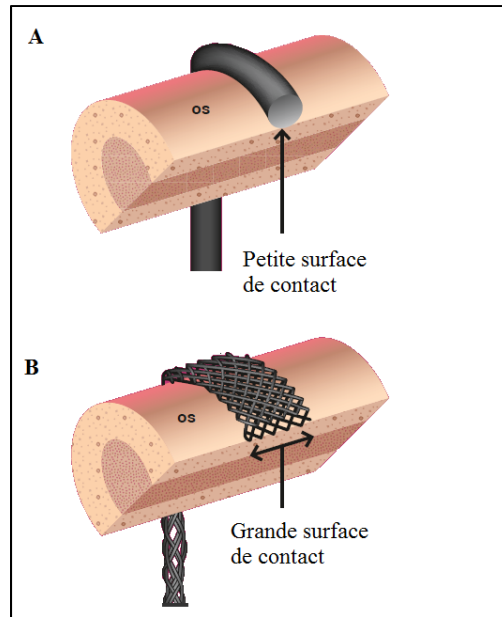


Figure 1-14 Comparaison à l'installation (A) d'un câble régulier et (B) d'un câble SÉ
Avec l'autorisation du Centre des sciences de Montréal

Des essais dynamiques sur les câbles, développés pour la fermeture du sternum, ont démontré que ces derniers permettent de maintenir une force 20% plus élevée que les fils d'acier inoxydable suite à une quinte de toux répétée. (Baril et al., 2009) L'hypothèse de base de cette recherche est donc que l'utilisation de câbles SÉ dans une fixation sous-laminaire permettra d'améliorer la chirurgie correctrice des déformations de la colonne vertébrale. Plus particulièrement, les câbles SÉ devraient permettre d'obtenir une stabilisation immédiate et durable comparable aux systèmes existants, de diminuer les risques de fracture osseuse durant la chirurgie et de réduire la perte de stabilité durant la période postopératoire, ce qui favorisera la fusion osseuse tout en réduisant les risques de complications.

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

Avec l'amélioration des connaissances en chirurgie de la colonne vertébrale, une quantité impressionnante d'implants vertébraux est apparue. Ainsi, certains auteurs et organismes normatifs ont tenté d'établir les grandes lignes pour l'évaluation de la biomécanique de la colonne et de l'instrumentation vertébrales. À partir de ces recommandations, différents modèles de banc d'essai ont été développés.

2.1 Évaluation des performances de l'instrumentation vertébrale

Avant d'être installé *in vivo*, un implant vertébral doit se soumettre à des essais de caractérisation mécanique qui sont développés par différents organismes de normalisation. De plus, plusieurs auteurs se sont penchés sur l'expérimentation biomécanique *in vitro* de la colonne vertébrale. Certains d'entre eux ont tenté de faire certaines recommandations, basées sur leurs expériences antérieures et différents principes de la mécanique du rachis. Voici un bref aperçu des normes et des travaux ayant le plus influencé la conception du banc d'essai utilisé dans ce projet.

2.1.1 Norme ASTM F1717-09

Cette norme permet une évaluation objective de l'instrumentation et facilite la procédure d'approbation pour les décideurs du milieu de la santé. Au niveau des essais mécaniques sur les implants vertébraux, la FDA et Santé Canada utilisent, entre autres, cette norme de l'American Society for Testing and Material (ASTM). Ce standard couvre le matériel et les méthodes pour les essais dits statiques et de fatigue d'un assemblage d'instrumentation vertébrale dans le cas d'une vertébrotomie; un retrait de vertèbre. Cette norme permet d'évaluer les performances de l'implant dans les conditions les plus défavorables possibles, avec des chargements simplifiés, mais ne reproduit pas les charges physiologiques complexes de la colonne vertébrale. La Figure 2-1 présente le modèle de montage pour les essais. Le

montage présente un assemblage simple de tiges et de vis introduites dans deux blocs de polyéthylène à très haute densité moléculaire (UHMWPE). Il est à noter que la norme laisse place à certaines alternatives telles que l'utilisation d'un embout sphérique aux extrémités ou encore d'un joint de cardan sur la portion supérieure. La norme établit les paramètres pour des essais statiques de compression, tension et torsion et d'essais dynamiques en compression.

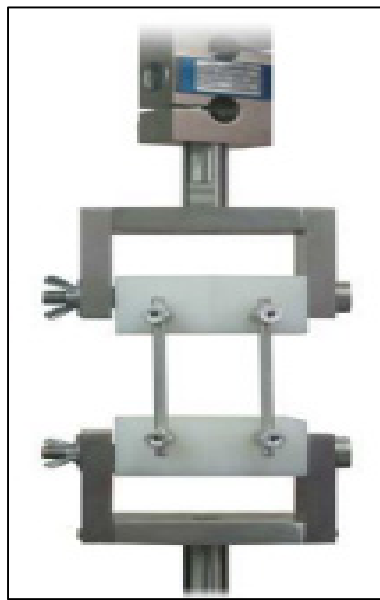


Figure 2-1 Modèle d'essai
ASTM F1717-09
Tiré de Cohen, 2010

2.1.2 Standardisation des essais *in vitro*

White et Panjabi, 1990, proposent, au cours de la partie 4 du chapitre 8, une standardisation du protocole pour tous les types d'implants utilisés pour la même application pour en évaluer la stabilité multidimensionnelle expérimentale. Ainsi, les points importants qui ressortent de leurs recommandations sont qu'il faut effectuer:

- une caractérisation mécanique de l'implant seul et dans un segment vertébral;

- une application uniforme du chargement sur l'échantillon, à l'aide d'un contrôle du moment sur une extrémité du segment évalué, cette méthode est dite du «moment pur»;
- des essais pour obtenir la raideur, la flexibilité, le chargement ultime, le déplacement et la tolérance à la fatigue en flexion-extension, en inflexions latérales et en rotation axiale.

Wilke, Wenger et Claes, 1998, proposent certaines règles quant à la conception d'un banc d'essai pour segments vertébraux, sains ou lésés, instrumentés ou non. Ils s'intéressent à la notion de la stabilité d'un échantillon selon sa condition et des méthodes pour l'évaluer sous des situations simplifiées et uniformes. Ainsi, le banc d'essai qu'ils recommandent doit permettre :

- le mouvement libre dans les six degrés de liberté;
- la simulation des six types de chargements séparément (rotations et translations autour de chaque axe principal);
- la combinaison de chargements;
- l'application de chargements en continu ou pas à pas;
- l'application des chargements doit être faite dans la direction positive et négative pour obtenir une courbe chargement-déplacement complète.

De plus, cet article fait de nombreuses recommandations sur divers éléments touchant à l'expérimentation *in vitro* et influençant potentiellement une conception de banc d'essai. Ils mentionnent qu'il est préférable d'utiliser des spécimens cadavériques humains et que la longueur de ceux-ci doit permettre de laisser une vertèbre libre à chacune des extrémités d'une instrumentation. Au niveau des conditions d'essais, ils suggèrent de limiter la durée des essais à 20h d'exposition à la température de la pièce, de s'assurer de maintenir un bon degré d'humidité et d'effectuer les mises en charge à des vitesses allant de 0,5 à 5°/s. Pour pallier au phénomène de viscoélasticité lors des essais, il est recommandé de faire un préconditionnement d'au moins deux chargements. Finalement, le moment pur appliqué

devrait être d'une amplitude de $\pm 7,5$ Nm pour le niveau lombaire, de ± 5 Nm pour le niveau thoracique, de ± 1 Nm pour C1-C2 et de $\pm 2,5$ Nm pour le reste du niveau cervical.

Bien que de nombreux auteurs choisissent d'effectuer leurs essais à l'aide d'un moment contrôlé, certains questionnent cette pratique, tel que présenté par Goel et al., 1995. Cet article est construit à partir de deux textes défendant chacun le mode de chargement à privilégier pour effectuer des essais sur la colonne vertébrale. En effet, les essais biomécaniques de la colonne vertébrale peuvent être réalisés en mode de charges ou de déplacements contrôlés. Chaque méthode nécessite certaines hypothèses et offre des avantages différents. Dans cet article, Dr W. Thomas Edwards croit que les essais par déformations contrôlées reflètent plus fidèlement l'environnement *in vivo*, tandis que les Drs. Vijay Goel, David Wilder, et Malcolm Pope proposent l'utilisation de la méthode de charges contrôlées comme la plus logique et facile à normaliser.

2.1.3 Le principe du « follower-load »

L'équipe de Patwardhan et al., 1999 a étudié l'effet du «follower-load», présenté à la Figure 2-2, c'est-à-dire l'application d'une charge en compression qui est répartie sur tous les centres de rotation des vertèbres du segment.

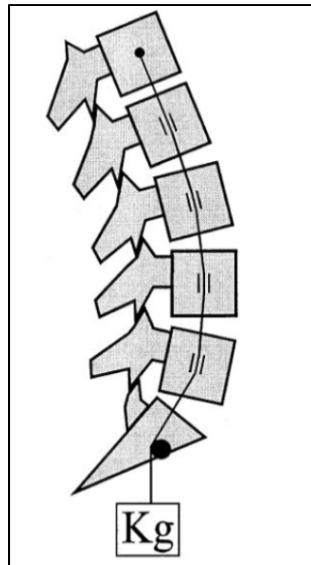


Figure 2-2 Schéma de l'application d'un « follower-load »
Tiré de Patwardhan et al., 1999, p.1005

Cette méthode semble être une bonne simulation biomécanique des forces compressives naturellement appliquées sur le rachis par les muscles érecteurs. Différents auteurs ont étudié l'impact de différentes amplitudes de charge et le positionnement de celle-ci (Cripton et al., 2000; Rohlmann et al., 2001; Stanley et al., 2004). Ce qui en ressort, est qu'un «follower-load» doit être positionné de manière constante entre les spécimens puisqu'il rigidifie énormément le segment. De plus, les charges appliquées ont une influence sur les amplitudes de mouvement atteintes lorsque des mouvements anatomiques sont imposés au spécimen.

2.1.4 Protocole hybride

Panjabi, 2007 s'est intéressé au problème de l'effet à long terme de l'instrumentation sur les segments adjacents à ces implants. Plusieurs études cliniques ont documenté les effets de la fusion rachidienne, qui entraîne de la concentration de contraintes et la perte de mouvement au niveau du segment fusionné. Pour pallier à ce problème, des dispositifs de non-fusion qui préservent le mouvement ont été conçus et ceux-ci élimineraient ou ralentiraient les possibles effets indésirables. Par conséquent, l'auteur soulève l'importance d'évaluer de manière

appropriée ce type d'instrumentation et a développé un protocole dit hybride. Le principe sur lequel repose ce protocole est que le patient ayant subi une fusion tentera d'accomplir des mouvements de même amplitude que ceux qu'il effectuait préopératoire. Ainsi, le protocole débute par l'application d'un moment spécifique sur un segment intact et le ROM intact (ROMi) de celui-ci est noté. Par la suite, le segment est instrumenté et un déplacement identique à ROMi du spécimen intact lui est imposé. Le moment nécessaire pour obtenir ce même mouvement est mesuré et servira de point de comparaison entre les différentes instrumentations.

2.2 Banc d'essai

De ces grandes lignes, différents concepts de banc d'essai ont été proposés dans la littérature. Certains systèmes sont faits à partir de poulies et de câbles, d'autres utilisent des moteurs montés sur des roulements linéaires ou encore une combinaison de ces éléments. Des modèles plus récents utilisent des systèmes de bras parallèles ou des plateformes Stewart.

2.2.1 Poulies et câbles

Les montages permettant l'application d'un moment pur à l'aide de câbles et de poulies sont parmi ceux permettant d'effectuer de l'expérimentation *in vitro* pour peu d'investissements. Le principe est simple; un anneau ou un disque est attaché à une extrémité d'un segment vertébral et des câbles fixés à deux points opposés sur ce cercle sont mis en tension dans des directions contraires. Ces deux forces entraînent un moment de flexion sur le spécimen. Les charges peuvent être appliquées à l'aide de poids libres (Lysack et al., 2000), voir la Figure 2-3, ou encore à l'aide de machines servohydrauliques uniaxiales, qui sont communes dans les laboratoires de biomécanique (Crawford et al., 1995). Les mouvements des vertèbres sont enregistrés par des systèmes de caméra 3D.

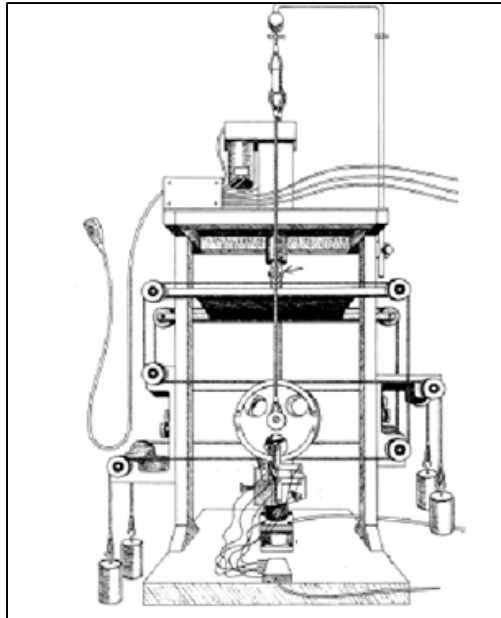


Figure 2-3 Montage avec poulies et câbles pour essais *in vitro* sur segment vertébral
Modifié de Lysack et al., 2000, p.766

Le principal désavantage de ce type de montage est la nécessité d'assurer le parallélisme des câbles durant toute la durée de l'essai. Ce parallélisme assure le moment pur et évite les forces indésirables sur le spécimen. Toutefois, pour maintenir cette position spécifique des câbles, une intervention manuelle durant les essais est nécessaire. Pour limiter cette potentielle source d'erreur, Eguizabal et al., 2010, voir Figure 2-4, ont développé un montage avec un anneau « flottant » qui suit le mouvement des câbles.

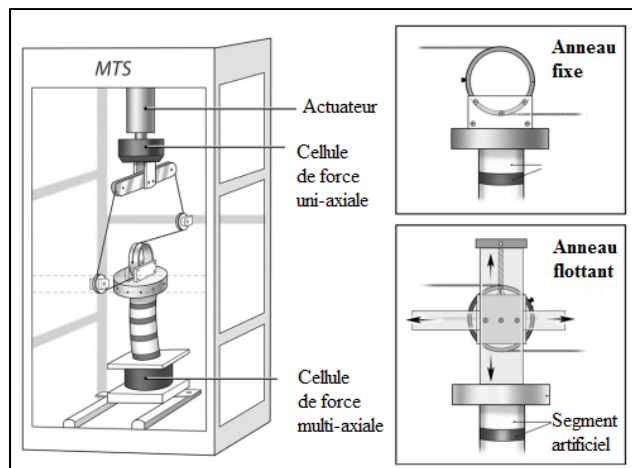


Figure 2-4 Montage utilisant un anneau flottant au lieu d'un anneau fixe
Modifié d'Eguizabal et al., 2010, p.1423

Ce montage modifié semble être une bonne solution au modèle plus classique avec poulies et câbles, puisqu'il réduit les forces de cisaillement sur l'échantillon. Cela permet l'application du moment désiré sur tout le long du spécimen.

2.2.2 Assemblages de moteurs et de roulements linéaires

Ce type de banc d'essai est généralement plus complexe que les modèles précédents. La difficulté de conception réside dans le fait que le montage est construit à partir de zéro. Un cadre rigide servant au support des différents éléments doit être construit. Les chargements en rotation autour des axes principaux sont créés par l'action des moteurs pas-à-pas installés de manière orthogonale et des roulements linéaires permettent des translations. Différents capteurs sont nécessaires pour connaître les forces appliquées et les amplitudes de mouvement. Différents auteurs ont construit des bancs d'essai de ce type. Ainsi, Wilke et al., 1994 ont construit un montage qui utilise trois moteurs pas-à-pas installés sur des réducteurs de vitesse selon un modèle de joint de cardan. Celui-ci peut aussi bouger le long de l'axe des z. (Figure 2-5) L'ensemble est installé sur un pont roulant à hauteur variable, ce qui permet de libérer les translations le long de l'axe des x et y. Ce banc d'essai permet l'ajout de simulation de forces musculaires contrôlées par un système pneumatique. L'application

d'une pré-charge peut aussi être faite à l'aide de ce système, ainsi que la réduction du poids du joint de cardan.

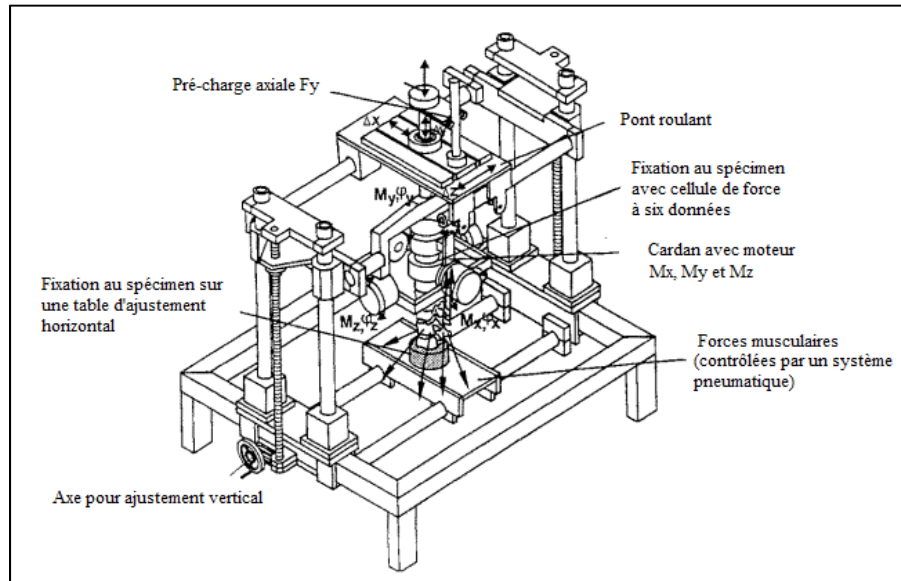


Figure 2-5 Schéma du banc d'essai multi-axial
Modifié de Wilke et al., 1994, p.92

Ce banc d'essai permet l'application de chargements complexes en les jumelant. De plus, pour des amplitudes de mouvement faibles, le spécimen n'a pas à être manipulé. Par contre, pour des amplitudes élevées, autour de $\pm 45^\circ$ il faut tourner le spécimen dans la fixation crâniale puisque l'un des moteurs s'accotera sur le cadre du joint de cardan. Également, il faut un investissement important au niveau matériel et probablement en effectif pour concevoir, assembler ce banc d'essai et rendre fonctionnelle l'utilisation des différents capteurs.

Pour un investissement moindre et en acceptant de faire des manipulations en cours d'expérimentation, Goertzen, Lane et Oxland, 2004 ont élaboré un banc d'essai plus simple, voir Figure 2-6.

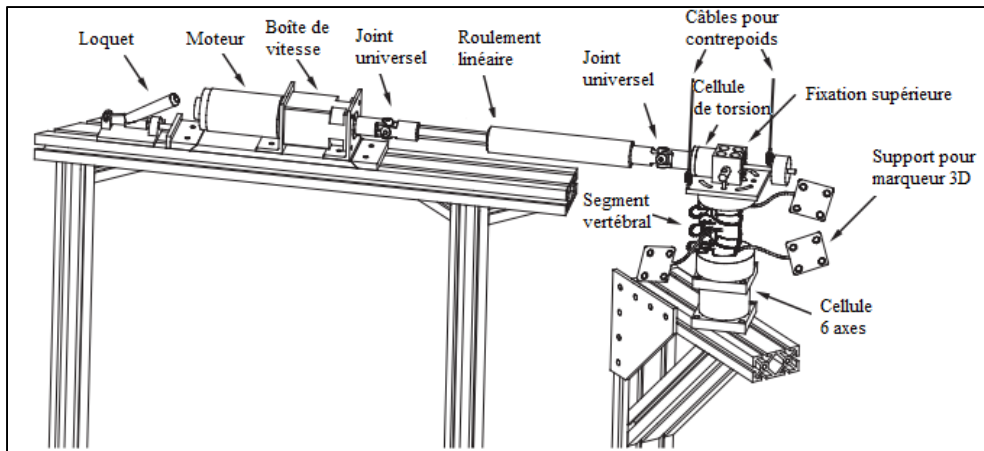


Figure 2-6 Schéma d'un banc d'essai utilisant un seul moteur
Modifié de Goertzen, Lane et Oxland, 2004, p.258

Cette configuration permet à un moment d'être appliqué à la vertèbre crâniale et cela en laissant les cinq autres degrés de liberté sans contrainte. Un loquet fixe le bloc moteur sur le cadre et le bloc supérieur est vissé à une plaque elle-même vissée dans du ciment dentaire. Les trois positions d'actuateur forment trois axes de coordonnées avec l'origine au centre de la fixation supérieure. L'actuateur est déplacé selon l'axe de rotation sollicité pour les divers chargements. Un système de poulies est monté sur un ensemble de contrepois qui glisse pour permettre de suivre le mouvement du segment vertébral. Un système de caméra 3D permet de mesurer les rotations intervertébrales. Ce montage a l'avantage d'être moins coûteux que le précédent, mais encore une fois il nécessite une mise en œuvre plus complexe que les systèmes de câbles et de poulie sur machine servohydraulique uniaxiale. De plus, le montage doit être manipulé pour changer le mode de chargement.

2.2.3 Bras robotique et plateforme Steward

L'utilisation de robot à plusieurs degrés de liberté a été introduite dans le domaine de la biomécanique pour l'étude mécanique des ligaments et de la lubrification du genou (Mabuchi et Fujie, 1996). Ces systèmes offrent une solution aux restrictions des bancs d'essai plus traditionnels et sont capables d'effectuer des contrôles en déplacement avec six degrés de liberté en plus d'étudier dynamiquement le ROM complet d'un spécimen. Si ce type de

système est couplé à un transducteur de force approprié, il peut également donner de l'information sur la cinématique lors d'essais simulant des mouvements quotidiens, donc complexes, de la colonne vertébrale.

Le groupe de Thompson, Barker et Pearcy, 2003 a utilisé un robot anthropomorphe contrôlé par une carte de traitement numérique. Ce robot possède six degrés de liberté, une répétition de position de 0,01 mm, une erreur maximum en rotation de $0,44^\circ$ et une charge utile maximale de 100 N. (Figure 2-7)

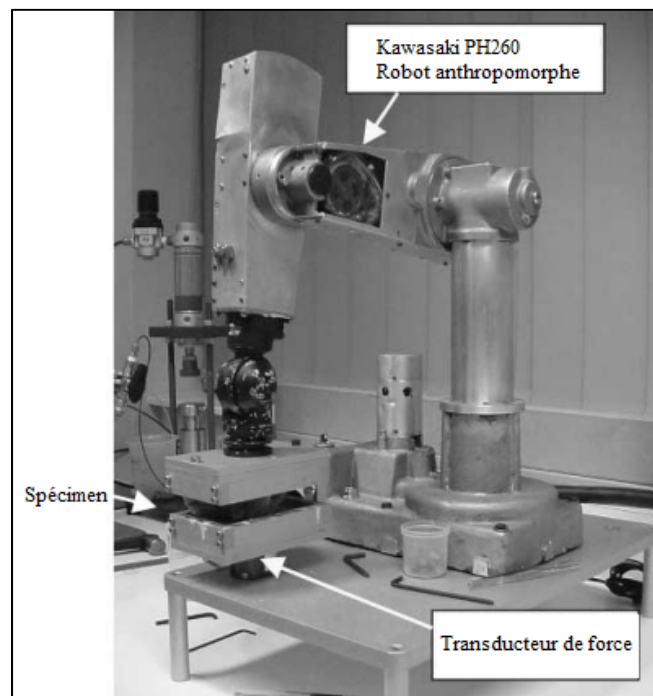


Figure 2-7 Le banc d'essai robotique
Modifié de Thompson, Barker et Pearcy, 2003, p.91

Contrairement aux différents montages présentés précédemment le chargement est contrôlé en déplacement jusqu'à un ROM désiré. Selon les auteurs, cette méthode est jugée plus appropriée pour simuler la cinématique physiologique, car elle peut pallier à l'absence d'innervation musculaire pour étudier la trajectoire de l'échantillon pendant le mouvement. Cette simulation est faite en incorporant le ROM avec l'axe de rotation instantané lors de la description de la trajectoire du segment vertébral. Les auteurs mentionnent notamment que

lors de comparaison entre une condition intacte et une condition modifiée, le contrôle à partir d'un moment ne permet pas de discerner le changement dans l'axe de rotation instantané. Stokes et al., 2002 ont quant à eux utilisé un positionneur hexapode, aussi appelé plateforme de Stewart, qui est en fait un robot parallèle constitué de six actionneurs installé sur une base fixe. La plateforme possède six degrés de liberté qui proviennent des changements de longueurs des actionneurs. (Figure 2-8) Ce montage aussi est contrôlé en déplacements, bien que ceux-ci soient plutôt restreints par les limites physiques de l'assemblage.

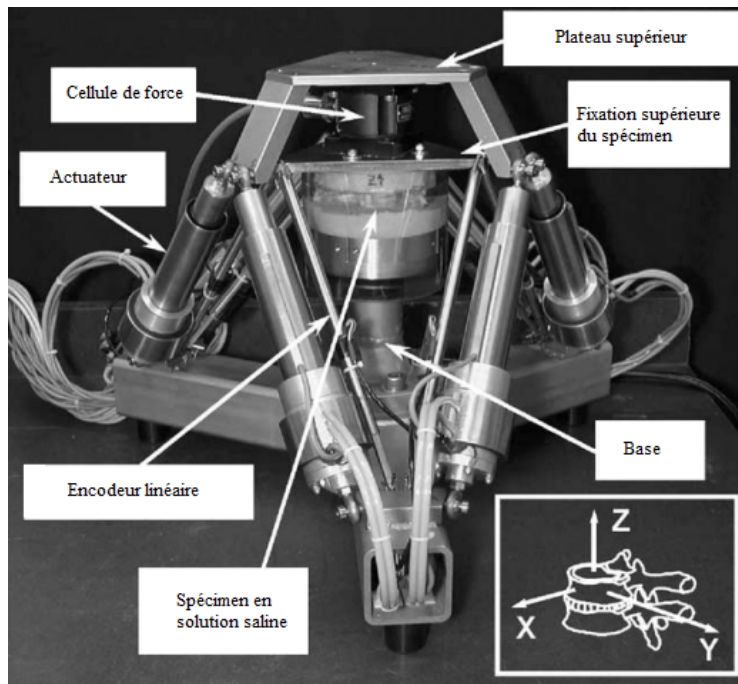


Figure 2-8 Robot parallèle avec spécimen en solution saline
Modifié de Stokes et al., 2002, p.518

Ces modèles de banc d'essai sont coûteux, mais les possibilités d'essais avec ce type de système sont bien plus grandes. Il faut toutefois mentionner que le contrôle en déplacement n'est pas une méthode courante dans la littérature, qu'elle entraîne une grande variabilité dans les applications de chargement et cela signifie que la comparaison avec d'autres études peut être difficile.

2.3 Présentation du banc d'essai préalablement développé

Le banc d'essai conçu lors de mon stage III applique de nombreuses recommandations des différents auteurs, toutefois, les éléments qui le composent sont uniques. Les degrés de liberté qui ne sont pas soumis à un chargement sont dégagés. Les chargements en flexion et torsion sont faits selon le principe du «moment pur» sans imposer de centre de rotation et l'application d'un «follower-load» est possible en combinaison avec les chargements dans les trois plans anatomiques. La conception a été faite en fonction de l'appareillage déjà présent au laboratoire. Les différentes pièces s'insèrent donc sur la MTS Minibionix 858 (MTS Corp., Minneapolis, MN). Finalement, le banc d'essai, selon sa disposition, peut recevoir certains implants seuls, des segments vertébraux, sains ou lésés et instrumentés ou non. Peu de montage dans la littérature, comme présenté auparavant, permettent autant de versatilité, et ce, sur un appareil qui est commun en laboratoire biomécanique. La Figure 2-9 présente les différentes configurations du banc d'essai.

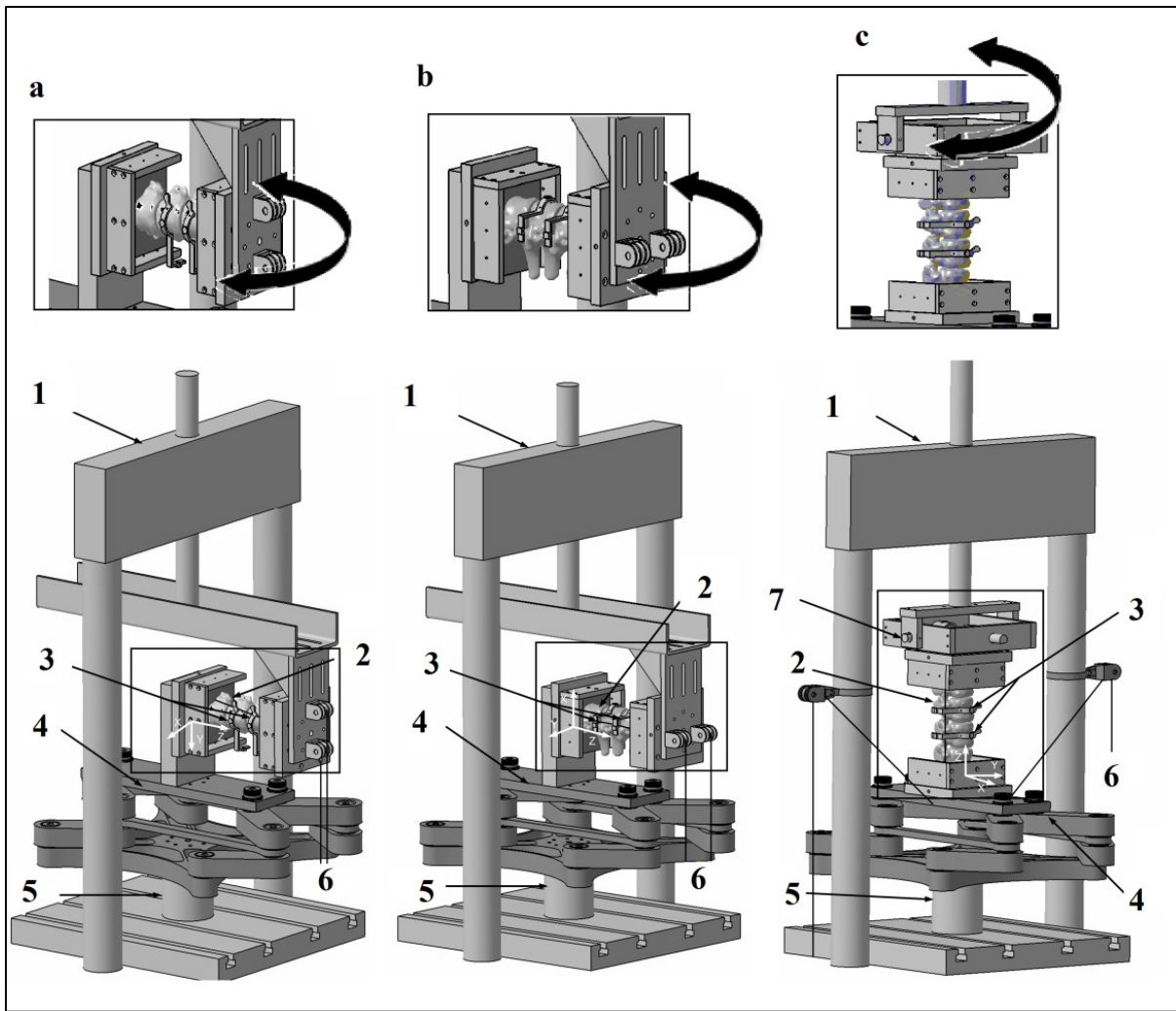


Figure 2-9 Banc d'essai avec le système de coordonnées global pour chaque chargement a) flexion-extension, b) inflexions latérales et c) torsion axiale (1-Machine servohydraulique, 2-spécimen, 3-corps rigides, 4-table de translation, 5-cellule de force, 6-charge en compression de type « follower-load » et 7-attache de type gimbal.)

Pour tous les essais, les systèmes de coordonnées ont été orientés à la base des spécimens afin que la direction X positive pointe antérieure, la direction Y positif est orienté latéralement à gauche et le Z positif est vers le haut du spécimen, tel que pour la Figure 1-4. Pour le chargement en flexion-extension (Figure 2-9a), une table de translation est installée sur la base d'une Minibionix 858. Le spécimen vertébral est positionné à l'horizontale, de côté, pour permettre l'application du moment par l'entremise de l'actionneur en torsion. Ainsi, lorsque l'actionneur effectue une rotation et que l'échantillon se tord, la table de translation suivra le spécimen pour limiter les forces de cisaillement sur celui-ci. La partie installée sur l'actionneur

permet d'ajuster le banc d'essai selon la longueur du spécimen. Pour un chargement en inflexions latérales (Figure 2-9b), le spécimen est tourné pour faire face au-dessus du banc d'essai. Pour un chargement en torsion axiale (Figure 2-9c), le dispositif de fixation en cardan permet le chargement en torsion, mais aussi des rotations autour des autres axes principaux. La table de translation limite l'effet d'encastrement à la base de la colonne. La table de translation, à la conception originale, est présentée plus en détail sur la Figure 2-10. Elle est composée : a) d'une plaque de fixation, b) d'une base solide, c) de deux bras parallèles et d) de quatre bras mobiles. Ces bras mobiles confinent le mouvement à un plan horizontal et les bras parallèles limitent les rotations axiales.

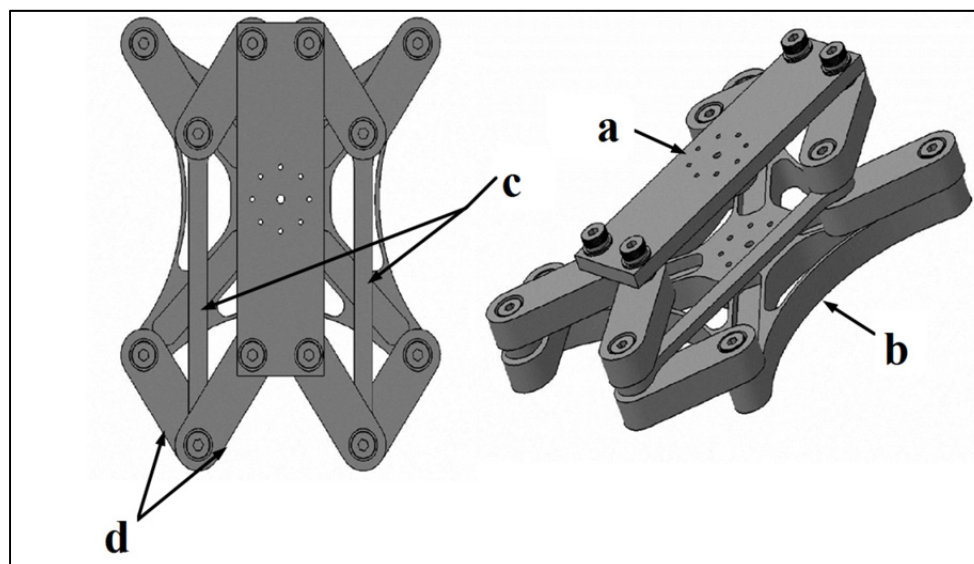


Figure 2-10 Table de translation utilisée pour limiter le mouvement à un plan horizontal
(Elle est composée de: a) une plaque de fixation, b) une base, c) des bras parallèles et d) des bras mobiles.)

2.4 Évaluation de la pression intradiscale

Dans le but d'établir les charges physiologiques dans la colonne vertébrale, certains auteurs ont étudié la pression intradiscale (IDP). Cette mesure permet d'obtenir un aperçu de la répartition des charges sur les différentes sections de la colonne lors de mouvements ou encore après l'installation d'instrumentation. De plus, un disque très sollicité aurait plus tendance à dégénérer rapidement (Ferrara et al., 2005). Ainsi, Nachemson, 1959 a démontré

qu'il était possible de mesurer les pressions sur des spécimens cadavériques, car le noyau est comparable à un milieu liquidien homogène qui a un comportement hydrostatique. Pour se faire, il faut installer un capteur de pression microscopique dans le noyau en le passant au travers d'une aiguille, possédant une canule assez large. Ainsi, lorsqu'il y a mouvement du rachis, il y a un changement dans l'IDP. Pour une étude biomécanique visant à établir l'efficacité d'un type d'instrumentation, il est pertinent d'évaluer les variations de l'IDP. En effet, une augmentation de la pression sur un segment adjacent à l'instrumentation ou encore la réduction de pression à un niveau fusionné amène beaucoup d'informations sur les sollicitations mécaniques et sur les risques futurs de détériorations.

2.5 Évaluation des câbles sous-laminaires

Comme mentionnée dans la section 1.5, l'instrumentation de la colonne vertébrale comprend de nombreux dispositifs. Pour l'évaluation de ceux-ci, il est nécessaire d'adapter les essais effectués pour cibler le niveau vertébral, la qualité osseuse et les techniques d'installation spécifiques à la conception du matériel. L'étude des fixations de la colonne vertébrale faites avec des câbles sous-laminaires se rapporte aux complications possibles de ce type d'instrumentation. Les risques possibles de ces dispositifs sont un bris de la lame due à la force exercée sur le fil lors de l'installation (Arlet et al., 2006) et, comme pour les autres dispositifs, la perte de solidité de la fixation (Wilber et al., 1984). Certains auteurs ont étudié ces problèmes au travers de différents essais *in vitro*.

L'équipe de Hongo et al., 2009 a comparé les forces de retrait, « pull-out », entre des câbles sous-laminaires, des crochets et des vis pédiculaires. Lors d'essais de type « pull-out », une force est appliquée pour tirer sur l'instrumentation pour la séparer de l'élément auquel elle est attachée. Le banc d'essai pour ce type d'expérimentation est relativement simple; une machine de traction et une attache entre cette machine et l'instrumentation. Dans le cas de Hongo et al., 2009 l'instrumentation a été reliée à une tige pour faciliter la comparaison entre les dispositifs, voir la Figure 2-11.

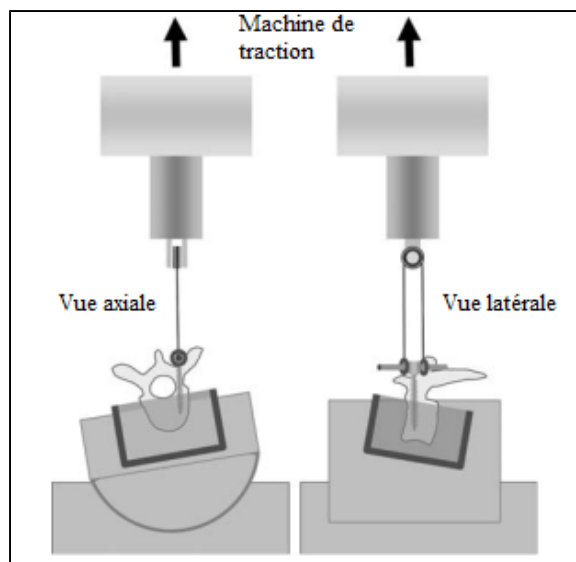


Figure 2-11 Banc d'essai de «pull-out»
Modifié de Hongo et al., 2009, p.1215

L'avantage principal de ce type d'essai est sa simplicité. Par contre, l'information extraite de ces expériences est assez limitée. Bien que le test permette une évaluation comparative entre les dispositifs, le chargement appliqué n'est pas représentatif de la situation *in vivo*.

Murakami et al., 2006 ont pour leur part effectué deux séries d'essais visant à comparer trois types de câbles. Le premier essai est de type « cut-through », c'est-à-dire qu'une force tire sur un câble installé autour du processus épineux dans le bus de couper ce dernier. Encore une fois, c'est un essai peu représentatif de la situation *in vivo*, toutefois il offre un comparatif intéressant entre les types de câbles quant au risque de bris de la lame lors de l'application de forces lors de la correction. Par la suite, l'équipe a effectué des essais biomécaniques. Ainsi, les câbles ont pu être comparés selon des modes de chargements (flexion-extension, inflexions latérales et torsion axiale) plus près de la réalité physiologique et selon un assemblage pertinent, au vu de ce qui est fait lors de chirurgies correctrices du rachis et de ce qui est présenté couramment dans la littérature. Ces auteurs ont donc effectué une étude plus complète pour comparer des câbles en prenant en considération leurs faiblesses possibles lors de la correction.

2.6 Résumé

La mise en contexte présente que la colonne vertébrale est un assemblage complexe d'articulations ayant une grande variété de mouvement. Lorsqu'il y a présence de pathologie qui limite la colonne dans ses rôles de support du tronc et de protection de la moelle, il est parfois nécessaire d'effectuer une correction ou une stabilisation chirurgicale de la colonne vertébrale. Dans certains cas, le chirurgien peut être appelé à utiliser des câbles sous-laminaires pour joindre la colonne à des tiges rigides. Toutefois, ces câbles entraînent des risques de fractures des processus postérieurs auxquels ils s'attachent et la stabilité de la correction peut être réduite lors de mouvement du patient. Ainsi, l'idée d'utiliser des câbles SÉ a été développée dans le but de réduire les problèmes liés à ce type de fixation. En effet, de par sa superélasticité et sa forme méplate, une fois mis en tension, il est envisageable que ce câble réduise les risques de complication.

La revue de littérature montre qu'il existe des concepts de base pour l'expérimentation *in vitro*. À partir de ces recommandations, différents concepts de banc d'essai ont été proposés dans la littérature. Certains systèmes sont faits à partir de poulies et de câbles, d'autres utilisent des moteurs montés sur des roulements linéaires ou encore une combinaison de ces éléments. Des modèles plus récents utilisent des systèmes de bras parallèles ou des plateformes Stewart. Le banc d'essai présenté peut effectuer tous les chargements recommandés et plusieurs sont combinables. Il est aussi possible d'étudier la répartition des charges dans la colonne à partir de l'IDP prise dans le noyau du disque. Pour étudier les systèmes de fixation sous-laminaire, il est possible de s'intéresser directement à l'interface os-implant ou encore d'évaluer l'immobilisation dans son ensemble. Dans tous les cas, l'expérimentation *in vitro* est un compromis entre une réalité biomécanique de la colonne vertébrale et les conditions limites que l'on doit imposer lors de l'expérimentation.

CHAPITRE 3

PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE

3.1 Problématique

L'évaluation biomécanique d'implant rachidien *in vitro* permet d'obtenir de l'information utile pour la pose de l'implant, sur le comportement sous charge de l'ensemble colonne-implant et peut valider des modèles numériques. Toutefois, les résultats obtenus sont directement liés aux conditions limites de ces essais. Ainsi, certains auteurs ont tenté de standardiser ce type de test afin d'assurer une uniformisation des modalités d'évaluation. Un banc d'essai a été conçu au LIO-HSCM selon les standards évoqués. Cependant, la répétabilité des mesures prises doit être évaluée.

De plus, au LAMSI, des câbles SÉ ont été développés. Ces câbles ont déjà été développés pour la fermeture du sternum et pour le maintien d'une prothèse de fixation du grand trochanter. Leur utilisation future dans un système de fixation par câble sous-laminaire reste à étudier.

3.2 Objectifs de l'étude

L'objectif principal de cette étude vise la validation d'un système de fixation sous-laminaire avec câbles SÉ pour l'instrumentation postérieure de la colonne vertébrale.

Pour ce faire, les objectifs spécifiques de cette étude sont :

1. Valider un banc d'essai expérimental simulant les charges transmises aux vertèbres lors des mouvements anatomiques de la colonne vertébrale en étudiant sa répétabilité de mesure;
2. Comparer expérimentalement la capacité biomécanique des systèmes de fixation sous-laminaire (câbles Atlas et câbles SÉ) à maintenir la stabilisation initiale suite à l'application de charges.

Ainsi, pour répondre au premier objectif, des essais de répétabilité ont été effectués afin d'assurer la concordance entre les résultats lors d'opération de montage et de démontage de spécimen sur le banc d'essai.

Pour le second objectif, des essais biomécaniques *in vitro* ont été effectués sur des colonnes instrumentées avec des systèmes de fixation sous-laminaire afin d'étudier les risques de fractures osseuses, la qualité de la stabilisation et l'influence de l'installation sur le disque adjacent supérieur à l'instrumentation.

3.3 Critères d'évaluation

Les critères d'évaluation qui seront utilisés dans ce projet sont les suivants :

1. Les mesures prises avec le banc d'essai sont répétables si elles obtiennent une ICC supérieure à 0,61, ce qui correspond à une correspondance jugée bonne. (Altman, 1990)
2. L'évaluation des risques de fracture osseuse peut être faite à partir de l'observation visuelle des lames des spécimens une fois les câbles retirés. Une évaluation qualitative des marques laissée (s'il y a lieu) est jugée suffisante pour ce critère d'évaluation.
3. La qualité de la stabilisation peut être évaluée à partir de la raideur apparente des spécimens instrumentés et de ROM intervertébral. Ainsi, une raideur plus importante et une réduction de la mobilité au niveau instrumenté signifient une stabilité plus grande.
4. L'influence de l'instrumentation sur le disque adjacent peut être évaluée à partir de l'IDP et de ROM intervertébral. Ainsi, une augmentation de l'IDP à l'installation, de la variation de l'IDP lors de la mise en charge et du ROM intervertébral au niveau adjacent seront jugés comme entraînant une élévation de la sollicitation mécanique du disque adjacent.

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE

Cette section présente les outils méthodologiques mis en place pour répondre aux différents objectifs.

4.1 Préparation des spécimens

4.1.1 Spécimens intacts

Des spécimens cadavériques de porc mature ont été disséqués pour en extraire un segment vertébral de quatre vertèbres. Ces segments ont été nettoyés des tissus musculaires les entourant, mais les ligaments, les disques et les capsules articulaires ont été conservés. Les extrémités supérieures et inférieures des spécimens ont été fixées dans des blocs de résine de polyester (Bondo Autobody Filler, Bondo Corporation, Atlanta, GA, USA), voir la Figure 4-1.

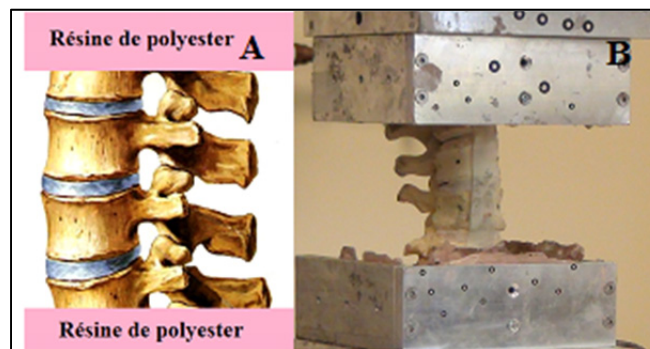


Figure 4-1 Spécimen installé dans la résine de polyester: A) schéma et B) spécimen synthétique dans le banc d'essai
Schéma modifié de Kamina et Netter, 2009, p.148

Les spécimens ont été conservés enveloppés dans des gazes humides dans des sacs de plastique dans un congélateur à -23°C , jusqu'au jour des essais. La veille des essais ou des

instrumentations, les sacs de plastique étaient retirés du congélateur pour permettre au spécimen de dégeler durant la nuit.

4.1.2 Instrumentation des spécimens

La résine de polyester à la base du spécimen a été coupée afin de libérer l'accès à la région postérieure du spécimen. Un chirurgien orthopédiste a retiré les processus épineux L2-L3 et les ligaments jaunes et interépineux entre L1-L2, L2-L3 et L3-L4. Par la suite, des spécimens ont été instrumentés, au niveau L2 et L3, avec les câbles Atlas et les autres spécimens avec les câbles SÉ de Ti-Ni. Cette instrumentation a été effectuée dans le but de simuler l'extrémité d'une longue instrumentation de la colonne vertébrale. Des tiges en titane médical de haute pureté, Ti-6Al-4V ELI, de diamètre 5,5 mm ont été utilisées comme élément de liaison (Figure 4-2).

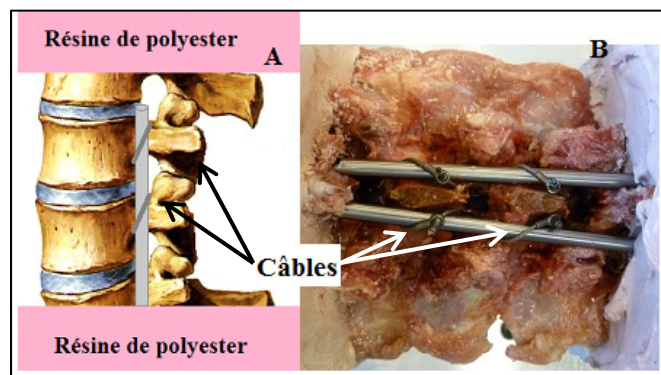


Figure 4-2 Spécimen instrumenté : A) Schéma et B) avec les câbles Atlas
Schéma modifié de Kamina et Netter, 2009, p.148

L'instrumentation avec les câbles Atlas a été effectuée tel que recommandé par le fabricant; avec le système d'installation de la compagnie. Ces câbles ont été installés à une tension entre 150 N et 160 N. L'instrumentation avec les câbles SÉ a été effectuée à l'aide d'un appareil expérimental conçu pour l'installation de ces câbles pour une fermeture de sternum suite à une sternotomie médiane (Baril et al., 2009). Ces câbles ont été installés à une tension entre 100 N et 120 N. La fermeture de la fixation a aussi été effectuée de la même manière

que pour la sternotomie médiane; avec l'écrasement d'un manchon en acier inoxydable, voir la Figure 4-3. La base des spécimens et des tiges de titane ont été fixées dans la résine de polyester.

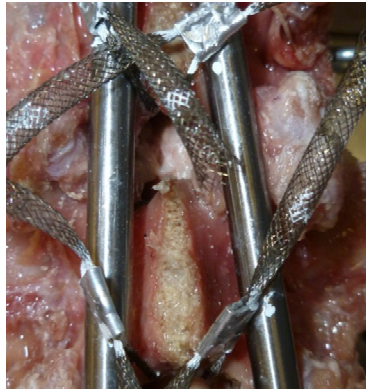


Figure 4-3 Instrumentation
avec câbles SE

4.2 Collecte de données

4.2.1 Essais en contrôle de moment

Un moment pur a été appliqué en flexion-extension, en inflexion latérale et en rotation axiale, en mode séparé, à une vitesse de $\pm 1,7$ °/s jusqu'à $\pm 7,5$ Nm. Un pré-conditionnement de quatre cycles a été effectué, puis un cinquième cycle a servi à la cueillette de données. Toutefois, pour éviter qu'un chargement ait un impact systématique sur le suivant, l'ordonnancement des modes de chargement a été effectué tel que présenté dans le Tableau 4-1.

Tableau 4-1 Ordonnement des trois modes de chargement pour chaque spécimen (Sx)

	Ordonnement des modes de chargement		
	Flexion-extension	Flexions latérales	Torsions axiales
S1	1	2	3
S2	1	2	3
S3	3	1	2
S4	3	1	2
S5	2	3	1
S6	2	3	1

Une charge en compression de type « follower-load » de 400 N (Rohlmann et al., 2001) a été appliquée simultanément au moment pur sur les spécimens. Chaque test a été effectué pour cinq cycles. Un système de caméra optique 3D (PONTOS, GOM, Braunschweig, Allemagne) a été utilisé pour mesurer le mouvement des marqueurs; des corps rigides attachés à chaque vertèbre. Le système de coordonnées global a été défini à la base du spécimen, soit à la jonction avec la table de translation. Pour calculer l'angle de rotation entre chaque vertèbre, les angles d'Euler sont utilisés par le logiciel. Celui-ci calcule automatiquement les déplacements des corps rigides entre eux, une fois qu'ils sont identifiés sur les images. Le moment appliqué sur l'échantillon, le ROM intact (ROMi) et les ROM intervertébraux (mouvement des corps rigides) ont été enregistrés tout au long des essais.

4.2.2 Essai en contrôle de déplacement

Une torsion a été appliquée en flexion-extension, en inflexion latérale et en rotation axiale, en mode séparé, à une vitesse de $\pm 1,7$ °/s jusqu'à ROMi du cinquième cycle contrôlé en moment. Toutefois, pour éviter qu'un chargement ait un impact systématique sur le suivant, l'ordonnement des modes de chargement a été effectué tel que présenté dans le Tableau 4-1. Une charge en compression de type « follower-load » de 400 N (Rohlmann et al., 2001) a été appliquée simultanément au chargement sur les spécimens. Chaque test a été effectué pour cinq cycles. Le moment appliqué sur l'échantillon et les ROM intervertébraux ont été enregistrés tout au long des essais.

4.2.3 Mesure de la IDP

Un capteur de pression (amplitude de mesure : -0,1-17 bar) en fibre optique (360HP, SAMBA Sensors, Suède) a été installé dans le disque intervertébral, comme sur la Figure 4-4, pour mesurer l'IDP tout au long d'une mise en charge.

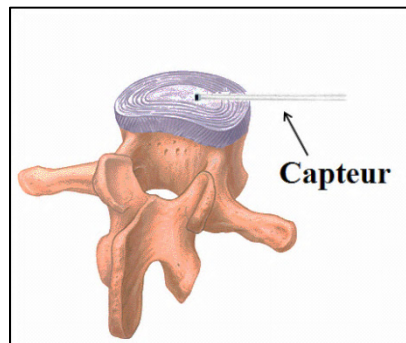


Figure 4-4 Prise de l'IDP
Modifié de McCance, 2010

4.3 Validation du banc d'essai

Pour effectuer la validation du banc d'essai, deux colonnes de porc mature (masse de 48,4 et 49,5 kg) ont été préparés pour obtenir six spécimens intacts (c.f. section 4.1.1). Les segments étaient de différents niveaux vertébraux (A et D: T9-T12, B et E: T13-L2 et C et F: L3-L6). Une première série d'essais en contrôle en moment (c.f. section 4.2.1) a été effectuée. Par la suite, les échantillons ont été retirés du montage et, après un minimum de 24h, ont été réinstallés dans le banc d'essai. Une deuxième série d'essais en contrôle en moment a été effectuée. L'acquisition des données a été faite à 3 Hz.

4.4 Étude comparative des câbles sous-laminaires

Pour comparer les systèmes de fixation sous-laminaire, des essais de type hybride (Panjabi, 2007) ont été effectués. Six spécimens cadavériques de porc mature (masse moyenne de 42,9 kg et densité moyenne des vertèbres de $0,638 \text{ g/cm}^3$) ont été disséqués (c.f. section 4.1.1) pour en extraire un segment vertébral L1-L4. Une première série d'essais en contrôle en

moment (c.f. section 4.2.1) a été effectuée. Par la suite, les échantillons ont été retirés du montage et recongelés. Les spécimens ont été instrumentés (c.f. section 4.1.2) : trois spécimens avec les câbles Atlas et les trois autres avec les câbles SÉ. Une première série d'essais en contrôle en déplacement (c.f. section 4.2.2) a été effectuée. Les échantillons ont été de nouveau retirés du montage et recongelés. Par la suite, les instrumentations ont été échangées. Ainsi, les spécimens qui étaient instrumentés avec les câbles Atlas en premier lieu l'ont été avec les câbles SÉ et vice-versa pour les trois autres spécimens, tel que présenté dans le Tableau 4-2

Tableau 4-2 Type de câble utilisé pour chaque spécimen pour la 1^{ère} et 2^e série

	Instrumentation	
	Série 1	Série 2
S1	Atlas	SÉ
S2	SÉ	Atlas
S3	SÉ	Atlas
S4	Atlas	SÉ
S5	SÉ	Atlas
S6	Atlas	SÉ

La base des spécimens et des tiges de titane ont été de nouveau fixées dans la résine de polyester. Une deuxième série d'essais en contrôle en déplacement a été effectuée. L'IDP a été mesurée pour tous les essais. L'acquisition des données a été faite à 10 Hz.

4.5 Traitement des résultats

Pour la validation du banc d'essai, pour chaque test et cycle, les NZ, les ROM (\pm) et les flexibilités des segments (\pm) ont été obtenus à partir des courbes moment-déplacement angulaire. La Figure 4-5 présente un exemple de prise de résultats.

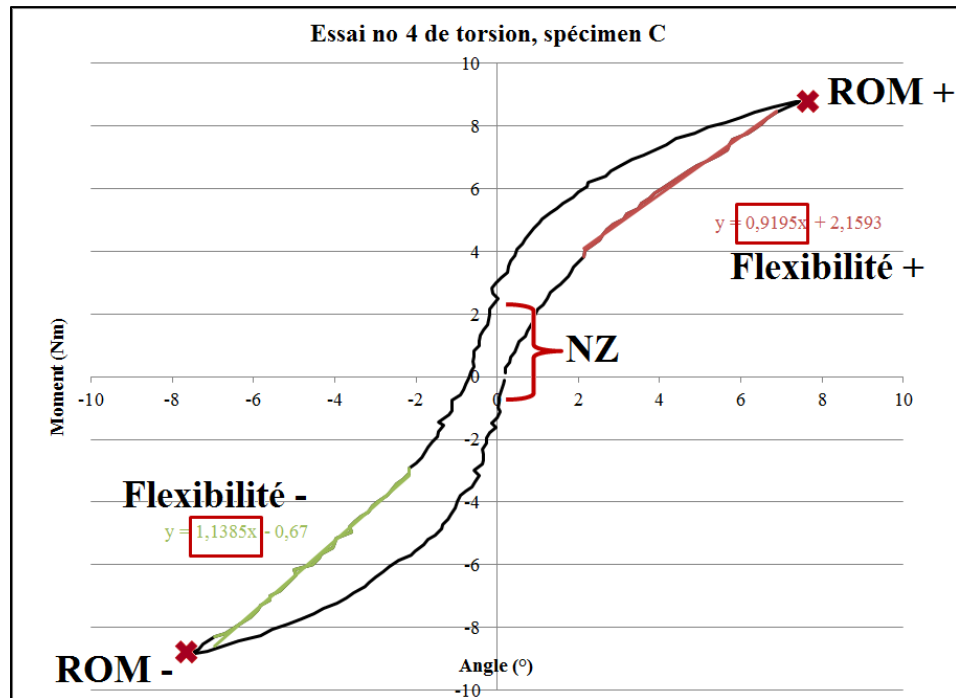


Figure 4-5 Courbe moment-déplacement angulaire pour le spécimen C lors d'un chargement en torsion axiale

Les fiabilités test-re-test ont été calculées à l'aide de la corrélation interclasses (ICC) afin de déterminer la répétabilité de la méthode. L'influence des colonnes vertébrales différentes (A, B et C vs D, E et F) et des trois niveaux vertébraux ont été évalués par un test U de Mann-Whitney avec un niveau significatif de $P < 0,05$. Ces analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel SPSS 17.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

Pour l'étude comparative entre les câbles, les données ont été traitées afin d'obtenir les courbes de déplacement angulaire-moment pour étudier les raideurs apparentes. La prise de résultats a été faite pour chaque cycle de mise en charge, incluant le pré-conditionnement, afin d'étudier une potentielle perte de raideur suite aux chargements. Les valeurs présentées sont les moyennes pour les six spécimens. La Figure 4-6 présente un exemple de courbes de déplacement angulaire-moment utilisées pour obtenir les résultats de raideurs en fonction de la pente des courbes de tendance (Wahba et al., 2010).

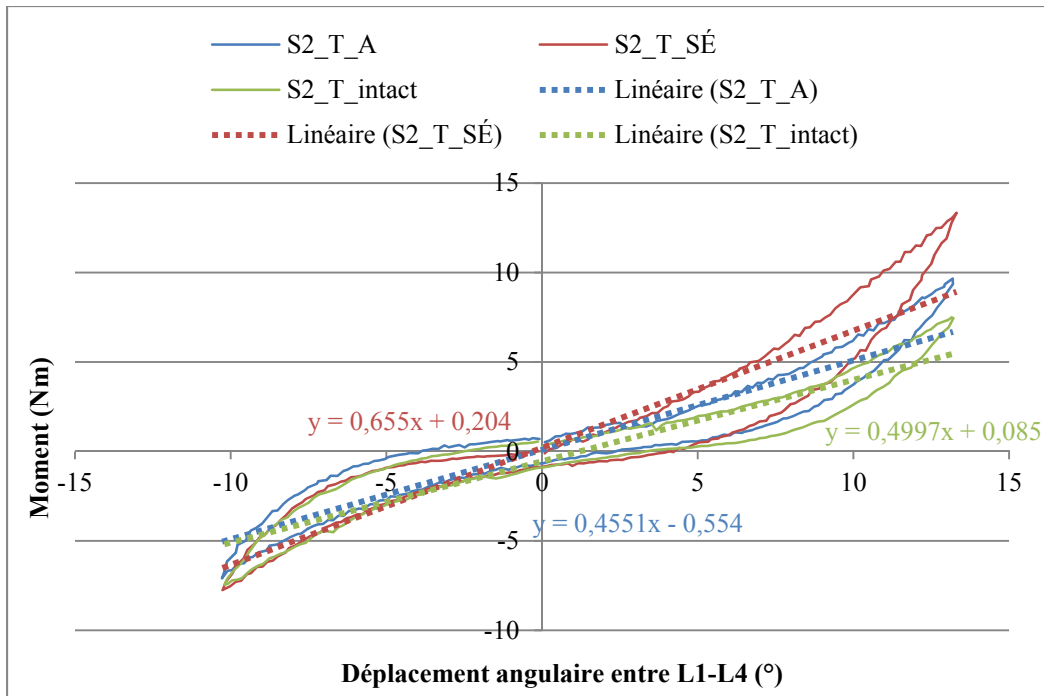


Figure 4-6 Courbes de déplacement angulaire-moment pour S2 lors d'un chargement en torsion axiale

Les ROM intervertébraux et les IDP ont également été acquises au cours du cinquième cycle. Les différences entre les spécimens instrumentés et les spécimens intacts ont été évaluées par un test U de Mann-Whitney avec un niveau significatif de $P < 0,05$. Ces analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel STATISTICA 7 (StatSoft Inc, Tulsa, OK, USA).

CHAPITRE 5

RÉSULTATS

5.1 Validation du banc d'essai

Les sous-sections suivantes présentent les résultats se rapportant à la validation de la répétabilité du banc d'essai.

5.1.1 Les courbes moment-déplacement angulaire

Un exemple des courbes obtenues pour cinq cycles dans les trois modes de chargement est présenté à la Figure 5-1 . Les courbes sont bien superposées et permettent l'évaluation des données mentionnées au chapitre précédent. Chaque chargement présente une forme de courbe typique.

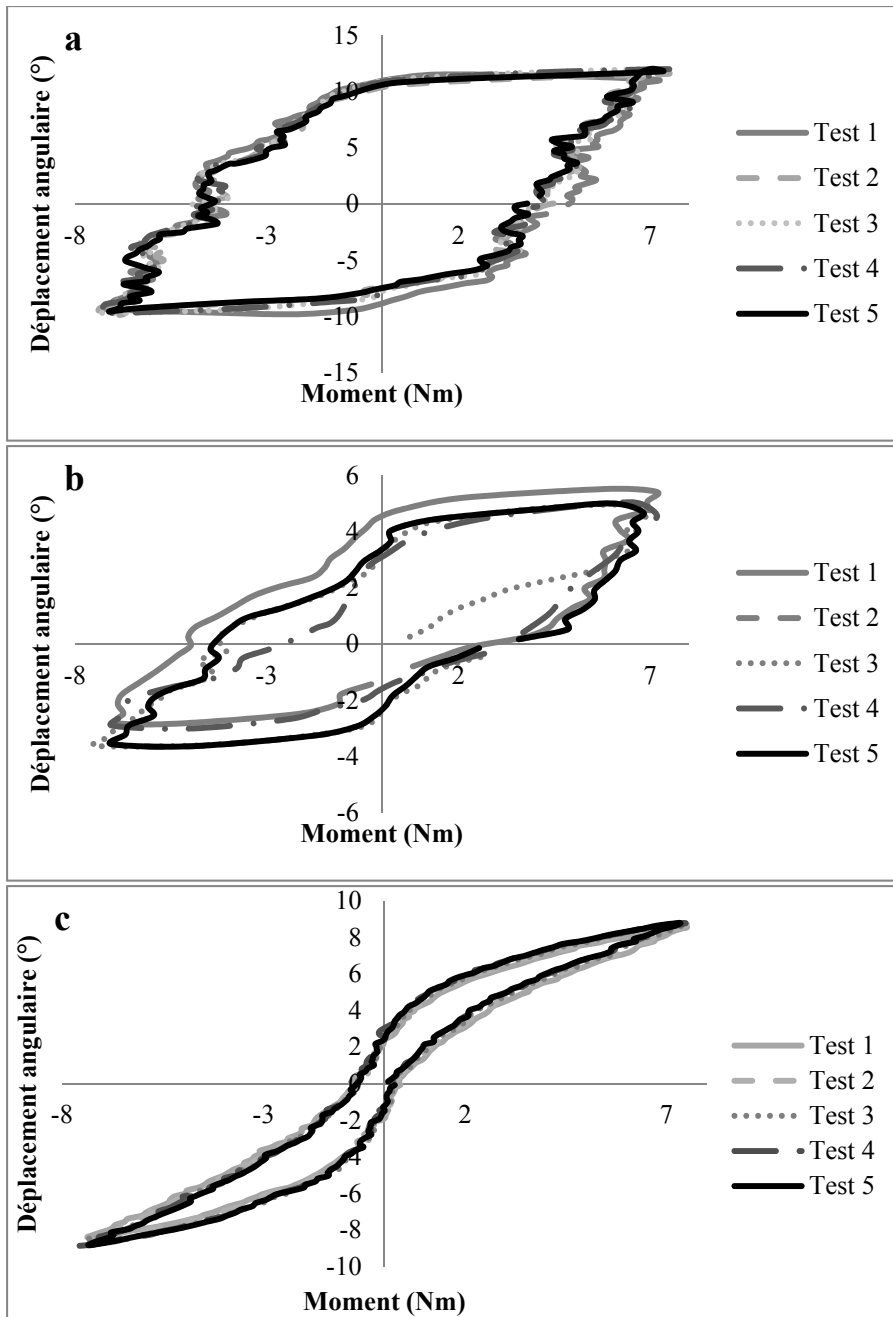


Figure 5-1 Exemple de courbes obtenues pour cinq cycles de chargement pour un spécimen en : a) flexion-extension, b) inflexions latérales et c) torsion axiales

5.1.2 Mesures répétées

Les résultats obtenus lors des deux séries de tests sont présentés dans le Tableau-A II-1 (voir ANNEXE II) sous forme de moyennes pour les cinq cycles de chargement avec écart-type. À partir des résultats détaillés, une analyse statistique a été effectuée. Pour les trois modes de chargement, les données obtenues sur les deux séries de courbes sont corrélées, comme le présente le Tableau 5-1. Selon l'interprétation d'Altman, 1990, ces correspondances sont jugées comme très bonnes, puisqu'elles sont supérieures à 0,81.

Tableau 5-1 Résultats des analyses ICC entre les deux séries d'essais

	Flexibilité (+)	Flexibilité (-)	ROM (+)	ROM (-)	NZ
Flexion-extension	0,948	0,99	0,995	0,939	0,985
Inflexions latérales	0,838	0,878	0,957	0,878	0,868
Torsions axiales	0,981	0,967	0,991	0,996	0,994

5.1.3 Étude inter-spécimens

Le Tableau 5-2 présente les résultats obtenus avec l'analyse par test U de Mann-Whitney afin d'étudier s'il y a une différence significative entre les résultats des deux colonnes vertébrales lors de la première série d'essais. Il y a une différence significative au niveau de la flexibilité en flexion et en extension, pour le ROM en flexion et pour la ZN en flexion-extension (P=0,049).

Tableau 5-2 Résultats des tests U de Mann-Whitney entre les deux spécimens de colonnes vertébrales

	Flexibilité (+)	Flexibilité (-)	ROM (+)	ROM (-)	NZ
Flexion-extension	0,049 *	0,049 *	0,049 *	0,127	0,049 *
Inflexions latérales	0,513	0,513	0,827	0,513	0,827
Torsions axiales	0,513	0,827	0,218	0,218	0,827

*=différence significative

5.1.4 Étude des niveaux vertébraux

Le Tableau 5-3 présente les résultats obtenus avec l'analyse par test U de Mann-Whitney afin d'étudier s'il y a une différence significative entre les résultats des 3 niveaux vertébraux lors de la première série d'essais. Il n'y a aucune différence significative.

Tableau 5-3 Résultats des tests U de Mann-Whitney entre les 3 niveaux vertébraux

	Flexibilité (+)	Flexibilité (-)	ROM (+)	ROM (-)	NZ
Flexion-extension	0,438	0,987	0,438	0,438	0,438
Inflexions latérales	0,438	0,438	0,987	0,121	0,987
Torsions axiales	0,121	0,121	0,121	0,121	0,121

5.2 Étude comparative des câbles sous-laminaires

Les sous-sections suivantes présentent les résultats se rapportant à la comparaison entre les câbles Atlas et SÉ.

5.2.1 La raideur des segments

La Figure 5-2 présente la raideur en fonction du nombre de cycle pour le chargement en flexion. Pour tous les types d'échantillons, au cinquième chargement, il y a une perte de raideur par rapport au premier chargement. Cette perte est de 73,7% pour les spécimens intacts, de 46% pour les câbles Atlas et de 26,4% pour les câbles SÉ.

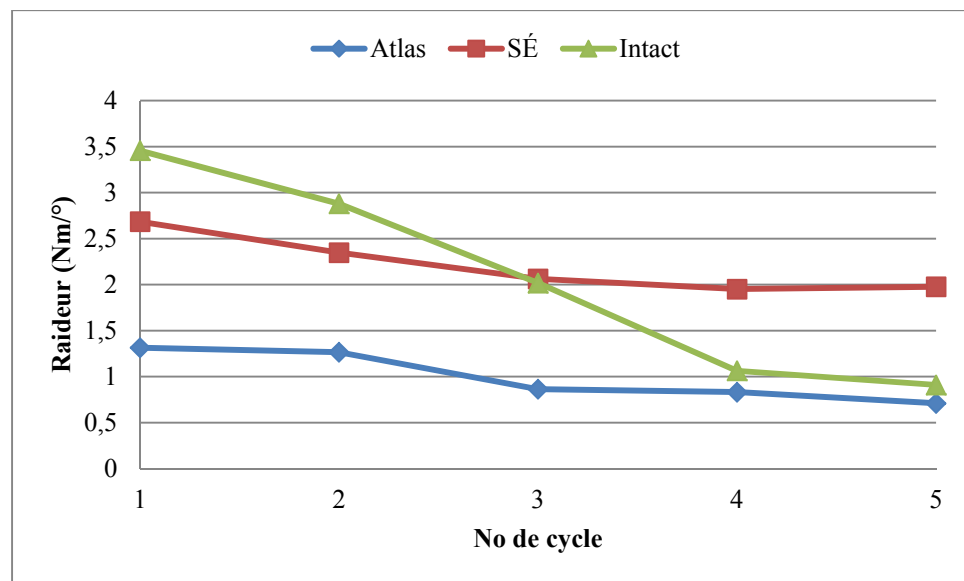


Figure 5-2 Raideurs apparentes en fonction du nombre de cycle pour un chargement en flexion

La Figure 5-3 présente la raideur en fonction du nombre de cycle pour le chargement en extension. Pour les trois types d'échantillons, au cinquième chargement, il y a une perte de raideur par rapport au premier chargement. Cette perte est de 33,7% pour les spécimens intacts, de 37,5% pour les câbles Atlas et de 35% pour les câbles SÉ.

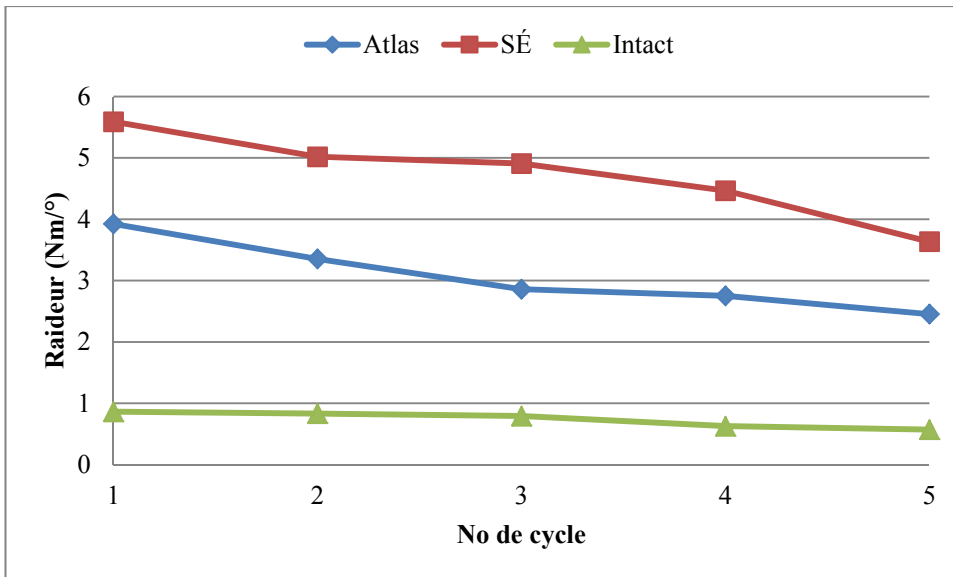


Figure 5-3 Raideurs apparentes en fonction du nombre de cycle pour un chargement en extension

La Figure 5-4 présente la raideur en fonction du nombre de cycle pour le chargement en inflexions latérales. Pour tous les trois types d'échantillons, au cinquième chargement, il y a une perte de raideur par rapport au premier chargement. Cette perte est de 16,6% pour les spécimens intacts, de 29,7% pour les câbles Atlas et de 34,4% pour les câbles SÉ.

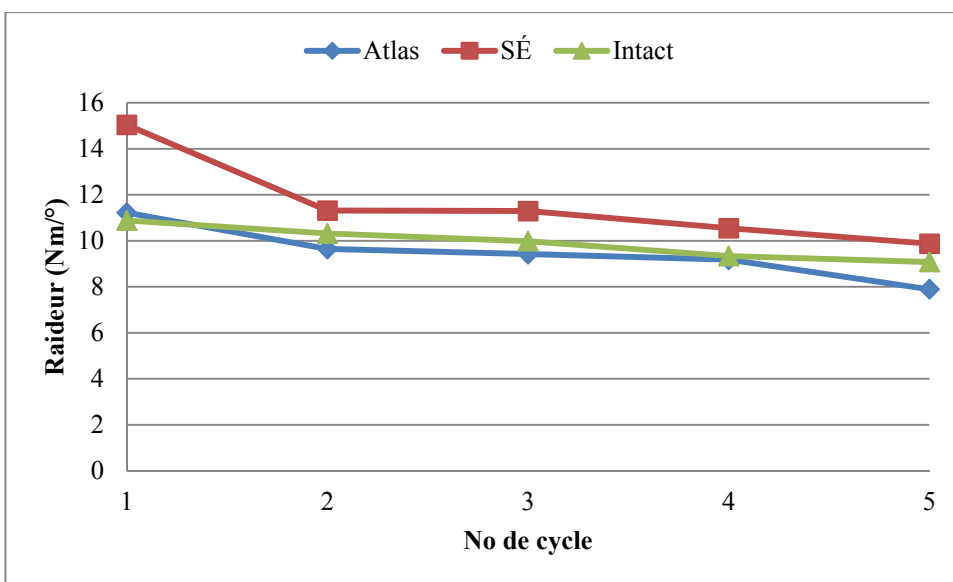


Figure 5-4 Raideurs apparentes en fonction du nombre de cycle pour un chargement en inflexions latérales

La Figure 5-5 présente la raideur en fonction du nombre de cycle pour le chargement en torsion axiale. Pour tous les trois types d'échantillons, au cinquième chargement, il y a une perte de raideur par rapport au premier chargement. Cette perte est de 9,1% pour les spécimens intacts, de 15% pour les câbles Atlas et de 14,1% pour les câbles SÉ.

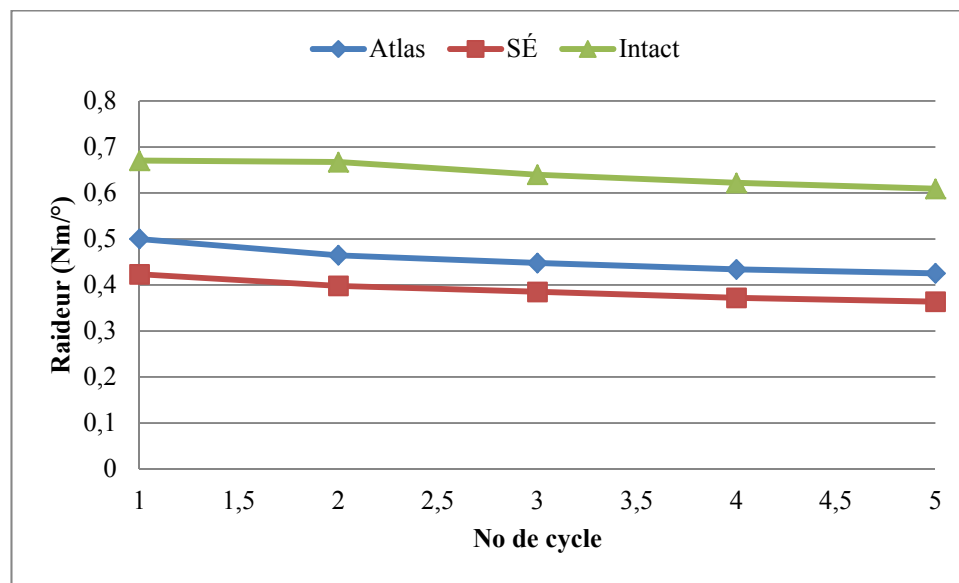


Figure 5-5 Raideurs apparentes en fonction du nombre de cycle pour un chargement en torsion axiale

La Figure 5-6 présente les raideurs apparentes au cinquième cycle en fonction du mode de chargement. Au final, il n'y a aucune différence significative entre la raideur en flexion des segments intacts et celle des segments instrumentés. En extension, la raideur est de $0,6 \pm 0,2$ Nm/° pour les spécimens intacts, de $2,5 \pm 1,4$ Nm/° pour les câbles Atlas et de $3,6 \pm 2,7$ Nm/° pour les câbles SÉ. Ainsi, il y a une différence de raideur entre les spécimens intacts et les spécimens instrumentés avec les câbles Atlas ($P=0,016$) et entre les spécimens intacts et les spécimens instrumentés avec les câbles SÉ ($P=0,004$). En inflexions latérales, il n'y a aucune différence significative entre la raideur des segments intacts et celle des segments instrumentés. En torsions axiales, la raideur est de $0,6 \pm 0,1$ Nm/° pour les spécimens intacts, de $0,4 \pm 0,2$ Nm/° pour les câbles Atlas et de $0,3 \pm 0,2$ Nm/° pour les câbles SÉ. Ainsi, il y a

une différence de raideur entre les spécimens intacts et les spécimens instrumentés avec les câbles Atlas ($P=0,037$) et entre les spécimens intacts et les spécimens instrumentés avec les câbles SÉ ($P=0,016$).

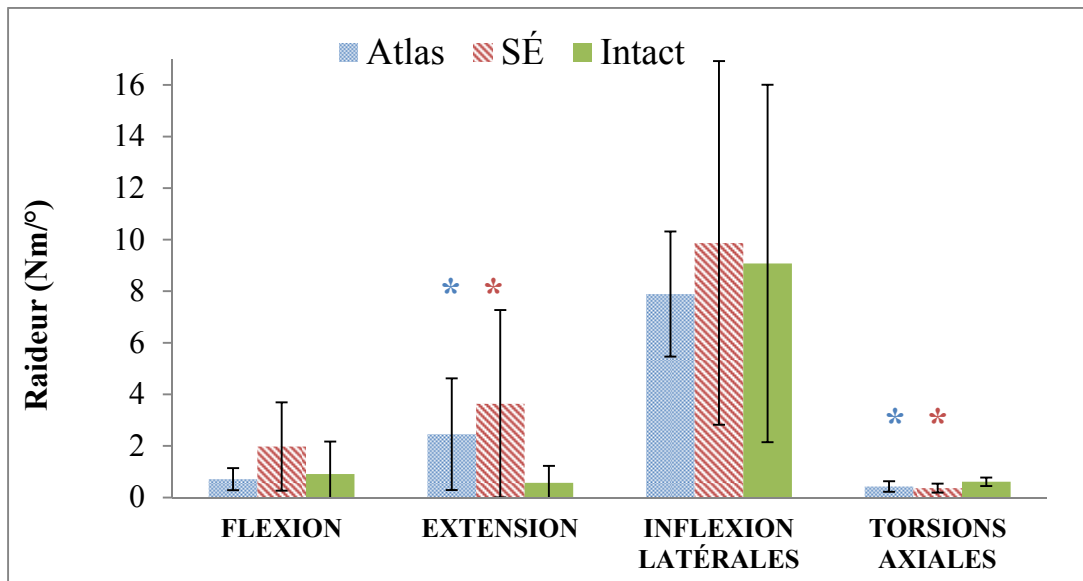


Figure 5-6 Raideurs apparentes au cinquième cycle en fonction du mode de chargement
 *=différence significative avec l'intact.

5.2.2 Les amplitudes de mouvement intervertébraux

Les ROM intervertébraux ont été obtenues avec le traitement d'image fait avec PONTOS. Ainsi, le mouvement des vertèbres a pu être établi à partir de l'analyse faite sur les corps rigides installés sur le banc d'essai et sur les corps vertébraux. Le Tableau 5-4 présente les ROM intervertébraux obtenus en moyenne pour les six spécimens lors du cycle cinq, suivi de l'écart-type. Il n'y a pas de différence significative entre les ROM intervertébraux des segments intacts et celles des segments instrumentés.

Tableau 5-4 ROM intervertébraux (°) pour le cinquième cycle

	L1-L2			L2-L3			L3-L4		
Flexion-extension									
Intact	4,0	±	2,7	4,9	±	3,0	7,2	±	2,6
Atlas	4,4	±	3,7	3,2	±	3,2	8,2	±	4,0
SÉ	5,2	±	3,7	2,7	±	2,5	6,1	±	2,7
Inflexions latérales									
Intact	1,3	±	0,9	1,2	±	0,5	1,4	±	0,6
Atlas	1,2	±	1,4	0,8	±	0,3	2,1	±	1,2
SÉ	0,9	±	0,6	0,4	±	0,4	1,3	±	0,5
Torsions axiales									
Intact	7,8	±	1,6	4,5	±	1,1	5,8	±	1,9
Atlas	7,2	±	1,5	4,9	±	2,0	5,0	±	2,8
SÉ	6,5	±	2,1	3,8	±	1,3	5,3	±	1,5

La Figure 5-7 présente le changement par rapport à ROMi en flexion-extension pour chaque niveau vertébral au cinquième cycle. En noir, on observe le niveau instrumenté. Ainsi, en flexion-extension, l'instrumentation avec les câbles SÉ stabilise de manière plus importante (perte de mobilité de 44,9%) que l'instrumentation avec les câbles Atlas (perte de mobilité de 35,8%). Par contre, le segment adjacent supérieur s'en trouve plus sollicité (31,8% vs 10,2%). Il n'y a aucune différences significatives entre les segments intacts et ceux instrumentés.

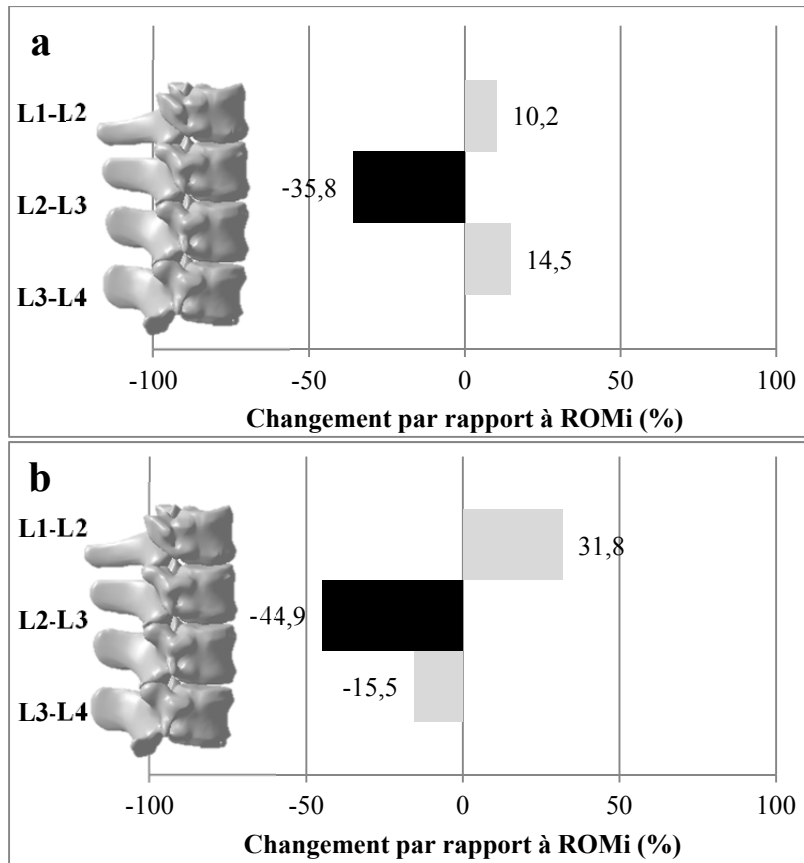


Figure 5-7 Changement par rapport à ROMi en flexion-extension pour chaque niveau vertébral avec a) les câbles Atlas et b) les câbles SÉ

La Figure 5-8 présente le changement par rapport à ROMi en inflexions latérales pour chaque niveau vertébral au cinquième cycle. En noir, on observe le niveau instrumenté. Ainsi, en inflexions latérales, l'instrumentation avec les câbles SÉ stabilise de manière plus importante (perte de mobilité de 29,6%) que l'instrumentation avec les câbles Atlas (perte de mobilité de 27,2%). De plus, les segments adjacents à l'instrumentation avec les câbles SÉ ont cette fois une perte de mobilité.

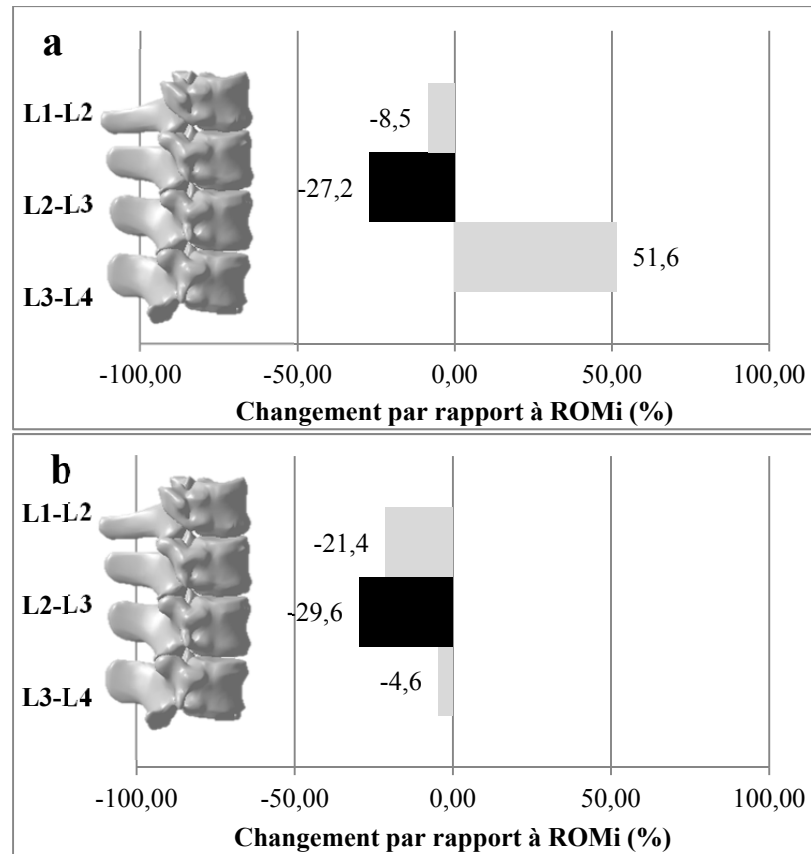


Figure 5-8 Changement par rapport à ROMi en inflexions latérales pour chaque niveau vertébral avec a) les câbles Atlas et b) les câbles SÉ

La Figure 5-9 présente le changement par rapport à ROMi en torsions axiales pour chaque niveau vertébral au cinquième cycle. En noir, on observe le niveau instrumenté. Ainsi, en torsions axiales, l'instrumentation avec les câbles SÉ stabilise de manière plus importante (perte de mobilité de 15,7%) que l'instrumentation avec les câbles Atlas (augmentation de la mobilité de 9,8%). De plus, les segments adjacents à l'instrumentation avec les câbles SÉ ont encore cette fois une perte de mobilité.

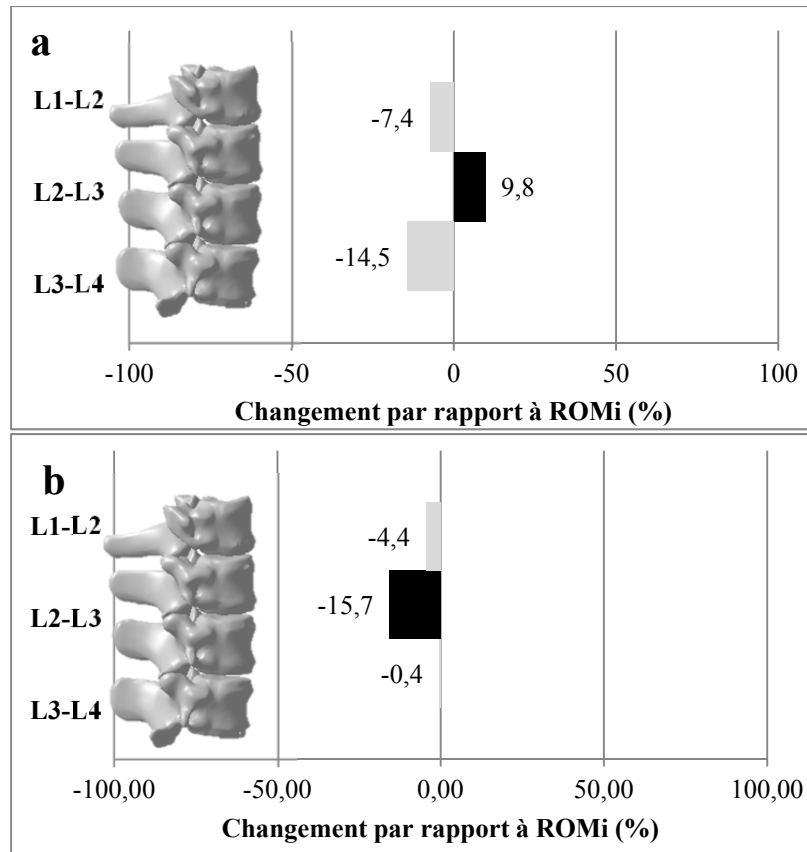


Figure 5-9 Changement par rapport à ROMi en torsions axiales pour chaque niveau vertébral avec a) les câbles Atlas et b) les câbles SÉ

5.2.3 La pression intradiscale

La IDP a été obtenue au niveau du disque entre L1 et L2, à partir du début de la mise en mouvement des échantillons lors de l'application des types de chargements, avec la pré-charge de compression de 400N toujours en place. Les valeurs présentées sont les moyennes pour les six spécimens, pour les cinq cycles effectués.

Les Figure 5-10, 5-11 et 5-12 présentent les courbes des IDP en fonction de l'angle de rotation entre L1 et L2. La IDP est inférieure au point neutre pour les spécimens instrumentés avec les câbles SÉ par rapport aux autres types d'échantillons et cette relation reste la même lorsqu'il y a un changement de l'angle de rotation. Cette différence est toutefois significative

seulement dans les cas de chargement en flexion-extension et en torsion axiale ($P=0,007$). La IDP est significativement supérieure à l'intact pour les échantillons instrumentés avec les câbles Atlas ($P=0,009$), sauf dans le chargement en torsion axiale où l'échantillon intact présente une plus grande IDP lorsqu'il y a un changement d'angle de rotation entre L1 et L2.

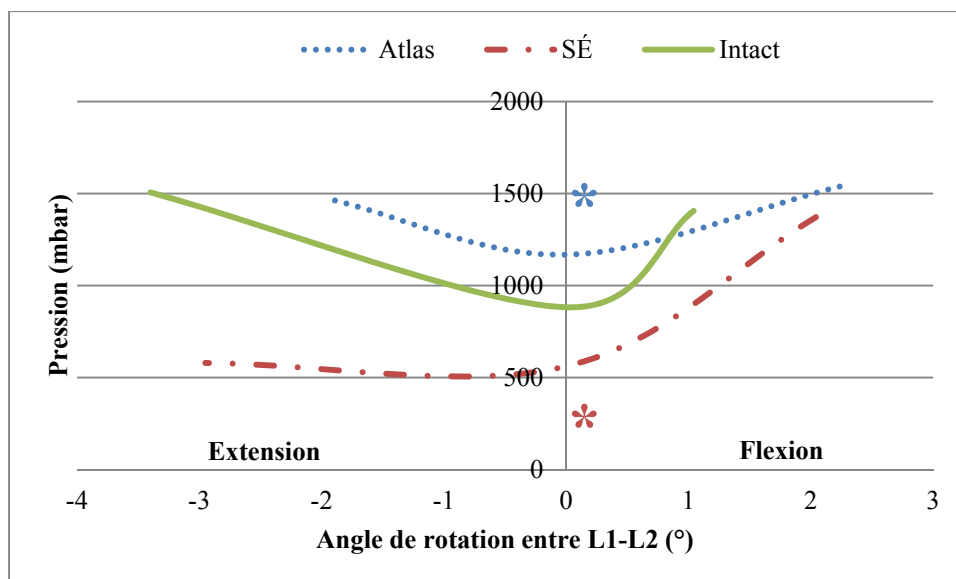


Figure 5-10 Pression dans le disque en fonction de l'angle de rotation entre les vertèbres pour un chargement en flexion-extension
*=différence significative avec l'intact

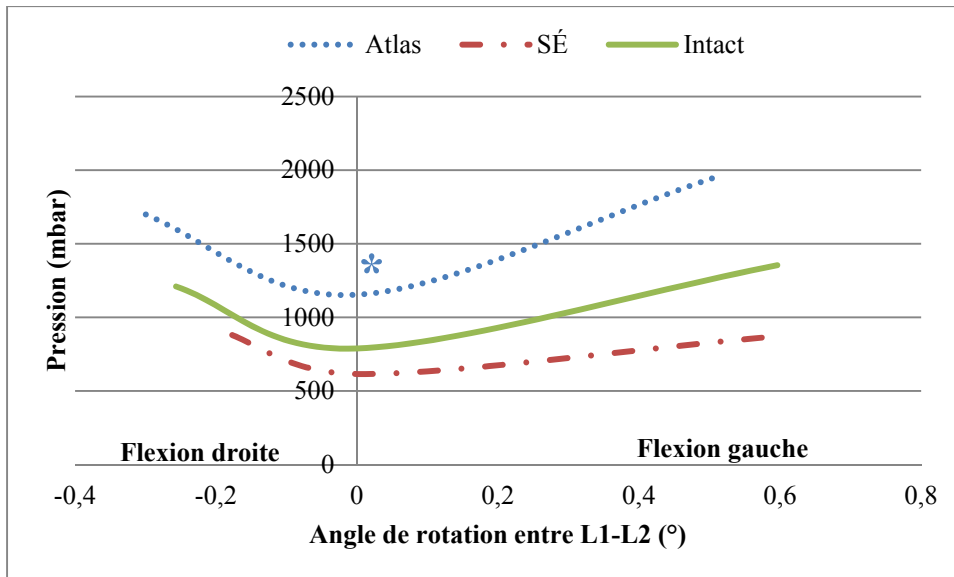


Figure 5-11 Pression dans le disque en fonction de l'angle de rotation entre les vertèbres pour un chargement en inflexions latérales
*=différence significative avec l'intact

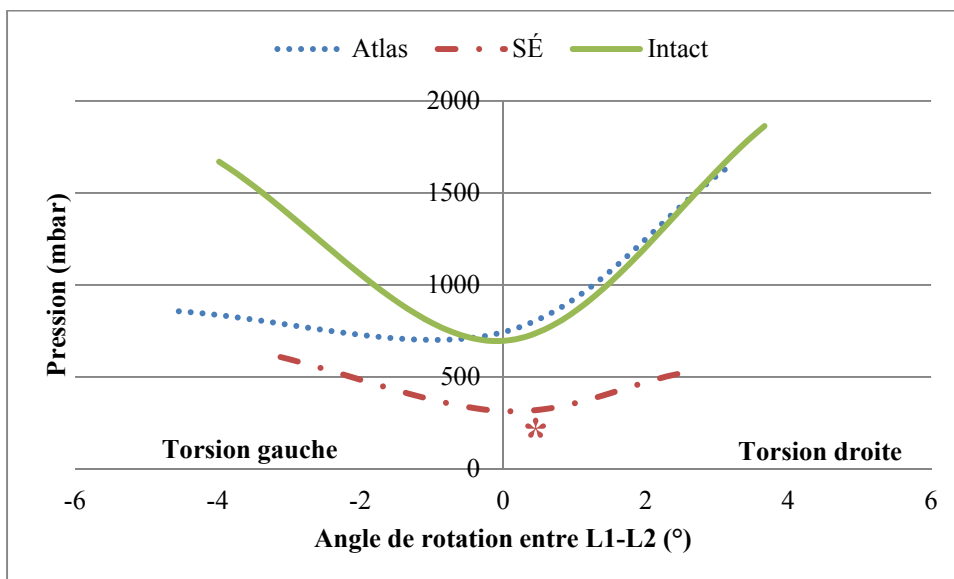


Figure 5-12 Pression dans le disque en fonction de l'angle de rotation entre les vertèbres pour un chargement en torsion axiale
*=différence significative avec l'intact

La Figure 5-13 représente la variation de l'IDP entre la position neutre des segments et la position maximum atteinte par les segments. Pour la flexion, la variation la plus importante

est de 865,8 mbar et cette variation est obtenue pour les segments instrumentés avec les câbles SÉ. Pour les chargements en extension et en inflexions latérales (gauche et droite) les variations les plus importantes sont de 860,4 mbar, 789,7 mbar et 567,2 mbar. Ces variations sont obtenues pour les segments instrumentés avec les câbles Atlas. En torsion axiale (droite et gauche), les variations les plus importantes sont de 1181,7 mbar et 1072,9 mbar. Ces variations sont obtenues pour les segments intacts. Il y a une différence significative entre la variation de pression pour les segments intacts et les segments instrumentés avec les câbles SÉ lors de tous les chargements (Flexion $P=0,009$, Extension $P=0,016$, Flex. Gauche $P=0,009$, Flex. Droite $P=0,009$, Tor. Droite $P=0,009$, Tor. Gauche $P=0,009$). Pour les segments intacts et les segments instrumentés avec les câbles Atlas, il y a une différence significative pour tous les chargements, sauf en flexion-extension (Flex. Gauche $P=0,009$, Flex. Droite $P=0,009$, Tor. Droite $P=0,028$, Tor. Gauche $P=0,009$).

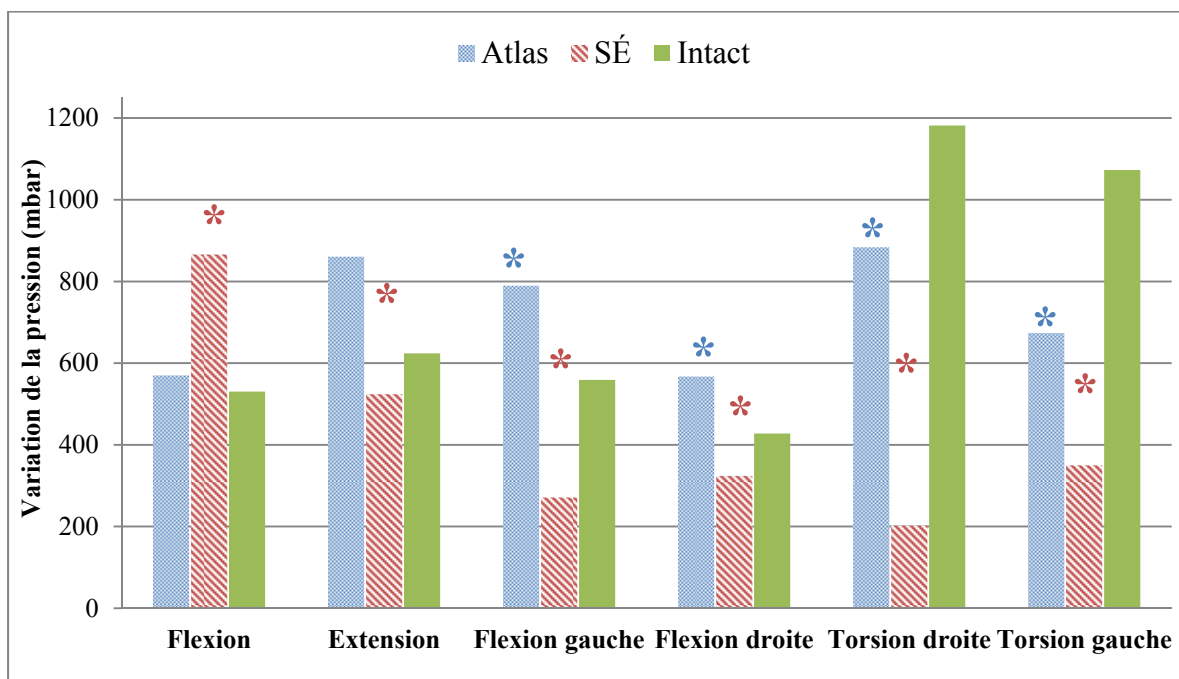


Figure 5-13 Variation de l'IDP par rapport à la position neutre du segment
 *=différence significative avec l'intact

CHAPITRE 6

DISCUSSION

Le but de cette étude est la validation d'un système de fixation sous-laminaire avec câbles SÉ pour l'instrumentation postérieure de la colonne vertébrale. En d'autres termes, est-ce que les câbles sous-laminaires SÉ présentent un comportement biomécanique comparable ou supérieur à un système de câble déjà reconnu? Ce chapitre nous permet de confronter nos résultats, nos choix méthodologiques et la littérature.

6.1 Validation du montage

Le premier objectif spécifique de cette étude était de valider un banc d'essai expérimental simulant les charges transmises aux vertèbres lors des mouvements anatomiques de la colonne vertébrale en étudiant sa répétabilité.

Les résultats suggèrent que le dispositif proposé fournit des résultats répétables. La forme des courbes représente le comportement typique d'une colonne vertébrale saine (White et al., 1990). Ainsi, il est possible d'obtenir de l'information pertinente sur la biomécanique d'un segment lors d'essais *in vitro*. Les résultats montrent également une très grande reproductibilité de la méthode avec des ICC très bonnes entre les séries d'essais. Ceci suggère que le montage proposé est fiable lors d'essais nécessitant un démontage et un re-montage d'un spécimen sur le banc d'essai. Avec ces résultats, des essais représentatifs et comparables peuvent être attendus avec ce banc d'essai.

Le fait qu'une différence significative a été observée pour des résultats entre les 2 colonnes peut être une indication que les tests sont sensibles à la variabilité inter-individus. Ainsi, des tests comparant deux instrumentations devraient être faits sur un même spécimen. Or, la reproductibilité démontrée suggère que ce type de comparaison est valable avec le banc d'essai évalué. Ainsi, lors d'élaboration subséquente de protocoles expérimentaux évaluant de l'instrumentation rachidienne, il faudrait tenter de conserver les spécimens pour améliorer

la comparaison entre les cas testés. Il n'y avait aucune différence pour les résultats obtenus entre les trois niveaux vertébraux dans cette expérience, mais ce résultat est à considérer avec prudence lors d'essais avec instrumentation. En effet, un autre niveau vertébral peut nécessiter une taille différente de l'instrumentation pour effectuer le « traitement » désiré et cela entraîne une variable de plus lors d'essais *in vitro*.

Le banc d'essai conçu n'impose pas de centre de rotation déterminé sur les segments vertébraux. Lors de l'application d'un moment au sommet de l'échantillon, la table de translation rééquilibre simplement le système afin de limiter le cisaillement au travers du spécimen. Toutefois, lors de mouvements physiologiques plusieurs structures musculaires sont impliquées. Le « follower-load » installé tente en partie de simuler la compression interne produite par l'ensemble des muscles, mais les attaches musculaires sont réparties sur les vertèbres et le système de forces en jeu est très complexe. Ces forces amènent une variation dans la localisation de l'axe de rotation lors d'un mouvement jusqu'à un ROM désiré. De plus, entre une condition intacte et une condition modifiée, cet axe de rotation pourrait être modifié, ce qui entraîne la nécessité de changer le chargement. Même à la position neutre, ce qui a été présenté ici comme le point initial des courbes, le centre de rotation varie d'un spécimen à l'autre et d'une condition à l'autre. Il faut aussi mentionner que le contrôle en déplacement utilisant le centre de rotation n'est pas une méthode courante dans la littérature, qu'elle entraîne une grande variabilité dans les applications de chargement et cela signifie que la comparaison avec d'autres études peut être difficile. Ainsi, il a été jugé plus répétable pour nos essais de ne pas imposer de centre de rotation précis. Il serait par contre fort pertinent d'évaluer la différence avec les mouvements physiologiques lors d'essais ultérieurs.

6.2 Étude comparative des câbles sous-laminaires

L'objectif d'une instrumentation de la colonne vertébrale est généralement de re-stabiliser celle-ci. Une instrumentation rigide permettrait un rétablissement de la colonne en favorisant une fusion osseuse stable. Toutefois, comme mentionné plus tôt, plusieurs études cliniques ont documenté les effets de la fusion rachidienne et celle-ci entraîne de la concentration de

contraintes et de la perte de mouvement au niveau du segment fusionné (Panjabi, 2007). Ainsi, selon la situation à laquelle le spécialiste intervient, l'intérêt d'obtenir une instrumentation rigide sera plus ou moins grand. Pour l'analyse faite dans le cadre de ce projet, les éléments qui ont été étudiés visaient donc à situer les câbles à l'aide des critères d'évaluation. Globalement, ce projet répondait aux questions suivantes. Lors de la simulation de l'extrémité d'une longue instrumentation de la colonne vertébrale, les câbles SÉ peuvent-ils :

1. Permettre d'obtenir une stabilisation comparable aux systèmes existants;
2. Réduire la pression dans les disques des segments adjacents;
3. Diminuer les risques de fracture osseuse durant la chirurgie?

Pour répondre au premier point, deux éléments ont été étudiés; la raideur apparente des segments vertébraux instrumentés et la ROM intervertébrale. La raideur des segments varie selon le nombre de cycles appliqué sur les échantillons; pour tous les spécimens, il y a perte de cette raideur. Cela est probablement dû en grande partie à la stabilisation des propriétés viscoélastique de la colonne et à un réarrangement de l'instrumentation sur les spécimens. Des essais sur une plus longue durée pourraient donner des résultats plus détaillés à ce sujet et la mesure de la tension dans les câbles durant les essais aussi. Les pertes de raideurs sont moins importantes pour les câbles SÉ que pour les câbles Atlas, sauf lors du chargement en inflexion latérale où la perte est plus importante de 4,7%. Ainsi, les câbles SÉ semblent généralement plus stables suite à cinq cycles de chargement. L'utilisation des câbles superélastiques résulte en une raideur plus importante des segments instrumentés pour tous les chargements sauf en torsion où la raideur est plus faible que pour les spécimens instrumentés avec les câbles Atlas. Au cinquième cycle, l'écart entre les spécimens instrumentés et intacts est cependant significatif seulement en extension et en torsion.

Ces résultats peuvent sembler contradictoires avec les forces d'installation (F_i) des câbles qui sont de 150-160 N pour les câbles Atlas et de 100-120 N pour les câbles SÉ. Une F_i plus élevée aurait dû entraîner une raideur plus importante. Toutefois, l'écart entre les raideurs des segments instrumentés pourrait être expliqué par un mouvement du câble. Canet et al., 2011

ont démontré que certains câbles pour le maintien d'une prothèse de fixation du grand trochanter pouvaient perdre jusqu'à 40% de la tension lors de la fermeture de l'attache de fixation. En observant les courbes des essais de traction pour les câbles Atlas et SÉ sur la Figure 6-1, on remarque qu'un léger déplacement autour de la F_i influence de manière plus importante la tension dans le câble Atlas que le câble SÉ. Ainsi, si un glissement a lieu lors du serrage des manchons ou encore si le câble bouge sur la lame, la perte de tension dans le câble Atlas sera plus marquée que dans le cas du câble SÉ.

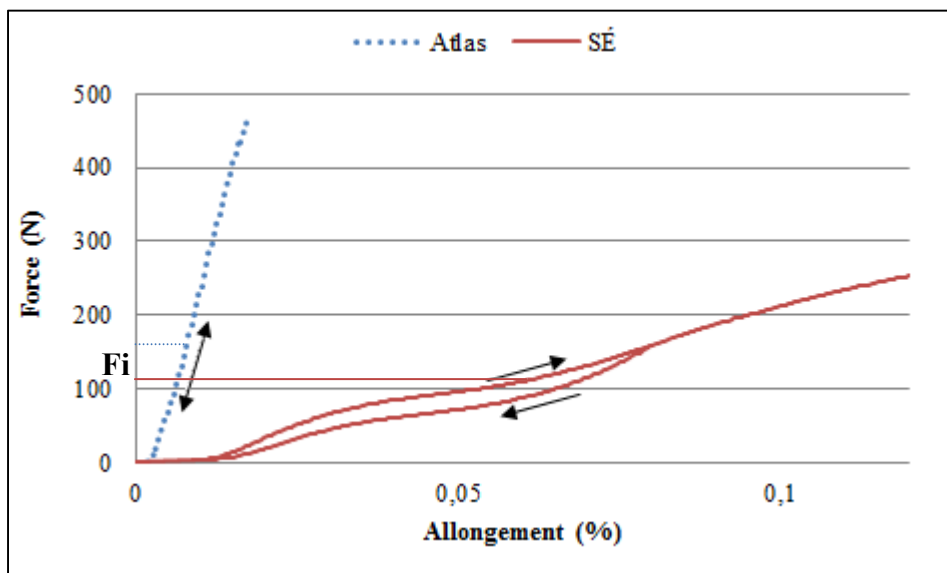


Figure 6-1 Courbes de traction des câbles sous-laminaire Atlas et SÉ

Murakami et al., 2006 ont comparé la raideur de segments vertébraux instrumentés avec différent type de câbles. N'obtenant aucune différence significative entre les types de câbles, ils mentionnent que la raideur seulement n'est peut-être pas un bon indicateur pour démontrer les différences entre les instrumentations vertébrales. En effet, les différences peuvent être trop petites pour conclure avec un échantillon de taille faible. De plus, la perte de raideur ne peut pas être reliée directement à une perte de stabilisation sans vérifications. C'est pourquoi l'étude des ROM entre les vertèbres a été effectuée pour évaluer la stabilité apportée au segment vertébral.

Les ROM entre les vertèbres permettent d'évaluer la stabilité aux niveaux instrumentés et l'influence de celle-ci sur le segment adjacent. Il y a deux manières d'observer les résultats de l'amplitude de mouvement; en comparant les résultats instrumentés entre eux, ou bien en comparant les segments instrumentés aux segments intacts. Lorsque l'on compare les segments instrumentés avec les câbles Atlas versus ceux avec les câbles SÉ, on observe que ces derniers amènent une plus grande limitation de mouvement au niveau L2-L3. Cela peut être un bon indicateur d'une stabilisation efficace, mais cela a aussi un effet sur le mouvement au niveau du segment adjacent. En effet, une instrumentation trop rigide pourrait entraîner une dégénérescence prématurée des segments adjacents due à une trop grande sollicitation de ceux-ci (Axelsson, Johnsson et Stromqvist, 1997).

Toutefois, en comparant les résultats avec instrumentation versus intacts, il n'y a pas de différence significative au niveau des ROM entre les segments instrumentés au niveau L3-L2 et les segments intacts. Cela représente le caractère flexible de l'instrumentation par câbles versus une instrumentation très rigide par vis ou encore crochets. Il est aussi à noter la très faible différence entre les segments intacts et les segments instrumentés en torsion axiale. Ainsi, en observant les résultats des raideurs apparentes et des ROM intervertébraux, aucun câble ne semble être un bon outil si l'on désire limiter le mouvement lors de chargement en torsion axiale.

Pour le deuxième point, l>IDP a été étudiée. L>IDP en fonction des degrés de rotation au niveau du disque entre L1 et L2 lors de l'application d'un moment a été mesurée ainsi que l'amplitude de la variation de la pression dans le disque. Les pressions obtenues sont dans les mêmes marges que celles obtenues par Holm et al., 2007.

La pression dans le disque à une position neutre est toujours plus faible pour les segments instrumentés avec les câbles SÉ. Cela est d'ailleurs significatif lors du chargement en flexion-extension et en torsions axiales. Toutefois, ce phénomène n'est pas observé avec l'instrumentation avec câbles Atlas, qui présente une IDP significativement plus élevée à la position neutre en flexion-extension et en inflexions latérales.

Pour expliquer la pression réduite avec l'instrumentation SÉ, il est possible que l'IDP soit réduite lorsque l'on retire des éléments anatomiques, tels des ligaments, qui induisent une pré-compression dans le disque. Schmoelz et al., 2006 a d'ailleurs observé ce même phénomène lors de ces essais. Il serait donc intéressant d'ajouter aux essais effectués un segment donc les éléments anatomiques stabilisateurs ont été retirés pour étudier ce fait.

Par contre, dans la littérature (Cunningham et al., 1997; Weinhoffer et al., 1995), l'IDP du disque adjacent à une instrumentation postérieure rigide augmente. Cela est généralement expliqué par l'augmentation du ROM du segment adjacent. Une explication de la pression augmentée avec l'instrumentation Atlas est que l'instrumentation avec les câbles SÉ entraîne un positionnement du segment différent de l'instrumentation Atlas. La tension jugée nécessaire pour appliquer la correction ou stabiliser la colonne est inférieure pour les câbles SÉ que pour les câbles Atlas. Cette différence pourrait entraîner un positionnement plus « naturel » des segments instrumentés avec les câbles SÉ que pour ceux avec les câbles Atlas. Toutefois, en observant les données, aucune différence de positionnement n'a été observée entre les segments.

Il faut donc aussi observer la variation de pression dans le disque pour juger de l'écart de comportement avec les segments intacts. La variation de pression dans les disques des segments intacts comparée à celle dans les segments instrumentés avec les câbles SÉ est toujours significativement différente. Par contre, cette variation est plus faible pour les segments avec câbles SÉ. La variation de pression dans les disques des segments intacts comparée à celle dans les segments instrumentés avec les câbles Atlas est significativement différente pour tous les chargements, excepté en flexion-extension. En observant la Figure 5-13, la variation de pression dans les disques des segments avec instrumentation Atlas semble plus rapprochée de celle dans les segments intacts. Ces résultats sont difficilement justifiables. Dans la littérature, une augmentation du ROM est associée à une augmentation de l'IDP (Cunningham et al., 1997; Ingalhalikar et al., 2009) Il est donc possible que le positionnement du capteur de pression doit être remis en cause. En effet, un capteur qui n'est

pas positionné au centre du noyau pourrait fausser les résultats. À l'avenir, il pourrait être judicieux d'utiliser la fluoroscopie pour valider le positionnement du capteur.

Finalement, pour le troisième point, il n'y a pas eu d'essai direct pour y répondre. Cet élément aurait pu avoir une piste de solution si un bris ou un marquage avait eu lieu lors des instrumentations. Les forces normalement nécessaires pour corriger la posture d'un patient sont causées par un système de forces complexe qui inclut la résistance musculaire et les raideurs des déformations osseuses. Ainsi, le système de forces n'était pas le même sur nos spécimens disséqués. De plus, nos spécimens porcins présentaient une structure osseuse dense; le risque de bris osseux était donc moins important qu'en cas de densité osseuse faible. À l'avantage du système avec câbles SÉ cependant, les forces d'installation prescrites sont plus faibles, ce qui pourrait limiter les risques de bris. Il faudrait probablement se référer aux travaux de fin d'études effectués au LAMSI par Jonathan Rivard et Audrey Ferlatte qui évaluent l'interaction os-câble pour approfondir ce point.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Le but de cette étude était la validation d'un système de fixation sous-laminaire avec câbles SÉ pour l'instrumentation postérieure de la colonne vertébrale.

En premier lieu, ce travail décrit et valide un nouveau banc d'essai pour étudier le comportement biomécanique de la colonne vertébrale. Le banc d'essai représente une méthode autonome de test fiable et répétable avec un dispositif commun dans les laboratoires biomécaniques. Les résultats sont une bonne base pour aborder des essais *in vitro* avec de segments vertébraux instrumentés. Le banc d'essai conçu permettra le développement de nombreux autres protocoles expérimentaux évaluant divers paramètres liés à l'instrumentation vertébrale, mais également la validation de modèles numériques. Ainsi, ce projet représente un premier pas vers des analyses plus complètes du comportement biomécanique de segments vertébraux instrumentés ou non au sein de notre laboratoire. Peu de montages dans la littérature permettent autant de versatilité, et ce, sur un appareil qui est commun en laboratoire biomécanique. De là découle une nouvelle méthodologie qui permettra à l'avenir d'étudier la biomécanique de nombreux autres systèmes d'instrumentation. La versatilité du banc d'essai pourra aussi être exploitée au travers d'autres types de projets.

En deuxième lieu, la capacité biomécanique des systèmes de fixation sous-laminaire (câbles Atlas et câbles SÉ) à maintenir la stabilisation initiale suite à l'application de charges a été comparé expérimentalement. Avec les résultats obtenus dans ce travail, il est difficile d'établir qu'un type de câble est meilleur que l'autre. En effet, les câbles SÉ semblent apporter une stabilisation plus rigide pour une force d'installation plus faible et limiteraient la pression dans le disque adjacent. Par contre, les systèmes avec câbles Atlas présentent un comportement général plus près des segments intacts. Les systèmes avec câbles SÉ pourraient donc être une alternative entre les ensembles avec vis ou crochets et les assemblages de câbles présentement sur le marché. Donc le choix revient aux spécialistes puisque chaque intervention présente ces besoins propres et qu'une panoplie de systèmes d'instrumentation postérieure existent pour répondre à ceux-ci. Ce projet représentait une

première investigation sur la biomécanique des câbles SÉ pour une utilisation dans un système de fixation sous-laminaire. D'autres essais seront nécessaires pour poursuivre cette évaluation. Toutefois, ce travail a permis d'établir des bases solides pour la poursuite de ce projet.

Dans le futur, certains ajustements méthodologiques seraient à présager afin de faciliter la prise de données et d'améliorer la qualité des résultats. Pour les projets à venir, il serait recommandé :

- de synchroniser les appareils de mesure utilisés;
- d'étudier le comportement de spécimens déstabilisés sans instrumentation;
- d'augmenter le nombre de sujets;
- d'étudier la tension dans les câbles lors de l'installation et lors des essais avec grande amplitude de mouvement;
- d'effectuer des essais en fatigue des segments instrumentés avec des câbles;
- de comparer le système avec câbles SÉ à des systèmes plus rigides avec des vis ou des crochets;
- d'élaborer une méthode d'installation des câbles réalisable en chirurgie.

ANNEXE I

TERMINOLOGIE ANATOMIQUE

1.1 Les plans de référence anatomiques

L'étude du corps humain est faite en fonction de plans anatomiques. (Figure-A I-1) Le plan sagittal sépare le corps en une partie droite et une gauche. Le plan frontal divise quant à lui le corps en une section antérieure et une section postérieure et, finalement, le plan transversal scinde l'anatomie entre le haut et le bas. Tous ces plans sont perpendiculaires entre eux.

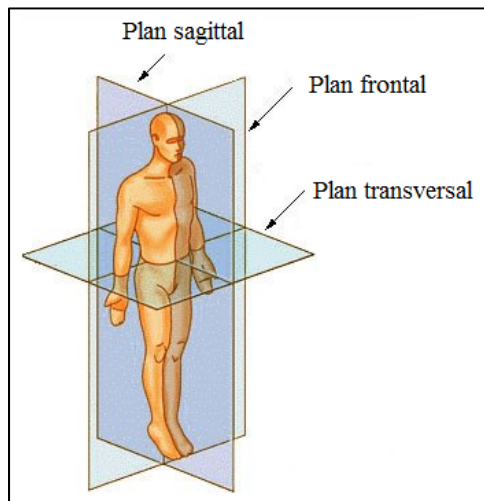


Figure-A. I-1 Plans anatomiques
Adapté de Wikipédia. L'encyclopédie libre, 2011

1.2 Positionnement anatomique

La Figure-A-I-2 suivante montre les directions anatomiques par rapport à la colonne vertébrale. La partie avant séparée par le plan sagittal est la face antérieure et la partie arrière est la face postérieure. La section supérieure de la colonne représente l'extrémité crâniale tandis que la division inférieure est l'extrémité caudale.

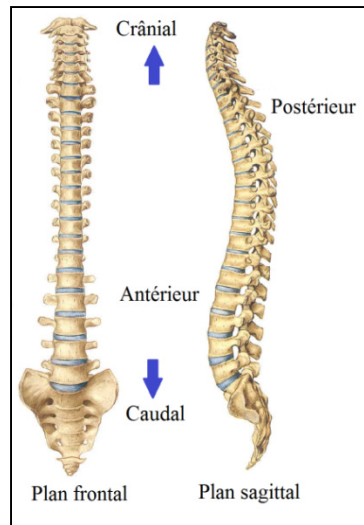


Figure-A I-2 Positionnement anatomique
Adapté de Kamina et Netter, 2009, p.146

1.3 Mouvements anatomiques

Les différents mouvements du corps se décrivent par divers déplacements dans les plans anatomiques. La figure A I-3 présente les différents mouvements anatomiques pour un segment vertébral sacro-lombaire. La flexion et l'extension du rachis sont caractérisées par les mouvements dans le plan sagittal. Les inflexions latérales sont les mouvements de flexion dans le plan frontal. Les torsions axiales sont les mouvements de rotation dans le plan transversal.

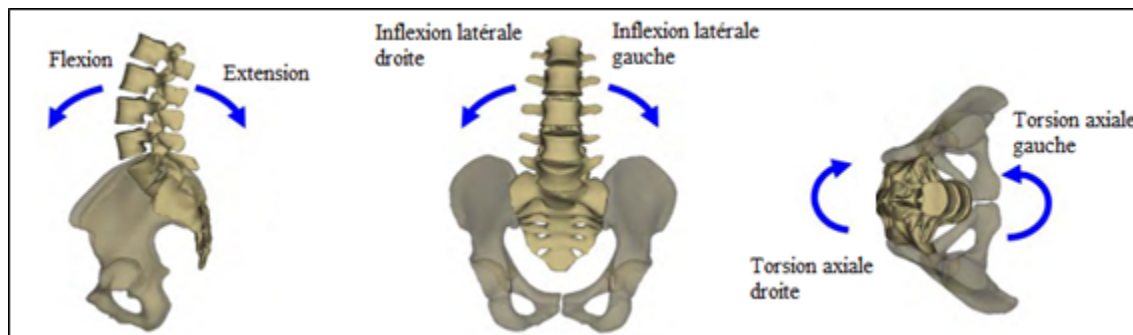


Figure-A I-3 Mouvements anatomiques
Adapté de Mosnier, 2008, p.21

ANNEXE II

MESURES RÉPÉTÉES

Tableau-A II-1 Moyennes sur cinq cycles et écart-types pour les essais de répétabilité pour les six spécimens (A, B, C, D, E, F)

	Flexibilité (+) (°/Nm)		Flexibilité (-) (°/Nm)		ROM(+) (°)		ROM(-) (°)		NZ (°)	
	Série 1	Série 2	Série 1	Série 2	Série 1	Série 2	Série 1	Série 2	Série 1	Série 2
Flexion-extension										
A	5,0 ± 0,2	4,7 ± 0,2	5,2 ± 0,7	4,9 ± 0,6	24,9 ± 2,1	24,5 ± 0,6	15,6 ± 2,0	14,6 ± 0,9	27,9 ± 7,1	29,2 ± 6,4
B	3,6 ± 1,0	3,4 ± 0,8	6,8 ± 0,6	6,9 ± 1,0	21,9 ± 2,7	21,1 ± 2,7	14,7 ± 0,8	14,8 ± 2,3	26,9 ± 2,3	26,9 ± 2,0
C	3,7 ± 0,7	3,5 ± 0,8	3,9 ± 0,3	3,7 ± 0,3	21,0 ± 1,4	20,0 ± 2,6	10,1 ± 0,5	10,4 ± 0,9	19,4 ± 1,2	18,7 ± 1,5
D	3,5 ± 0,5	2,7 ± 0,4	3,3 ± 0,1	3,3 ± 0,3	11,9 ± 0,2	12,2 ± 0,8	9,7 ± 0,1	9,2 ± 1,0	18,6 ± 0,8	17,5 ± 2,8
E	1,2 ± 0,5	1,2 ± 0,4	0,5 ± 0,1	0,5 ± 0,0	5,0 ± 0,1	5,0 ± 0,4	1,3 ± 0,2	1,3 ± 0,3	3,6 ± 0,4	5,0 ± 2,4
F	0,2 ± 0,1	0,2 ± 0,1	2,1 ± 0,1	2,2 ± 0,0	1,6 ± 0,3	1,8 ± 0,3	11,6 ± 0,2	11,5 ± 0,1	9,6 ± 0,3	9,8 ± 0,6
Inflexions latérales										
A	0,7 ± 0,0	0,7 ± 0,0	0,5 ± 0,0	0,5 ± 0,0	3,6 ± 0,3	3,6 ± 0,3	3,0 ± 0,9	3,1 ± 0,5	2,6 ± 0,1	2,9 ± 0,3
B	0,7 ± 0,1	0,7 ± 0,1	0,8 ± 0,1	0,8 ± 0,1	3,9 ± 0,2	3,8 ± 0,2	1,8 ± 0,4	1,9 ± 0,4	3,6 ± 0,5	3,6 ± 0,7
C	0,5 ± 0,0	0,5 ± 0,0	0,5 ± 0,1	0,4 ± 0,2	2,6 ± 0,1	2,3 ± 0,7	1,2 ± 0,2	1,4 ± 0,2	2,3 ± 0,2	1,9 ± 0,6
D	1,0 ± 0,4	1,1 ± 0,3	1,1 ± 0,5	0,9 ± 0,2	5,0 ± 0,7	5,5 ± 0,9	2,8 ± 0,3	3,5 ± 0,8	4,2 ± 0,8	4,7 ± 0,1
E	0,4 ± 0,0	0,3 ± 0,0	0,4 ± 0,0	0,3 ± 0,0	3,9 ± 0,3	3,8 ± 0,6	1,2 ± 0,0	1,4 ± 0,2	3,2 ± 0,3	2,9 ± 0,4
F	0,1 ± 0,0	0,2 ± 0,0	0,3 ± 0,1	0,2 ± 0,0	0,8 ± 0,1	0,8 ± 0,1	1,6 ± 0,3	1,5 ± 0,3	1,2 ± 0,1	1,1 ± 0,1
Torsions axiales										
A	2,2 ± 0,1	2,2 ± 0,1	2,7 ± 0,0	2,7 ± 0,1	25,2 ± 0,7	24,9 ± 0,3	28,5 ± 0,2	28,1 ± 0,7	13,8 ± 1,4	14,9 ± 1,4
B	1,5 ± 0,1	1,5 ± 0,1	1,7 ± 0,4	1,5 ± 0,1	16,5 ± 0,2	16,4 ± 0,3	13,0 ± 0,9	13,5 ± 1,0	9,6 ± 0,2	9,8 ± 0,3
C	1,1 ± 0,2	1,3 ± 0,2	1,2 ± 0,0	1,2 ± 0,0	14,2 ± 0,0	14,2 ± 0,9	12,3 ± 0,0	12,1 ± 1,1	4,4 ± 0,3	4,5 ± 0,3
D	2,7 ± 0,3	2,7 ± 0,3	2,9 ± 0,2	2,9 ± 0,2	29,4 ± 1,1	29,5 ± 1,7	31,6 ± 0,6	32,4 ± 1,0	22,4 ± 1,0	22,5 ± 0,9
E	1,8 ± 0,1	1,8 ± 0,1	1,7 ± 0,2	1,9 ± 0,3	15,6 ± 1,3	16,9 ± 0,6	16,4 ± 0,2	16,5 ± 0,2	8,2 ± 0,9	8,5 ± 0,7
F	1,4 ± 0,0	1,4 ± 0,0	1,4 ± 0,0	1,4 ± 0,0	11,4 ± 0,2	11,6 ± 0,3	11,4 ± 0,3	11,8 ± 0,1	5,4 ± 0,4	5,3 ± 0,5

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Altman, D.G. 1990. *Practical Statistics for Medical Research*. Taylor & Francis.
<<http://books.google.ca/books?id=v-walRnRxWQC>>.
- Arlet, Vincent, Kevin Draxinger, Lorne Beckman et Thomas Steffen. 2006. « Square-lashing technique in segmental spinal instrumentation: a biomechanical study ». *European Spine Journal*, vol. 15, n° 7, p. 1153-1158.
- Axelsson, P., R. Johnsson et B. Stromqvist. 1997. « The spondylolytic vertebra and its adjacent segment. Mobility measured before and after posterolateral fusion ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 22, n° 4 (Feb 15), p. 414-7.
- Azeez, René. 2012. *US Markets for Spinal Implants 2012*. Coll. « Millennium Research Group, ».
- Baril, Y., V. Brailovski, M. Chartrand, P. Terriault et R. Cartier. 2009. « Median sternotomy: comparative testing of braided superelastic and monofilament stainless steel sternal sutures ». *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 223, n° 3 (Apr), p. 363-74.
- Benzel, E.C. 2005. *Spine surgery: techniques, complication avoidance, and management*. vol. 2. Elsevier Churchill Livingstone.
- Bozkus, H., N. R. Crawford, R. H. Chamberlain, T. D. Valenzuela, A. Espinoza, Z. Yuksel et C. A. Dickman. 2005. « Comparative anatomy of the porcine and human thoracic spines with reference to thoracoscopic surgical techniques ». *Surg Endosc*, vol. 19, n° 12 (Dec), p. 1652-65.
- Brailovski V, Baril Y, Terriault P, Cartier R. 2006. *Binding component*.
- Busscher, I., J. J. Ploegmakers, G. J. Verkerke et A. G. Veldhuizen. 2010. « Comparative anatomical dimensions of the complete human and porcine spine ». *Eur Spine J*, vol. 19, n° 7 (Jul), p. 1104-14.
- Canet, F., K. Duke, Y. Bourgeois, G. Y. Laflamme, V. Brailovski et Y. Petit. 2011. « Effect of force tightening on cable tension and displacement in greater trochanter reattachment ». *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2011, p. 5749-52.
- Cheng, I., Y. Kim, M. C. Gupta, K. H. Bridwell, R. K. Hurford, S. S. Lee, T. Theerajunyaporn et L. G. Lenke. 2005. « Apical sublaminar wires versus pedicle screws--which provides better results for surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis? ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 30, n° 18 (Sep 15), p. 2104-12.

- Cohen, Debbi. 2010. « ASTM F1717 Spinal Implant Construct Biaxial Testing ». <<http://info.admet.com/blog/bid/32204/ASTM-F1717-Spinal-Implant-Construct-Biaxial-Testing>>. Consulté le 7 mars 2012.
- Cowin, S.C. 2001. *Bone mechanics handbook*. CRC Press.
- Crawford, N. R., A. G. Brantley, C. A. Dickman et E. J. Koeneman. 1995. « An apparatus for applying pure nonconstraining moments to spine segments in vitro ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 20, n° 19 (Oct 1), p. 2097-100.
- Cripton, P. A., S. B. Bruehlmann, T. E. Orr, T. R. Oxland et L. P. Nolte. 2000. « In vitro axial preload application during spine flexibility testing: towards reduced apparatus-related artefacts ». *J Biomech*, vol. 33, n° 12 (Dec), p. 1559-68.
- Cunningham, B. W., Y. Kotani, P. S. McNulty, A. Cappuccino et P. C. McAfee. 1997. « The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 22, n° 22 (Nov 15), p. 2655-63.
- de Jonge, T., J. F. Dubousset et T. Illes. 2002. « Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 27, n° 7 (Apr 1), p. 754-60.
- Drew, Brian. 2011. *Assessment & Treatment of Fractures and Dislocations of the Thoracic and Lumbar Spine*. Hamilton, Ontario: McMaster University, Departement of surgery.
- Eguizabal, J., Michael Tufaga, Justin K. Scheer, Christopher Ames, Jeffrey C. Lotz et Jenni M. Buckley. 2010. « Pure moment testing for spinal biomechanics applications: Fixed versus sliding ring cable-driven test designs ». *Journal of Biomechanics*, vol. 43, n° 7, p. 1422-1425.
- Eswaran, S. K., A. Gupta, M. F. Adams et T. M. Keaveny. 2006. « Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body ». *J Bone Miner Res*, vol. 21, n° 2 (Feb), p. 307-14.
- Ferrara, L., J. J. Triano, M. J. Sohn, E. Song et D. D. Lee. 2005. « A biomechanical assessment of disc pressures in the lumbosacral spine in response to external unloading forces ». *Spine J*, vol. 5, n° 5 (Sep-Oct), p. 548-53.
- Fréchette, F., Vandal, J., Meunier, S., Letellier, M-C., Talon, C., Bronsard, L., Crête, L. 2000. *Manuel de l'ASQ*.
- Garreau de Loubresse, C. 2005. « Cyphoses pathologiques ». *EMC - Rhumatologie-Orthopédie*, vol. 2, n° 3, p. 294-334.

- Goel, V. K., D. G. Wilder, M. H. Pope et W. T. Edwards. 1995. « Biomechanical testing of the spine. Load-controlled versus displacement-controlled analysis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 20, n° 21 (Nov 1), p. 2354-7.
- Goertzen, D. J., C. Lane et T. R. Oxland. 2004. « Neutral zone and range of motion in the spine are greater with stepwise loading than with a continuous loading protocol. An in vitro porcine investigation ». *J Biomech*, vol. 37, n° 2 (Feb), p. 257-61.
- Hitchon, P. W., M. D. Brenton, A. G. Black, A. From, J. S. Harrod, C. Barry, H. Serhan et J. C. Torner. 2003. « In vitro biomechanical comparison of pedicle screws, sublaminar hooks, and sublaminar cables ». *J Neurosurg*, vol. 99, n° 1 Suppl (Jul), p. 104-9.
- Holm, S., L. Ekstrom, A. Kaigle Holm et T. Hansson. 2007. « Intradiscal pressure in the degenerated porcine intervertebral disc ». *Vet Comp Orthop Traumatol*, vol. 20, n° 1, p. 29-33.
- Hongo, Michio, Brice Ilharreborde, Ralph E. Gay, Chunfeng Zhao, Kristin D. Zhao, Lawrence J. Berglund, Mark Zobitz et Kai-Nan An. 2009. « Biomechanical evaluation of a new fixation device for the thoracic spine ». *European Spine Journal*, vol. 18, n° 8, p. 1213-1219.
- Ingallhalikar, A. V., C. G. Reddy, T. H. Lim, J. C. Torner et P. W. Hitchon. 2009. « Effect of lumbar total disc arthroplasty on the segmental motion and intradiscal pressure at the adjacent level: an in vitro biomechanical study: presented at the 2008 Joint Spine Section Meeting Laboratory investigation ». *J Neurosurg Spine*, vol. 11, n° 6 (Dec), p. 715-23.
- Kamina, P., et F.H. Netter. 2009. *Atlas d'anatomie humaine*. Masson.
- Kaye, J. J., et E. P. Nance, Jr. 1990. « Thoracic and lumbar spine trauma ». *Radiol Clin North Am*, vol. 28, n° 2 (Mar), p. 361-77.
- Keaveny, T. M., et O. C. Yeh. 2002. « Architecture and trabecular bone - toward an improved understanding of the biomechanical effects of age, sex and osteoporosis ». *J Musculoskelet Neuronal Interact*, vol. 2, n° 3 (Mar), p. 205-8.
- Luque, E. R. 1982. « Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 163 (Mar), p. 192-8.
- Lysack, J. T., J. P. Dickey, G. A. Dumas et D. Yen. 2000. « A continuous pure moment loading apparatus for biomechanical testing of multi-segment spine specimens ». *J Biomech*, vol. 33, n° 6 (Jun), p. 765-70.
- Mabuchi, K., et H. Fujie. 1996. « Use of robotics technology to measure friction in animal joints ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 11, n° 3 (Apr), p. 121-125.

- Macorigh, F., et É. Battista. 1973. *Hygiène et prophylaxie par les exercices physiques*. Vigot Frères.
- Magerl, F., M. Aebi, S. D. Gertzbein, J. Harms et S. Nazarian. 1994. « A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries ». *Eur Spine J*, vol. 3, n° 4, p. 184-201.
- Marieb, E.N., et R. Lachâîne. 2008. *Biologie humaine: Principes d'anatomie et de physiologie*. Pearson Education.
- McCance, Sean. 2010. « Herniated Thoracic Disc ». En ligne. <<http://www.mccancemd.com/herniated-thoracic-disc.htm>>. Consulté le 16 octobre 2012.
- McLain, R. F., S. A. Yerby et T. A. Moseley. 2002. « Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 27, n° 8 (Apr 15), p. E200-6.
- McRae, R., et M. Esser. 2008. *Practical fracture treatment*. Elsevier/Churchill Livingstone.
- Medtronic. 2006. *Medical Devices Company Intelligence Report*. 178 p.
- Moore, K.L., et A.F. Dalley. 2006. *Anatomie médicale: Aspects fondamentaux et applications cliniques*. De Boeck.
- Mosnier, Thomas. 2008. « Contribution à l'analyse biomécanique et à l'évaluation des implants rachidiens ». Thèse pour obtenir le grade de Docteur, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 180 p.
- Murakami, H., K. Yamazaki, E. S. Attallah-Wasif, K. J. Tsai, T. Shimamura et W. C. Hutton. 2006. « A biomechanical study of 3 different types of sublaminar wire used for constructs in the thoracic spine ». *J Spinal Disord Tech*, vol. 19, n° 6 (Aug), p. 442-6.
- Nachemson, A. 1959. « Measurement of intradiscal pressure ». *Acta Orthop Scand*, vol. 28, p. 269-89.
- North American Spine Society. 2006. *Adolescent Idiopathic Scoliosis*. 12. LAGRANGE
- Office québécois de la langue française, Gouvernement du Québec. 2011. « Le grand dictionnaire terminologique ». En ligne. <http://www.granddictionnaire.com/btml/fra/r_motclef/index800_1.asp>. Consulté le 4 juillet 2011.
- Panjabi, M. M. 2007. « Hybrid multidirectional test method to evaluate spinal adjacent-level effects ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 22, n° 3 (Mar), p. 257-65.

- Panjabi, M. M., T. R. Oxland, M. Kifune, M. Arand, L. Wen et A. Chen. 1995. « Validity of the three-column theory of thoracolumbar fractures. A biomechanic investigation ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 20, n° 10 (May 15), p. 1122-7.
- Patwardhan, A. G., R. M. Havey, K. P. Meade, B. Lee et B. Dunlap. 1999. « A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 24, n° 10 (May 15), p. 1003-9.
- Petit, Y., Laflamme, Y., Bourgeois, Y. 2008. *Orthopaedic fixation component and method*.
- Rohlmann, A., S. Neller, L. Claes, G. Bergmann et H. J. Wilke. 2001. « Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 26, n° 24 (Dec 15), p. E557-61.
- Santé canoë.com. 2011. « Ostéomalacie ». En ligne.
<http://sante.canoe.com/condition_info_details.asp?disease_id=257>. Consulté le 28 juillet 2011.
- Santé des os.ca. 2011. « Quels sont les effets de l'ostéoporose sur les os? ». En ligne.
<http://www.healthandbone.ca/fr/what_is_osteoporosis/how_does_it_affect_bones/>. Consulté le 28 juillet 2011.
- Schmoelz, W., J. F. Huber, T. Nydegger, L. Claes et H. J. Wilke. 2006. « Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: an in vitro study of intradiscal pressure ». *Eur Spine J*, vol. 15, n° 8 (Aug), p. 1276-85.
- Schwartz, Cl. 1991. « La classification de F. Denis ». *Orthop Traumatol* vol. 1, p. 257-258.
- Spine Society of Europe. 2009. « Ostéoporose de la colonne thoraco-lombaire et lombaire ».
- Stanley, S. K., A. J. Ghanayem, L. I. Voronov, R. M. Havey, O. Paxinos, G. Carandang, M. R. Zindrick et A. G. Patwardhan. 2004. « Flexion-extension response of the thoracolumbar spine under compressive follower preload ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 29, n° 22 (Nov 15), p. E510-4.
- Stokes, I. A. 1994. « Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 19, n° 2 (Jan 15), p. 236-48.
- Stokes, I. A., M. Gardner-Morse, D. Churchill et J. P. Laible. 2002. « Measurement of a spinal motion segment stiffness matrix ». *J Biomech*, vol. 35, n° 4 (Apr), p. 517-21.

- Thompson, R. E., T. M. Barker et M. J. Pearcy. 2003. « Defining the Neutral Zone of sheep intervertebral joints during dynamic motions: an in vitro study ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 18, n° 2 (Feb), p. 89-98.
- Vaccaro, A.R. 2003. *Fractures of the cervical, thoracic, and lumbar spine*. Marcel Dekker.
- Wahba, G. M., N. Bhatia, C. N. Bui, K. H. Lee et T. Q. Lee. 2010. « Biomechanical evaluation of short-segment posterior instrumentation with and without crosslinks in a human cadaveric unstable thoracolumbar burst fracture model ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, n° 3 (Feb 1), p. 278-85.
- Wainsten, JP. 2009. *Le Larousse médical*. Larousse.
- Weinhoffer, S. L., R. D. Guyer, M. Herbert et S. L. Griffith. 1995. « Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. A cadaveric study ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 20, n° 5 (Mar 1), p. 526-31.
- White, A.A., et M.M. Panjabi. 1990. *Clinical biomechanics of the spine*. Lippincott.
- Wikipédia. L'encyclopédie libre. 2011. « Système de référence en anatomie ». En ligne. <http://fr.wikipedia.org/wiki/Système_de_référence_en_anatomie>. Consulté le 21 juillet 2011.
- Wilber, R. G., G. H. Thompson, J. W. Shaffer, R. H. Brown et C. L. Nash, Jr. 1984. « Postoperative neurological deficits in segmental spinal instrumentation. A study using spinal cord monitoring ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 66, n° 8 (Oct), p. 1178-87.
- Wilke, H. J., L. Claes, H. Schmitt et S. Wolf. 1994. « A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation ». *Eur Spine J*, vol. 3, n° 2, p. 91-7.
- Wilke, H. J., J. Geppert et A. Kienle. 2011. « Biomechanical in vitro evaluation of the complete porcine spine in comparison with data of the human spine ». *Eur Spine J*, (Jun 11).
- Wilke, H. J., S. T. Krischak, K. H. Wenger et L. E. Claes. 1997. « Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data ». *Eur Spine J*, vol. 6, n° 2, p. 129-37.
- Wilke, H. J., K. Wenger et L. Claes. 1998. « Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants ». *Eur Spine J*, vol. 7, n° 2, p. 148-54.