

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 TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

PAR
Simon LANGLOIS

CONCEPTION ET ÉVALUATION D'UNE ORTHÈSE
CERVICO-THORACIQUE

MONTREAL, LE 11 FÉVRIER 2015

©Tous droits réservés, Simon Langlois, 2015

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

Mme Françoise Marchand, présidente du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Eric Wagnac, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

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

LE 13 JANVIER 2015

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, Yvan Petit, je t'offre mes plus francs remerciements. Ton expertise, ta créativité, ton dynamisme ainsi que ta gentillesse font de toi un directeur hors pair. Merci d'avoir cru en moi et de m'avoir donné confiance et liberté tout au long de ma maîtrise.

Merci à mon co-directeur Jean-Marc Mac-Thiong pour avoir accepté de m'encadrer dans ce projet. Tes conseils et ton savoir médical auront été d'une aide précieuse.

De plus, je voudrais souligner l'implication de David Théorêt et de toute son équipe du laboratoire Orthèse Prothèse Rive-Sud. C'est en majorité grâce à vous que ce projet a pu prendre vie. Merci de m'avoir chaleureusement accueilli dans vos locaux et de m'avoir permis de vivre cette expérience industrielle enrichissante. Votre expertise a grandement contribué à la réussite du projet.

Merci à mes collègues et amis Alexandre Vachon, Francis Cliche, Maxime Émard, et Marc Anowski. Les boys, merci de m'avoir permis de parler de hockey à tous les jours. Merci aux vétérans Jérémie Ménard et Jaëlle Tremblay pour votre bonne humeur, pour tous les fous rires et surtout pour votre aide technique indispensable. Ce long séjour n'aurait jamais été aussi agréable sans la présence d'une équipe aussi formidable.

Enfin, de tout mon cœur, j'aimerais remercier mes parents, Louise et Daniel ainsi que ma grande sœur, Hélène, qui m'ont toujours encouragé. Merci de m'avoir supporté au cours de cette longue carrière étudiante.

CONCEPTION ET ÉVALUATION D'UNE ORTHÈSE CERVICO-THORACIQUE

Simon LANGLOIS

RÉSUMÉ

Les traumatismes vertébraux sont fréquents et engendrent de lourdes séquelles sur l'intégrité physique des victimes. Dans le cas où le chirurgien-orthopédiste ne peut procéder à l'opération ou si une immobilisation post-chirurgicale est nécessaire, il prescrit une orthèse cervico-thoracique au patient. Actuellement, les orthèses cervico-thoraciques les plus couramment utilisées permettent de protéger et de stabiliser partiellement la colonne vertébrale blessée entre C1 et T5. La conception de ces orthèses n'est pas optimale puisque le recours à celles-ci engendre diverses complications pour les patients comme pour les orthésistes ayant à les installer (Webber-Jones, Thomas et Bordeaux, 2002).

L'objectif global de ce projet est d'améliorer le traitement par orthèse des blessures cervicales et thoraciques de la colonne vertébrale en concevant une orthèse cervico-thoracique à l'aide du déploiement de la fonction qualité afin de pallier aux différentes lacunes des équipements existants. Pour répondre aux objectifs, un modèle d'orthèse cervico-thoracique amélioré a été conçu, fabriqué et évalué à l'aide d'études biomécaniques.

Les principaux résultats obtenus démontrent que l'orthèse cervico-thoracique développée semble répondre aux besoins des clients. On conclut que les pressions induites par le prototype d'orthèse sont comparables ou inférieures à celles générées par les autres orthèses testées. De plus, d'un point de vue cinématique, on constate que l'immobilisation de la colonne vertébrale par le prototype d'orthèse est comparable ou supérieure à celle des autres orthèses testées. Les résultats illustrent aussi que le confort de la nouvelle orthèse est égal ou supérieur à celui des autres dispositifs d'immobilisation.

Les travaux de recherche ont contribué à l'avancement des connaissances dans le domaine orthopédique, notamment dans les stratégies de conception et de traitement des traumatismes vertébraux par orthèse cervico-thoracique. À plus long terme, les victimes de blessures de la colonne vertébrale profiteront d'orthèses plus performantes favorisant la diminution du temps de réhabilitation du patient tout en rendant le traitement plus convivial pour les praticiens.

Mots clés : Colonne vertébrale, orthèse cervico-thoracique, conception, évaluation

DESIGN AND EVALUATION OF A CERVICO-THORACIC ORTHOSIS

Simon LANGLOIS

ABSTRACT

Spinal injuries are frequent and cause severe consequences on the physical integrity of victims. When orthopedic surgeon cannot perform surgery or when post-surgical immobilization is necessary, a cervico-thoracic orthosis is prescribed to the patient. Currently, the most commonly used cervico-thoracic orthoses help protect and partially stabilize the spine injured between C1 and T5. The design of these braces is not optimal since their use cause complications for both patients and practitioners having to install them (Webber-Jones, Thomas et Bordeaux, 2002).

The main objective of this project is to improve cervical and thoracic spinal injuries brace treatment by developing a cervico-thoracic orthosis using the quality function deployment method to overcome various shortcomings of existing devices. To meet the objectives, a model of cervico-thoracic orthosis was designed, fabricated and evaluated using biomechanical studies.

The main results show that the developed cervico-thoracic orthosis seems to meet the needs of customers. We can conclude that the pressure induced by the prototype is comparable or lower than those generated by the other braces tested. Moreover, in a kinematic point of view, the spinal immobilization provided by the prototype is comparable or better than the one provided by other tested devices. The results also illustrate that the new orthosis is equally or more comfortable than other devices.

This project has contributed to the advance of knowledge in the orthopedic field, especially relative to spinal injury treatment using cervico-thoracic orthoses. In the long term, victims of spinal injuries will benefit from more efficient orthoses helping to decrease the patient rehabilitation time and making the treatment process more reliable for practitioners.

Keywords: Spine, cervico-thoracic orthosis, design, evaluation

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES.....	3
1.1 Anatomie de la colonne vertébrale	3
1.1.1 La colonne vertébrale cervicale	5
1.1.2 La colonne vertébrale thoracique.....	9
1.1.3 Le complexe ligamentaire.....	13
1.2 Traumatismes vertébraux aux niveaux cervical et thoracique.....	14
1.2.1 Classification de Harris.....	15
1.2.2 Classification de Denis	17
1.2.3 Classification de Magerl	18
1.3 Traitement des blessures.....	21
1.3.1 Orthèses existantes.....	22
1.3.2 Guide du choix des orthèses cervicales et cervico-thoraciques	31
1.3.3 Complications cliniques.....	32
1.4 Efficacité biomécanique des orthèses	35
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET APPROCHE MÉTHODOLOGIQUE.....	39
2.1 Problématique	39
2.2 Objectifs.....	40
2.3 Approche méthodologique.....	40
CHAPITRE 3 CONCEPTION	41
3.1 Cahier des charges	41
3.1.1 Les besoins clients et leurs spécifications techniques.....	41
3.1.2 Les restrictions.....	51
3.1.3 Maison de la qualité.....	51
3.1.4 Analyse de la maison de la qualité.....	53
3.1.5 Diagramme de Pareto.....	54
3.2 Recherche de solutions	55
3.2.1 Concept 1	56
3.2.2 Concept 2	57
3.2.3 Concept 3	57
3.2.4 Concept 4	58
3.3 Choix du concept final.....	59
3.3.1 Méthode de Pugh	59
3.3.2 Justification du concept retenu.....	61
3.4 Présentation du concept proposé.....	62

CHAPITRE 4	FABRICATION DU PROTOTYPE.....	65
4.1	Fabrication d'un modèle en plâtre	65
4.2	Thermoformage des pièces	67
4.3	Présentation du prototype final	68
4.4	Estimation des coûts	70
CHAPITRE 5	MÉTHODE D'ÉVALUATION.....	73
5.1	Détermination des points de pression	73
5.2	Protocole expérimental	74
5.2.1	Sujets.....	76
5.2.2	Montage	76
5.2.2.1	Système d'acquisition de pression ponctuelle	76
5.2.2.2	Système d'acquisition de mouvement	78
5.3	Validation des données de pression	78
CHAPITRE 6	RÉSULTATS D'ÉVALUATION.....	81
6.1	Étude de pression	81
6.2	Étude cinématique.....	84
6.3	Ouverture buccale maximale	86
6.4	Confort.....	87
6.5	Performance du concept final	88
6.5.1	Justification de l'évaluation des performances.....	89
CHAPITRE 7	DISCUSSION.....	91
7.1	Critique de la solution proposée	91
7.2	Discussion des résultats expérimentaux.....	91
7.3	Recommandation et perspectives.....	93
CONCLUSION.....		95
ANNEXE I	CLASSIFICATION DE HARRIS	97
ANNEXE II	CLASSIFICATION DE MAGERL.....	101
ANNEXE III	FICHES TECHNIQUES DES CAPTEURS FLEXIFORCE	105
ANNEXE IV	CONDITIONNEMENT ET CALIBRAGE DES CAPTEURS.....	107
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		109

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Classification de Harris.....16
Tableau 1.2	Modes de rupture des trois colonnes selon le type de traumatismes18
Tableau 1.3	Classification de Magerl20
Tableau 1.4	Guide du choix d'orthèse selon la région touchée31
Tableau 3.1	Besoins des clients43
Tableau 3.2	Pointage d'ajustements fonctionnels et morphologiques.....45
Tableau 3.3	Système de pointage de la complexité des ajustements.....46
Tableau 3.4	Résumé des besoins client et leurs spécifications techniques.....50
Tableau 3.5	Matrice de décision60
Tableau 4.1	Coût de fabrication du prototype71
Tableau 5.1	Emplacements des capteurs ponctuels FlexiForce.....74
Tableau 6.1	Évaluation des performances89

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	La colonne vertébrale entière.....	4
Figure 1.2	Les 7 vertèbres cervicales.....	5
Figure 1.3	Vues supérieures de C4 et C7.....	6
Figure 1.4	Vue supérieure de l'atlas.....	7
Figure 1.5	Vue inférieure de l'atlas.....	7
Figure 1.6	Vue antérieure de l'axis.....	8
Figure 1.7	Vue postéro-supérieure.....	8
Figure 1.8	Courbure normale du rachis cervical dans le plan sagittal.....	9
Figure 1.9	Portion du segment thoracique (T7 à T9).....	10
Figure 1.10	Vue supérieure de T6.....	11
Figure 1.11	Vue latérale gauche de T6.....	11
Figure 1.12	Méthode de mesure de l'angle de Cobb.....	12
Figure 1.13	Ligaments rachidiens.....	13
Figure 1.14	Vue supérieure d'un disque intervertébral.....	14
Figure 1.15	Les trois colonnes selon la classification de Denis.....	17
Figure 1.16	Orthèse Johnson CTO.....	22
Figure 1.17	Minerve Lerman.....	23
Figure 1.18	Minerve Lerman III.....	24
Figure 1.19	Orthèse Lerman non-invasive Halo.....	25
Figure 1.20	Orthèse SOMI.....	26
Figure 1.21	Orthèse Aspen CTO.....	27

Figure 1.22	Orthèse Vista TS.....	28
Figure 1.23	Orthèse Miami JTO Extension.....	29
Figure 1.24	Orthèse Resolve Halo system.....	30
Figure 1.25	Ulcère de pression au menton.....	33
Figure 2.1	Schéma de l'approche méthodologique utilisée.....	40
Figure 3.1	Maison de la qualité.....	52
Figure 3.2	Diagramme de Pareto.....	55
Figure 3.3	Concept 1.....	56
Figure 3.4	Concept 2.....	57
Figure 3.5	Concept 3.....	58
Figure 3.6	Concept 4.....	58
Figure 3.7	Concept proposé.....	62
Figure 3.8	Vue de coupe médiane de l'articulation sphérique.....	63
Figure 4.1	Recouvrement de stockinette.....	65
Figure 4.2	Prise d'empreintes.....	66
Figure 4.3	Fabrication du modèle en plâtre.....	66
Figure 4.4	Montage de thermoformage.....	67
Figure 4.5	Prototype final de l'orthèse cervico-thoracique proposée.....	69
Figure 5.1	Montage des capteurs de pression et des corps rigides.....	75
Figure 5.2	Erreur relative en fonction de la pression appliquée.....	79
Figure 6.1	Pression statique de l'orthèse Johnson CTO.....	81
Figure 6.2	Pression statique de l'orthèse Lerman non-invasive Halo.....	82
Figure 6.3	Pression statique de l'orthèse SL.....	82
Figure 6.4	Pressions maximales.....	83

Figure 6.5	Amplitude de mouvement des orthèses en fonction des mouvements	86
Figure 6.6	Ouverture buccale maximale	87
Figure 6.7	Niveau de confort.....	88

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CTO	Cervical thoracic orthosis (orthèse cervico-thoracique)
DFQ	Déploiement de la fonction qualité
ÉTS	École de technologie supérieure
HMWPE	High molecular weight polyethylena
HSCM	Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
IRM	Imagerie par résonance magnétique
LIO	Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie
RAMQ	Régie de l'assurance maladie du Québec
SOMI	Sternal occipital mandibular immobilizer

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

°	Degré
°F	Degré Fahrenheit
%	Pourcentage
β	Angle de Cobb
\$	Dollar Canadien
h	Heure
Hz	Hertz
kg	Kilogramme
L	Longueur
mm	Milimètre
mm ²	Millimètre carré
mmHg	Millimètre de mercure
po	Pouce
po ²	Pouce carré

INTRODUCTION

Les traumatismes de la colonne vertébrale sont fréquents et engendrent de lourdes séquelles sur l'intégrité physique des victimes. En occident, l'incidence annuelle des fractures vertébrales varie de 23 à 90 par 100 000 personnes (Jansson et al., 2010). Les principales causes de ces traumatismes sont les chutes en hauteur (39%), les accidents de la route (26,5%) et les chutes à basse énergie (20%) (Leucht et al., 2009). De plus, on note que 21% des fractures vertébrales sont situées au niveau du rachis cervical.

Il existe deux types d'approches visant le traitement des blessures du rachis cervical et thoracique, soit l'opération et l'immobilisation par orthèse. Lorsque l'opération n'est pas recommandée ou si une immobilisation post-chirurgicale est nécessaire, le chirurgien-orthopédiste prescrit une orthèse cervico-thoracique au patient. Ce type d'orthèse permet de protéger et de stabiliser partiellement la colonne vertébrale blessée entre C1 et T5. Toutefois, la conception de ces orthèses n'est pas optimale et le recours à celles-ci peut engendrer diverses complications pour les patients comme pour les orthésistes ayant à les installer. L'entreprise Orthèse-Prothèse Rive-Sud a donc confié le mandat à l'École de technologie supérieure (ÉTS) de concevoir une nouvelle orthèse cervico-thoracique.

L'objectif principal de ce mémoire vise l'amélioration du traitement des blessures de la région cervicale et thoracique de la colonne vertébrale. Plus précisément, un modèle d'orthèse cervico-thoracique sera conçu et fabriqué. Ensuite, de façon à situer les performances du prototype face aux dispositifs existants, une étude comparative entre trois orthèses sera effectuée.

Le chapitre 1 faisant l'objet de la revue des connaissances 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 cervicale et thoracique humaine saine, les traumatismes vertébraux cervicaux et thoraciques qui peuvent entraîner un traitement, le traitement par orthèses des blessures ainsi que les principales études biomécaniques évaluant les

performances des dispositifs d'immobilisation. La problématique de l'étude, les objectifs et l'approche méthodologique sont abordés au chapitre 2. Ensuite, le chapitre 3 présente la conception de l'orthèse cervico-thoracique par déploiement de la fonction qualité. Il inclut le cahier des charges, la recherche de solutions, le choix du concept proposé ainsi que sa présentation détaillée. La fabrication du prototype et sa méthode d'évaluation sont respectivement présentées dans les chapitres 4 et 5. Les résultats de l'étude sont rapportés au chapitre 6 puis discutés au chapitre 7. Une conclusion est présentée à la toute fin de ce mémoire.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale, aussi appelée rachis ou épine dorsale, est le support du tronc. Le rachis sert à assurer la mobilité du tronc, à transmettre au bassin les charges du tronc et de la tête ainsi qu'à protéger la moelle épinière contre les chocs mécaniques. La colonne vertébrale est composée d'un ensemble de 32 à 34 vertèbres s'étendant de la tête au bassin et formant une structure souple et serpentine d'une longueur d'environ 70 cm chez l'adulte (Marieb, 1998). De plus, elle fournit différents points d'attache aux côtes et aux muscles dorsaux.

En observant la vue postérieure de la Figure 1.1, il est possible de noter que le rachis comporte 5 segments principaux; la colonne cervicale, thoracique, lombaire, le sacrum et le coccyx. Les 7 premières vertèbres sont nommées vertèbres cervicales, les 12 suivantes sont appelées vertèbres thoraciques et les 5 ultérieures sont les vertèbres lombaires. Le sacrum qui comprend 5 vertèbres se retrouve sous les vertèbres lombaires et s'articule avec le bassin. Finalement, le coccyx est l'assemblage de 3 à 5 vertèbres fusionnées qui termine la colonne vertébrale (Marieb, 1998).

En observant la vue latérale gauche de la Figure 1.1, on peut remarquer que les courbures diffèrent selon les régions de la colonne vertébrale. Les courbures cervicales et lombaires forment une lordose, c'est-à-dire qu'elles sont concaves vers l'arrière tandis que les courbures thoraciques et sacro-coccygiennes forment une cyphose, donc convexes vers l'arrière (Marieb, 1998).

Dans la section qui suit, il sera question de l'anatomie et de la position normale des régions cervicale et thoracique de la colonne vertébrale puisqu'on utilise généralement les orthèses cervico-thoraciques pour traiter les blessures dans la région supérieure à T6 (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010).

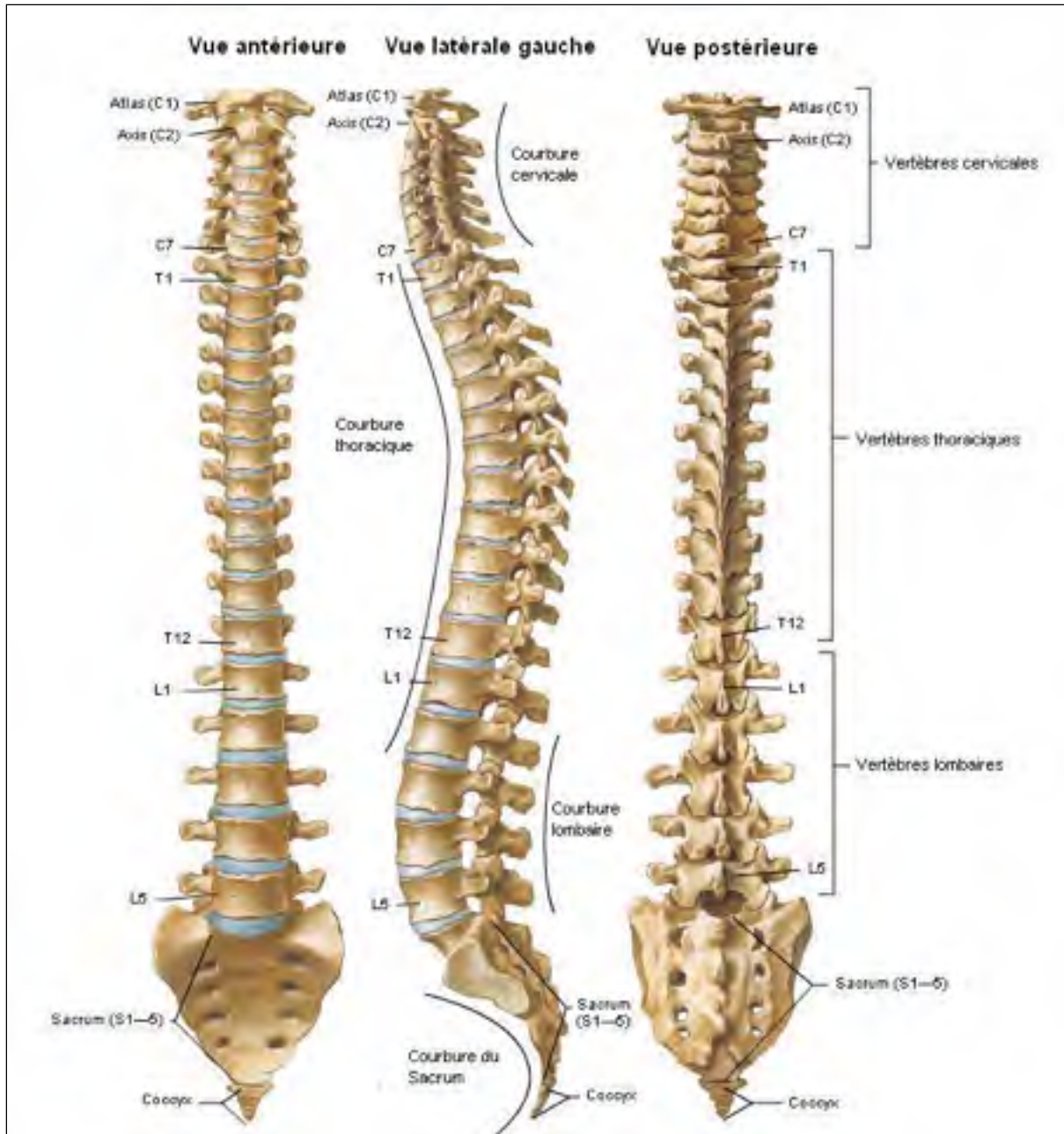


Figure 1.1 La colonne vertébrale entière
Adaptée de Netter et Machado (2003)

1.1.1 La colonne vertébrale cervicale

La colonne vertébrale cervicale est le segment supérieur de courbure concave vers l'arrière du rachis. Les vertèbres cervicales sont caractérisées par leur légèreté et leur petit volume. Comme il est possible de le voir sur la Figure 1.2, le rachis cervical part de la vertèbre supérieure, plus communément appelée atlas et termine à la septième vertèbre, nommée C7 (Marieb, 1998).



Figure 1.2 Les 7 vertèbres cervicales
Adaptée de Marieb (1998)

Sur la Figure 1.3, on peut voir les différentes parties des vertèbres cervicales C4 et C7. Celles-ci représentent bien les vertèbres cervicales typiques de C3 à C7. Elles possèdent un corps de forme ovale, un trou vertébral triangulaire ainsi que différents processus et tubercules. Il est à noter qu'à l'exception de la vertèbre C7, leur processus épineux est assez court. Le long processus épineux de la dernière vertèbre cervicale est très apparent dans le bas du cou ce qui permet de l'utiliser comme référence afin de compter les vertèbres (Marieb, 1998).

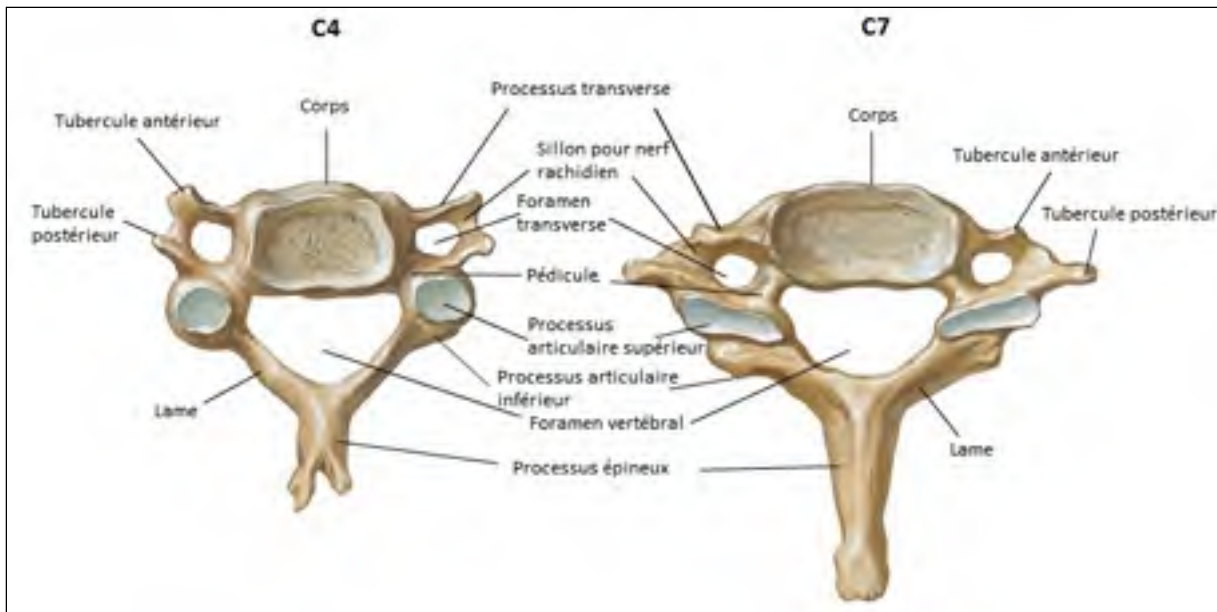


Figure 1.3 Vues supérieures de C4 et C7
Adaptée de Netter et Machado (2003)

La première vertèbre (atlas ou C1) est bien différente des autres vertèbres cervicales. En premier lieu, comme on peut l'observer sur la Figure 1.4 et la Figure 1.5, l'atlas est formé d'un anneau osseux comprenant deux masses latérales réunies par le biais d'arcs osseux antérieurs et postérieurs. Cette vertèbre a comme fonction de supporter la tête en accueillant les condyles occipitaux de celle-ci sur ses fossettes articulaires supérieures. D'un autre côté, les fossettes articulaires inférieures de l'atlas s'agencent avec l'axis (C2), mais aucun disque intervertébral ne sépare ces deux vertèbres. De plus, cette première vertèbre est caractérisée par le fait qu'elle ne possède ni corps ni processus épineux (Marieb, 1998).

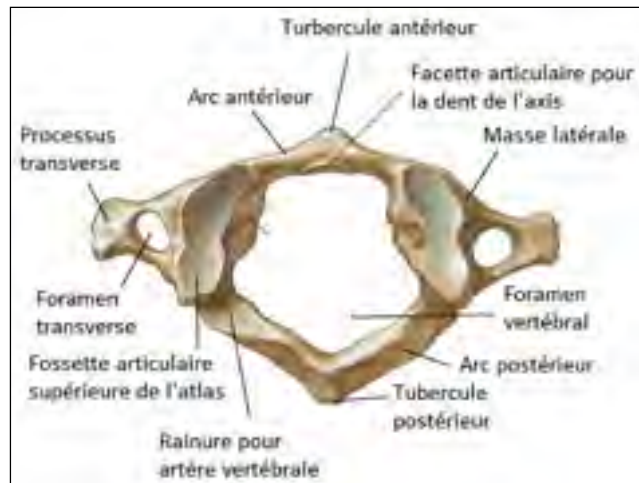


Figure 1.4 Vue supérieure de l'atlas
Adaptée de Netter et Machado (2003)

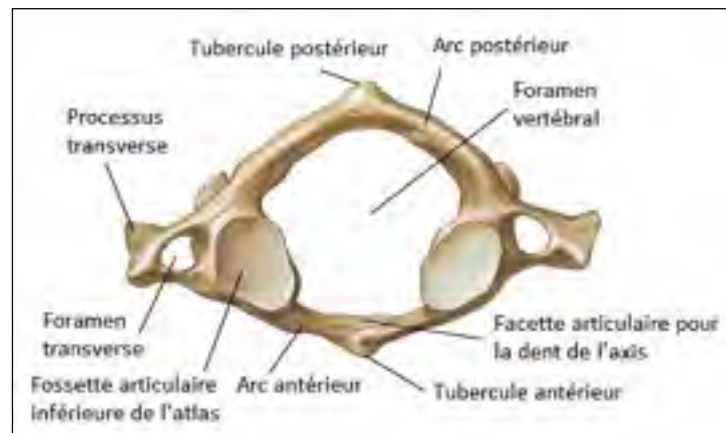


Figure 1.5 Vue inférieure de l'atlas
Adaptée de Netter et Machado (2003)

Comparativement à l'atlas, l'axis ressemble beaucoup plus aux vertèbres typiques (C3 à C7) du rachis cervical. En effet, comme il est possible de l'observer à la Figure 1.6 et à la Figure 1.7, elle possède différents processus et un corps comme les vertèbres typiques. Cependant, la dent de l'axis qui s'élève au-dessus de son corps rend cette vertèbre particulière. Cette dent s'agence avec l'arc antérieur de l'atlas, ce qui permet la rotation axiale de la tête (Marieb, 1998).

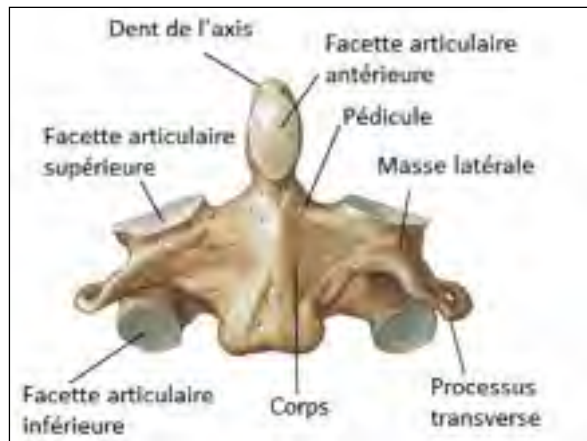


Figure 1.6 Vue antérieure de l'axis
Adaptée de Netter et Machado (2003)

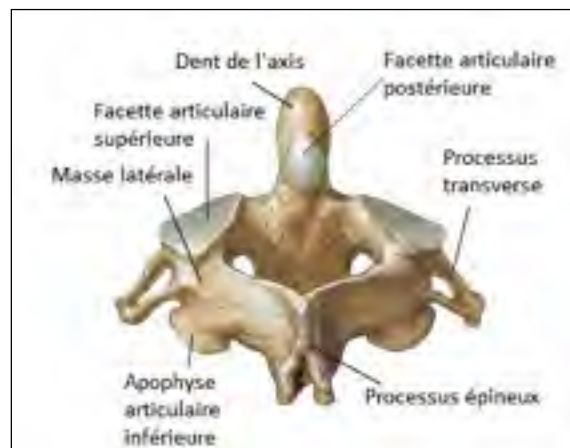


Figure 1.7 Vue postéro-supérieure
Adaptée de Netter et Machado (2003)

Dans le plan frontal, la colonne cervicale dite normale est pratiquement à la verticale ou le plus près possible de la verticale (Euro Spine, 2007). Dans la littérature, l'angle de courbure lordotique normal dans le plan sagittal de la colonne cervicale présente une grande variabilité (Grob, Frauenfelder et Mannion, 2007). En effet, cet angle dépend du sexe, de l'âge et de la méthode de mesure utilisée. La méthode de mesure la plus utilisée pour définir cet angle consiste à tracer une droite tangente à la face postérieure du corps de l'axis et une autre tangente à la face postérieure de la septième vertèbre en se référant à la radiographie de la colonne cervicale du sujet (*Voir* Figure 1.8). Ainsi, l'angle entre les deux droites peut être

mesuré à l'aide d'un goniomètre. Les résultats d'une étude sur la courbure normale du rachis cervicale en position debout présentent un angle moyen entre les droites C2 et C7 variant entre -20° et -35° (Grob, Frauenfelder et Mannion, 2007). Par convention, un angle négatif indique une courbure lordotique.

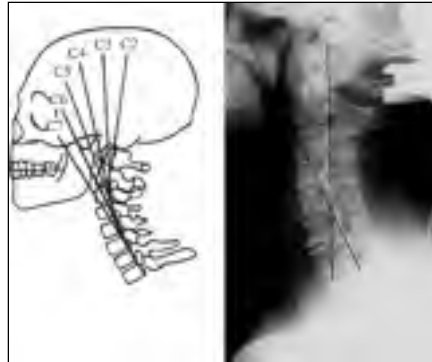


Figure 1.8 Courbure normale du rachis cervical dans le plan sagittal
Tirée de Grob, Frauenfelder et Mannion (2007)

1.1.2 La colonne vertébrale thoracique

En observant la Figure 1.9, on constate que les vertèbres thoraciques s'articulent avec les côtes. La taille des vertèbres thoraciques augmente de façon progressive en descendant vers l'extrémité caudale. Cependant, on remarque que la première vertèbre thoracique (T1) est très similaire à la dernière cervicale (C7) et que les 4 dernières vertèbres thoraciques ressemblent de plus en plus aux vertèbres lombaires.



Figure 1.9 Portion du segment thoracique (T7 à T9)
Adaptée de Netter et Machado (2003)

Plusieurs particularités caractérisent les vertèbres thoraciques. Par exemple, en se référant à la Figure 1.10 et à la Figure 1.11, on remarque que la forme de leur corps est similaire à celle d'un cœur, le foramen vertébral est plus ou moins circulaire et le processus épineux est long et dirigé angulairement vers le bas. De plus, les facettes costales supérieures et inférieures sont respectivement situées sur la partie supérieure et inférieure du corps vertébral. Elles servent de surfaces articulaires entre les vertèbres. À l'exception de T11 et T12, les processus transverses des vertèbres possèdent des facettes costales transverses s'articulant avec les côtes.

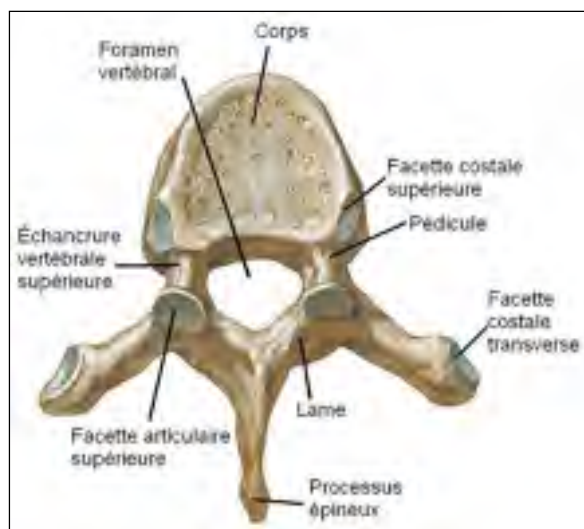


Figure 1.10 Vue supérieure de T6
Adaptée de Netter et Machado (2003)

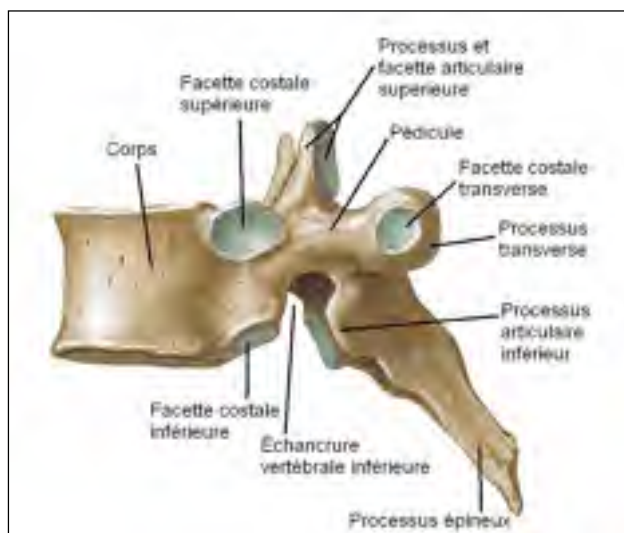


Figure 1.11 Vue latérale gauche de T6
Adaptée de Netter et Machado (2003)

Dans le plan frontal, la partie thoracique de la colonne vertébrale dite normale devrait se rapprocher de la verticale. D'un autre côté, le profil sagittal rachidien au niveau thoracique est caractérisé par l'angle de cyphose thoracique. Suivant étroitement les principes de Cobb, la méthode la plus utilisée consiste à mesurer l'angle entre le plateau inférieur de la vertèbre

caudale et le plateau supérieur de la vertèbre céphalique (*Voir* Figure 1.12). Initialement, cet angle a été proposé pour mesurer la déformation du rachis dans le plan frontal. Par convention, un angle positif décrit une déformation vers la droite et un angle négatif, une déformation vers la gauche. Par extension, dans le plan sagittal, un angle de courbure positif représente une lordose et un angle de courbure négatif, une cyphose. L'angle de cyphose thoracique est celui entre le plateau vertébral supérieur de T3 et le plateau vertébral inférieur de T12. Que la mesure s'effectue dans le plan frontal pour évaluer une scoliose ou dans le plan sagittal pour mesurer une cyphose ou une lordose, la méthode de mesure reste la même.

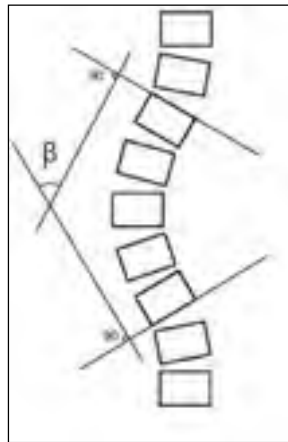


Figure 1.12 Méthode de mesure de l'angle de Cobb
Adaptée de Bernhardt et Bridwell (1989)

Bien que l'angle de cyphose thoracique dépend de nombreux facteurs comme l'âge et le sexe, on dit que la plage normale acceptable de cet angle est de 20 ° à 50 ° (Bernhardt et Bridwell, 1989).

1.1.3 Le complexe ligamentaire

Assisté des muscles du tronc, le rôle du complexe ligamentaire est d'assurer le maintien de l'ensemble de la colonne vertébrale. Les principaux ligaments de soutien de la colonne vertébrale sont le ligament longitudinal antérieur et le ligament longitudinal postérieur (*Voir* Figure 1.13) (Marieb, 1998). Du côté antérieur et postérieur, ces derniers longent continuellement le rachis du cou jusqu'au sacrum. Le ligament longitudinal antérieur est plus large que celui postérieur et s'agence aux vertèbres comme aux disques intervertébraux. En plus de son rôle de soutien, ce ligament empêche l'hyperextension de la colonne vertébrale. Le ligament longitudinal postérieur est moins résistant que celui antérieur et empêche l'hyperflexion du rachis. De plus, il est seulement ancré dans les disques intervertébraux. On remarque également que les ligaments jaunes relient les lames des vertèbres adjacentes. Les processus épineux des vertèbres sont rattachés par les ligaments interépineux et surépineux. La fonction du ligament intertransverse est de relier les processus transverses des vertèbres. Finalement, ce sont les ligaments capsulaires robustes qui fortifient la capsule des articulations zygapophysaires.

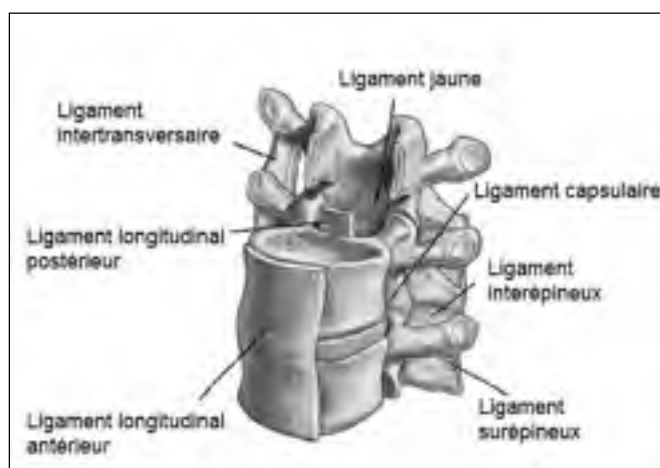


Figure 1.13 Ligaments rachidiens
Adaptée de Vertical Health (1999)

La liaison entre chaque palier vertébral antérieur est assurée par le disque intervertébral (*Voir* Figure 1.14). Un disque intervertébral est constitué de deux parties; le noyau pulpeux ainsi que l'anneau fibreux. Le noyau pulpeux se trouve dans la zone centrale semi-fluide et procure l'aspect compressible et élastique au disque. Autour du noyau, on retrouve l'anneau fibreux composé de fibres de collagène et de cartilage fibreux robuste. L'anneau fibreux constitue une structure capsulo-ligamentaire limitant la capacité d'expansion du noyau élastique et permet l'union des vertèbres successives. Une des fonctions principales des disques intervertébraux est d'agir comme amortisseur lors de certaines activités comme la marche ou la course. C'est aussi en partie par le biais des disques que la colonne vertébrale peut accepter un mouvement de flexion, d'extension et de rotation.

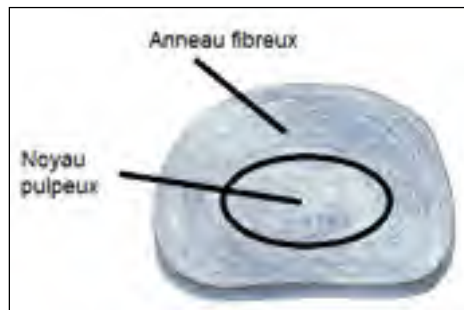


Figure 1.14 Vue supérieure d'un disque intervertébral
Adaptée de Netter et Machado (2003)

1.2 Traumatismes vertébraux aux niveaux cervical et thoracique

Suite à certains mouvements involontaires, il peut y avoir fracture vertébrale, rupture du disque intervertébral, déchirement ligamentaire ou blessure médullaire dans un cas extrême. Puisqu'il existe plusieurs types de traumatismes pouvant survenir dans différentes régions vertébrales, il est important de classer ces blessures dans le but de guider le clinicien dans son pronostic et son choix du meilleur traitement possible. Dans la littérature, il existe plusieurs classifications qui ont été suggérées selon la région de la colonne vertébrale atteinte. Dans la section qui suit, la classification de Harris (Harris, Edeiken-Monroe et Kopaniky, 1986) sera abordée pour traiter les blessures cervicales, car celle-ci a été créée de façon à englober les différentes classifications antérieures. Ensuite, il sera question des

classifications de Denis (Denis, 1983) et de Magerl (Magerl et al., 1994) puisqu'elles servent communément de références lorsqu'on aborde respectivement les blessures thoraciques et lombaires.

1.2.1 Classification de Harris

La classification que propose Harris se base sur les mécanismes de blessures et s'applique à la grande majorité des blessures cervicales aiguës. Cette classification est décrite comme étant simple, compréhensible, pragmatique et également significative pour les cliniciens comme pour les chercheurs (Harris, Edeiken-Monroe et Kopaniky, 1986). Comme on peut le constater en observant le Tableau 1.1, la classification de Harris se divise en sept groupes de blessures qui à leur tour se décomposent en différents sous-groupes (Harris, Edeiken-Monroe et Kopaniky, 1986).

Tableau 1.1 Classification de Harris
Adapté de Harris, Edeiken-Monroe et Kopaniky (1986)

Groupe	Sous-groupe
1. Flexion	A. Subluxation antérieure B. Dislocation bilatérale (facette) C. Fracture cunéiforme D. Fracture Clay-shoveler E. Fracture en goutte (teardrop)
2. Flexion-rotation	A. Dislocation unilatérale (facette)
3. Extension-rotation	A. Fracture « Pillar »
4. Compression verticale	A. Fracture Jefferson de l'atlas B. Fracture de type burst
5. Hyperextension	A. Dislocation hyperextension B. Fracture d'avulsion de l'arc antérieur de l'atlas C. Fracture d'extension en goutte de l'axis (teardrop) D. Fracture de l'arc postérieur de l'atlas E. Fracture laminaire F. Fracture de Hangman G. Fracture-dislocation en hyperextension
6. Flexion latérale	A. Fracture du processus unciforme
7. Mécanismes divers	A. Dissociation atlanto-occipital B. Fracture odontoïde

Les blessures incluses dans la classification de Harris sont décrites en détail à l'ANNEXE I. Plus précisément, on décrit les blessures cervicales de flexion, de combinaison de flexion et de rotation, de combinaison d'extension et de rotation, de compression verticale, d'hyperextension, de flexion latérale et autres.

1.2.2 Classification de Denis

La classification de Denis est un des systèmes communément utilisés qui sépare la colonne vertébrale en trois sur une coupe sagittale : la colonne antérieure, centrale et postérieure (Voir Figure 1.15). La colonne antérieure comprend le ligament longitudinal antérieur ainsi que la moitié antérieure du disque et du corps vertébral. La colonne centrale ou moyenne est formée du ligament longitudinal postérieur et des portions postérieures du corps vertébral et du disque. Enfin, la colonne postérieure comprend ce qui reste du rachis vers le côté postérieur jusqu'au ligament interépineux (Denis, 1983).

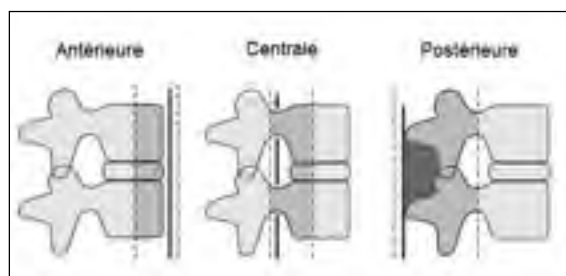


Figure 1.15 Les trois colonnes selon la classification de Denis
Tirée de BMJ Publishing Group (2011)

Comme il est possible de l'observer au Tableau 1.2, on classe les traumatismes vertébraux selon quatre groupes principaux de fractures : les fractures de compression, les fractures comminutives (burst), les fractures de flexion-distraction (seat-belt) et les fractures de dislocation. Le type de fracture est identifié selon le mode de rupture des colonnes antérieures, centrales et postérieures. Chaque classe de fracture est ensuite divisée en un maximum de cinq sous-groupes selon une description anatomopathologique et en fonction du mécanisme lésionnel (Schwartz, 1991). Il est donc possible de prédire les risques subséquents d'instabilité et d'atteintes neurologiques. Cependant, puisque la classification de Denis est simple, elle ne permet pas d'identifier avec précision les traumatismes plus complexes.

Tableau 1.2 Modes de rupture des trois colonnes selon le type de traumatismes
Adaptée de Denis (1983) et de Schwartz (1991)

Type de fracture	Site et lésion		
	Antérieure	Centrale	Postérieure
Compression	Compression	Aucune	Aucune ou distraction sévère
Burst	Compression	Compression	Aucune
Seat-belt	Aucune ou compression	Distraction	Distraction
Dislocation	Compression ou cisaillement (rotation)	Distraction ou cisaillement (rotation)	Distraction ou cisaillement (rotation)

1.2.3 Classification de Magerl

En 1994, la classification de blessures thoraciques et lombaires de Magerl fut introduite après l'analyse de 1445 cas de traumatismes rachidiens sur une période de 10 ans. On divise cette classification en 3 catégories représentant les mécanismes lésionnels les plus simples. Le type A correspond à une lésion en compression pure, le type B à une lésion avec distraction alors que le type C, à une lésion avec rotation. En se référant au Tableau 1.3, on remarque que chaque type de lésion se divise en trois groupes basés sur des critères anatomiques. Finalement, chaque groupe est subdivisé en deux ou trois sous-groupes qui, à leur tour, peuvent être subdivisés (Magerl et al., 1994). On note que la sévérité des lésions croît en fonction du type de traumatisme. Par exemple, les traumatismes de type B sont plus sévères que ceux de type A, mais moins sévères que ceux du type C. Il est important de souligner que la classification de Magerl est difficilement exploitable cliniquement. En termes de fiabilité inter-observateur (capacité par les cliniciens de classer de façon identique une même lésion) et de reproductibilité intra-observateur (capacité d'un chirurgien d'identifier de façon identique une même lésion, à des moments différents), les classifications de Denis et de Magerl offrent des résultats limités (Wood et al., 2005). D'un autre côté, contrairement au système de classification de Denis, celui de Magerl décrit de façon explicite les lésions

cliniquement observables et procure ainsi une base de connaissances utile en ce qui concerne la biomécanique des traumatismes rachidiens. Chaque type de traumatisme est abordé en détail à l'ANNEXE II.

Tableau 1.3 Classification de Magerl
Adapté de Magerl et al. (1994)

Type de traumatisme	Groupe	Sous-groupe
Type A. Lésion en compression pure	A1. Fracture de tassement	A1.1 Des plateaux vertébraux
		A1.2 Cunéiforme
		A1.3 Avec affaissement du corps vertébral
	A2. Fracture avec fissuration verticale (split)	A2.1 Sagittale
		A2.2 Coronale
		A2.3 de Pincer
	A3. Fracture comminutive (burst)	A3.1 Incomplète
		A3.2 Avec fissuration verticale
		A3.3 Complète
Type B. Lésion avec distraction	B1. Distraction postérieure à prédominance ligamentaire	B1.1 Avec distraction transverse du disque
		B1.2 Avec fracture de type A
	B2. Distraction postérieure à prédominance osseuse	B2.1 Avec fracture transverse complète (fracture de Chance)
		B2.2 Avec distraction du disque
		B2.3 Avec fracture de type A
	B3. Distraction antérieure à travers du disque	B3.1 Hyperextension- subluxation
		B3.2 Hyperextension-spondylolyse
		B3.3 Avec dislocation postérieure
	Type C. Lésion avec rotation	C1. Fracture de type A avec rotation
C1.2 Avec fissuration verticale		
C1.3 Comminutive (burst)		
C2. Fracture de type B avec rotation		C2.1 Traumatisme de type B1
		C2.2 Traumatisme de type B2
		C2.3 Traumatisme de type B3
C3 Traumatisme avec rotation et cisaillement		C3.1 Fracture en tranche (slice)
		C3.2 Fracture oblique

1.3 Traitement des blessures

Les blessures cervicales se traitent de deux façons, soit par chirurgie ou par orthèse. Le traitement par orthèse peut être invasif ou non. On note qu'un traitement par orthèse invasive nécessite généralement un contrôle supplémentaire comparativement au traitement par dispositif d'immobilisation externe. En Norvège, une étude portant sur le traitement de fractures cervicales démontre qu'on favorise le traitement par orthèse dans 68,7 % des cas, la chirurgie dans 26,6 % des cas et que dans 4,7 % des cas, aucune intervention n'est nécessaire (Fredo et al., 2012). Une étude rétrospective comptabilisant le type de traitement reçu par 70 victimes de blessures dans la région haute du rachis cervical (entre C1 et C3) montre que 31 patients (44 %) ont été traités par orthèse et 38 patients (54 %) ont été opérés (Nizare el et al., 2013). Or, ces données exposent un recours important à l'utilisation des dispositifs d'immobilisation pour traiter les blessures cervicales. D'un point de vue biomécanique, les orthèses rachidiennes sont utilisées dans le but d'immobiliser une région spécifique, normalement mobile, et de décharger un segment de la colonne vertébrale des forces appliquées. Plus précisément, ces orthèses possèdent cinq fonctions primaires; servir de rappel kinesthésique de façon à restreindre l'amplitude ou la vitesse des mouvements du tronc et du cou, offrir une interface de contact optimal entre l'orthèse et le patient pour favoriser une distribution de pression idéale et un bon contrôle, procurer au moins trois points de pression de manière à maintenir une position voulue, atteindre un certain contrôle de l'extrémité céphalique et caudale du segment vertébral ciblé ainsi qu'élever la pression intra-abdominale afin de réduire les forces appliquées sur la colonne vertébrale (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010). Il existe plusieurs types d'orthèse rachidienne sur le marché qu'on classifie selon la région d'immobilisation visée (cervicale, cervico-thoracique, thoraco-lombaire et lombo-sacrée) ou selon la rigidité du dispositif (flexible, semi-rigide et rigide). Ces équipements peuvent être préfabriqués en manufacture ou encore moulés sur mesure. Dans la présente section, plusieurs orthèses cervicales et cervico-thoraciques sont décrites.

1.3.1 Orthèses existantes

Johnson CTO

L'orthèse Johnson CTO (Cervical Thoracic Orthosis) (*Voir* Figure 1.16) est faite de polyéthylène moulé et d'aluminium. Elle est communément utilisée pour favoriser la guérison d'une fracture entre C4/5 et T3/4, pour l'immobilisation postopératoire et pour traiter une spondylarthrite ankylosante. Son support crânien postérieur encapsule la région occipitale pour obtenir un contrôle optimal. Ce dernier, agencé avec la mentonnière, permet d'immobiliser la tête. Comme la plupart des orthèses cervico-thoraciques, le dispositif Johnson CTO comprend deux assemblages de pièces; la partie antérieure et la partie postérieure. L'union des deux parties est assurée par des sangles d'attaches. Si une immobilisation supérieure est désirée, une sangle d'attache au niveau du front peut être ajoutée au dispositif. De plus, elle est ajustable en hauteur sans avoir recours à des outils et est compatible à l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Un problème important de cette orthèse est que les têtes de vis ressortent à l'interface coussin/plastique de la mentonnière, causant des problème de point de pression (Trulife, 2012).



Figure 1.16 Orthèse Johnson CTO
Tirée de Trulife (2012)

Minerve Lerman

La Minerve Lerman (*Voir* Figure 1.17), également en polyéthylène moulé et en aluminium, est conçue pour stabiliser la colonne dans la région cervicale et la partie supérieure de la région thoracique. Plus précisément, on peut l'utiliser suite à une fracture stable entre C3 et T2, une blessure ligamentaire ou musculaire, un coincement de nerf, pour contrôler l'arthrose ou simplement pour soulager une douleur au cou. Cette orthèse ajustable en hauteur possède deux parties (antérieure et postérieure) rigides s'unissant à l'aide de sangles d'attaches. De plus, elle comprend un support au niveau du menton et de l'occiput (Trulife, 2012). La Minerve Lerman se rapproche étroitement d'une orthèse brevetée (Lerman, 1986). Toutefois, ce brevet présente une orthèse dont la tige reliant la partie thoracique antérieure à la mentonnière est droite et non de forme ovale.



Figure 1.17 Minerve Lerman
Tirée de Trulife (2012)

Minerve Lerman III

Inspirée de la Minerve Lerman, la Minerve Lerman III (*Voir Figure 1.18*) possède quelques particularités. En effet, elle supporte sur une plus grande surface la région crânienne postérieure, elle comprend des supports latéraux et la tige liant la partie thoracique avec la mentonnière est en forme de C. De plus, sur les deux parties thoraciques on retrouve des ouvertures pour favoriser la ventilation. Le dispositif est ajustable en hauteur sans avoir recours à des outils spécifiques. D'un autre côté, on l'utilise cliniquement dans les mêmes situations que la Minerve Lerman (Trulife, 2012).



Figure 1.18 Minerve Lerman III
Tirée de Trulife (2012)

Lerman non-invasive Halo

L'orthèse Lerman non-invasive Halo (*Voir Figure 1.19*) composé de polyéthylène et de composite est réputée comme étant une des orthèses cervico-thoraciques les plus confortables. On l'utilise communément pour immobiliser le rachis cervical de façon sécuritaire suite à une fracture stable, avec ou sans légère dislocation. Ce dispositif possède des boucles de sangle d'attache munies de code de couleur, ce qui facilite l'installation pour le personnel médical. De plus, cette orthèse est compatible à l'IRM, ajustable en hauteur et facile à installer et désinstaller en position de décubitus dorsal. Le fait qu'elle possède une coque amovible pour assurer la réanimation cardio-respiratoire en cas d'urgence la rend particulière. D'un autre côté, l'orthèse Lerman non-invasive Halo est l'une des plus coûteuses sur le marché (Trulife, 2012). Enfin, cette orthèse a été breveté (Lerman, 2002).



Figure 1.19 Orthèse Lerman non-invasive Halo
(Trulife, 2012)

SOMI

Représentée à la Figure 1.20, l'orthèse SOMI (Sternal Occipital Mandibular Immobilizer) fabriquée en aluminium revêtu de vinyle est utilisée pour assurer la stabilisation post-opératoire ou encore pour traiter des fractures stables entre C4/5 et T3/4. Ce dispositif sert entre autres à immobiliser la tête dans une position spécifique de façon à faciliter le travail du praticien. De plus, il possède une mentonnière amovible, il est ajustable en hauteur, peu encombrant et facile à installer lorsque le patient est en position de décubitus dorsal (Trulife, 2012). Enfin, il est important de noter que l'orthèse SOMI possède un brevet (Nitschke, 1973).



Figure 1.20 Orthèse SOMI
Tirée de Trulife (2012)

Aspen CTO

Contrairement aux équipements présentés précédemment, cette orthèse (*Voir* Figure 1.21) comprend un collet cervical combiné avec une extension thoracique reliée par des tiges de support. Dépendamment du degré d'immobilisation désiré, l'orthèse Aspen CTO peut se porter sous trois formes; le collet seul, le collet combiné avec l'extension thoracique reliée par deux tiges de support ou encore le collet combiné avec l'extension thoracique reliée par quatre tiges de support. Il est à noter que le collet seul est la configuration restreignant le moins le mouvement du cou tandis que le collet combiné avec l'extension thoracique reliée par quatre tiges de support est la configuration qui restreint le plus le mouvement au niveau du cou. Ce dispositif est polyvalent et peut s'adapter aux différentes situations possibles. De plus, cette orthèse compatible à l'IRM offre un confort tolérable par les patients (Aspen Medical Products inc, 2012). Cette invention est également protégée par un brevet (Garth et Hamilton, 2001).



Figure 1.21 Orthèse Aspen CTO
Tirée de Aspen Medical Products (2012)

Vista TS

Comme l'orthèse Aspen CTO, la Vista TS (*Voir* Figure 1.22) comprend deux parties principales; le collet pouvant être porté individuellement ainsi que l'extension thoracique. Différentes caractéristiques permettent à cette orthèse de s'adapter à plusieurs morphologies. Par exemple, la tige reliant le collet à la partie thoracique peut s'incliner selon le volume ventral du patient et la partie accueillant cette tige possède un mécanisme d'ajustement angulaire. Comme la plupart des orthèses de ce type, elle est ajustable en hauteur. Comme la plupart des dispositifs présentés, un brevet protège la propriété intellectuelle de l'orthèse Vista TS (Garth et al., 2012).



Figure 1.22 Orthèse Vista TS
Tirée de Aspen Medical Products (2012)

Miami JTO Extension

Comme les deux équipements présentés précédemment, l'orthèse Miami JTO Extension (Voir Figure 1.23) est caractérisée par l'union d'un collet cervical et d'une extension thoracique par le biais d'un support de menton. En ajoutant ou en retirant certaines parties, il est possible d'ajuster le degré d'immobilisation en fonction de l'évolution de la réhabilitation du patient. Cette orthèse est recommandée pour remédier à une perturbation dans les régions haute et basse du rachis cervical. Plus précisément, elle peut favoriser le traitement d'une légère instabilité, fracture de masse latérale, fracture de processus épineux, fracture stable de Jefferson ou de Hangman, fracture de l'odontoïde de type 1, sténose rachidienne, d'un trouble dégénératif, un spondylolisthésis ou peut assurer l'immobilisation post chirurgicale. De plus, avec le port de cet équipement qui ne comprend aucune pièce métallique, il est sécuritaire d'effectuer une IRM ou une radiographie par rayons X. L'orthèse Miami JTO Extension a la réputation d'être confortable pour le patient. (Össur, 2012). Enfin, cette technologie a récemment été brevetée (Tweardy, 2009).



Figure 1.23 Orthèse Miami JTO Extension
Tirée de Ossür (2012)

Resolve Halo system

En se référant à la Figure 1.24, on peut voir que ce système est le seul qui ne possède pas d'appui au menton. L'absence de mentonnière peut être avantageuse pour exercer plus facilement des activités quotidiennes telles que se nourrir ou parler. Cette orthèse comprend un anneau crânien en composite, des pointes crâniennes en céramique et un support thoracique. L'installation de ce système invasif nécessite une intervention chirurgicale afin d'insérer des tiges intra-corticales dans le crâne de la victime. Le Resolve Halo system est ajustable, léger et possède plusieurs ouvertures de façon à favoriser le confort du patient. On recommande l'utilisation de cet équipement principalement suite à un événement traumatique ou chronique nécessitant une traction de la colonne cervicale, suite à un traumatisme cervical ou encore à des fins post-chirurgicale (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010). Il est aussi sécuritaire de réaliser une IRM en présence de cette orthèse cervico-thoracique puisqu'elle ne possède pas de pièce métallique (Össur, 2012). Trois brevets protègent les différentes composantes de cette technologie (Bremer et Bremer, 1993; Iversen et Eastman, 1985; Stamper et Meek, 2006).



Figure 1.24 Orthèse Resolve Halo system
Tirée de Össur (2012)

1.3.2 Guide du choix des orthèses cervicales et cervico-thoraciques

Comme dit précédemment, les orthèses rachidiennes sont classées selon la région anatomique à immobiliser (cervicale, cervico-thoracique, thoraco-lombaire ou lombo-sacrée) ou selon la rigidité du dispositif (flexible, semi-rigide et rigide). Par exemple, le port d'une orthèse flexible, restreignant faiblement les mouvements du cou, est conseillé suite à un coup de fouet cervical (whiplash) ou une douleur au cou en l'absence de blessure instable aux os et aux ligaments. Les orthèses cervico-thoraciques sont généralement rigides et possèdent une extension thoracique permettant d'immobiliser la région basse de la colonne cervicale ainsi que la jonction cervico-thoracique. La plupart du temps, on ordonne ce type d'orthèse suite à une blessure rachidienne dans la région supérieure à T6. Cependant, puisqu'il existe plusieurs modèles d'orthèses, il est important de prescrire l'équipement approprié. Dans la littérature, on fournit des lignes directrices pour choisir l'orthèse adéquate selon la région touchée, le type de lésion et la situation clinique du patient. Le Tableau 1.4 est un guide général pouvant aider les cliniciens à choisir une orthèse cervicale ou cervico-thoracique selon la région atteinte (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010).

Tableau 1.4 Guide du choix d'orthèse selon la région touchée
Adapté de Agabgi, Asghar et Herkowitz (2010)

Région	Orthèse appropriée
Cervicale Haute (Occiput-C1, C1-C2)	Miami J Minerve Resolve Halo system
Cervicale moyenne (C2-C6)	Miami J ou collet rigide quelconque
Jonction cervico-thoracique (C6-T5)	Miami JTO Extension Aspen CTO SOMI Minerve Orthèse cervico-thoracique moulée sur mesure Resolve Halo system

Il est d'une importance cruciale que l'orthèse choisie soit de la grandeur appropriée pour le patient. Dans le cas inverse, le traitement pourrait échouer lamentablement et engendrer des complications indésirables. Le clinicien devrait soigneusement évaluer la blessure de façon pronostique ainsi que l'anatomie du patient avant de prescrire une orthèse rachidienne. En effet, il existe des dispositifs d'immobilisation s'adaptant mieux à certains types de silhouette que d'autres. On note aussi que plus le patient souffre d'obésité, plus l'efficacité de l'orthèse à contrôler la colonne est modérée vu l'épaisseur de l'enveloppe corporelle. De plus, si au court du rétablissement on observe une perte de poids ou une croissance du niveau d'activité, on doit constamment modifier le dispositif d'immobilisation. Enfin, une orthèse de taille appropriée procurera un meilleur confort à l'utilisateur et l'aidera à se conformer aux indications cliniques, ce qui favorisera un traitement optimal.

1.3.3 Complications cliniques

L'utilisation inadéquate des orthèses pour la colonne vertébrale peut mener à l'échec du traitement ainsi qu'à des complications importantes. Cependant, même l'usage irréprochable d'une orthèse cervico-thoracique dans des conditions favorables peut engendrer des complications. Par exemple, la dégradation de la peau due à la pression ou à la macération, la haute pression intracrânienne, la dysphagie, le déconditionnement musculaire ainsi que la conformité des patients à porter le dispositif d'immobilisation sont des problèmes cliniques possibles (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010). Dans la section qui suit, deux problèmes, soit la dégradation de la peau et la haute pression intracrânienne, seront abordés puisqu'ils sont les plus courants.

Dégradation de la peau

Le problème majeur lié aux orthèses rachidiennes est dû à la pression induite par celles-ci. Cette pression est généralement accentuée dans les régions où les tissus mous sont minces tels qu'au menton, à l'occiput, à la mandibule, aux épaules et aux clavicules. Comme un patient peut être appelé à porter un dispositif d'immobilisation cervico-thoracique pendant plusieurs mois, la conséquence possible de cette forte pression est la dégradation de la peau

(Voir Figure 1.25). Dans la littérature, les chercheurs s'entendent sur le fait qu'une pression de contact soutenue au-dessus de 32 mmHg représente la pression capillaire critique et est la cause majeure d'une détérioration irréversible de la peau (Kosiak, 1961). Selon Ajani et al., porter un collet cervical de 48 à 72 heures est associé à l'augmentation de risques de développement d'ulcères de pression (Ajani et al., 1998). Les ulcères complets se développent généralement lorsqu'on porte le dispositif d'immobilisation pendant plus de 5 jours. En effet, selon une étude clinique menée par Davis et al., 55 % des patients qui ont porté le collet cervical pendant 5 jours ou plus ont développé des ulcères de pressions complets (Davis et al., 1995). Cette complication affecte non seulement le bien-être du patient, mais coûte très cher aux centres hospitaliers. Chaque ulcère de pression peut coûter jusqu'à 30 000\$ pour assurer les soins nécessaires au patient (Plaisier et al., 1994). De plus, les praticiens doivent porter une attention particulière dans le cas où une victime devant porter une orthèse rachidienne ait subi une blessure médullaire. Une des conséquences qu'on note chez les blessés médullaires est la perte d'impulsion vasomotrice qui engendre un problème de circulation. Or, une pression appliquée sur un tissu pauvrement oxygéné favorise le développement d'ulcères de pression. Plaisier et al. montre que le collet cervical Miami J, faisant l'objet de la partie supérieure de l'orthèse Miami JTO Extension (Voir Figure 1.23), exerce une pression acceptable au niveau de la mandibule et de l'occiput (Plaisier et al., 1994). Dans un même ordre d'idée, Powers et al. stipule que le port du collet cervical Aspen qui compose la partie supérieure de l'orthèse Aspen CTO (Voir Figure 1.21) est favorable pour éviter la détérioration de la peau (Powers et al., 2006).



Figure 1.25 Ulcère de pression au menton
Tirée de Webber-Jones, Thomas et Bordeaux (2002)

La macération est également associée à la dégradation de la peau. À long terme, dans un milieu humide, la peau a tendance à perdre ses propriétés mécaniques et se détériorer. Lorsqu'il y a application d'une pression sur la peau en milieu humide, le processus de détérioration se produit plus rapidement (Liew et Hill, 1994). Or, la présence d'ouvertures permettant la ventilation de la peau et de l'orthèse est indispensable pour contribuer au confort du patient. Ainsi, ces informations seront prises en compte lors de la conception d'une orthèse cervico-thoracique.

Pression intracrânienne

L'augmentation de la pression intracrânienne est un second problème lié aux orthèses cervico-thoraciques. Cette pression est exercée par le liquide céphalo-rachidien dans l'espace sous-arachnoïdien situé entre le crâne et le cerveau. Plus précisément, la partie de l'orthèse visant l'immobilisation du segment cervical peut engendrer l'accroissement de la pression intracrânienne par l'obstruction de l'écoulement veineux au niveau des veines jugulaires. Plusieurs études montrent que, dans la plupart des cas analysés, la pression intracrânienne augmente significativement lorsque le patient porte un collet cervical suite à une blessure crânienne (Craig et Nielsen, 1991; Davies, Deakin et Wilson, 1996; Hunt, Hallworth et Smith, 2001; Kolb, Summers et Galli, 1999; Mobbs, Stoodley et Fuller, 2002; Raphael et Chotai, 1994). Toutefois, les recherches semblent contradictoires, car dans une étude de Kuhnigk et al. on n'a observé aucun changement significatif entre la pression intracrânienne avant et après l'installation d'un collet cervical d'urgence (Kuhnigk, Bomke et Seifrin, 1993). Aucune étude concernant l'augmentation de la pression intracrânienne liée à une orthèse cervico-thoracique n'a été trouvée. Cependant, même si ces études portent sur les collets cervicaux, il est important de tenir compte de ce problème puisqu'il peut également survenir lors du port d'une orthèse cervico-thoracique. Cette augmentation de pression peut être douloureuse pour le patient et peut être particulièrement dangereuse chez les gens ayant une pression intracrânienne initialement plus élevée que la moyenne.

1.4 Efficacité biomécanique des orthèses

D'abord, il est important de noter que peu importe la région ciblée (cervicale, thoracique, lombaire), l'immobilisation rachidienne complète n'est généralement pas atteinte (Hughes, 1998). Effectivement, même la veste Halo (*Voir* Figure 1.24) permet une légère mobilité de la colonne cervicale (Johnson et al., 1977; Lind, Sihlbom et Nordwall, 1988). Par contre, selon les mouvements de base (flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale), certains dispositifs sont plus efficaces que d'autres pour immobiliser la portion du rachis voulue. Les équipements doivent posséder des caractéristiques particulières pour favoriser une bonne immobilisation. Par exemple, un support au niveau du menton et de la mandibule semble nécessaire pour limiter les mouvements en rotation axiale. Un mouvement mandibulaire, comme lorsqu'on mastique, peut accroître la mobilité du segment cervical supérieur (Chin et al., 2006). Dans la région cervicale inférieure, il faut tenir compte du fait que la clavicule bouge en fonction du mouvement des épaules et que les tissus mous du cou limitent la pression applicable à cette région. L'immobilisation du rachis cervical est un défi de taille puisqu'il comprend plusieurs éléments mobiles.

Depuis les 4 dernières décennies, la littérature propose plusieurs variantes quant aux méthodes utilisées pour évaluer le mouvement inter segmental rachidien que peuvent restreindre les orthèses. Parmi ces méthodes on retrouve la radiographie, l'analyse par stéréophotogrammétrie, la fluoroscopie, la goniométrie et l'utilisation d'inclinomètre liquide ou de marqueurs externes (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010). De plus, certains chercheurs choisissent l'expérimentation sur des sujets sains tandis que d'autres préfèrent réaliser leurs expériences sur des spécimens cadavériques. Dans cette section, les principales études biomécaniques portant sur les orthèses cervicales et cervico-thoraciques seront abordées.

Les collets cervicaux rigides sont en général efficaces pour limiter les mouvements de flexion et d'extension dans le plan sagittal, mais sont moins effectifs en flexion latérale et en rotation axiale (Johnson et al., 1977). Ils ne procurent pas de prises suffisantes aux extrémités

céphalique (tête) et caudale (thorax) pour atteindre une immobilisation optimale (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010). Autrement dit, ils sont reconnus pour procurer une immobilisation adéquate au milieu de la colonne cervicale, mais sont moins efficaces pour l'immobilisation des régions haute et basse (Sandler et al., 1996). Antérieurement, la plupart des collets cervicaux s'appuient sur la mandibule, les clavicules ainsi que l'échancrure trachéale. Postérieurement, ils couvrent l'occiput et les premières vertèbres thoraciques (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010). L'ajout d'une extension thoracique à un collet cervical est assez courant. Celle-ci permet une meilleure immobilisation de la colonne cervicale inférieure et de la jonction cervico-thoracique (Gavin et al., 2003).

Selon une étude récente, les orthèses cervico-thoracique comme les Minerves, le système Halo et l'orthèse SOMI immobilisent davantage le rachis que les collets cervicaux (Schneider et al., 2007). Parmi toutes les orthèses testées, la Minerve Lerman et la Lerman non-invasive Halo ont illustrés les meilleurs résultats pour restreindre les mouvements dans le plan sagittal. La Minerve fut la plus efficace pour limiter les mouvements intervertébraux dans le plan sagittal. En général, la Minerve et la veste halo sont meilleures que les autres pour immobiliser la colonne cervicale en raison de la prise optimale au niveau de la tête (Pringle, 1990). La Minerve peut être une alternative de choix au système Halo pour des patients qui ont subi une blessure crânienne. Cependant, des auteurs se contredisent quant au degré d'efficacité à immobiliser la colonne cervicale supérieure de la Minerve (Benzel, Hadden et Saulsbery, 1989; Pringle, 1990). Certains recommandent la Minerve uniquement pour traiter les fractures sous C2 (Pringle, 1990) tandis que d'autres recherches montrent qu'elle est aussi efficace que l'orthèse Halo pour immobiliser la colonne cervicale supérieure (Benzel, Hadden et Saulsbery, 1989).

L'orthèse Halo est reconnue comme étant le meilleur dispositif d'immobilisation des régions haute et basse de la colonne cervicale grâce aux prises des extrémités céphalique et caudale. Toutefois, lors de la flexion-extension du cou, cette orthèse peut laisser place à des mouvements intervertébraux au milieu de la colonne cervicale. C'est le résultat de l'action des muscles du cou causant la translation relative des vertèbres aux dépens de

l'immobilisation rigide de la tête (Bono, 2007; Johnson et al., 1977). Plus précisément, ce phénomène implique la flexion à un niveau vertébral et l'extension simultanée aux niveaux adjacents. Enfin, le système Halo n'est pas plus efficace qu'un collet cervical rigide pour immobiliser le milieu de la colonne cervicale et son utilisation n'est pas recommandée chez les personnes âgées (Bono, 2007; Tashjian et al., 2006).

Il semble que la Minerve, qui offre un contact optimal, procure une meilleure immobilisation que la veste Halo. Or, on remarque que certaines données résultantes des études portant sur l'efficacité des orthèses cervicales sont contradictoires. Par exemple, des auteurs stipulent que la Minerve offre une immobilisation équivalente, sinon meilleure que l'orthèse Halo au niveau de la colonne cervicale supérieure et inférieure (Benzel et al., 1992; Maiman et al., 1989). Une autre étude qui compare également la Minerve à la veste Halo montre que les mouvements inter segmentaux possibles en flexion comme en extension sont significativement moindres avec le port de la Minerve (Benzel, Hadden et Saulsbery, 1989). En revanche, l'étude de Sharpe et al. témoigne que la Minerve offre un bon contrôle de la colonne cervicale sous C1, mais n'est pas efficace pour immobiliser la région occiput-C1 (Sharpe, Rao et Ziogas, 1995). D'autres recommandent le port du système Halo suite à une blessure au-dessus de C2 et celui de la Minerve suite à une blessure au-dessous de C2 (Pringle, 1990). Malgré les résultats contradictoires, la Minerve semble une alternative appropriée à l'orthèse Halo.

La veste Halo est reconnue comme étant la plus efficace pour traiter les blessures à la colonne cervicale supérieure (occiput-C1, C1-C2). Par contre, une étude biomécanique stipule que le port de la veste Halo peut engendrer des mouvements à la jonction occiput-C1 (Anderson et al., 1991). Selon l'étude de Richter et al., le contrôle du mouvement de la colonne cervicale supérieure offerte par le collet Miami J et la Minerve est comparable à celui offert par la veste Halo (Richter et al., 2001). Dans la même étude, on conclut que le collet Miami J offre un meilleur confort que la Minerve. Selon ces auteurs, le collet cervical Miami J est le meilleur choix pour traiter une blessure au niveau du rachis cervical supérieur.

L'orthèse Lerman non-invasive Halo (*Voir* Figure 1.19) est un compromis entre la veste Halo et la Minerve. On a montré son efficacité à immobiliser le rachis chez les patients en pédiatrie. Plus précisément, on l'utilise chez ceux ayant subi un torticolis musculaire congénital, une subluxation rotatoire de C1-C2 ou une fracture de l'odontoïde (Skaggs et al., 2008). On peut aussi l'utiliser à des fins d'immobilisation postopératoire. Comme la Minerve, l'orthèse Lerman non-invasive Halo est une alternative de choix à la veste Halo chez les enfants puisque les tiges de cette dernière pourraient pénétrer le crâne lors d'une chute.

Finalement, il existe quelques options pour immobiliser la jonction cervico-thoracique. On recommande les CTO, l'orthèse Miami JTO Extension, la Minerve, l'orthèse SOMI, la veste Halo ou encore une orthèse cervico-thoracique moulée sur mesure. Tous ces dispositifs peuvent être utilisés pour immobiliser la jonction cervico-thoracique jusqu'à approximativement T5 (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010). En général, en augmentant la longueur d'une orthèse, on améliore sa capacité à restreindre les mouvements (Johnson et al., 1977).

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET APPROCHE MÉTHODOLOGIQUE

2.1 Problématique

Les traumatismes vertébraux sont fréquents et engendrent de lourdes séquelles sur l'intégrité physique des victimes. Somme toute, 21% des fractures vertébrales se situent au niveau du rachis cervical. Dans le cas où le chirurgien-orthopédiste ne peut procéder à l'opération ou si une immobilisation post-chirurgicale est nécessaire, ce dernier prescrit une orthèse cervico-thoracique au patient. Actuellement, les orthèses cervico-thoraciques les plus couramment utilisées permettent de protéger et de stabiliser partiellement la colonne vertébrale blessée entre C1 et T5. Elles sont particulièrement simples et rapides à installer pour les praticiens. Cependant, la conception de ces orthèses n'est pas optimale puisque le recours à celles-ci engendre diverses complications pour les patients comme pour les orthésistes ayant à les installer (Webber-Jones, Thomas et Bordeaux, 2002). Comme on l'a vu au chapitre précédent, l'inconfort du patient est un premier problème lié au port de cet équipement. Cette incommodité est principalement due à la pression induite par ce dernier. Or un patient peut être appelé à porter une orthèse cervico-thoracique pendant plusieurs mois. La conséquence à long terme de cette forte pression est la dégradation de la peau (Kosiak, 1961). D'une autre part, l'inefficacité des orthèses non-invasives existantes à immobiliser le rachis cervical et thoracique est aussi remise en question (Hughes, 1998). Effectivement, il est présentement difficile de stabiliser les régions cervicales et thoraciques de la colonne vertébrale par orthèse, ce qui peut prolonger la durée du traitement. Ainsi, ce projet de maîtrise consiste à la conception et l'évaluation d'une orthèse cervico-thoracique par une méthode de développement de produit reconnue en ingénierie, soit le déploiement de la fonction qualité visant l'amélioration du traitement des blessures de la région cervicale et thoracique de la colonne vertébrale.

2.2 Objectifs

Objectif global :

L'objectif global de ce projet est d'améliorer le traitement par orthèse des blessures cervicales et thoraciques de la colonne vertébrale en concevant une orthèse cervico-thoracique à l'aide du déploiement de la fonction qualité.

Objectifs secondaires (OS) :

OS1 : Concevoir un modèle d'orthèse cervico-thoracique amélioré afin de pallier aux différentes lacunes des équipements existants.

OS2 : Fabriquer un prototype du modèle conçu.

OS3 : Évaluer le confort et la stabilité du prototype d'orthèse cervico-thoracique à l'aide d'études biomécaniques.

2.3 Approche méthodologique

Le présent document se divise en plusieurs sections, soit la conception d'un modèle d'orthèse cervico-thoracique, la fabrication d'un prototype, l'évaluation de ce dernier ainsi que les résultats obtenus. La Figure 2.1 montre les détails des différentes parties du projet.

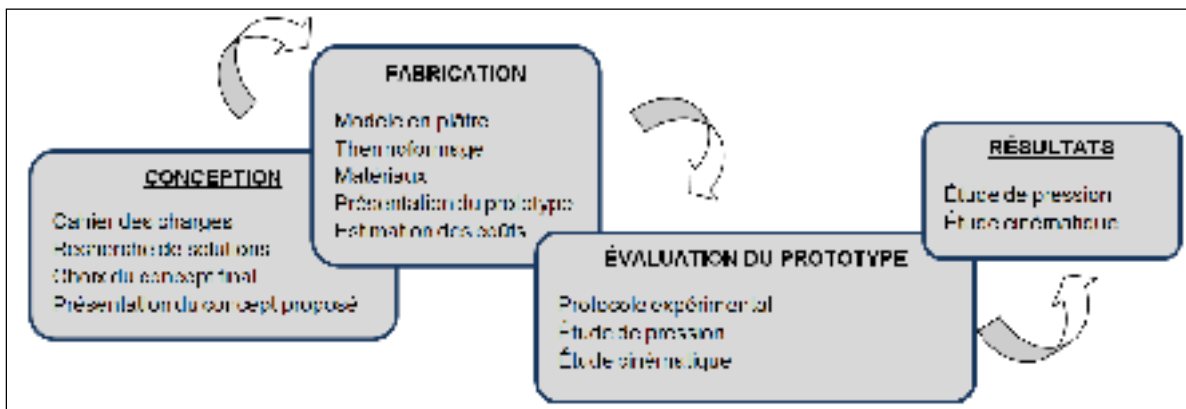


Figure 2.1 Schéma de l'approche méthodologique utilisée

CHAPITRE 3

CONCEPTION

3.1 Cahier des charges

Le cahier des charges est l'issue de la phase d'analyse du problème. Ce cahier est une étape importante dans le développement d'un produit ou d'un service puisqu'il s'agit du document de référence dans lequel se retrouvent toutes les bases du projet. La méthode employée pour l'élaboration du cahier des charges est celle du déploiement de la fonction qualité (DFQ). On définit le DFQ comme étant « une méthode de conception qui sert à organiser le développement d'un produit ou d'un service » (Béchar, 1997, p. 8). Cette méthode de conception est fondée sur l'identification des besoins des clients et s'applique au développement de nouveaux produits ou à l'amélioration de produits existants. Le DFQ est aussi reconnu comme un outil de planification puisqu'il permet d'organiser les étapes du processus de conception. Cette section présentera les besoins des clients traduits en caractéristiques techniques évaluables, les restrictions, la maison de la qualité ainsi que le barème d'évaluation servant à évaluer les solutions prometteuses.

3.1.1 Les besoins clients et leurs spécifications techniques

Collecte des besoins

Pour déterminer clairement les besoins des clients, deux méthodes ont été utilisées, soit l'entrevue ainsi que la mise en situation d'installation d'orthèse.

La première méthode consiste à rencontrer les gens qui ont recours à l'utilisation d'orthèse cervico-thoracique et à leur demander quels sont leurs besoins face au dispositif. Plus précisément, trois chirurgien-orthopédistes, quatre orthésistes, une ergothérapeute ainsi qu'une ancienne victime d'un traumatisme vertébral ont été rencontrés.

La deuxième méthode, soit la mise en situation d'installation d'orthèse, consiste à assister à l'installation d'une orthèse cervico-thoracique sur un patient ayant subi une blessure à la colonne cervicale ou thoracique. Plus précisément, un orthésiste qualifié d'Orthèse Prothèse Rive-Sud a installé l'orthèse Johnson CTO sur une personne âgée ayant subi une fracture de C2. Lors de cette intervention, la totalité des manipulations effectuées par les praticiens (orthésiste, infirmières, proposée aux bénéficiaires) ont été notés et répertoriés. Après l'intervention, les manipulations ont été triées et étudiées de façon à déterminer les besoins des praticiens et des patients face au dispositif d'immobilisation.

Structuration et priorisation des besoins

La structuration des besoins est importante puisqu'elle engendre des répercussions directes sur la suite de la méthode. Parfois, il arrive que les clients n'expriment pas explicitement leur besoin. De ce fait, suite aux entrevues effectuées, il faut transformer les éléments de réponses des usagers en besoins explicites. De plus, le fait de regrouper les besoins selon des catégories facilite l'organisation du DFQ. Dans le cas présent, les besoins des clients sont divisés en trois groupes : la fonctionnalité, la convivialité et autre (*Voir* Tableau 3.1). Par la suite, chaque attribut reçoit une cote selon l'importance absolue qui lui a été attribuée par les clients. Les cotes varient de 1 (faible importance) jusqu'à 5 (importance ultime).

Tableau 3.1 Besoins des clients

Groupe	Besoin client	Cote
Fonctionnalité	Stable	5
	Ajustable	3
	Rapide à installer	2
	Simple à installer	2
Convivialité	Confortable	5
	Non-restrictive	3
Coût	Abordable	4

Les caractéristiques techniques

Une fois les besoins trouvés, il s'agit de déterminer les moyens à mettre en œuvre pour y répondre. On nomme ces moyens les caractéristiques techniques du produit. Ces dernières représentent les critères de conception et serviront à évaluer les différents concepts qui seront éventuellement proposés. Autrement dit, à l'aide de ces critères de conception, il sera possible de vérifier jusqu'à quel point les solutions répondent aux besoins des clients. De plus, un objectif quantifié ou une cible est fixé et attribué à chaque caractéristique technique. L'ensemble d'une caractéristique et d'un objectif correspondant se nomme la spécification technique.

Description des besoins clients et de leurs spécifications techniques

- **L'orthèse cervico-thoracique est stable**

La fonction première d'une orthèse cervico-thoracique est d'immobiliser efficacement le rachis cervical et la partie supérieure de la colonne vertébrale thoracique afin de favoriser la réhabilitation du patient. Durant son traitement par orthèse, le patient n'est pas constamment immobile et peut réaliser certaines activités quotidiennes, ce qui peut engendrer divers mouvements dans la colonne vertébrale. Un équipement stable dans les trois plans de

l'espace (médián, coronal et horizontal) favorisera un traitement efficace. De plus, une rigidité suffisante de la structure de l'orthèse influencera fortement sa stabilité.

Spécifications techniques quantitatives:

- Amplitude du mouvement C1-C7 en flexion-extension (↓), 15 °
- Amplitude de mouvement C1-C7 en flexion latérale (↓), 20 °
- Amplitude de mouvement C1-C7 en rotation axiale (↓), 15 °

Les cibles attribuées aux trois caractéristiques techniques ci-haut sont tirées d'une étude visant à quantifier l'amplitude des mouvements cervicaux (flexion-extension, flexion latérale et rotation axiale) possibles sur des sujets sains portant différentes orthèses cervicales (Schneider et al., 2007). Les cibles choisies sont les amplitudes de mouvement moyennes permises par l'orthèse Lerman non-invasive Halo, soit l'équipement offrant la meilleure immobilisation dans les 3 mouvements comparativement aux autres orthèses utilisées dans l'étude.

- **L'orthèse cervico-thoracique est ajustable**

Pour que les orthésistes soient en mesure d'installer correctement l'orthèse cervico-thoracique sur un patient en position voulue, celle-ci doit posséder divers ajustements. En effet, elle doit s'ajuster fonctionnellement pour favoriser un positionnement et une immobilisation efficace tout en s'ajustant morphologiquement pour épouser les formes du patient.

Spécifications techniques quantitatives:

- Pointage d'ajustements fonctionnels et morphologiques (↑), 12 points

Le Tableau 3.2 permet de déterminer le nombre total de points accordés aux ajustements fonctionnels et morphologiques du concept évalué. Une note de performance qui varie de 1 (faible importance) jusqu'à 3 (forte importance) est attribuée à chaque type d'ajustement. Par exemple, la présence d'un ajustement en hauteur est plus importante que celle d'un

ajustement angulaire dans le plan médian. Si le concept évalué possède le type d'ajustement recherché, il reçoit la note de performance associée au type d'ajustement. On peut ensuite faire la somme des points pour un concept.

Tableau 3.2 Pointage d'ajustements fonctionnels et morphologiques

Type d'ajustement	Note de performance (1 à 3)
En hauteur	3
Angulaire dans le plan médian	2
Circonférence de la tête	3
Amovibilité des coussins	3
Circonférence du tronc	3

- **L'orthèse cervico-thoracique est rapide à installer**

Dans la plupart des cas, une fois arrivé à l'urgence ou à la chambre du patient, l'orthésiste doit d'abord retirer le collet cervical d'urgence ayant été installé par les ambulanciers avant d'installer l'orthèse cervico-thoracique. De façon à optimiser la sécurité du patient, il doit fixer correctement le dispositif d'immobilisation le plus rapidement possible pour diminuer le temps pendant lequel le patient n'est pas immobilisé, c'est-à-dire entre l'enlèvement du collet et l'installation de l'orthèse cervico-thoracique. L'installation rapide permettrait de débiter un traitement de réhabilitation approprié et sécuritaire plus tôt.

Spécifications techniques quantitatives:

- Nombre d'étapes d'installation (↓), 4

- **L'orthèse cervico-thoracique est simple à installer**

En plus d'être rapide, l'installation du dispositif d'immobilisation doit être simple à effectuer. Cette simplicité d'installation pourrait aider les différents praticiens n'ayant pas la formation des orthésistes comme les ergothérapeutes et les infirmières à installer et désinstaller l'orthèse. De plus, l'installation de l'orthèse doit idéalement être possible en évitant ou en limitant les mouvements du corps du patient. Or, on doit minimiser la complexité des ajustements sans que le patient puisse les modifier facilement par lui-même.

Spécifications techniques quantitatives:

- Pointage de complexité des ajustements (\uparrow), 6

Le Tableau 3.3 présente un système d'évaluation permettant de déterminer le pointage accordé à la complexité des ajustements d'un concept. Une équation permet de calculer le nombre de points attribué à chacun des critères d'évaluation pour un même concept. La somme des points est ensuite calculée.

Tableau 3.3 Système de pointage de la complexité des ajustements

N_i = Critères d'évaluation	N_{max_i} = Nombre maximal	Points = $N_{max_i} - N_i$
N_1 = Nombre d'outils nécessaires	$N_{max_1} = 3$	Points = $N_{max_1} - N_1$
N_2 = Nombre d'opérateurs nécessaires à l'installation	$N_{max_2} = 4$	Points = $N_{max_2} - N_2$
N_3 = Nombre de manipulations (mouvement du patient)	$N_{max_3} = 2$	Points = $N_{max_3} - N_3$

- **L'orthèse cervico-thoracique est confortable**

Un dispositif pouvant offrir un confort optimal au patient ayant vécu un traumatisme rachidien est recherché puisque celui-ci peut être obligé de porter l'orthèse pendant environ trois mois. À long terme, le port d'une orthèse induisant une pression élevée peut mener à la dégradation de la peau aux régions d'appui. Par contre, le confort de l'orthèse ne doit pas nuire à l'atteinte de sa principale fonction, soit d'immobiliser la colonne cervicale et thoracique. La forme et le matériau de la structure et des coussins seront à considérer pour éviter la formation de plaies de pression.

Spécifications techniques quantitatives:

- Pression induite (↓), 25 mmHg
- Masse (↓), 1,2 kg

La pression cible a été déterminée arbitrairement et est d'une valeur de 25 mmHg. Cette cible se situe légèrement sous 32 mmHg, valeur tirée d'une étude montrant qu'une pression de contact maintenue au-dessus de ce seuil représente la pression capillaire critique et est la cause majeure d'une détérioration irréversible de la peau (Kosiak, 1961). La cible de 1,2 kg représente la masse de l'orthèse Johnson CTO, une orthèse communément utilisée par Orthèse Prothèse Rive-Sud pour traiter les patients.

- **L'orthèse cervico-thoracique est non-restrictive**

On définit la non-restrictivité de l'orthèse par sa fonction à laisser place à la mobilité de tous les membres du corps autre que la colonne vertébrale. Autrement dit, idéalement, seul le segment de C1 à T5 de la colonne vertébrale devrait être immobilisé. De ce fait, le patient pourrait effectuer différentes tâches quotidiennes de base comme manger ou prendre un objet à sa portée.

Spécifications techniques quantitatives:

- Ouverture maximum de la bouche (↑), 35 mm
- Surface à aire ouverte au niveau facial (↑), Cible à déterminer
- Amplitude de mouvement de l'épaule en flexion-extension (↑), 165 °
- Amplitude de mouvement de l'épaule en abduction-adduction (↑), 130 °
- Amplitude de mouvement du rachis lombaire en flexion-extension (↑), 50 °

L'ouverture de la mâchoire (entre les incisives centrales inférieures et supérieures) désirée est d'environ 35 mm. Cette ouverture semble suffisante pour communiquer et manger aisément. Il est important de noter que cette valeur n'est pas reconnue dans la littérature, ne résulte pas d'une étude scientifique et a été déterminée de façon arbitraire relativement à la valeur de 44 mm, soit l'ouverture maximale moyenne des adultes en Irlande (Gallagher et al., 2004). En ce qui concerne la deuxième spécification technique (surface à aire ouverte au niveau facial), la cible demeure à déterminer. La raison pour laquelle aucune cible n'y a été attribuée est qu'il est trop difficile d'associer une valeur faisant l'objet d'un seuil déterminant la restrictivité d'une orthèse. À ce stade-ci, il est suffisant de se donner l'objectif de maximiser la surface à aire ouverte au niveau facial. Les deux cibles suivantes concernant l'amplitude de mouvement de l'épaule en flexion-extension (165 °) et en abduction-adduction (130 °) proviennent d'une étude qui quantifie l'amplitude de mouvement fonctionnelle de l'épaule permettant la réalisation de plusieurs tâches quotidiennes de bases (Namdari et al., 2012). Dans un même ordre d'idée, une étude validant l'amplitude de mouvement fonctionnelle du rachis lombaire lors de la réalisation de 15 activités quotidiennes de bases a permis de déterminer la cible de l'amplitude de mouvement du rachis lombaire en flexion-extension (Bible et al., 2010).

- **L'orthèse cervico-thoracique est abordable**

Pour que cette orthèse soit accessible à tous et remboursable par la Régie de l'assurance maladie du Québec (RAMQ), il est important que le coût de vente soit le plus bas possible. Pour ce faire, le coût de fabrication doit également être minimisé. Il faudra donc favoriser un

dispositif simple à fabriquer et faire un choix économique concernant le matériau sans négliger sa fonctionnalité.

Spécification technique quantitative: Coût de fabrication (↓), 350 \$

La cible ci-haut a été déterminée par les dirigeants d'Orthèse Prothèse Rive-Sud.

Le Tableau 3.4 résume les différents besoins clients avec leurs cotes d'importance, leurs caractéristiques techniques respectives, les objectifs et les cibles à atteindre.

Tableau 3.4 Résumé des besoins client et leurs spécifications techniques

Groupe	Cote	Besoin client	Caractéristique technique	Objectif	Cible
Fonctionnalité	5	Stable	Amplitude de mouvement C1-C7 (flexion-extension)	↓	15 °
			Amplitude de mouvement C1-C7 (flexion latérale)	↓	20 °
			Amplitude de mouvement C1-C7 (rotation axiale)	↓	15 °
	3	Ajustable	Pointage d'ajustements fonctionnels et morphologiques	↑	12 points
	2	Rapide à installer	Nombre d'étapes d'installation	↓	4 étapes
	2	Simple à installer	Pointage de complexité des ajustements	↑	6 points
Convivialité	5	Confortable	Pression induite	↓	25 mmHg
			Masse	↓	1,2 kg
	3	Non-restrictive	Ouverture maximum de la bouche	↑	35 mm
			Surface à aire ouverte au niveau facial	↑	À déterminer
			Amplitude de mouvement de l'épaule en flexion-extension	↑	165 °
			Amplitude de mouvement de l'épaule en abduction-adduction	↑	130 °
		Amplitude de mouvement du rachis lombaire en flexion-extension	↑	50 °	
Coût	4	Abordable	Coût de fabrication	↓	350 \$

3.1.2 Les restrictions

Il est important de noter qu'aucun compromis n'est possible envers les restrictions. D'abord, il est primordial que l'orthèse cervico-thoracique soit radiotransparente pour que les praticiens puissent suivre l'évolution du traitement du patient, sans même retirer le dispositif. Le degré de réhabilitation sera donc pris en compte pour ainsi apporter des corrections nécessaires au traitement et favoriser la guérison. La légèreté caractérise habituellement les matériaux radiotransparents. Plus la densité est faible, plus le matériau laisse passer les rayons X. Ensuite, l'orthèse doit être biocompatible. La biocompatibilité est définie par la capacité du dispositif à remplir sa fonction sans effets adverses sur l'environnement biologique dans lequel il est appelé à fonctionner (Lerouge et Brailovski, 2011). Dans le cas présent, il faut éliminer l'effet indésirable à l'interface entre l'orthèse et l'environnement biologique, soit la peau du patient. Comme pour la radiotransparence, la biocompatibilité est directement en lien avec le matériau. En résumé, voici les restrictions de ce projet :

- L'orthèse cervico-thoracique doit être radiotransparente
- L'orthèse cervico-thoracique doit être biocompatible

3.1.3 Maison de la qualité

Principalement, la maison de la qualité est une méthode de représentation graphique qui a pour but d'identifier clairement les besoins et les attentes des clients pour un produit en particulier. Les besoins des clients et les spécifications techniques décrits précédemment ont été reportés dans une maison de la qualité (*Voir* Figure 3.1). Les liens existants entre les besoins des clients et les caractéristiques techniques ont été cotés selon le même système d'importance que celui utilisé pour ordonner les besoins des clients (*Voir* Tableau 3.1). Les besoins des clients ont une corrélation de 5 (grande importance) avec la caractéristique technique qui l'évalue.

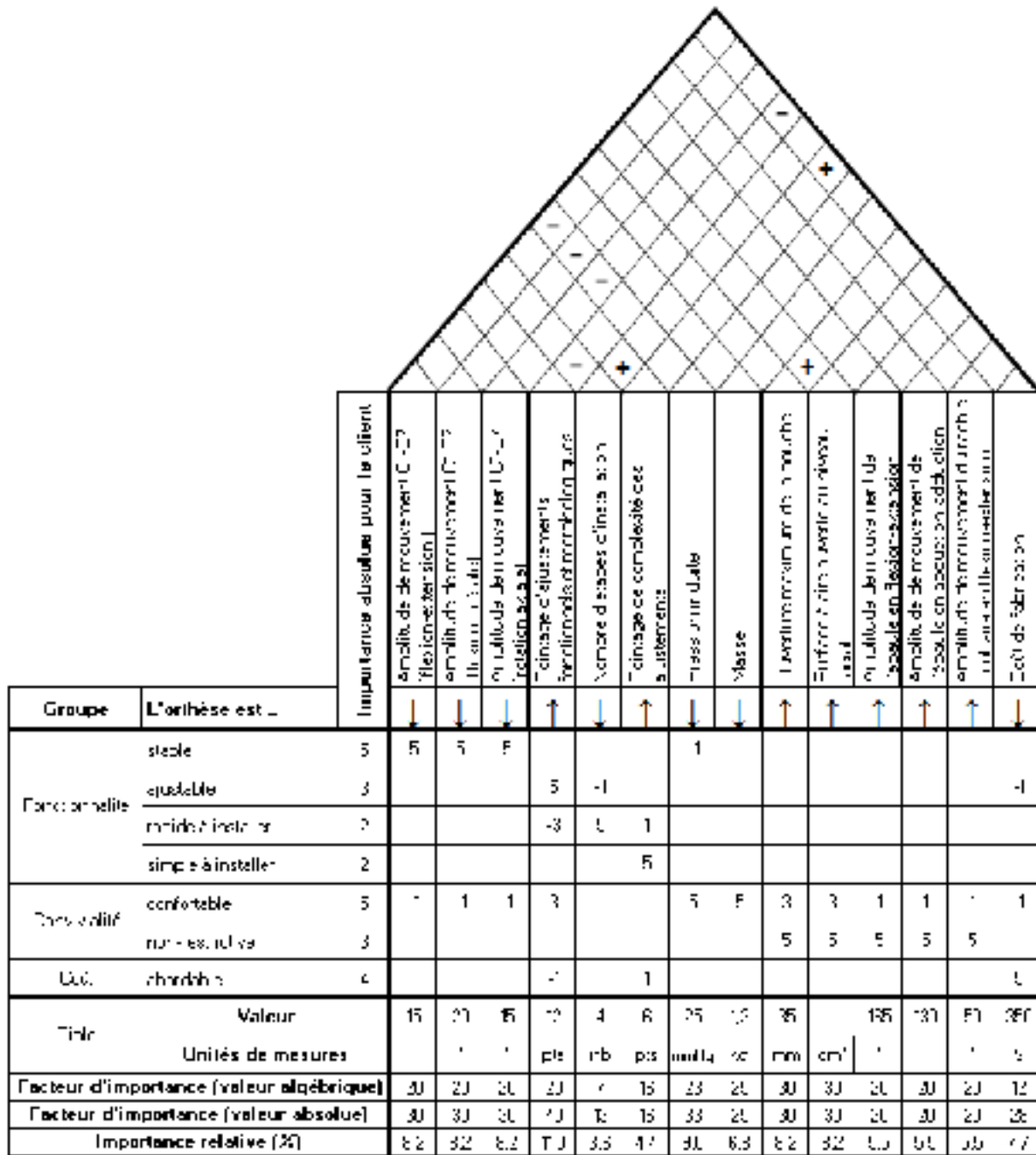


Figure 3.1 Maison de la qualité

3.1.4 Analyse de la maison de la qualité

Comme on peut l'observer à la Figure 3.1, le classement des caractéristiques techniques selon leur importance relative n'est pas entièrement cohérent avec la hiérarchisation des besoins des clients. On peut observer que deux caractéristiques techniques ressortent de la maison de la qualité comme étant les plus importantes. Il s'agit du pointage d'ajustements fonctionnels et morphologiques et de la pression induite aux régions d'appui. Ces caractéristiques techniques ont obtenu respectivement une importance relative de 11 % et 9 %. Toutefois, parmi ces deux caractéristiques techniques, seule la pression induite est liée à un besoin client détenant une cote de 5. De plus, on remarque que le pointage d'ajustements fonctionnels et morphologiques est une caractéristique technique importante puisqu'elle engendre des répercussions négatives sur la rapidité d'installation et le confort de l'orthèse. Ainsi, lors de l'élaboration et de l'évaluation des solutions potentielles, il faudra prioriser le confort et l'ajustement de l'orthèse.

Ex æquo en troisième position avec une importance relative de 8,2 %, on retrouve l'amplitude de mouvement possible en flexion-extension, flexion latérale et rotation axiale, la réduction de l'ouverture de la mâchoire ainsi que la surface à aire ouverte au niveau facial. Ensemble, les trois caractéristiques techniques déterminant l'amplitude de mouvement dans les différents plans représentent une importance relative très élevée (24,6 %) et sont liées à un besoin du client ayant une cote de 5, soit la stabilité. D'un autre côté, la réduction de l'ouverture de la mâchoire et la surface à aire ouverte au niveau facial sont liées au besoin favorisant une orthèse non-restrictive, un besoin moyennement important détenant une cote de 3. Or, le besoin de non-restrictivité de l'orthèse semble important même avec une cote d'importance initiale relativement basse.

Ensuite, le fait que l'orthèse soit abordable, un besoin du client coté 4, arrive en quatrième position avec un poids relatif de 7,7 %. On considère ce besoin comme étant très important puisque son poids relatif est assez élevé.

La masse de l'orthèse, liée au besoin de confort qui possède une cote de 5, arrive en cinquième position avec un poids relatif de 6,8 %. Malgré cela, on considère que ce besoin est important.

La réduction du mouvement de l'épaule en flexion-extension et en abduction-adduction ainsi que la réduction du mouvement du tronc en flexion-extension ont une importance relative équivalente de 5,5 %, ce qui les classe en sixième position. Ce sont des caractéristiques techniques liées au besoin du client favorisant une orthèse non-restrictive qui possède une cote de 3. Cependant, comme dit précédemment, la réduction de l'ouverture de la mâchoire et la surface à aire ouverte au niveau facial sont également liées à ce même besoin. Il faudra donc le considérer lors de l'élaboration et de l'évaluation des concepts candidats.

Enfin, les deux besoins des clients cotés 2, la rapidité et la simplicité d'installation se retrouvent respectivement avec un poids relatif de 3,6 % et 4,4 %. Comme prévu, ces besoins s'avèrent moins importants que les autres.

3.1.5 Diagramme de Pareto

Le diagramme de Pareto illustre les caractéristiques techniques en ordre d'importance de manière à faire ressortir l'importance relative de chacune (*Voir* Figure 3.2). Un seuil en fonction de la règle du 80/20 a été fixé dans le but de diminuer le nombre de caractéristiques techniques à prendre en compte lors de l'évaluation préliminaire des concepts prometteurs. Cette loi ainsi qu'une seconde analyse lors d'une discussion avec le client, a permis de qualifier les cinq dernières caractéristiques techniques comme étant négligeables par rapport aux autres, ce qui justifie leur retrait. La caractéristique technique de la masse est également retirée étant donné qu'à la phase d'évaluation des concepts prometteurs (modèles tridimensionnels) il sera très difficile de comparer leur masse. Bref, afin de simplifier la future analyse des concepts, les six caractéristiques ayant les importances relatives les plus faibles ne seront plus considérées.

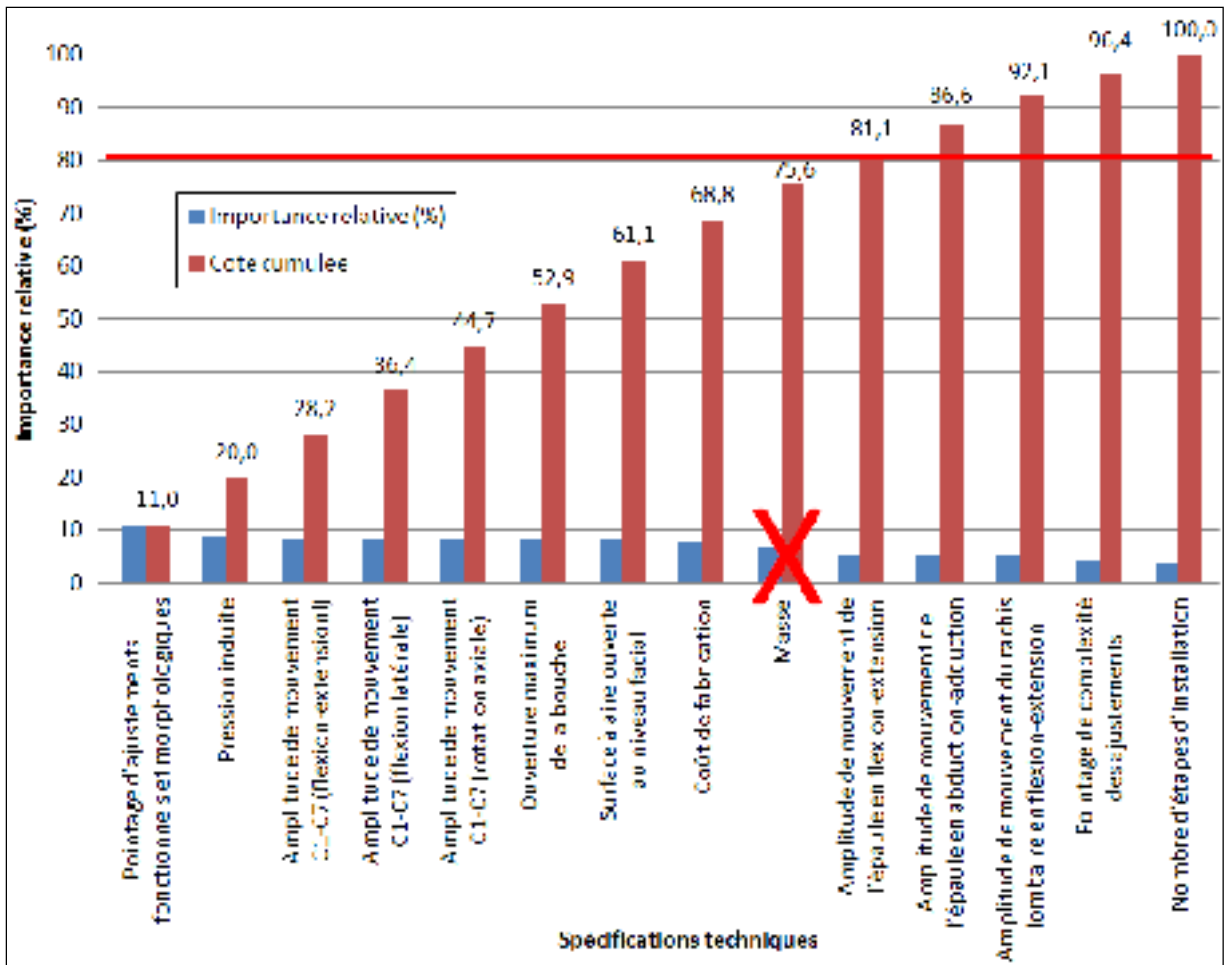


Figure 3.2 Diagramme de Pareto

3.2 Recherche de solutions

La section qui suit traite des concepts prometteurs venant d'idées lors de séances de remue-ménages. Cette technique de créativité permet à un groupe d'individus de s'exprimer librement pour faciliter la production de plusieurs idées sur un sujet bien défini. Dans le cadre du présent projet, des remue-ménages ont eu lieu avec des gens du LIO (laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie) de l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal ainsi qu'avec des orthésistes d'Orthèse Prothèse Rive-Sud Inc. Plus précisément, un professeur, deux associés de recherche, 10 élèves aux cycles supérieures et 4 orthésistes ont participé aux discussions permettant l'élaboration de concepts prometteurs. De plus, des éléments de

commentaires provenant des différents intervenants lors la phase de détermination des besoins des clients ont été retenus.

La décision de ne pas inclure de mentonnière dans chacun des modèles dessinés dans la section ci-dessous a été prise afin d'optimiser le confort du patient. Bien que la mentonnière aide à la fonction d'immobilisation, notamment en rotation axiale, elle nuit à la réalisation de plusieurs tâches quotidiennes de base comme parler, manger ou se raser. L'interprétation des résultats de l'étude biomécanique portant sur les amplitudes de mouvements (flexion-extension, flexion latérale et rotation axiale) mènera à la décision ultérieure de concevoir une mentonnière ou non.

3.2.1 Concept 1

Le premier concept illustré à la Figure 3.3 est inspiré de l'orthèse Lerman non-invasive Halo (Voir Figure 1.19). La différence majeure entre ces deux orthèses est que le concept 1 ne possède pas d'appui au menton, ce qui libère une partie du visage. Elle offre un ajustement en hauteur, angulaire dans le plan médian, aux épaules, au thorax et à la circonférence de la tête. Les ajustements aux épaules, au thorax et à la circonférence de la tête se font par le biais de sangles d'attaches, qui ne sont pas illustrées.



Figure 3.3 Concept 1

3.2.2 Concept 2

La particularité du deuxième concept (*Voir* Figure 3.4) est son appui crânial en forme de casque. Ce casque distribue les forces de réaction d'immobilisation sur une plus grande surface ce qui diminue la pression induite. Le système reliant le casque et la partie thoracique offre un ajustement en hauteur et angulaire dans le plan médian. Comme le concept précédent, l'ajustement de la partie thoracique se fait à l'aide de sangles d'attaches qui ne sont pas représentées sur la figure.

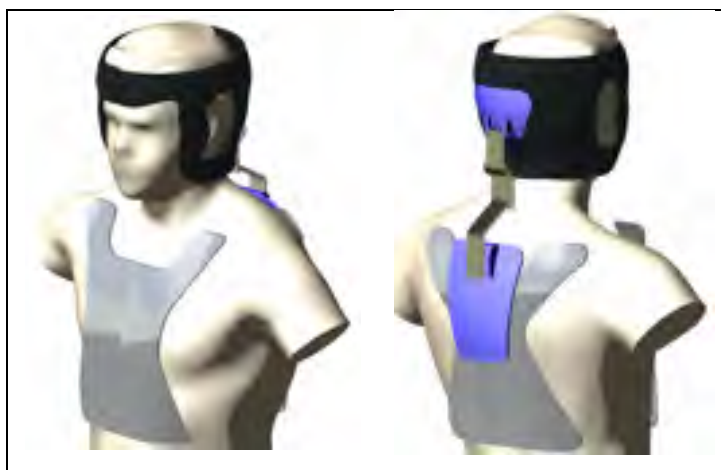


Figure 3.4 Concept 2

3.2.3 Concept 3

Le concept 3 (*Voir* Figure 3.5) représente une orthèse avec appuis latéraux. Il offre une très grande liberté à l'orthésiste pour l'installation grâce à ces nombreux ajustements. Toutefois, les parties thoraciques ne s'ajustent pas au niveau des épaules, ce qui peut limiter le nombre de personnes pouvant porter le dispositif. D'un autre côté, le fait que les appuis s'agencent latéralement limite les déplacements nécessaires du patient lors de l'installation.



Figure 3.5 Concept 3

3.2.4 Concept 4

Similaire au deuxième concept présenté, le concept 4 (Voir Figure 3.6) s'ajuste en hauteur, angulairement dans le plan médian, à la circonférence de la tête, aux épaules et au thorax. L'ajustement à la circonférence de la tête, aux épaules et au thorax s'effectue à l'aide de sangles d'attache tandis que celui en hauteur et angulaire se fait avec un système de trois tiges articulées. Ce mécanisme semble facile et rapide à utiliser, mais obstrue la partie postérieure du cou, ce qui pourrait gêner le patient en position couchée.



Figure 3.6 Concept 4

3.3 Choix du concept final

Afin de compléter cette troisième phase du processus de développement de produit, la méthode de Pugh est utilisée pour déterminer le concept gagnant. Chacun des concepts présentés précédemment sera comparé.

3.3.1 Méthode de Pugh

La méthode de Pugh a été choisie pour faire l'objet d'une matrice de décision d'évaluation de concepts puisqu'il est actuellement très difficile d'estimer quantitativement les caractéristiques techniques de chacun des concepts présentés. Cette méthode permet de comparer les performances de chaque solution potentielle aux performances d'une solution de référence, pour chaque caractéristique technique. Dans le cas présent, le modèle de référence est l'orthèse Jonhson CTO (*Voir* Figure 1.16) puisqu'elle est la plus utilisée par Orthèse Prothèse Rive-Sud. La performance de chaque concept est très supérieure (+2), supérieure (+1), égale (0), inférieure (-1) ou très inférieure (-2) au modèle référentiel pour chacune des caractéristiques choisies. De plus, les caractéristiques sont pondérées en fonction du facteur d'importance absolue, information extraite de la maison de la qualité. Puis, la somme des évaluations pondérées est effectuée pour calculer le total servant à l'appréciation relative des concepts en fonction des caractéristiques. La matrice de décision est présentée au Tableau 3.5.

Tableau 3.5 Matrice de décision

Caractéristiques techniques	Poids	Référence	OCT existante	Solutions potentielles (concepts)			
		Jonhson CTO	Lerman non-invasive Halo	1	2	3	4
Amplitude de mouvement C1-C7 (flexion-extension)	30	0	1	-2	-2	-2	-2
Amplitude de mouvement C1-C7 (flexion latérale)	30	0	1	-1	1	1	-1
Amplitude de mouvement C1-C7 (rotation axiale)	30	0	0	-1	-1	-1	-1
Pointage d'ajustements fonctionnels et morphologiques	40	0	1	1	-1	1	1
Pression induite	33	0	0	0	1	1	0
Ouverture maximum de la bouche	30	0	0	2	2	2	2
Surface à aire ouverte au niveau facial	30	0	-1	1	1	1	1
Coût de fabrication	28	0	-1	0	0	-1	0
Pointage		0	42	10	23	75	10
Rang		6	2	4	3	1	5

3.3.2 Justification du concept retenu

On anticipe une amplitude de mouvement cervical plus faible en flexion-extension, donc une performance supérieure (+1), de l'orthèse Lerman non-invasive Halo face à l'orthèse de référence Johnson CTO. Cette note se justifie par le fait que l'orthèse Lerman non-invasive Halo possède non seulement une mentonnière et un support crânien postérieur comme la Johnson CTO, mais aussi un support frontal rigide. Contrairement à la Lerman non-invasive Halo, une sangle d'attache souple au front peut être ajoutée à la Johnson CTO, ce qui semble moins efficace pour restreindre le mouvement cervical en flexion-extension. Puisqu'aucun nouveau concept présenté ne possède de mentonnière, leurs performances ont été évaluées comme étant très inférieure (-2) à celles de la Johnson CTO pour cette même caractéristique technique. En somme, le modèle le plus prometteur est le concept 3 grâce à sa capacité à restreindre le mouvement en flexion latérale, sa surface de contact étendue qui diminue la pression induite, ses ajustements fonctionnels et morphologiques et son dégagement au menton qui permet l'ouverture de la mâchoire. L'orthèse Lerman non-invasive Halo se positionne au deuxième rang suivi du concept 2, des concepts 1 et 4 (égalité) et de l'orthèse Johnson CTO. Le Tableau 3.5 montre l'évaluation complète des performances des concepts en fonction des caractéristiques techniques. Il est important de noter que l'évaluation des concepts est subjective et dépend du jugement du concepteur.

3.4 Présentation du concept proposé

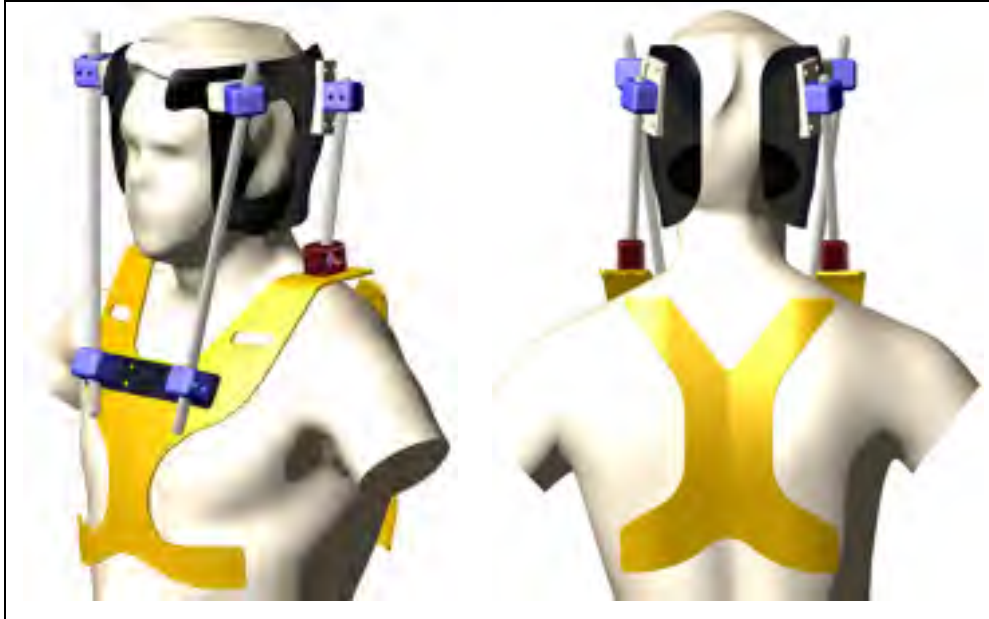


Figure 3.7 Concept proposé

Illustré à la Figure 3.7, le concept proposé a été obtenu en joignant la partie crânienne du concept 3 (Voir Figure 3.5) avec la partie thoracique de l'orthèse Lerman non-invasive Halo (Voir Figure 1.19), soient les deux concepts les plus prometteurs selon les résultats obtenus par l'évaluation des performances avec la matrice de Pugh. Le produit innovateur du mariage entre les deux concepts semble satisfaire très fortement les besoins des clients. La solution retenue possède des supports crâniens latéraux, une partie thoracique antérieure et postérieure, des articulations sphériques, des adaptateurs pour agencer les articulations sphériques aux supports crâniens latéraux, des tiges cylindriques ainsi que des sangles d'attaches n'étant pas illustrées sur la figure.

La partie thoracique antérieure s'agence à celle postérieure par le biais de sangles d'attache situées aux épaules et aux côtés latéraux de la cage thoracique. L'ensemble thoracique se joint à celle crânienne à l'aide de tiges rigides. Ces dernières passent par des articulations sphériques permettant à la fois la rotation et la translation des tiges, et donc celle des supports crâniens. Pour ce faire, à l'intérieur de chaque bloc se trouve une bille de nylon comprenant

un trou débouchant par lequel passe la tige rigide. Une fois le dispositif installé en position voulue, il suffit de visser les vis à pression de chaque bloc pour déformer la bille de nylon et ainsi appliquer une pression suffisante permettant l'immobilisation de l'orthèse (*Voir* Figure 3.8). Cette fonction autorise l'adaptabilité de l'orthèse cervico-thoracique à différentes morphologies.

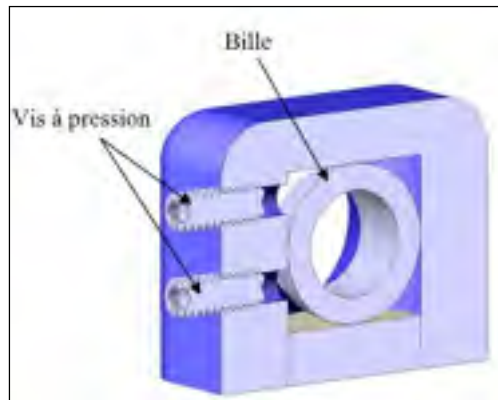


Figure 3.8 Vue de coupe médiane de l'articulation sphérique

CHAPITRE 4

FABRICATION DU PROTOTYPE

4.1 Fabrication d'un modèle en plâtre

Dans ce projet, le moulage d'un modèle en plâtre est une étape préliminaire à la fabrication du prototype d'orthèse cervico-thoracique. Ce modèle sert à mouler certaines pièces du dispositif d'immobilisation par thermoformage. Il est important de souligner le travail d'un orthésiste expérimenté de l'entreprise Orthèse Prothèse Rive-Sud qui a permis la réalisation du modèle plâtré. De plus, une volontaire servant de mannequin a été recrutée afin d'assurer la reproduction d'une morphologie tridimensionnelle. Pour fabriquer le modèle, tel que montré à la Figure 4.1, la personne servant de mannequin a d'abord été couverte de tricots tubulaires de type stockinette constitué de coton, de polyester synthétique et de nylon sur les régions à mouler. Ce tissu sert principalement de barrière physique empêchant le plâtre d'atteindre la peau.



Figure 4.1 Recouvrement de stockinette

Une fois le tissu installé, des bandes de Gypsona, tissu en gaze contenant du plâtre de Paris (BSN medical, 2013), trempées dans l'eau ont été appliquées sur la volontaire (*Voir* Figure 4.2 A). Après environ trois minutes de séchage, région par région, il est possible de retirer les bandes de Gypsona (*Voir* Figure 4.2 B).

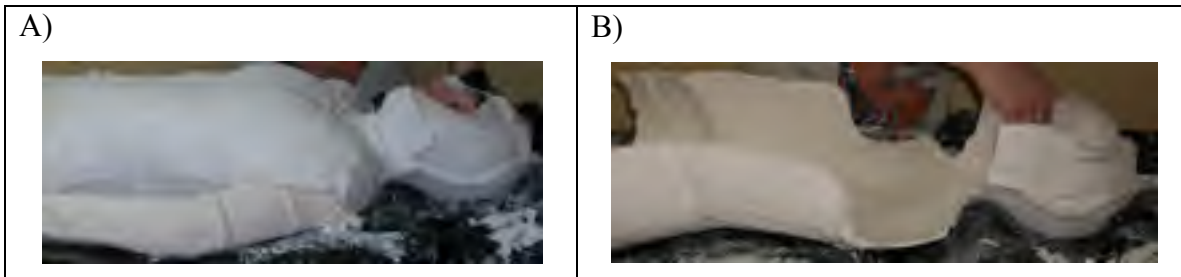


Figure 4.2 Prise d'empreintes

A) Application des bandes de Gypsona humides, B) Bandes de Gypsona sèches

Ensuite, tel qu'illustré à la Figure 4.3 A), les empreintes sont assemblées afin de former un moule en coque de plâtre. Cette coque peut alors être remplie de plâtre liquide auquel est ajouté de la vermiculite, minéral permettant d'alléger le modèle en plâtre. Une fois le plâtre sec, la coque peut être détruite. Enfin, comme montré à la Figure 4.3 B), on sable les imperfections jusqu'à l'obtention du modèle désiré.

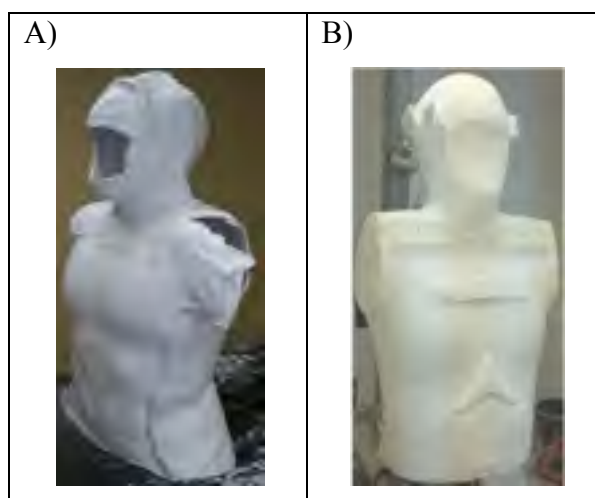


Figure 4.3 Fabrication du modèle en plâtre

A) Assemblage d'empreintes, B) Modèle en plâtre

4.2 Thermoformage des pièces

Le thermoformage est un « procédé de fabrication consistant au formage de feuilles ou autres profilés thermoplastiques chauffés, en général sur un moule et suivi d'un refroidissement » (Office québécois de la langue française, 2012). Pour fabriquer les parties thoraciques antérieures, postérieures et crâniennes latérales, un plastique HMWPE (High molecular weight polyethylena) a été utilisé. Avant de thermoformer ces pièces, il faut d'abord appliquer deux épaisseurs de tissus de type stockinette sur le modèle en plâtre pour faciliter l'extraction et limiter l'adhérence du plastique prochainement moulé sur le plâtre. Ensuite, on découpe et chauffe à 425 °F pendant environ 30 secondes une feuille de polyéthylène thermoformable en mousse à cellules fermées servant à raccorder le tuyau aspirateur et la partie inférieure du modèle recouvert de stockinette (*Voir Figure 4.4*). À l'étape du moulage, le tuyau aspire l'air au travers du plâtre, ce qui permet au plastique chauffé de bien épouser les formes du plâtre. Le polyéthylène thermoformable en mousse à cellules fermées assure l'étanchéité entre le tuyau aspirateur et la feuille de plastique (HMWPE) qui sera éventuellement moulée sur le modèle. Pour ce faire, cette dernière est chauffée au four pendant environ 15 minutes à une température de 425°F et appliquée sur les régions du modèle que l'on désire mouler.

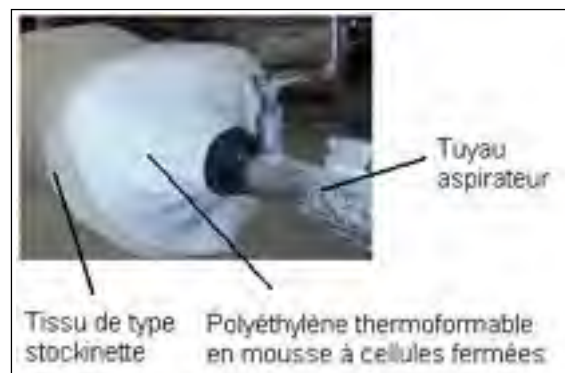


Figure 4.4 Montage de thermoformage

Après environ 30 minutes, une fois la feuille de plastique (HMWPE) refroidie à température ambiante, il est possible de découper les formes désirées et procéder à l'extraction du plastique durci. Enfin, les pièces en plastiques sont sablées et polies jusqu'à l'obtention de la pièce voulue.

4.3 Présentation du prototype final

Une période de raffinement a été nécessaire afin de converger vers un prototype final. La phase de raffinement du produit a permis son évolution. Dans le cas présent, ces étapes consistent à la fabrication de plusieurs prototypes différents dans le but d'améliorer l'orthèse. Tel qu'illustré à la Figure 4.5, on remarque que le prototype final diffère notablement du concept proposé au chapitre précédent (*Voir* Figure 3.7). Le dernier prototype possède des parties thoraciques antérieures et postérieures, deux parties crâniennes latérales, des coussins, des sangles d'attaches deux supports angulaires de articulations sphériques, six articulations sphériques indépendants ainsi que deux articulations sphériques combinés en une même pièce.

Une des différences entre le modèle proposé et le prototype physique est la géométrie des supports crâniens. Ceux-ci offrent actuellement un meilleur support de l'os occipital. De plus, les supports crâniens du prototype ne font plus le contour complet des oreilles. Cet aspect n'apportait aucune stabilité supplémentaire et semblait réduire le confort de l'utilisateur.

La pièce contenant deux articulations sphériques a été choisie comme support de tiges antérieur comparativement à deux blocs indépendants tels qu'illustrés initialement à la présentation du concept proposé. Cette pièce a été choisie grâce à sa disponibilité chez Orthèse Prothèse Rive-Sud. Initialement, deux types de articulations sphériques (blocs bleus et rouges) étaient proposés (*Voir* Figure 3.7). Les articulations sphériques bleus représentent des pièces provenant d'anciennes orthèses trouvées chez Orthèse Prothèse Rive-Sud tandis que les articulations sphériques rouges sont les mêmes, mais que l'on modifie en perçant un

trou supplémentaire sur la face supérieure. Toutefois, certains problèmes sont survenus lors de l'usinage des articulations sphériques originales. La solution retenue a été d'ajouter deux supports angulaires d'articulation sphérique aux épaules, ce qui permet l'utilisation des pièces originales.

Pour réduire le nombre de pièces, les adaptateurs pour agencer les joints sphériques aux supports crâniens latéraux proposés précédemment ont été éliminés. Le modèle en plâtre a été modifié pour que les parties crâniennes latérales puissent accueillir les articulations sphériques sans avoir recours à des pièces intermédiaires. Des coussins en mousse amovibles ont été ajoutés pour couvrir toutes les surfaces de plastiques. Des sangles d'attache servent d'ajustements au-dessus des épaules, à la circonférence de la tête et du tronc. Enfin, en région frontale, une bande de silicone amovible semble procurer un confort supérieur à l'utilisateur et augmenter la stabilité de l'orthèse grâce à son adhérence.

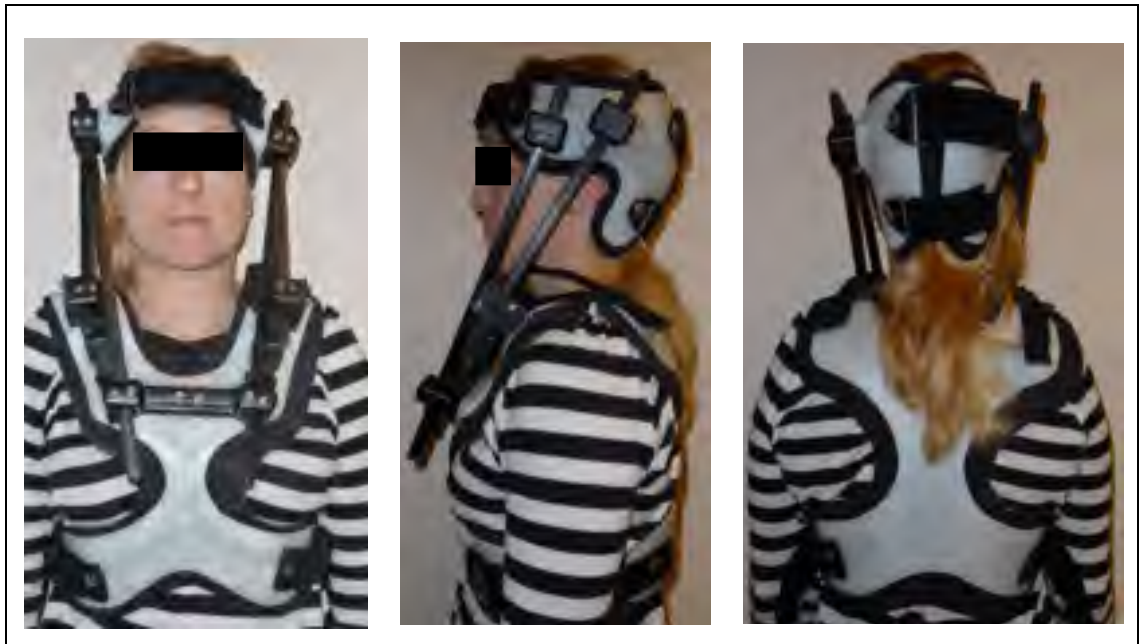


Figure 4.5 Prototype final de l'orthèse cervico-thoracique proposée

4.4 Estimation des coûts

Le Tableau 4.1 contient les détails du coût de fabrication du prototype. En majorité, ces coûts ont été fournis par M. Richard Ouellet, contrôleur chez Orthèse Prothèse Rive-Sud. Le prix des articulations sphériques a été estimé par Mme Marie-France Sosa, représentante des ventes et du développement des affaires chez Plastique GPR. Afin de faciliter l'estimation des coûts du prototype et de réduire les coûts, seul le prix des articulations sphériques simples a été déterminé. Il semble envisageable de remplacer la pièce formée des articulations sphériques combinés par deux articulations sphériques simples sans affecter les fonctions de l'orthèse.

Tableau 4.1 Coût de fabrication du prototype

Pièce	Quantité	Coût unitaire [\$]	Coût total [\$]
Feuille thermoplastique	1	12,20	12,2
Coussins	5	0,014 \$/po ²	9,8
Rivets	10	0,008	0,08
Boucle 1 po	2	0,85	1,7
Boucle 1,5 po	2	0,95	1,9
Sangle d'attache 1 po	2 (L=15 po)	0,055\$/po	1,65
Sangle d'attache 1,5 po	2 (L=20 po)	0,067 \$/po	3,97
	1 (L=11 po)		
	1 (L=8 po)		
Sangle d'attache 2 po	1 (L=8 po)	0,08 \$/po	0,16
Ruban auto-agrippant 1,5 po	1 (L=6,5 po)	0,053 \$/po	0,53
	1 (L=3,5 po)		
Ruban auto-agrippant 2 po	1 (L=3,5 po)	0,07 \$/po	0,24
Anneau 1,5 po	2	0,63	1,26
Anneau 2 po	1	0,84	0,84
Vis à tête fraisée	32	0,0725	2,32
Écrou	4	0,205	0,81
Billes nylon	8	0,674	5,39
Silicone	1	0.457 \$/po ²	4,2
Tiges 12 po	2	2,868	5,74
Tiges 16 po	2	3,824	7,65
Joints sphériques simples	8	25	200
Angle	2	0,39	0,78
Main d'oeuvre	6 heures	15 \$/h	90
Coût de fabrication du prototype			351, 23

Le coût total de production du prototype estimé à 351, 23 \$ se rapproche étroitement de la cible de 350 \$ déterminée initialement. On remarque qu'une portion importante du coût de fabrication vient des articulations sphériques. En effet, le coût d'une articulation sphérique est estimé à 25 \$, et ce, pour une commande de 200 pièces. Ces pièces seraient fabriquées par moulage par coulée en polyuréthane de dureté 93 shore D. Le prix inclut le moulage des pièces, les moules et la finition. Suite à la production des 200 premières pièces, chaque articulation sphérique additionnelle serait vendue à un coût de 20 \$.

Une seconde option serait aussi envisageable pour produire les articulations sphériques en série, soit l'achat d'un moule d'injection. Un moule d'injection pourrait servir à la production de plusieurs dizaines de milliers de pièces. Sans compter l'amortissement du prix du moule, le coût unitaire des articulations sphériques moulées en nylon serait seulement 1,89 \$ pour une commande de 200 pièces. Pour 1000 pièces, le prix unitaire diminuerait à 0,94 \$. Toutefois, le moule d'injection coûterait 15 000 \$. À ce stade-ci, il semble précoce de considérer une production en série, c'est pourquoi cette option n'est pas introduite au Tableau 4.1.

CHAPITRE 5

MÉTHODE D'ÉVALUATION

D'abord, il est important de mentionner que ce projet de recherche a été approuvé par les comités d'éthique de la recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal (HSCM) et de l'École de technologie supérieure (ÉTS). Ce travail implique la présentation de plusieurs documents tels qu'une demande d'évaluation d'un projet de recherche, un protocole expérimental, un formulaire d'information et de consentement et une annonce de recrutement.

Ce chapitre présente les éléments nécessaires à la réalisation de l'étude pilote. L'étude comparative en question vise à évaluer et à situer les performances du prototype d'orthèse cervico-thoracique face à deux orthèses existantes sur le marché (l'orthèse Johnson CTO et l'orthèse Lerman non-invasive Halo). Ainsi, ces résultats guideront les prochaines phases du développement de produit.

5.1 Détermination des points de pression

Avant de réaliser l'étude sur la totalité des sujets recrutés, des essais préliminaires ont été nécessaires pour assurer la faisabilité de l'étude. Pour ce faire, une matrice de pression montée sur tissu flexible a permis de cibler les points de pression critique induits par les trois orthèses sur un sujet. Cette matrice comprend 192 capteurs de pression répartis sur une nappe mesurant 110 cm par 80 cm d'une épaisseur de 1 mm. Chaque capteur est étalonné afin de pouvoir mesurer la pression jusqu'à 200 mmHg avec une précision de plus ou moins 5 mmHg (Mac-Thiong et al., 2004). Cet outil est complété par un système d'acquisition (FSA 3.0) fourni par le manufacturier de la matrice (Force Sensing Array, Verg, Winnipeg, Canada) et un logiciel fait sur mesure permet de visualiser la distribution des pressions en 2D et 3D. Ainsi par simple observation, on a pu cibler les régions les plus sollicitées pour déterminer l'emplacement des capteurs ponctuels FlexiForce sur les trois orthèses qui seront évaluées (*Voir* Tableau 5.1).

Tableau 5.1 Emplacements des capteurs ponctuels FlexiForce

Orthèse Johnson CTO	Orthèse Lerman	Orthèse SL
Front	Front	Front
Menton (milieu)	Menton	Tempe droite
Menton (côté droit)	Occiput	Tempe gauche
Menton (côté gauche)		Os occipital inférieur droit
Occiput		Os occipital inférieur gauche

5.2 Protocole expérimental

Lors de la séance d'essais, trois participantes volontaires ont porté trois modèles d'orthèse cervico-thoracique différents (l'orthèse Johnson CTO, l'orthèse Lerman non-invasive Halo et le prototype développé dans le présent projet).

D'abord, M. David Théorêt, un orthésiste expérimenté chez Orthèse Prothèse Rive-Sud, a installé adéquatement une première orthèse sur la participante (l'ordre d'installation des 3 orthèses est aléatoire d'un sujet à l'autre). Le dispositif était muni de capteurs de pression placés aux endroits stratégiques déterminés précédemment de façon à mesurer la pression statique à l'interface entre l'orthèse et la peau. Pendant 10 secondes la participante est demeurée immobile pour acquérir les pressions statiques à une fréquence de 10 Hz.

Ensuite, toujours en portant la même orthèse, le sujet a effectué trois types de mouvements cervicaux dans l'ordre suivant: flexion/extension, flexion latérale et rotation axiale. On a demandé à la participante d'effectuer lentement chaque mouvement cervical jusqu'à l'amplitude maximale permise par l'orthèse. Avant la collecte de données, une période d'apprentissage de quelques minutes était prévue afin de favoriser la répétabilité de la force exercée par le sujet pour réaliser les mouvements. Deux corps rigides munis de cinq diodes optoélectroniques ont été fixés temporairement sur le corps de la participante. Le premier

corps rigide a été attaché sur le nez du sujet par l'entremise d'un nez de clown modifié tandis que le deuxième était fixé dans un support se collant sous l'incisure jugulaire de la participante (*Voir* Figure 5.1). À une fréquence de 40 Hz, un système de caméras optiques situé près du sujet a capté les positions des corps rigides au cours de la réalisation des mouvements. Au total, la participante a effectué la série (trois mouvements) à trois reprises.



Figure 5.1 Montage des capteurs de pression et des corps rigides

Suite à la collecte de données cinématique, l'ouverture buccale maximale a été mesurée. Pour ce faire, on a demandé à la participante portant l'orthèse d'ouvrir au maximum la bouche pour mesurer l'écart entre ses incisives centrales inférieures et supérieures à l'aide d'une règle.

La séance s'est poursuivie par une question concernant le confort de l'orthèse. La participante a dû attribuer une note entre 1 (très inconfortable) et 5 (très confortable) à l'orthèse portée.

L'orthèse a ensuite été enlevée, le sujet a bénéficié d'une courte pause et toutes les étapes décrites plus haut ont été répétées pour les deux autres orthèses à évaluer.

5.2.1 Sujets

Les essais biomécaniques ont été réalisés au Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie (LIO) de l'HSCM avec la collaboration de sujets volontaires féminins sains.

Critères d'inclusion

La population cible regroupe les étudiantes et les membres du personnel à l'ÉTS et du Centre de recherche de l'HSCM. Des femmes entre 18 et 65 ans pour qui la circonférence de la tête se situe entre 50 et 55 cm, la poitrine entre 80 et 100 cm ainsi que la taille entre 75 à 100 cm ont été recrutées afin de s'assurer que le prototype d'orthèse fabriqué soit adéquat au sujet.

Critères d'exclusion

On exclut toutes volontaires ayant un trouble du rachis comme une fracture ou une maladie dégénérative qui pourraient altérer les résultats de l'étude biomécanique.

5.2.2 Montage

5.2.2.1 Système d'acquisition de pression ponctuelle

Le système d'acquisition de pressions ponctuelles comprend principalement des capteurs de pression FlexiForce, un circuit électrique et un programme LabVIEW.

Un capteur FlexiForce est un circuit imprimé très mince qui permet de mesurer les forces entre deux surfaces. Le capteur est constitué de deux couches de substrat. Chaque substrat est composé d'un film de polyester. De l'argent (matériau conducteur) est appliqué sur le film de polyester ainsi qu'une couche d'encre dont la conductivité est sensible à la pression. Les deux substrats sont ensuite laminés ensemble à l'aide d'un adhésif conducteur. L'argent s'étend sur toute la longueur du lecteur jusqu'aux bornes permettant le branchement à l'appareil d'alimentation. Les fiches techniques des deux modèles de capteurs FlexiForce utilisés (*Voir* Figure-A III-1 et Figure-A III-2) sont présentées à l'ANNEXE III (Tekscan, 2013).

Le circuit électrique permet de générer un courant électrique variant en fonction de la résistance de l'encre. Il est principalement composé de huit sources d'alimentation et de huit amplificateurs. De plus, les bornes de sortie du circuit sont connectées à une carte d'acquisition de données.

Le programme LabView permet non seulement de recueillir les données de courant et de les transposer en pression, mais aussi d'afficher et d'enregistrer ces résultats selon une échelle temporelle. Entre autre, l'interface contient un module de calibrage, un graphique qui permet de visualiser les courbes de pressions des huit capteurs, des fenêtres qui permettent de connaître les valeurs individuelles des pressions ainsi que le temps écoulé. Il est possible de sauvegarder les données et d'arrêter l'acquisition de données à tout moment.

Conditionnement des capteurs Flexiforce

Le conditionnement des capteurs est préliminaire au calibrage et à l'acquisition des données. On recommande cette étape en raison de la variation de l'extrait d'un capteur lors des premiers chargements. Ainsi, en chargeant le capteur, on favorise la répétabilité des résultats lors de la période d'étalonnage et d'acquisition. Le conditionnement permet également d'obtenir une courbe de dérive répétable (Tekscan, 2013). Afin de diminuer la marge d'erreur au maximum, on recommande de placer un poids d'au moins 110 % de la charge maximale qui sera éventuellement appliquée lors des essais pendant environ trois secondes. Pour un conditionnement optimal, cette masse doit être appliquée à au moins quatre reprises sur le capteur (*Voir ANNEXE IV*). Il est suggéré d'appliquer la charge sur la même surface qu'en conditions normales d'utilisation. De minces rondelles en polymère rigide ont été utilisées afin d'appliquer une charge uniforme sur la surface entière du capteur.

Calibrage des capteurs Flexiforce

Le calibrage des capteurs est une étape primordiale favorisant l'utilisation adéquate de ceux-ci. En effet, le calibrage corrige l'écart existant entre les propriétés des capteurs dues à différents facteurs affectant leur fabrication. Pour optimiser le calibrage, il est important de

l'effectuer dans un environnement similaire à celui dans lequel l'acquisition se fera, ce qui contribue à améliorer la répétabilité et à neutraliser la dérive. Un module de calibrage est inclus dans programme LabVIEW. Les manipulations pour effectuer un calibrage adéquat sont présentées à l'ANNEXE IV.

5.2.2.2 Système d'acquisition de mouvement

Le système Optotrak a permis de recueillir les données cinématiques. Ce dernier possédant une résolution de l'ordre de 30 μm est composé de trois caméras sensibles aux rayons infrarouges émis par des diodes optoélectroniques rattachées aux deux corps rigides. Suite aux essais expérimentaux, on dispose des coordonnées 3D des dix diodes optoélectriques (5 diodes par corps rigide) et des centroïdes des corps rigides, exprimées en fonction du temps dans le repère global fixe des caméras. Avec cette information des calculs matriciels effectués par un algorithme MatLab permet de déterminer le déplacement d'un corps rigide par rapport à l'autre.

5.3 Validation des données de pression

Suite à l'expérimentation, la validation des données saisies par les capteurs de pression a été effectuée. Pour ce faire, différentes charges comprises dans la plage de calibration ont été appliquées sur les capteurs. En tout, cinq données expérimentales par capteur ont été recueillies. Ainsi, l'erreur relative entre les pressions théoriques et les pressions expérimentales de chaque capteur a été calculée. À titre d'exemple, le graphique illustré à la Figure 5.2 montre la courbe de l'erreur relative en fonction de la pression réelle appliquée sur un capteur de modèle A201.

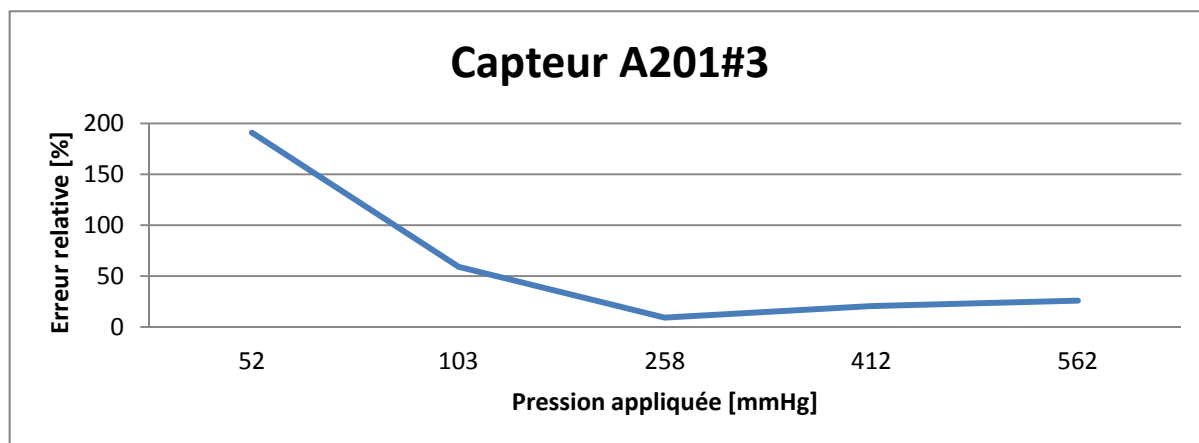


Figure 5.2 Erreur relative en fonction de la pression appliquée

On observe que l'erreur relative est particulièrement élevée à basse pression et inversement proportionnelle à la pression appliquée. Une erreur relative de 10% a été définie comme seuil de validité. Ainsi, un intervalle de données de pressions acceptables a été déterminé pour tous les capteurs. Malheureusement, les résultats de la validation amènent le rejet de toutes les pressions saisies par les capteurs de modèle A201.

CHAPITRE 6

RÉSULTATS D'ÉVALUATION

6.1 Étude de pression

Dans la présente section, les résultats de pression statique seront présentés pour chacune des orthèses évaluées. Les résultats importants seront soulevés de façon à mettre en évidence les régions où se trouvent les pressions minimales et maximales. Enfin, une conclusion partielle permettra d'apporter des éléments de comparaison entre les trois orthèses évaluées.

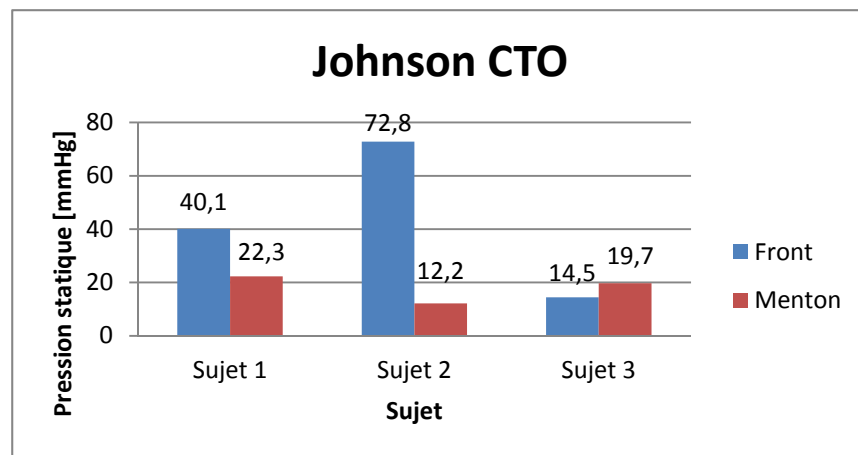


Figure 6.1 Pression statique de l'orthèse Johnson CTO

Les résultats de pressions induites par la première orthèse (Johnson CTO) présentés à la Figure 6.1 montrent que la pression maximale induite aux deux premiers sujets dépasse la valeur cible de 25 mmHg et se situe au niveau du front (40,1 mmHg pour le premier sujet et 72,8 mmHg pour le deuxième). Quant au sujet 3, la pression mesurée dans la région frontale est de 14,5 mmHg, ce qui est très acceptable. On note également qu'au niveau du menton les pressions mesurées sur tous les sujets sont faibles.

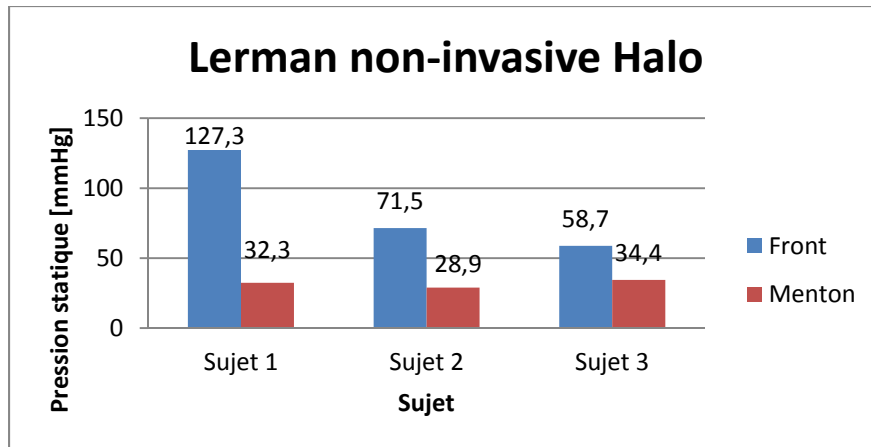


Figure 6.2 Pression statique de l'orthèse Lerman non-invasive Halo

À la Figure 6.2, il est possible d'observer que dans tous les cas, l'orthèse Lerman non-invasive Halo induit des pressions importantes au front. Elles sont considérablement supérieures à celles mesurées au niveau menton et excèdent la cible de 25 mmHg. Plus précisément, des pressions maximales de 127,3 mmHg, 71,5 mmHg et 58,7 mmHg ont été mesurés respectivement au front du premier, deuxième et troisième sujet. D'un autre côté, les pressions au menton des 3 sujets semblent tolérables puisqu'elles se situent entre 28,9 mmHg et 34,4 mmHg.

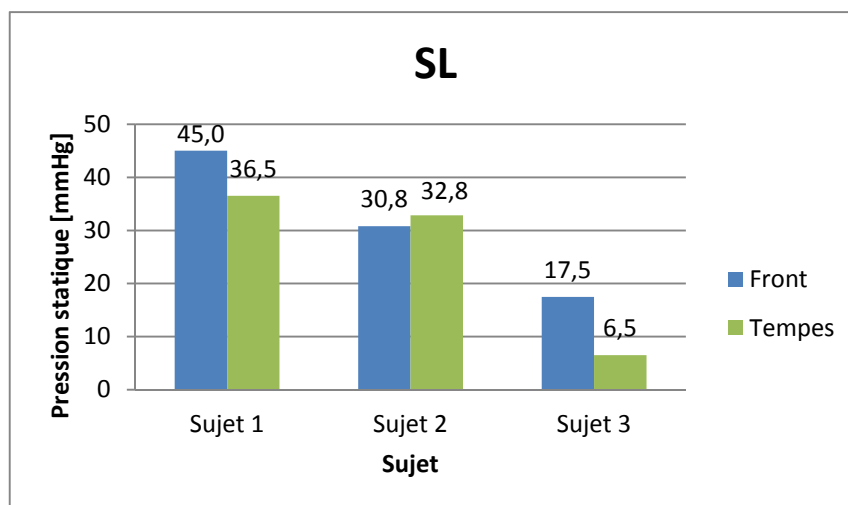


Figure 6.3 Pression statique de l'orthèse SL

La Figure 6.3 montre les pressions induites par l'orthèse développée dans ce projet (orthèse SL). La pression maximale induite par celle-ci est de 45 mmHg au centre du front du premier sujet. Une pression de 36,5 mmHg a également été mesurée au tempes de ce même sujet. Les pressions induites au deuxième sujet par l'orthèse SL sont raisonnablement acceptables. En effet, la pression frontale de 30,8 mmHg se rapproche étroitement de celle mesurée aux tempes (32,8 mmHg). On note que toutes les pressions mesurées sur le sujet 3 sont très basses. La pression maximale atteint 17,2 mmHg et se trouve au niveau du front. On remarque que les pressions frontales sont généralement supérieures ou comparables à celles mesurées aux tempes des sujets. Enfin, étant donné que l'orthèse SL ne possède pas d'appui au niveau du menton, aucune pression n'a pu être mesurée dans cette région.

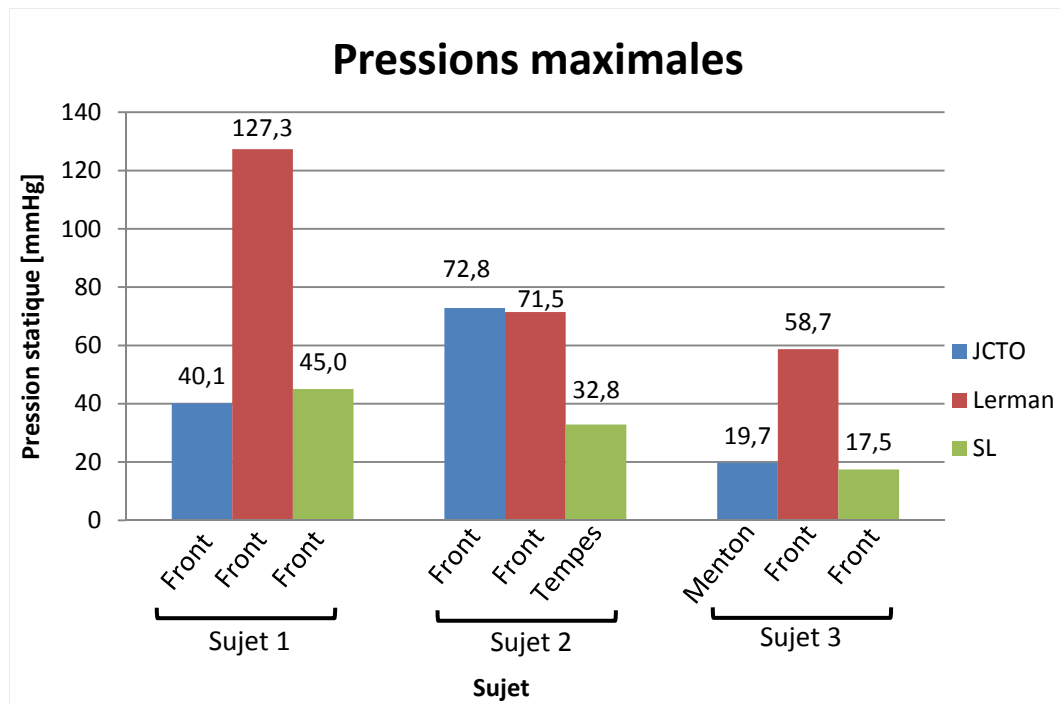


Figure 6.4 Pressions maximales

La Figure 6.4 illustre les pressions maximales induites à chacune des participantes par les orthèses ainsi que les régions auxquelles elles sont appliquées. Globalement, les résultats montrent que la région frontale est l'endroit le plus sollicité. Les trois orthèses ont appliqués des pressions maximales au front de la première participante. L'orthèse Johnson CTO ainsi

que l'orthèse Lerman non-invasive Halo ont produit des pressions maximum similaires (72, 8 mmHg et 71, 5 mmHg) au front du deuxième sujet tandis que la pression maximale imposée par l'orthèse SL se situe aux tempes, mais semble tolérable. Pour le troisième sujet, la pression maximale induite par l'orthèse JCTO est faible et se trouve au niveau du menton. Les deux autres orthèses ont généré des pressions maximales frontales (58,7 mmHg par l'orthèse Lerman non-invasive Halo et 17,5 mmHg par l'orthèse SL). Il est important de noter que la pression induite par les orthèses dépend de deux facteurs principaux, soit l'ajustement fait par l'orthésiste ainsi que la morphologie du sujet, ce qui explique la grande variabilité des résultats.

6.2 Étude cinématique

Des tests de Wilcoxon ont été effectués pour analyser et interpréter les résultats d'amplitude de mouvement lié au port des trois orthèses testées. Entre autre, cette analyse permet d'évaluer les performances de la nouvelle orthèse développée comparativement aux deux orthèses existantes. Sur le graphique illustré à la Figure 6.5, la notation (*) signifie une différence significative (valeur $p \leq 0,05$) entre les amplitudes de mouvements des orthèses comparées.

Les résultats montrent que l'orthèse Lerman non-invasive Halo restreint significativement plus le mouvement que l'orthèse Johnson CTO en flexion-extension. On n'observe aucune différence significative entre l'immobilisation offerte par l'orthèse SL et celle des deux autres orthèses. En observant les moyennes des amplitudes de mouvement en flexion-extension, on remarque que l'orthèse SL se situe entre les deux autres dispositifs. Toutefois, l'étendue des résultats en flexion-extension de l'orthèse SL est élevée. Effectivement, lors des essais expérimentaux un des sujets a eu beaucoup plus de facilité à réaliser le mouvement que les autres sujets en portant l'orthèse SL. En installant cette dernière, l'orthésiste a constaté que la partie crânienne du dispositif n'était pas adéquatement ajustable à la participante. Le coussin en silicone limitait le serrage de la sangle d'attache antérieure pour ajuster la circonférence de la tête. L'orthèse Johnson CTO est celle qui permet le plus de

mouvement en flexion et en extension. L'assemblage (mentonnière vissée au demi-anneau frontal, le tout lié au support occipital par sangles d'attaches) formant la partie crânienne de l'orthèse Lerman non-invasive Halo semble favoriser l'immobilisation en flexion et en extension. L'assemblage (mentonnière liée à un support occipital par sangle d'attache et une autre sangle qui entoure le support occipital en passant par le front) qui caractérise l'orthèse Johnson CTO paraît moins efficace. L'adhérence du silicone qui compose le coussin frontal ainsi que le support occipital de l'orthèse SL semble favoriser l'immobilisation en flexion extension. Sans mentonnière, elle présente de meilleurs résultats que l'orthèse Johnson CTO. Il est important de noter que le degré d'immobilisation offert par une orthèse dépend fortement des ajustements apportés par l'orthésiste lors de son installation.

Les équipements Lerman non-invasive Halo et SL restreignent similairement la flexion latérale. Les deux sont significativement plus efficaces pour limiter le mouvement que l'orthèse Johnson CTO. Cette différence significative s'explique par l'absence de supports latéraux dans la région crânienne de l'orthèse Johnson CTO. Or les deux autres équipements disposent de supports latéraux. L'orthèse Lerman non-invasive Halo possède une mentonnière qui s'étend jusqu'aux régions temporales tandis que le prototype SL comprend deux supports qui épousent une surface reliant les tempes à l'os occipital supérieure et inférieure en passant au-dessus des oreilles. On peut remarquer l'étendue élevée des résultats des amplitudes de mouvements en flexion latérale de l'orthèse Johnson CTO. Un des sujets semble avoir effectué ce mouvement avec plus de facilité en portant l'orthèse Johnson CTO qu'en portant les autres dispositifs. Comme dit précédemment, l'ajustement de l'orthèse influence la restriction des mouvements.

En rotation axiale, les résultats du prototype développé dans ce projet s'avèrent très prometteurs. En effet, l'orthèse SL est significativement plus efficace que les deux autres orthèses testées pour restreindre le mouvement en rotation axiale. Avec une moyenne de 27 °, l'orthèse Johnson CTO est celle qui permet la plus grande amplitude de mouvement, suivi de l'orthèse Lerman non-invasive Halo avec une moyenne de 18,3° et de l'orthèse SL avec une moyenne de 12,2 °. Les résultats montrent que l'absence d'une mentonnière ne permet pas un

mouvement de plus grande amplitude en rotation axiale. La mentonnière ne peut nuire à la restriction du mouvement en rotation, mais les supports temporaires semblent avoir un effet plus important sur celle-ci.

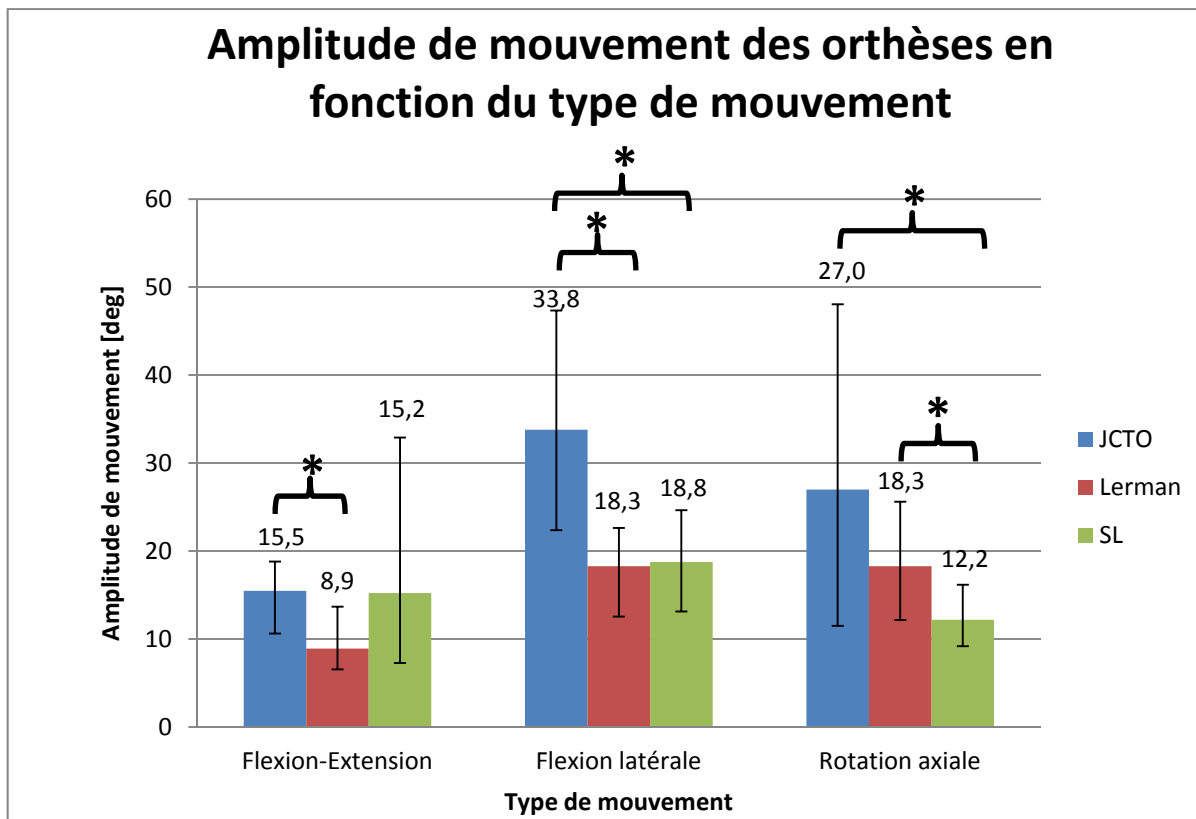


Figure 6.5 Amplitude de mouvement des orthèses en fonction des mouvements

6.3 Ouverture buccale maximale

L'histogramme de la Figure 6.6 montre les résultats de l'ouverture buccale maximale des participantes en fonction des orthèses portées. Tous les sujets sont parvenus à ouvrir la bouche davantage en portant l'orthèse SL que les autres orthèses. En effet, l'ouverture buccale des sujets portant l'orthèse développée dans ce projet varie entre 43 et 47 mm. Cette ouverture est nettement supérieure que celle mesurée sur les sujets portant les orthèses Johnson CTO et Lerman non-invasive Halo. Avec le port de l'orthèse Johnson CTO, l'ouverture buccale maximum des participantes s'étend de 17 à 36 mm tandis que celle avec

le port de l'orthèse Lerman non-invasive Halo varie entre 18 et 25 mm. Ces résultats confirment qu'une mentonnière obstrue partiellement l'ouverture buccale. Ainsi, elle peut nuire au confort et à la réalisation de certaines activités quotidiennes.

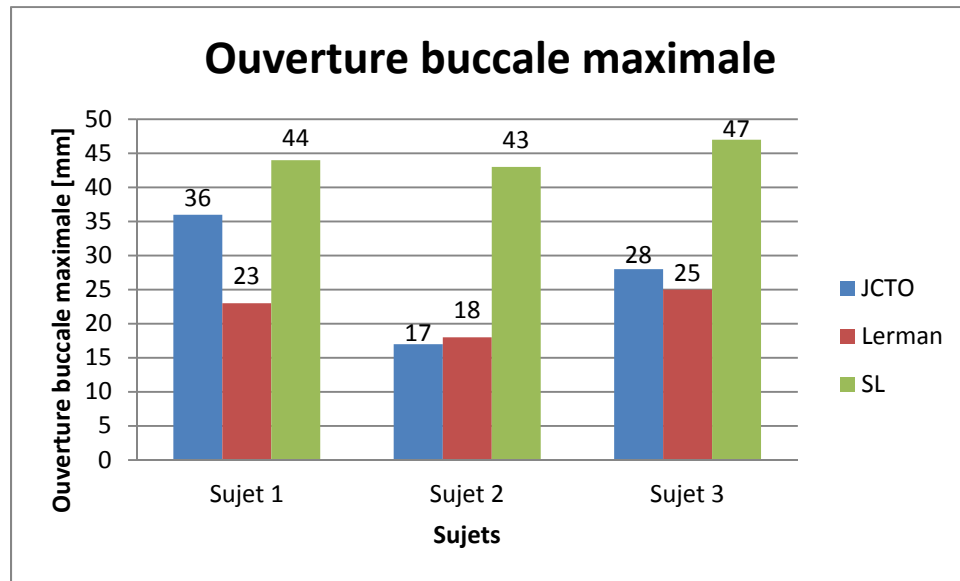


Figure 6.6 Ouverture buccale maximale

6.4 Confort

La Figure 6.7 illustre les résultats de l'étude de confort menée lors des séances d'expérimentation. Il est possible de remarquer que la première participante a donné une note de confort équivalente à chaque dispositif porté. Le deuxième sujet a privilégié le confort offert par l'orthèse SL, ensuite celui de l'orthèse Lerman non-invasive Halo, puis celui de l'orthèse Johnson CTO. Le sujet 3 a préféré le confort de l'orthèse SL par rapport aux autres dispositifs et a attribué des notes de confort égales aux orthèses Johnson CTO et Lerman non-invasive Halo. Globalement, les participantes ont noté le confort de l'orthèse SL égal ou supérieur à celui des autres dispositifs. D'un autre côté, l'orthèse Johnson CTO a reçu des notes de confort équivalentes ou inférieures aux autres orthèses.

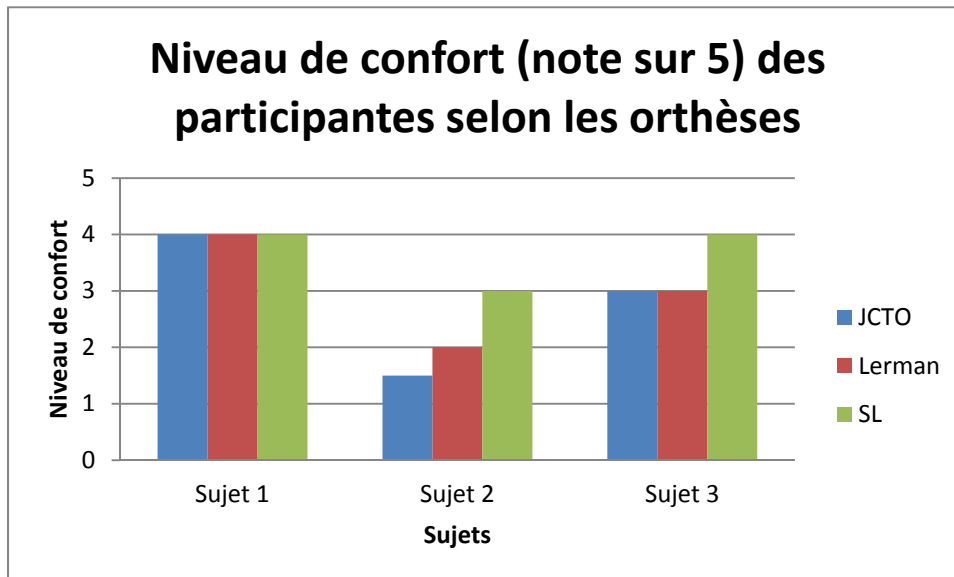


Figure 6.7 Niveau de confort

6.5 Performance du concept final

Cette section présente la comparaison des performances de l'orthèse SL à celles des dispositifs testés (orthèses Johnson CTO et Lerman non-invasive Halo). Pour ce faire, la méthode de Pugh a été utilisée à nouveau. Cette comparaison permet de situer les performances des orthèses de façon plus précise puisqu'il est possible de s'appuyer sur certaines données résultantes de l'étude biomécanique. Comme dans la matrice de décision qui a permis le choix du concept final au chapitre 3, le dispositif de référence est l'orthèse Jonhson CTO. La performance de chaque orthèse testée est très supérieure (+2), supérieure (+1), égale (0), inférieure (-1) ou très inférieure (-2) au modèle référentiel pour chacune des caractéristiques retenues. Les caractéristiques sont pondérées en fonction du facteur d'importance absolue. Puis, la somme des évaluations pondérées est effectuée pour comparer les orthèses. La matrice de comparaison des performances est présentée au Tableau 6.1

Tableau 6.1 Évaluation des performances

Caractéristiques techniques	Poids	Jonhson CTO	Lerman non-invasive Halo	Orthèse SL
Amplitude de mouvement (flexion-extension)	30	0	1	0
Amplitude de mouvement (flexion latérale)	30	0	1	1
Amplitude de mouvement (rotation axiale)	30	0	1	2
Pointage d'ajustements fonctionnels et morphologiques	40	0	1	2
Pression induite	33	0	-1	1
Ouverture maximum de la bouche	30	0	0	2
Surface à aire ouverte au niveau facial	30	0	0	1
Coût de fabrication	28	0	-2	-1
Pointage		0	41	265
Rang		3	2	1

6.5.1 Justification de l'évaluation des performances

Les résultats de l'étude cinématique montrent que l'orthèse Lerman non-invasive Halo restreint davantage le mouvement que les deux autres orthèses. Ainsi, une note de performance supérieure (+1) lui a été attribuée. En flexion latérale, les orthèses Lerman non-invasive Halo et SL restreignent similairement le mouvement, mais sont plus efficaces que l'orthèse Johnson CTO. Cela justifie les performances supérieures (+1) des orthèses Lerman non-invasive Halo et SL. Pour limiter la rotation axiale, l'orthèse SL a démontré les meilleurs

résultats, ce qui lui vaut une note de performance supérieure aux autres équipements. Ensuite, grâce à ses nombreux ajustements et à ses coussins amovibles, le pointage d'ajustement fonctionnel et morphologique de l'orthèse SL a été évalué comme étant supérieur aux orthèses Johnson CTO et Lerman non-invasive Halo. De plus, l'étude de pression montre que les pressions induites par le prototype SL sont généralement inférieures à celles générées par les autres orthèses cervico-thoraciques. Donc, sa performance a été évaluée comme étant supérieure (+1). Grâce à l'absence de mentonnière, l'ouverture buccale maximale permise par l'orthèse SL est nettement plus grande que celle permise par les autres dispositifs. Pour cette caractéristique, l'orthèse SL mérite une note très supérieure (+2) aux orthèses Johnson CTO et Lerman non-invasive Halo. Par le fait même, l'ouverture au visage du prototype est plus grande que celle offerte par les autres orthèses. Enfin, le coût de fabrication de l'orthèse Johnson CTO semble inférieur à celui des orthèses Lerman non-invasive Halo et SL. En effet, l'orthèse Johnson CTO comprend peu de pièces et celles-ci semblent relativement simples à fabriquer. En somme, le modèle le plus prometteur est définitivement le prototype développé dans ce projet. L'orthèse SL se positionne au premier rang grâce à sa capacité à restreindre les mouvements en flexion latérale et en rotation axiale, sa surface de contact qui tend à distribuer la pression induite, ses ajustements fonctionnels et morphologiques ainsi que son dégagement au menton qui permet l'ouverture de la mâchoire. L'orthèse Lerman non-invasive Halo se positionne au deuxième rang suivi de l'orthèse Johnson CTO.

CHAPITRE 7

DISCUSSION

L'objectif de ce mémoire était de concevoir une orthèse cervico-thoracique à l'aide de la méthode du déploiement de la fonction qualité, de fabriquer un prototype de cette orthèse, puis d'évaluer le dispositif à l'aide d'une étude biomécanique comparative.

7.1 Critique de la solution proposée

Pour concevoir un nouveau produit, plusieurs approches méthodologiques peuvent être employées. Dans le cadre du présent projet, l'approche du DFQ est adoptée. Celle-ci permet de développer un produit qui répond aux attentes des clients. Ainsi, on évite le piège de concevoir un produit semblant excellent, mais ne comblant pas les besoins des utilisateurs. De plus, il est important de souligner l'implication des différents acteurs (chirurgiens, orthésistes et ergothérapeutes) qui ont aidé à déterminer la pondération des besoins.

En quelques mots, la solution proposée comble la plupart des besoins du client et possède des caractéristiques avantageuses par rapport aux solutions existantes. Par exemple grâce à ses articulations sphériques, l'orthèse SL peut facilement s'ajuster à différentes morphologies et ainsi offrir un confort supérieur aux usagers. Le dispositif développé dans ce projet ne possède ni mentonnière, ni support rigide au niveau du front, ce qui accroît également le confort des utilisateurs. De plus, l'agencement de la partie thoracique antérieure avec les supports crâniens latéraux par tiges libère le visage pour faciliter la réalisation d'activités quotidiennes comme manger et se laver le visage. Même si l'orthèse requiert certaines améliorations, les fonctions de cette dernière restent intègres.

7.2 Discussion des résultats expérimentaux

Les trois orthèses testées possédaient une seule région de capture commune, soit la région frontale. De façon générale, puisque les orthèses cervico-thoraciques ne possèdent pas des

points de contact communs, la comparaison des pressions induites est difficile. Malgré l'influence de ces facteurs, on constate que les pressions induites par le prototype d'orthèse cervico-thoracique développé dans ce projet sont comparables ou inférieures à celles générées par les autres orthèses testées. Il est possible de conclure que les pressions au menton sont faibles pour tous les sujets avec les orthèses possédant une mentonnière. De plus, les résultats tendent à démontrer que l'orthèse Lerman non-invasive Halo induit des pressions frontales généralement supérieures à celles induites par les autres dispositifs. Au front comme aux tempes, l'orthèse SL induit des pressions relativement basses.

En flexion-extension, l'assemblage idéal semble être celui qui caractérise l'orthèse Lerman non-invasive Halo. Il s'agit d'une mentonnière vissée au demi-anneau frontal, le tout lié au support occipital par sangles d'attaches formant la partie crânienne. Or, l'adhérence du silicone qui compose le coussin frontal ainsi que le support occipital de l'orthèse SL semblent aussi favoriser l'immobilisation. Sans mentonnière, elle montre de meilleurs résultats que l'orthèse Johnson CTO. Les équipements Lerman non-invasive Halo et SL restreignent similairement la flexion latérale. On remarque que les deux orthèses cervico-thoraciques disposent de supports latéraux. L'orthèse Lerman non-invasive Halo possède une mentonnière qui s'étend jusqu'aux régions temporales tandis que le prototype SL comprend deux supports qui épousent une surface reliant les tempes à l'os occipital supérieur et inférieur en passant au-dessus des oreilles. En rotation axiale, les résultats de la présente étude montrent que l'absence d'une mentonnière ne permet pas un mouvement de plus grande amplitude. En effet, avec ces supports temporaux l'orthèse SL est plus efficace que les deux autres orthèses testées pour restreindre le mouvement. Or, on peut conclure qu'une mentonnière ne peut nuire à la restriction du mouvement de rotation axiale, mais ne semble pas être la meilleure option. D'un point de vue cinématique, on constate que les performances du prototype d'orthèse cervico-thoracique développé dans ce projet sont comparables ou supérieures à celles des autres orthèses testées. Cependant, les mouvements captés dépendent des forces exercées par les participantes. Même en disposant d'une période d'apprentissage avant chaque session, il se peut que certaines participantes aient réalisé certains mouvements cervicaux en exerçant des forces distinctes.

On observe un lien entre la pression induite par les orthèses et leur capacité à immobiliser la colonne vertébrale cervicale et thoracique. Une pression élevée au front ou au menton indique une meilleure immobilisation en flexion alors que des pressions supérieures aux tempes indiquent une immobilisation accrue en flexion latérale comme en rotation axiale. Puisque les pressions au menton sont faibles pour tous les sujets portant des orthèses munies d'une mentonnière, on suppose que la présence d'une mentonnière n'est pas nécessaire à l'immobilisation du mouvement en flexion. Autrement, celle-ci semble nuire au confort de l'utilisateur. Par contre, les mesures de pressions et les captures de mouvements ont été prises sur des sujets se tenant debout. Il se pourrait que les orthèses possédant une mentonnière infligent des pressions supérieures au menton lorsque les utilisateurs sont en position assise ou couchée, notamment lorsque le support dorsal est angulé.

Globalement, les participantes ont noté le confort de l'orthèse SL égal ou supérieur à celui des autres dispositifs. Toutefois, il est important de souligner que les réponses au sondage sur le confort peuvent être biaisées étant donné que l'étude implique la participation de collègues également membres du LIO. L'aspect esthétique des dispositifs ainsi que l'ordre dans lequel les orthèses ont été portées peuvent aussi affecter les résultats. Par exemple, une participante épuisée ou importunée par la séance expérimentale pourrait avoir donné une note de confort inférieur à la dernière orthèse portée. Enfin, puisqu'elle ne possède pas de mentonnière, l'orthèse SL permet une ouverture buccale complète comparativement aux autres orthèses cervico-thoraciques.

7.3 Recommandation et perspectives

Il est important de rappeler que l'étude biomécanique menée dans le cadre de ce projet était considérée comme une étude pilote servant à évaluer le potentiel du prototype en comparant ses performances à celles d'orthèses existantes.

Le montage d'acquisition de données de pression utilisé pourrait être amélioré. En effet, puisqu'on mesure des pressions à près d'un centième de la plage effective du modèle de

capteur A201, il serait intéressant d'ajuster les amplificateurs du circuit électrique du montage de façon à forcer la saturation du signal électrique à plus bas voltage. Ainsi, les mesures de pression seraient plus précises. De plus, le module de calibrage du programme LabVIEW pourrait être amélioré. En trois mesures de pression, on se rend compte que le calibrage des capteurs est très variable. Un minimum de deux mesures supplémentaires devrait être ajouté pour calibrer les capteurs de façon plus exacte.

En ce qui concerne le prototype, on a noté quelques améliorations possibles. Par exemple, lors de l'installation de l'orthèse SL en séance expérimentale, l'orthésiste avait peu d'espace pour attacher la sangle d'attache qui passe au-dessus des épaules liant les parties thoraciques antérieure et postérieure. Ainsi, on recommande de déplacer la fixation de cette sangle d'attache vers le haut pour disposer de plus d'espace. De plus, il faudrait prévoir la fabrication de plusieurs grandeurs d'orthèses pour accommoder le plus de gens possible. Une étude anthropométrique serait utile pour déterminer le nombre de grandeurs requises.

La réalisation d'une étude cinématique sur un plus grand nombre de sujets profiterait fortement aux prochaines phases de développement du produit. En supposant que l'étude qui suivra sera analysée par un test de t apparié, pour une valeur alpha de 0,05, environ 25 sujets additionnels seraient nécessaires afin de détecter une différence de 10° entre les amplitudes de mouvement des orthèses testées. De plus, il serait intéressant de réaliser une étude similaire, mais en disposant de sujets de morphologies atypiques (tête de forme conique, petit et long cou, petite et grosse tête, etc.). Ainsi, il serait possible de quantifier l'ajustement de l'orthèse à différentes morphologies et si nécessaire, d'apporter les modifications au prototype pour favoriser cet aspect. Une future expérimentation pourrait viser l'évaluation de l'effet de la position des sujets (position complètement couchée, avec différents angles de support dorsal ou assise) sur les pressions induites par les orthèses cervico-thoraciques. Enfin, une prochaine étude pourrait comprendre un électromyogramme permettant de mesurer le niveau d'activation des muscles lors du mouvement. Cependant, il s'agirait d'un travail laborieux étant donné la complexité du système musculaire du cou et les contraintes d'accès dues à la présence de l'orthèse.

CONCLUSION

Suite à une blessure touchant la colonne vertébrale, dans le cas où l'opération n'est pas suggérée ou si une immobilisation post-chirurgicale est nécessaire, on prescrit une orthèse cervico-thoracique au patient. Les orthèses les plus couramment utilisées sont particulièrement simples et rapides à installer pour les praticiens. Par contre, la conception de ces orthèses n'est pas optimale puisque le recours à celles-ci engendre diverses complications pour les patients comme pour les orthésistes ayant à les installer (Webber-Jones, Thomas et Bordeaux, 2002).

L'objectif principal de ce mémoire était d'améliorer le traitement par orthèse des blessures cervicales et thoraciques de la colonne vertébrale en concevant une orthèse cervico-thoracique à l'aide du déploiement de la fonction qualité. Pour ce faire, un prototype fonctionnel d'orthèse cervico-thoracique a été conçu, fabriqué et évalué à l'aide d'une étude biomécanique.

Les principaux résultats obtenus démontrent que l'orthèse cervico-thoracique développée dans ce projet de maîtrise semble répondre aux besoins des clients. En effet, on conclut que les pressions induites par le prototype d'orthèse sont comparables ou inférieures à celles générées par les autres orthèses testées. De plus, d'un point de vue cinématique, on constate que l'immobilisation de la colonne vertébrale par le prototype d'orthèse développé est comparable ou supérieure à celle des autres orthèses testées. Les résultats illustrent aussi que le confort de l'orthèse SL est égal ou supérieur à celui des autres dispositifs d'immobilisation.

Le prototype d'orthèse cervico-thoracique pourrait être amélioré, notamment pour faciliter son installation et réduire son coût de fabrication. La méthodologie proposée comporte certaines limites. Dans le futur, certains ajustements méthodologiques seraient à envisager afin de faciliter la prise de données et d'améliorer la qualité des résultats. Pour les projets à venir, il serait recommandé :

- d'ajuster les amplificateurs du circuit électrique du montage d'acquisition de pressions;
- d'ajouter des mesures supplémentaires au module de calibrage du programme LabVIEW;
- de réaliser l'étude sur un plus grand nombre de sujets;
- de réaliser une étude sur des sujets de morphologies atypiques;
- d'évaluer l'effet de la position des sujets sur les pressions induites par les orthèses cervico-thoraciques;
- de mesurer le niveau d'activation des muscles lors des mouvements pour normaliser l'évaluation de l'immobilisation procurée par l'orthèse.

Au terme du projet, les travaux de recherche ont contribué à l'avancement des connaissances dans le domaine orthopédique, notamment dans les stratégies de conception et de traitement des traumatismes vertébraux par orthèse cervico-thoracique. Ce projet a permis d'approfondir la compréhension et la connaissance de la biomécanique du traitement des blessures cervicales par orthèse cervico-thoracique pour ainsi permettre la conception d'une orthèse plus performante. À plus long terme, les victimes de blessures de la colonne vertébrale profiteront d'une orthèse plus efficace pour immobiliser le rachis et qui limitera les risques de formations de plaies de pression. Ainsi, le dispositif favorisera la diminution du temps de réhabilitation du patient tout en rendant le traitement plus convivial pour les praticiens.

ANNEXE I

CLASSIFICATION DE HARRIS

D'abord, les blessures cervicales de flexion sont dues à une rotation et/ou une translation pure des vertèbres cervicales vers l'avant dans le plan sagittal. Plus précisément, les blessures de flexion sont le résultat d'une compression de la colonne antérieure combinée à une distraction de la colonne postérieure. Ce type de lésion peut atteindre les tissus mous, les os ou les tissus mous et les os simultanément. Parmi les blessures de flexion, on retrouve la subluxation antérieure, la dislocation bilatérale au niveau des facettes, la fracture cunéiforme, la fracture clay-shoveler ainsi que la fracture en goutte (teardrop). La subluxation antérieure est caractérisée par une hypercyphose à de la lésion ligamentaire postérieure du rachis cervical. Dans 30 à 50% des cas, la rupture du complexe ligamentaire postérieure engendre une instabilité. Lorsqu'on parle de dislocation bilatérale au niveau des facettes, il est question de dislocation entre les facettes et/ou les processus à un même niveau qui se situe dans la région basse de la colonne cervicale (C2 à C7). Avec l'hyperflexion, il y a rupture des ligaments au niveau de la région touchée ce qui engendre un déplacement antérieur de la vertèbre en question et les masses articulaires de celle-ci se délogent de celles des vertèbres adjacentes. En présence de dislocation bilatérale des facettes, il y a un risque élevé d'atteinte neurologique. La fracture cunéiforme se manifeste lorsque la force causée par une hyperflexion est suffisamment élevée pour qu'il y ait impact entre une vertèbre et celle située au-dessous. La fracture Clay-shoveler est décrite comme étant une fracture d'avulsion du processus épineux des vertèbres C6, C7 ou T1. On peut être victime de cette fracture lorsque la tête et la région supérieure de la colonne cervicale subit une flexion forcée à l'opposition de l'action des ligaments interépineux et surépineux. La fracture en goutte (teardrop) est pathologiquement décrite comme étant une rupture complète des ligaments ainsi que du disque intervertébral. Elle est causée par une lésion entre les joints des facettes. Cliniquement, la fracture en goutte est la plus grave des blessures en flexion puisqu'elle est associée à une blessure médullaire.

Ensuite, on retrouve les blessures par la combinaison simultanée de flexion et de rotation. La dislocation unilatérale des facettes est le seul sous-groupe inclus dans les blessures de flexion-rotation. Cette dislocation unilatérale se caractérise par une dislocation du joint entre les facettes du côté opposé à la direction de la rotation. Ainsi, la masse articulaire de la vertèbre touchée est délogée antérieurement à celle de la vertèbre supérieure et se coince dans la partie inférieure du foramen intervertébral. On observe aussi une rupture du complexe ligamentaire postérieure et de la capsule du joint disloqué. De plus, ce type de fracture engendre une rupture ou dégénérescence des ligaments longitudinaux antérieurs et postérieurs ainsi que du disque intervertébral.

Le groupe de fracture qui suit, due à une combinaison d'extension et de rotation, comprend la fracture Pillar. Celle-ci est une fracture verticale de la masse articulaire d'une vertèbre. Elle est le résultat d'un impact de la masse articulaire par la masse articulaire ipsilatérale supérieure pendant une hyperextension et une rotation.

Parmi les fractures de compression verticale, on retrouve la fracture Jefferson de l'atlas ainsi que la fracture de type burst. Les fractures de compression verticale sont le résultat d'un chargement axial lorsque la colonne cervicale est en position neutre. La force axiale est généralement transmise à la colonne par le biais des condyles occipitaux suite à un traumatisme au sommet du crâne, mais peut aussi être transmise par l'entremise du pelvis. La fracture Jefferson de l'atlas est une fracture bilatérale de l'arc antérieur et postérieur de l'atlas (C1). Radiologiquement, ce type de fracture est caractérisé par un déplacement bilatéral des masses articulaires de l'atlas. Quant à la fracture de type burst, elle est décrite comme étant une fracture comminutive du corps vertébral avec une propulsion variable de fragments postérieurs du corps vers le canal rachidien. Ce type de fracture se produit dans la région inférieure de la colonne cervicale.

À l'opposé des blessures de flexion, les blessures d'extension sont le résultat d'une rotation postérieure et/ou d'une translation du segment cervical dans le plan sagittal. La classification de la blessure selon les différents sous-groupes dépend de la direction et de l'amplitude de la

force soumise au cou. Une première sous-catégorie de blessure, soit la dislocation en hyperextension, est la conséquence d'une force postérieure directe sur le visage propulsant la tête et le rachis cervical en hyperextension. Cette force cause une rupture du ligament longitudinal antérieur, une rotation postérieure et une translation du segment cervical touché. De plus, il y a rupture horizontale du disque intervertébral ou une avulsion du plateau inférieur du corps vertébral. Souvent, on y associe une fracture antérieure du plateau inférieur ainsi qu'une séparation entre le ligament longitudinal postérieur et la vertèbre au-dessous. Un second sous-groupe incluant les fractures d'avulsion de l'arc antérieur de l'atlas permet de classer les blessures en extension. Ce type de lésion très rare est causé par une force d'hyperextension sur le muscle long du cou et sur le ligament atlantoaxial dans la région inférieure ou antérieure du tubercule de l'atlas. Radiologiquement, on peut remarquer une fracture linéaire horizontale de l'arc antérieur de l'atlas et une enflure prévertébrale cervicocrâniale des tissus mous. Chez les personnes âgées atteintes d'ostéopénie ou de spondylite cervicale, on peut faire face à une fracture d'extension en goutte (teardrop) de l'axis. Celle-ci est associée à un important fragment triangulaire d'une hauteur verticale égale ou supérieure à sa largeur transverse. Ce fragment se compose de la partie antérieure inférieure du corps de l'axis. Il est extirpé par le ligament longitudinal antérieur pendant le mouvement d'hyperextension de la tête et de la partie supérieure du rachis cervical. Dans un autre ordre d'idée, la fracture de l'arc postérieur de l'atlas est le résultat d'une compression de l'arc postérieur entre l'occiput et le processus épineux de l'axis lors d'une hyperextension. Ce type de blessure se distingue de la fracture Jefferson par l'absence d'enflure prévertébrale des tissus mous dans la région cervicocrâniale. Par définition, la fracture de type laminaire implique la portion de l'arc postérieur entre la masse articulaire et le processus épineux au niveau de la région inférieure de la vertèbre. Une fracture laminaire est rare et touche généralement les personnes âgées souffrant de spondylite cervicale. Un autre type de fracture, causé par une force d'hyperextension, nommé fracture de Hangman, est connu comme étant une fracture bilatérale des isthmes interarticulaires de l'axis. Très rarement, les facettes articulaires supérieures et les os qui y sont adjacents peuvent être endommagés. Enfin, le dernier sous-groupe faisant partie des blessures d'hyperextension est celui incluant les fractures-dislocations. Celles-ci sont caractérisées par une fracture bilatérale de la masse

articulaire ou d'une fracture de la masse sur un côté accompagné d'une dislocation aux joints des facettes.

Les blessures de flexion latérale sont le résultat d'une translation ou d'une inclinaison des éléments cervicaux dans le plan frontal. Celles-ci sont rarement l'objet de blessures cervicales graves et ne seront pas traitées en détail dans le présent rapport. La seule blessure causée par la flexion latérale est la fracture du processus unciforme.

Finalement, il existe des blessures cervicales causées par divers mécanismes n'étant pas classifiées de façon formelle. Par exemple, selon la classification de Harris, la dissociation atlanto-occipitale ainsi que la fracture de l'odontoïde sont des blessures mises à part. On dit qu'une dissociation atlanto-occipitale, qu'elle soit complète ou partielle, s'initie à une rupture ligamentaire cervicale. Puisque le crâne peut se déplacer antérieurement, postérieurement, longitudinalement ou encore dans une direction antérieure ou postérieure combinée avec une distraction, l'étude biomécanique de ce type de blessure est complexe. En général, la dissociation atlanto-occipitale est le résultat d'un déplacement des condyles occipitaux crâniens par rapport aux facettes articulaires supérieures de l'atlas. Pour ce qui est de la fracture de l'odontoïde, elle est généralement due à une force vectorielle horizontale de l'avant vers l'arrière sur le crâne. Plus précisément, elle est appliquée à l'apophyse odontoïde (la dent) de l'axis. Cependant, plusieurs forces complexes induisant la flexion, l'extension et la rotation peuvent mener à ce type de blessure, ce qui complique la classification de celle-ci. Anderson et D'Alonzo ont différencié trois types de fractures de l'odontoïde (Anderson et D'Alonzo, 1974). Le premier type fait l'objet d'une fracture d'avulsion rare, mais stable de la pointe de la dent de l'axis. Le second est une fracture transverse instable du col de la dent au-dessus du corps de l'axis. Le troisième type représente une fracture de la portion supérieure du corps de l'axis touchant la ou les facettes articulaires supérieures de cette vertèbre et le corps vertébral de l'atlas.

ANNEXE II

CLASSIFICATION DE MAGERL

- **Lésion en compression pure**

Comme on peut l'observer à la Figure-A II-1, la lésion en compression pure est particulière puisque l'atteinte est presque exclusivement au niveau du corps vertébral. Suite à une compression axiale avec ou sans flexion, l'épaisseur du corps vertébral est réduite, mais les ligaments postérieurs restent intacts. De plus, une lésion de ce type n'implique aucune translation vertébrale dans le plan sagittal. Les fractures de tassement (A1) sont dues à la compression de l'os spongieux en l'absence de fragmentation du corps vertébral et sans rétrécissement du canal vertébral. Ces fractures sont stables et engendrent très rarement un déficit neurologique. Sous les fractures de tassement (A1), on retrouve 3 sous-groupes; les fractures des plateaux vertébraux (A1.1), fractures du corps vertébral avec cunéiformisation (A1.2) et fractures par affaissement du corps vertébral (A1.3). Les fractures avec fissuration verticale (A2) présentent une fente verticale du corps vertébral dans les plans sagittal ou coronal, avec des degrés variables de dislocation des fragments principaux. Lors d'une dislocation importante des fragments, le disque intervertébral pénètre dans le corps. Ces fractures s'accompagnent rarement d'un déficit neurologique, elles sont généralement stables (sauf celles de type A2.3) et les ligaments postérieurs restent intacts. Mieux connues sous le nom de fractures de type burst, les fractures comminutives (A3) sont instables et caractérisées par l'éclatement partiel ou complet du corps vertébral avec migration centrifuge des fragments. Les fragments du mur postérieur sont projetés vers le canal vertébral, ce qui provoque, dans la majorité des cas, une blessure neurologique.

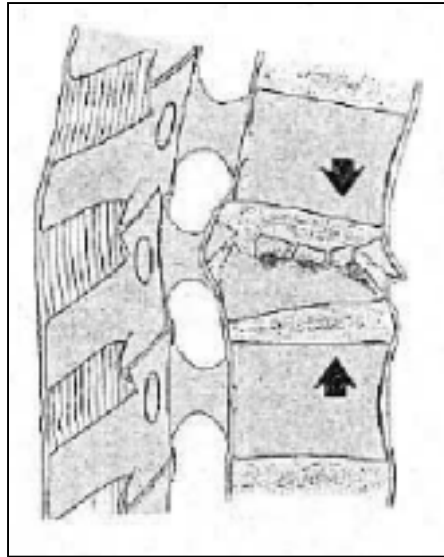


Figure-A II-1 Lésion en compression pure (type A)
Tirée de Magerl et al. (1994)

- **Lésion avec distraction**

Les lésions avec distraction, présentées à la Figure-A II-2, sont caractérisées par une distraction avec élongation de la distance entre les éléments antérieurs (B3) ou postérieurs (B1 et B2). D'abord, les fractures par distraction postérieure à prédominance ligamentaire (B1) exhibent une distraction du complexe ligamentaire postérieur avec une luxation bilatérale, une dislocation ou une fracture des facettes articulaires. Ces fractures sont le résultat d'une flexion-distraction et peuvent s'accompagner d'une distraction transverse du disque ou d'une lésion du corps vertébral de type A. La forte probabilité de complications neurologiques s'explique par les mouvements de translation entre les éléments vertébraux et par la propulsion de fragments dans le canal vertébral. Les fractures par distraction postérieure à prédominance osseuse (B2) se caractérisent par une distraction de la partie postérieure de la colonne à travers l'isthme vertébral. Comme les fractures du groupe B1, la lésion postérieure peut être associée à une distraction transverse du disque ou à une fracture de type A au niveau du corps vertébral. À l'exception des fractures transverses complètes (B2.1), les répercussions neurologiques et le degré d'instabilité sont légèrement plus importants que dans le cas des fractures de type B1. Finalement, les fractures par distraction

antérieure (B3) sont le résultat d'une hyperextension avec ou sans cisaillement antéro-postérieur. Ces fractures débutent dans la colonne antérieure et peuvent progresser vers la colonne postérieure. La dislocation postérieure est l'une des blessures les plus sévères au niveau du rachis lombaire, car elle est souvent accompagnée d'une paraplégie totale.

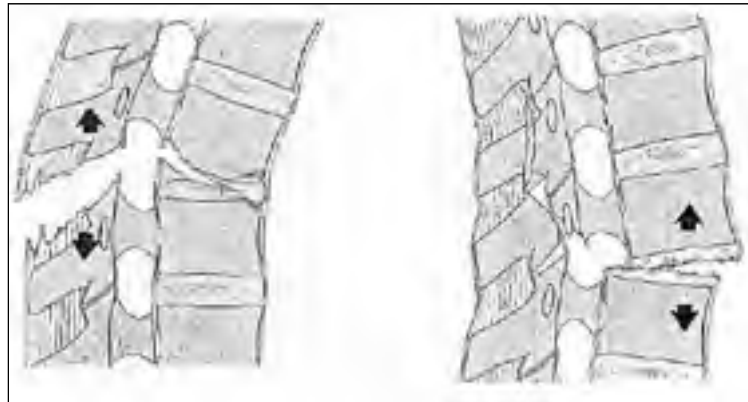


Figure-A II-2 Lésion avec distraction (type B)
Tirée de (Magerl et al., 1994)

- **Lésion avec rotation**

Les lésions avec rotation, qu'on visualise à la Figure-A II-3, impliquent généralement la partie antérieure et postérieure du rachis. Le principal indicateur d'une blessure avec rotation est la présence d'une fracture des processus transverses. De plus, les lésions avec rotation impliquent souvent une rotation segmentaire, une distraction des ligaments longitudinaux et des disques, une fracture des facettes articulaires, des dislocations ou fractures des côtes près de la colonne, une fracture des plateaux par avulsion latérale, des fractures irrégulières de l'arc neural et des fractures asymétriques du corps vertébral. Sous les lésions avec rotation, on retrouve différents groupes; les fractures de type A avec rotation (C1), les fractures de type B avec rotation (C2) ainsi que les fractures avec rotation et cisaillement (C3). Dans un cas de fracture de type A avec rotation (C1), un des murs latéraux du corps vertébral demeure intact. Il est possible de remarquer une flexion-subluxation en présence de fracture de type B avec rotation (C2). Finalement, dans un cas de fracture avec rotation et cisaillement, soit une

des blessures les plus instables, on note une déchirure complète du segment osséo-dico-ligamentaire oblique ou horizontal.

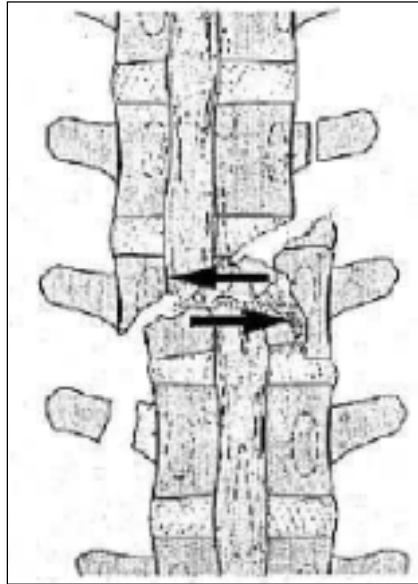



Figure-A II-3 Lésion avec rotation (type C)
Tirée de Magerl et al. (1994)

ANNEXE III

FICHES TECHNIQUES DES CAPTEURS FLEXIFORCE

FlexiForce®

Standard Force & Load Sensors Model # A201



Actual size of sensor

Physical Properties

Thickness	0.208 mm (0.008 in.)
Length	197 mm (7.75 in.) <i>optional trimmed lengths: 152 mm (6 in.), 192 mm (8 in.), 51 mm (2 in.)</i>
Width	24 mm (0.95 in.)
Sensing Area	0.55 mm (0.022 in.) diameter
Connector	3-pin Male Square Pin (center pin is inactive)
Substrate	Polyester (ex. Mylar)
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

✓ ROHS Compliant

** Length does not include pins, please add 31.75 mm (0.25 in.) for pin length to equal a total length of 203.2 mm (8 in.).*

Standard Force Ranges (as tested with circuit shown below)

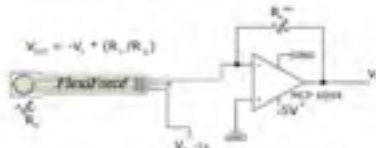
0 - 1 lb. (4.4 N)	
0 - 25 lb. (110 N)	
0 - 100 lb. (440 N)**	

In order to measure forces above 100 lb (up to 1000 lb), apply a lower drive voltage (0.5 V, 0.10 V, etc.) and reduce the resistance of the feedback resistor (15kΩ min.) Conversely, the sensitivity can be increased for measurement of lower forces by increasing the drive voltage or resistance of the feedback resistor.

Typical Performance

Linearity (Error)	< ± 5%
Repeatability	< ± 2.5% of full scale
Hysteresis	< ± 0.5% of full scale
Drift	< 5% per logarithmic time scale
Response Time	< Spec.
Operating Temperature	-60°F - 140°F (-60°C - 60°C)

Recommended Circuit



$V_{out} = -V_i * (R_f / R_i)$

- * Supply voltages should be constant
- ** Additional Resistance R_{in} of 10kΩ to 100kΩ
- *** Sensor Resistance R_{in} at no load is >50kΩ
- *** Max recommended current is 2.5mA

Evaluation Conditions

Line drawn from 0 to 50% load
Conditioned sensor, 80% of full force applied
Conditioned sensor, 80% of full force applied
Constant load of 25 lb (111 N)
Input load, output recorded on oscilloscope
Time required for the sensor to respond to an input force


Tekscan, Inc. 307 West Park Street, North Andover, MA 02127-1309 USA tel: 817-494-1900/900-249-8600 fax: 817-494-1206
e-mail: marketing@tekscan.com URL: www.tekscan.com


Figure-A III-1 Fiche technique du capteur A201
Tirée de Tekscan (2013)

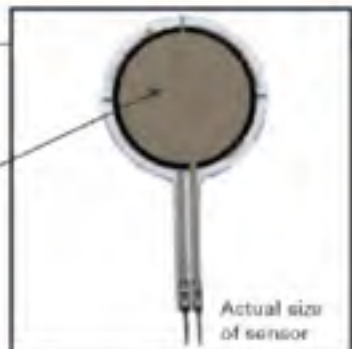
FlexiForce®

Standard Force & Load Sensors Model # A401

Physical Properties

Thickness	0.208 mm (0.008 in.)
Length	56.8 mm (2.24 in.)
Width	34.8 mm (1.25 in.)
Sensing Area	25.4 mm (1 in.) diameter
Connector	2 pin Male Square Pin
Substrate	Polyester (ex. Mylar)
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

✓ ROHS Compliant



Sensing area

Actual size of sensor

Standard Force Ranges (as tested with circuit shown below)

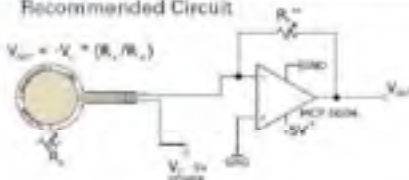
Force Range:

0 - 25 lb (110 N)

Force Range Adjustments

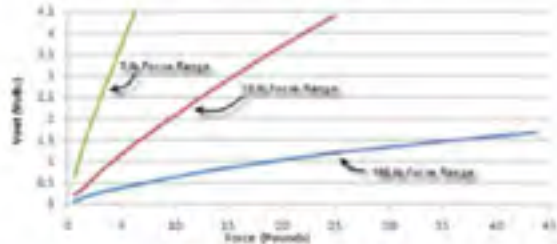
Measurement ranges of 0-1 lb and 0-5000 lb are achievable with the A401 sensor by utilizing the recommended circuitry. The force range can be extended by reducing the drive voltage, V_1 , or the resistance value of the feedback resistor, R_2 . Conversely, the sensitivity can be increased for measurement of lower forces by increasing V_1 or R_2 .

Recommended Circuit



$V_{out} = -V_1 * (R_2/R_s)$

- * Supply Voltages should be constant
- ** Feedback Resistor R_2 is 1kΩ to 100kΩ
- *** Sensor Resistance R_s at no load is >5MΩ
- Max recommended current is 2.5mA



Typical Performance

Linearity (Error)	< ± 3%
Repeatability	< ± 2.5% of full scale
Hysteresis	< ± 3.5% of full scale
Drift	< 5% per logarithmic time scale
Response Time	< 5 µsec
Operating Temperature	-40°F - 140°F (-40°C - 60°C)*

*Linear scaling change per degree of temperature change = ±0.2%/°F @ 0N/10

Evaluation Conditions

Time drawn from 0 to 50% load
 Conditioned sensor, 80% of full force applied
 Conditioned sensor, 80% of full force applied
 Constant load of 25 lb (111 N)
 Input load, output recorded on oscilloscope
 Time required for the sensor to respond to an input force

Tekscan, Inc., 207 West First Street, South Boston, MA 02127-1208 USA TEL 617-404-4500/800-248-3560
 FAX 617-404-4200 • email: marketing@tekscan.com URL: www.tekscan.com





Figure-A III-2 Fiche technique du capteur A401
Tirée de Tekscan (2013)

ANNEXE IV

CONDITIONNEMENT ET CALIBRAGE DES CAPTEURS




Calibration Quick Start Guide for FlexiForce® Sensors

Introduction

Conditioning the FlexiForce sensors before every use is recommended. In addition, calibrating the sensors is recommended before initial use. Follow the procedure below to Condition and Calibrate the sensors.

This procedure is meant for use with your own electronics. For testing, Tekscan recommends using the circuit shown in the diagram on the right. If no circuit is available, you can use a multimeter, and measure the resistance in kilohms.



Note: Tekscan does not provide the circuit.

Part 1: Conditioning

Before using the sensors it is recommended that you condition the sensors. This process will "break in" the sensor and should be done before calibration and before every use for best results.

Place 100% (or more) of the maximum test load on to the sensor for approximately 5 seconds. For example, if the maximum test load is 10 pounds, place 11 pounds onto the sensor. Remove the load from the sensor. Repeat 3-5 times. When finished, proceed to Part 2: Calibration.

Part 2: Calibration for Static Forces

- Place 1/3 of the test weight on the sensor. Leave the weight on the sensor the same amount of time (before recording the output) as you will in your actual experiment. This helps minimize the drift error. Record the output, then remove the weight from the sensor.
- Place 2/3 of the test weight on the sensor, again waiting the appropriate amount of time. Record the output. Remove weight from the sensor.
- Place the full test weight on the sensor. Wait the appropriate amount of time again, and record the output. Remove the weight from the sensor. If using the recommended circuit, 5 sets of data are adequate. If using a multimeter, gather two more sets of data for a 5-point chart.
- Enter each set of data (Sensor Output vs. Force applied) and plot the data on a graph. If using our recommended circuit or your own electronics, sensor output should be plotted as Voltage vs. Force (Chart A below). If using a multimeter, sensor output should be plotted as Conductance (1/Resistance) vs. Force (Chart B below). This gives a known plot. You can then draw a line of best fit, or calculate one with MS Excel.
- Use the equation for the line of best fit and the sensor output to determine the force of unknown loads on the sensor during the experiment.

Chart A

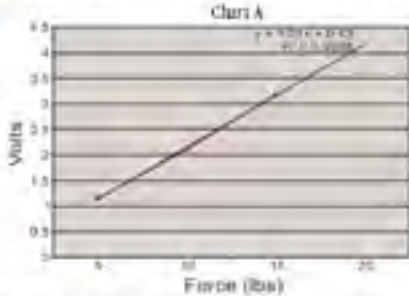
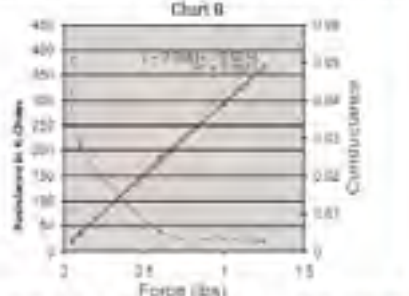


Chart B



Note: If testing in a dynamic fashion (instead of static force), this must be accounted for in the calibration process. This is due to the rise time associated with the output. If a force is applied to the sensor it takes the sensor a little of the appropriate value within our error limits. The rise time for FlexiForce sensors is between 0.1 - 0.2 seconds (the response time is <50 seconds). If your application involves a quick impact, the recommended method is to calibrate the sensor dynamically against a load cell with a quick rise time. This allows you to compare the response of the sensor and the load cell. The amplitude of the FlexiForce sensor will be smaller than that of the load cell. The difference can be calculated by comparing the amplitudes after several tests. If a load cell is not available, the next recommendation would be to calibrate the sensor statically and use the sensor for comparative studies.

Tekscan, Inc. 200 West Fifth St., Suite 2000, MA 02177
 Tel: (714) 464-4500 / 800-243-1000 • Fax: (714) 464-6760
 http://marketing.tekscan.com • www.tekscan.com

Figure-A IV-1 Conditionnement et calibration des capteurs
Tirée de Tekscan (2013)

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Agabegi, S. S., F. A. Asghar et H. N. Herkowitz. 2010. « Spinal orthoses ». In *J Am Acad Orthop Surg*. Vol. 18, p. 657-67. 11. United States. NLM.
- Ajani, A. E., D. J. Cooper, C. D. Scheinkestel, J. Laidlaw et D. V. Tuxen. 1998. « Optimal assessment of cervical spine trauma in critically ill patients: a prospective evaluation ». *Anaesth Intensive Care*, vol. 26, n° 5, p. 487-91.
- Anderson, L. D., et R. T. D'Alonzo. 1974. « Fractures of the odontoid process of the axis ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 56, n° 8, p. 1663-74.
- Anderson, P. A., T. E. Budorick, K. B. Easton, M. B. Henley et G. G. Saliccioli. 1991. « Failure of halo vest to prevent in vivo motion in patients with injured cervical spines ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 16, n° 10 Suppl, p. S501-5.
- Aspen Medical Products inc. 2012. « Products ». Consulté le 21 juin 2012.
- Béchar, Denis. 1997. *Le QFD : écouter vos clients pour mieux les satisfaire*, 1. Hydro-Québec, 76 p.
- Benzel, E. C., T. A. Hadden et C. M. Saulsbery. 1989. « A comparison of the Minerva and halo jackets for stabilization of the cervical spine ». *J Neurosurg*, vol. 70, n° 3, p. 411-4.
- Benzel, E. C., S. J. Larson, J. J. Kerk, P. J. Millington, S. M. Novak, R. H. Falkner et W. J. Wenninger. 1992. « The thermoplastic Minerva body jacket: a clinical comparison with other cervical spine splinting techniques ». *J Spinal Disord*, vol. 5, n° 3, p. 311-9.
- Bernhardt, M., et K. H. Bridwell. 1989. « Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 14, n° 7, p. 717-21.
- Bible, J. E., D. Biswas, C. P. Miller, P. G. Whang et J. N. Grauer. 2010. « Normal functional range of motion of the lumbar spine during 15 activities of daily living ». *J Spinal Disord Tech*, vol. 23, n° 2, p. 106-12.
- BMJ Publishing Group. 2011. « Denis classification ». In *bestpractice.bmj.com*. Consulté le 6 juillet 2012.
- Bono, C. M. 2007. « The halo fixator ». In *J Am Acad Orthop Surg*. Vol. 15, p. 728-37. 12. United States. NLM.

Bremer, P., Bremer, R.L. 1993. *Halo vest and lining*. Brevet américain US5261873. En ligne. < <https://www.google.com/patents/US5261873> >. Consulté le 24 avril 2014.

BSN medical. 2013. « Gypsona® BP ». Consulté le 7 octobre 2013.

Chin, K. R., J. D. Auerbach, S. B. Adams, Jr., J. F. Sodl et K. D. Riew. 2006. « Mastication causing segmental spinal motion in common cervical orthoses ». In *Spine (Phila Pa 1976)*. Vol. 31, p. 430-4. 4. United States. NLM.

Craig, G. R., et M. S. Nielsen. 1991. « Rigid cervical collars and intracranial pressure ». *Intensive Care Med*, vol. 17, n° 8, p. 504-5.

Davies, G., C. Deakin et A. Wilson. 1996. « The effect of a rigid collar on intracranial pressure ». In *Injury*. Vol. 27, p. 647-9. 9. England. NLM.

Davis, J. W., S. N. Parks, C. L. Detlefs, G. G. Williams, J. L. Williams et R. W. Smith. 1995. « Clearing the cervical spine in obtunded patients: the use of dynamic fluoroscopy ». *J Trauma*, vol. 39, n° 3, p. 435-8.

Denis, F. 1983. « The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 8, n° 8, p. 817-31.

Euro Spine. 2007. « MORPHOLOGIE DE LA COLONNE VERTEBRALE NORMALE ». In *Euro Spine*. Consulté le 15 décembre 2011.

Fredo, H. L., S. A. Rizvi, B. Lied, P. Ronning et E. Helseth. 2012. « The epidemiology of traumatic cervical spine fractures: a prospective population study from Norway ». *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*, vol. 20, p. 85.

Gallagher, C., V. Gallagher, H. Whelton et M. Cronin. 2004. « The normal range of mouth opening in an Irish population ». *J Oral Rehabil*, vol. 31, n° 2, p. 110-6.

Garth Geoffrey C, Wayne Calco, Jozsef Horvath, Erik Zimmer. 2012. *Cervical-thoracic orthotic with cervical collar*. Brevet américain US8216167 B2. En ligne. < <https://www.google.com/patents/US8216167> >. Consulté le 24 avril 2014.

Garth, G.C., Hamilton, J.C. 2001. *Cervical spinal orthosis having a movable chest plate*. Brevet américain US6315746 B1. En ligne. < <https://www.google.com/patents/US6315746> >. Consulté le 24 avril 2014.

Gavin, T. M., G. Carandang, R. Havey, P. Flanagan, A. Ghanayem et A. G. Patwardhan. 2003. « Biomechanical analysis of cervical orthoses in flexion and extension: a comparison of cervical collars and cervical thoracic orthoses ». *J Rehabil Res Dev*, vol. 40, n° 6, p. 527-37.

- Grob, D., H. Frauenfelder et A. F. Mannion. 2007. « The association between cervical spine curvature and neck pain ». *Eur Spine J*, vol. 16, n° 5, p. 669-78.
- Harris, J. H., Jr., B. Edeiken-Monroe et D. R. Kopaniky. 1986. « A practical classification of acute cervical spine injuries ». *Orthop Clin North Am*, vol. 17, n° 1, p. 15-30.
- Hughes, S. J. 1998. « How effective is the Newport/Aspen collar? A prospective radiographic evaluation in healthy adult volunteers ». *J Trauma*, vol. 45, n° 2, p. 374-8.
- Hunt, K., S. Hallworth et M. Smith. 2001. « The effects of rigid collar placement on intracranial and cerebral perfusion pressures ». In *Anaesthesia*. Vol. 56, p. 511-3. 6. England. NLM.
- Iversen, A.A., Eastman, W.J. 1985. *Halo fixation system*. Brevet américain US4541421 A. En ligne. < <https://www.google.com/patents/US4541421> >. Consulté le 24 avril 2014.
- Jansson, K. A., P. Blomqvist, P. Svedmark, F. Granath, E. Buskens, M. Larsson et J. Adami. 2010. « Thoracolumbar vertebral fractures in Sweden: an analysis of 13,496 patients admitted to hospital ». *Eur J Epidemiol*, vol. 25, n° 6, p. 431-7.
- Johnson, R. M., D. L. Hart, E. F. Simmons, G. R. Ramsby et W. O. Southwick. 1977. « Cervical orthoses. A study comparing their effectiveness in restricting cervical motion in normal subjects ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 59, n° 3, p. 332-9.
- Kolb, J. C., R. L. Summers et R. L. Galli. 1999. « Cervical collar-induced changes in intracranial pressure ». In *Am J Emerg Med*. Vol. 17, p. 135-7. 2. United States. NLM.
- Kosiak, M. 1961. « Etiology of decubitus ulcers ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 42, p. 19-29.
- Kuhnigk, H., S. Bomke et P. Sefrin. 1993. « [Effect of external cervical spine immobilization on intracranial pressure] ». *Aktuelle Traumatol*, vol. 23, n° 8, p. 350-3.
- Lerman, M. 1986. *Cervical thoracic orthosis*. Brevet américain US4628913 A. En ligne. < <https://www.google.com/patents/US4628913> >. Consulté le 24 avril 2014.
- Lerman, M. 2002. *Non-invasive halo-type cervical brace*. Brevet américain US6368295 B1. En ligne. < <https://www.google.com/patents/US6368295> >. Consulté le 24 avril 2014.
- Lerouge, Sophie, et Vladimir Brailovski. 2011. *GTS-620 Biomatériaux pour dispositifs médicaux*. École de technologie supérieure, 2-48 p.

- Leucht, P., K. Fischer, G. Muhr et E. J. Mueller. 2009. « Epidemiology of traumatic spine fractures ». *Injury*, vol. 40, n° 2, p. 166-72.
- Liew, S. C., et D. A. Hill. 1994. « Complication of hard cervical collars in multi-trauma patients ». *Aust N Z J Surg*, vol. 64, n° 2, p. 139-40.
- Lind, B., H. Sihlbom et A. Nordwall. 1988. « Forces and motions across the neck in patients treated with halo-vest ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 13, n° 2, p. 162-7.
- Mac-Thiong, J. M., Y. Petit, C. E. Aubin, S. Delorme, J. Dansereau et H. Labelle. 2004. « Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: relationship between strap tension and brace interface forces ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 29, n° 1, p. 26-32.
- 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.
- Maiman, D., P. Millington, S. Novak, J. Kerk, J. Ellingsen et W. Wenninger. 1989. « The effect of the thermoplastic Minerva body jacket on cervical spine motion ». *Neurosurgery*, vol. 25, n° 3, p. 363-7; discussion 367-8.
- Marieb, Éline L. 1998. *Anatomie et physiologie humaine*, 4e Université DeBoeck, 1204 p.
- Mobbs, R. J., M. A. Stoodley et J. Fuller. 2002. « Effect of cervical hard collar on intracranial pressure after head injury ». In *ANZ J Surg*. Vol. 72, p. 389-91. 6. Australia. NLM.
- Namdari, S., G. Yagnik, D. D. Ebaugh, S. Nagda, M. L. Ramsey, G. R. Williams, Jr. et S. Mehta. 2012. « Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living ». *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 21, n° 9, p. 1177-83.
- Netter, Frank H., et Carlos A. Machado. 2003. *Interactive Atlas Of Human Anatomy*.(Version 3.0). CD ROM.
- Nitschke, R. 1973. *Cervical brace*. Brevet américain US3724452 A. En ligne. < <https://www.google.com/patents/US3724452> >. Consulté le 20 avril 2014.
- Nizare el, F., B. Abdelali, D. H. Fahd, O. M. Yassad, G. Rachid, M. Rachid el et B. Fouad. 2013. « Upper cervical spine injuries: a management of a series of 70 cases ». *Pan Afr Med J*, vol. 15, p. 57.
- Office québécois de la langue française. 2012. *Le grand dictionnaire terminologique*. Québec.
- Össur. 2012. « Bracing and Supports ». Consulté le 28 octobre 2011.

- Plaisier, B., S. G. Gabram, R. J. Schwartz et L. M. Jacobs. 1994. « Prospective evaluation of craniofacial pressure in four different cervical orthoses ». *J Trauma*, vol. 37, n° 5, p. 714-20.
- Powers, J., D. Daniels, C. McGuire et C. Hilbish. 2006. « The incidence of skin breakdown associated with use of cervical collars ». *J Trauma Nurs*, vol. 13, n° 4, p. 198-200.
- Pringle, R. G. 1990. « Halo versus Minerva--which orthosis? ». *Paraplegia*, vol. 28, n° 5, p. 281-4.
- Raphael, J. H., et R. Chotai. 1994. « Effects of the cervical collar on cerebrospinal fluid pressure ». *Anaesthesia*, vol. 49, n° 5, p. 437-9.
- Richter, D., L. L. Latta, E. L. Milne, G. M. Varkarakis, L. Biedermann, A. Ekkernkamp et P. A. Ostermann. 2001. « The stabilizing effects of different orthoses in the intact and unstable upper cervical spine: a cadaver study ». *J Trauma*, vol. 50, n° 5, p. 848-54.
- Sandler, A. J., J. Dvorak, T. Humke, D. Grob et W. Daniels. 1996. « The effectiveness of various cervical orthoses. An in vivo comparison of the mechanical stability provided by several widely used models ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 21, n° 14, p. 1624-9.
- Schneider, A. M., J. A. Hipp, L. Nguyen et C. A. Reitman. 2007. « Reduction in head and intervertebral motion provided by 7 contemporary cervical orthoses in 45 individuals ». In *Spine (Phila Pa 1976)*. Vol. 32, p. E1-6. 1. United States. NLM.
- Schwartz, C. 1991. « La classification de F. Denis ». *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, vol. 1, n° 4, p. 257-258.
- Sharpe, K. P., S. Rao et A. Ziogas. 1995. « Evaluation of the effectiveness of the Minerva cervicothoracic orthosis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 20, n° 13, p. 1475-9.
- Skaggs, D. L., L. D. Lerman, J. Albrektson, M. Lerman, D. G. Stewart et V. T. Tolo. 2008. « Use of a noninvasive halo in children ». In *Spine (Phila Pa 1976)*. Vol. 33, p. 1650-4. 15. United States. NLM.
- Stamper, R.E., Meek, M.P. 2006. *Halo orthosis*. Brevet américain US6997890 B2. En ligne. < <https://www.google.com/patents/US6997890> >. Consulté le 20 avril 2014.
- Tashjian, R. Z., S. Majercik, W. L. Biffel, M. A. Palumbo et W. G. Cioffi. 2006. « Halo-vest immobilization increases early morbidity and mortality in elderly odontoid fractures ». In *J Trauma*. Vol. 60, p. 199-203. 1. United States. NLM.
- Tekscan. 2013. « Flexiforce sensors ». Consulté le 23 octobre.

Trulife. 2012. « Our Products ». Consulté le 8 juin 2012.

Tweardy, L.A.G. 2009. *Cervical brace*. Brevet américain US7549970 B2. En ligne. < <https://www.google.com/patents/US7549970> >. Consulté le 24 avril 2014.

Vertical Health. 1999. « spine universe ». In *spine universe*. Consulté le 26 juin 2012.

Webber-Jones, J. E., C. A. Thomas et R. E. Bordeaux, Jr. 2002. « The management and prevention of rigid cervical collar complications ». *Orthop Nurs*, vol. 21, n° 4, p. 19-25; quiz 25-7.

Wood, K. B., G. Khanna, A. R. Vaccaro, P. M. Arnold, M. B. Harris et A. A. Mehbod. 2005. « Assessment of two thoracolumbar fracture classification systems as used by multiple surgeons ». In *J Bone Joint Surg Am*. Vol. 87, p. 1423-9. United States. NLM.