

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À  
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

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

PAR  
Emmanuelle BOUVIER

CONCEPTION ET ÉVALUATION D'UN COLLET CERVICAL PRÉHOSPITALIER

MONTRÉAL, LE 26 OCTOBRE 2015

©Tous droits réservés, Emmanuelle Bouvier, 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

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

M. Pierre-Jean Arnoux, membre du jury  
Département Transport Santé Sécurité à l'Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux (IFSTTAR)

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

LE 22 SEPTEMBRE 2015

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE



## REMERCIEMENTS

En tout premier lieu, je remercie sincèrement mon directeur Yvan Petit, pour m'avoir offert ce projet stimulant, dans lequel j'ai développé des compétences en conception et en fabrication. Tes conseils m'ont grandement aidée dans ce projet de maîtrise. Merci, de la confiance et de la liberté que tu m'as accordée tout au long de ce projet.

Je remercie mon codirecteur Jean-Marc Mac-Thiong pour avoir accepté de m'encadrer sur ce projet. Merci de m'avoir partagé tes expériences en clinique.

J'exprime une grande gratitude à Emmanuelle Bourdon, enseignante en soins préhospitaliers d'urgence au collègue Ahuntsic, pour m'avoir aidée à mieux comprendre la réalité en soins préhospitaliers. Merci de m'avoir introduite à deux séances de cours en traumatologie, dans lesquelles j'ai participé. J'ai beaucoup apprécié aussi ton enthousiaste contagieux et tes conseils précieux concernant ce projet.

Je remercie Dave Rosse, directeur médical à Urgence-Santé et chef du Département de médecine préhospitalière à l'Hôpital Sacré-Coeur de Montréal et Éric Bruneau, spécialiste de la qualité des soins préhospitaliers à Urgence-Santé pour m'avoir conseillée et guidée dans la conception d'un nouveau collet cervical.

Je tiens à souligner l'implication de Charlene Vacon, conseillère en analyse et recherche clinique à Urgence Santé, pour le temps que vous m'avez accordé lors de nos échanges téléphoniques. Votre contribution a permis la réalisation de l'étude pilote avec la collaboration d'un paramédic expérimenté d'Urgence Santé.

Je remercie aussi Mario Corbin, technicien en génie mécanique, pour m'avoir aidée et conseillée dans la fabrication de nombreux prototypes. Ça été un réel plaisir de travailler avec toi, avec ta bonne humeur, ton humour et toutes tes histoires.

## VIII

Je remercie Michel Drouin, chargé de l'application technologique et informatique, pour ton aide précieuse dans l'utilisation de Labview et du circuit électrique nécessaire aux capteurs de pression. J'ai beaucoup apprécié travailler avec toi.

J'exprime une grande gratitude à Jérémie Ménard et Jaëlle Tremblay, assistants de recherche au LIO, pour le temps que vous m'avez accordé. Grâce à votre aide, j'ai pu développer de nouvelles connaissances dans la modélisation 3D, dans le calcul cinématique et dans l'utilisation d'équipements pour la réalisation de tests biomécaniques.

Je tiens tout particulièrement à remercier Élisabeth Laroche, pour ta contribution dans ce projet. Ton dynamisme, ton énergie et ton implication dans ce projet ont fait la différence. Ça été un réel plaisir de travailler à ta compagnie. Ta bonne humeur et ton humour ont contribué à rendre mes journées agréables.

Je tiens également à remercier l'ensemble des membres du LIO, pour les nombreuses parties de jeux de cartes. Grâce à vous j'ai développé de nouvelles expertises au Tarot.

Finalement, je remercie ma sœur et complice depuis 26 ans, Isabelle, pour ton écoute et de m'avoir encouragée pendant les durs moments. Merci pour ton soutien moral que tu m'as donné tout au long de ce parcours.

# **CONCEPTION ET ÉVALUATION D'UN COLLET CERVICAL PRÉHOSPITALIER AMÉLIOÉ**

Emmanuelle BOUVIER

## **RÉSUMÉ**

Certaines des lésions au rachis cervical sont instables et le mouvement du rachis cervical peut engendrer des blessures secondaires (Timothy, Towns et Girn, 2004). Afin de prévenir ces blessures, le cou du blessé est stabilisé à l'aide d'un collet cervical préhospitalier, lorsqu'une blessure au rachis cervical est suspectée.

Les collets préhospitaliers existants génèrent des points de pressions élevés aux saillies osseuses (Plaisier et al., 1994). Lorsque ces points de pressions sont maintenus sur une longue période et qu'ils sont supérieurs à la pression capillaire critique, ils peuvent engendrer des plaies de pression (Kosiak, 1961). Ces lésions cutanées sont très douloureuses pour le patient et sont très coûteuses pour l'hôpital (Jacobson et al., 2008; Plaisier et al., 1994).

L'objectif principal de ce projet vise à concevoir un nouveau concept de collet cervical préhospitalier qui minimise les lacunes des collets cervicaux existants tout en satisfaisant les exigences des praticiens et des patients.

Pour répondre à cet objectif, les paramètres de conception et les critères d'évaluation de la performance des collets cervicaux préhospitaliers ont été identifiés à partir d'une revue de la littérature et d'entrevues en milieu préhospitalier. Un processus de conception, incluant un remue-méninge et une grille d'évaluation, a permis de concevoir un nouveau collet cervical préhospitalier. La performance de celui-ci a été comparée à celle de deux collets cervicaux couramment utilisés (Stifneck Laerdal et X-Collar). Ils ont été installés par un paramédic expérimenté sur trois volontaires en position assise et le temps d'installation a été chronométré. L'amplitude maximale des mouvements (flexion-extension, inclinaison latérale et rotation axiale) de la tête a été mesurée par un système optique 3D. La pression entre le collet cervical et la peau aux protubérances osseuses (menton, occiput, zygomatiques et sternum) a été mesurée. La séquence d'acquisition a été répétée trois fois pour chacun des sujets et des collets cervicaux. À la fin des trois essais, les volontaires et le paramédic ont rempli un questionnaire sur le niveau de confort et la facilité d'installation du collet cervical, respectivement.

Les résultats démontrent que le prototype du nouveau collet cervical permet une immobilisation similaire, une diminution de la pression à l'occiput, un faible temps d'installation, une facilité d'installation accrue et un meilleur confort général, comparativement aux deux collets cervicaux préhospitaliers. Selon la pondération attribuée pour chaque critère de performance, le prototype a obtenu un cumulatif de 83 %, comparativement à 56 % et 66 % pour les deux collets cervicaux préhospitaliers existants.

En conclusion, le prototype permet la diminution de pression au niveau du menton, tout en satisfaisant les exigences des praticiens. Ainsi, à plus long terme, les victimes avec risque de lésions au rachis cervical bénéficieront d'un collet qui limitera le risque de plaies de pression au niveau du menton. De plus, ce projet a permis l'avancement des connaissances dans le domaine orthopédique, notamment dans les stratégies de conception des collets cervicaux préhospitaliers.

**Mots clés :** rachis cervical, mouvement, collet cervical préhospitalier, point de pression, plaies de pression.

# **DESIGN AND EVALUATION OF AN IMPROVED PREHOSPITAL CERVICAL COLLAR**

Emmanuelle BOUVIER

## **ABSTRACT**

Some cervical spine lesions are unstable and movement of the cervical spine can cause secondary injuries (Timothy, Towns and Girn, 2004). To limit movement, the neck is stabilized using a prehospital cervical collar when a cervical spine injury is suspected.

The existing prehospital cervical collars generate high pressure points at the bony prominences (Plaisier et al., 1994). When these pressure points are maintained over a long period and they are higher than the critical capillary pressure, they may cause pressure ulcer (Kosiak, 1961). These skin lesions are very painful for the patient and are very costly for hospitals (Plaisier et al., 1994).

The main objective of this project is to design a new concept of prehospital cervical collar reducing cervical collar complications while satisfying the requirements of practitioners and patients.

To reach this goal, the design parameters and performance evaluation criteria for prehospital cervical collars were identified from a literature review and interviews in a prehospital service unit. A design process, including brainstorming and evaluation grid, helped design a new prehospital cervical collar. The performance of the new collar was compared to the performance of two commonly used cervical collars (Stifneck Laerdal and X-Collar). They were installed on three normal volunteer subjects in seated position by a trained paramedic and the time of application was recorded. The maximum range of motion (flexion-extension, lateral bending and axial rotation) of the head was measured using a 3D optical system. The pressure between the cervical collar and the skin with bony protuberances (chin, occiput, zygomatic and sternum) was measured. The acquisition sequence was repeated three times for each subject and cervical collars. At the end of the three tests, volunteers and paramedic have completed a questionnaire on the level of comfort and ease of application of the cervical collar, respectively.

The results show that the prototype provides similar immobilization, decreased pressure in the occiput, lower time of application, increased ease of application and a better overall comfort compared to both pre-hospital cervical collars. Taking into account of the ponderation of each performance criterion, the prototype's cumulative performance scored 83 % compared to 56 % and 66 % for the two current cervical collars.

In conclusion, the prototype decreased pressure on the chin, while satisfying the requirements of practitioners. Thus, in the longer term, the victims with risk of injury to the cervical spine

will benefit from a collar limiting the risk of pressure ulcer on the chin. In addition, this project allowed the advancement of knowledge in the field of acute care, especially in the design strategies of pre-hospital cervical collars.

**Keywords:** cervical spine, movement, prehospital cervical collar, pressure points, pressure ulcer



# TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	3
1.1 Anatomie du rachis cervical.....	3
1.1.1 Vertèbres cervicales .....	4
1.1.2 Complexe ligamentaire .....	7
1.2 Biomécanique du rachis cervical .....	10
1.3 Traumatismes du rachis cervical.....	15
1.3.1 Lésions au niveau du rachis cervical inférieur.....	16
1.3.2 Lésions au niveau des vertèbres cervicales supérieures .....	18
1.4 Prise en charge .....	22
1.4.1 Manipulations préhospitalières et hospitalières .....	22
1.4.2 Collets cervicaux existants.....	27
1.4.2.1 Collets cervicaux préhospitaliers .....	27
1.4.2.2 Collets cervicaux de traitement.....	32
1.5 Efficacité des collets cervicaux.....	36
1.5.1 Rapidité d’installation.....	36
1.5.2 Stabilisation.....	37
1.5.2.1 Mouvements volontaires de sujets sains .....	37
1.5.2.2 Mouvements occasionnés par certaines manipulations paramédicales.....	41
1.5.2.3 Modèles cadavériques présentant des lésions cervicales .....	42
1.6 Complications cliniques des collets cervicaux .....	47
1.6.1 Développement de plaies de pression .....	48
1.6.2 Confort général .....	50
1.6.3 Pression intracrânienne .....	50
1.7 Résumé .....	52
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE .....	55
2.1 Problématique .....	55
2.2 Objectifs de l'étude.....	55
2.3 Approche méthodologique.....	56
CHAPITRE 3 CONCEPTION DE COLLET CERVICAL PRÉHOSPITALIER.....	57
3.1 Cahier des charges .....	57
3.1.1 Attributs et contraintes clients .....	58
3.1.1.1 Catégories clients .....	59
3.1.1.2 Attributs clients et leur priorisation .....	60

3.1.1.3	Contraintes .....	61
3.1.2	Spécifications techniques.....	62
3.1.3	Relations entre les spécifications techniques et les attributs .....	68
3.1.3.1	Relation entre les spécifications techniques et les attributs .....	68
3.1.3.2	Priorisation des spécifications techniques .....	71
3.1.3.3	Diagramme de Pareto.....	72
3.1.4	Relations entre les spécifications techniques.....	73
3.1.4.1	Synergie entre les spécifications techniques.....	74
3.1.4.2	Compromis entre les spécifications techniques .....	75
3.1.5	Barème d'évaluation .....	76
3.2	Recherche de solutions .....	78
3.2.1	Collet ConfocciPut.....	79
3.2.2	Collet Stabilisateur frontal .....	80
3.2.3	Collet Minimaliste .....	81
3.2.4	Collet Support mandibulaire .....	82
3.3	Choix de la solution finale .....	83
3.3.1	Méthode de Pugh .....	83
3.3.2	Analyse de la matrice de Pugh.....	85
3.4	Description de la solution finale .....	86
	CHAPITRE 4 FABRICATION DU PROTOTYPE DE LA SOLUTION FINALE .....	89
4.1	Fabrication de la mentonnière.....	89
4.2	Découpage du Plastique.....	90
4.3	Présentation du prototype final du Collet ConfocciPut.....	91
4.4	Estimation des coûts .....	95
4.5	Respect des contraintes .....	95
	CHAPITRE 5 MÉTHODE D'ÉVALUATION DU PROTOTYPE DU CONFOCCIPUT .....	97
5.1	Protocole expérimental .....	97
5.1.1	Sujets.....	101
5.1.2	Acquisition de la pression.....	101
5.1.3	Acquisition du mouvement de la tête.....	104
5.2	Traitement des résultats .....	107
	CHAPITRE 6 RÉSULTATS .....	109
6.1	Temps d'installation, facilité d'installation et confort général .....	109
6.2	La pression de contact.....	110
6.3	Les amplitudes de mouvement.....	117
6.4	Évaluation des performances à l'aide du barème d'évaluation .....	118
6.5	Évaluation globale de la performance du ConfocciPut.....	119
	CHAPITRE 7 DISCUSSION .....	121
7.1	Discussion concernant l'approche méthodologique de conception .....	121
7.2	Discussion des résultats expérimentaux.....	122

7.3	Limitations de l'étude .....	128
7.4	Critique de la solution .....	131
7.4.1	Les points forts du Confoccipt .....	131
7.4.2	Les points à améliorer du Confoccipt .....	132
7.5	Portée commerciale du Confoccipt .....	134
CONCLUSION .....		135
ANNEXE I	QUESTIONNAIRE .....	139
ANNEXE II	QUESTIONNAIRE POUR ÉVALUER LA FACILITÉ ET LA RAPIDITÉ D'INSTALLATION .....	147
ANNEXE III	QUESTIONNAIRE POUR ÉVALUER LE CONFORT GÉNÉRAL DES COLLETS CERVICAUX PRÉHOSPITALIERS .....	151
ANNEXE IV	EXPLICATIONS RELATIVES AUX COMPROMIS ET AUX SYNERGIES .....	157
ANNEXE V	CARACTÉRISTIQUES FAVORABLES ET DÉFAVORABLES AUX PERFORMANCES .....	159
ANNEXE VI	SOLUTIONS PRÉLIMINAIRES DE COLLETS CERVICAUX PRÉHOSPITALIERS .....	161
ANNEXE VII	MATRICE DE PUGH DES SOLUTIONS PRÉLIMINAIRES DE COLLETS CERVICAUX PRÉHOSPITALIERS .....	165
ANNEXE VIII	MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES .....	167
ANNEXE IX	SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES FLEXIFORCE .....	173
ANNEXE X	COURBES DE CALIBRATIONS .....	175
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....		177



## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Amplitude moyenne de mouvement (écart-type) entre l'occiput et l'Atlas.....12
Tableau 1.2	Amplitude moyenne de mouvement (écart-type) entre l'Atlas et l'Axis..14
Tableau 1.3	Amplitude moyenne de mouvement (écart-type) des vertèbres adjacentes .....15
Tableau 1.4	Amplitude de mouvement total du cou (occiput- C7) .....15
Tableau 1.5	Critères de White concernant l'instabilité.....16
Tableau 1.6	Lésions au rachis cervical supérieur .....19
Tableau 1.7	Revue de la littérature sur les études comparatives de l'amplitude de mouvement maximale de la tête en position assise .....39
Tableau 1.8	Études comparatives de l'amplitude de mouvement intervertébral.....40
Tableau 1.9	Amplitude de mouvements lors de l'extraction du patient d'un véhicule .42
Tableau 1.10	Amplitude de mouvement générée lors du transfert sur un lit d'un corps cadavérique présentant une lésion à C5-C6 .....43
Tableau 1.11	Amplitude de mouvement entre C1 et C2 avec et sans collet cervical .....45
Tableau 1.12	Amplitude de mouvement entre C2 et C7 et entre C7 et T1 avec et sans collet cervical .....46
Tableau 1.13	Amplitude de mouvement entre la tête et C7-T1 avec l'Aspen et sans collet cervical .....46
Tableau 1.14	Pression moyenne à l'occiput, à la mandibule et au menton lors du port d'un collet cervical.....49
Tableau 1.15	Pression au niveau des jugulaires causée par différents collets cervicaux .....51
Tableau 3.1	Évaluation des attributs clients .....61
Tableau 3.2	Explications des relations entre les spécifications techniques et les attributs .....70

## XVIII

Tableau 3.3	Importance relative des spécifications techniques.....	71
Tableau 3.4	Barème d'évaluation.....	77
Tableau 3.5	Matrice de décision du collet Stifneck, XCollar, Confoccipt, Stabilisateur frontal, Minimaliste et Support mandibulaire.....	84
Tableau 4.1	Descriptifs des coûts des matériaux et des pièces du prototype final du collet Confoccipt.....	95
Tableau 5.1	Caractéristiques anatomiques des sujets de l'étude .....	101
Tableau 6.1	Temps d'installation du Confoccipt, du Stifneck et du XCollar.....	109
Tableau 6.2	Facilité d'installation du Confoccipt, du Stifneck et du XCollar.....	110
Tableau 6.3	Confort général du Confoccipt, du Stifneck et du XCollar .....	110
Tableau 6.4	Nombre de points de pression supérieurs à 32 mm Hg, sujet 1 du Confoccipt, du Stifneck et du XCollar.....	112
Tableau 6.5	Nombre de points de pression supérieurs à 32 mm Hg, sujet 2 du Confoccipt, du Stifneck et du XCollar.....	114
Tableau 6.6	Nombre de points de pression supérieurs à 32 mm Hg, sujet 3 du Confoccipt, du Stifneck et du XCollar.....	116
Tableau 6.7	Nombre de points de pression supérieurs à 32 mm Hg des trois sujets du Confoccipt, du Stifneck et du XCollar.....	116
Tableau 6.8	$\alpha$ (degré) lors du mouvement en flexion/extension permis par les collets préhospitaliers.....	117
Tableau 6.9	$\beta$ (degré) lors du mouvement en inclinaison latéral permis par les collets préhospitaliers.....	117
Tableau 6.10	$\gamma$ (degré) lors du mouvement en rotation axiale permis par les collets préhospitaliers .....	118
Tableau 6.11	Évaluation finale du Confoccipt comparativement aux deux autres collets .....	120
Tableau 7.1	Résultats de la matrice de Pugh, du barème d'évaluation et cotes ajustées relatives aux performances du Stifneck .....	122

Tableau 7.2	Cotes attribuées par les sujets dans le questionnaire sur le confort général.....	126
-------------	--	-----





## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Plans sagittal et frontal de la colonne vertébrale et rachis cervical .....4
Figure 1.2	Vertèbre cervicale type, dans le plan transverse .....5
Figure 1.3	Vertèbre cervicale type, dans le plan sagittal.....5
Figure 1.4	Première vertèbre cervicale ou Atlas .....6
Figure 1.5	Deuxième vertèbre ou Axis vu dans un plan transversal .....7
Figure 1.6	Deuxième vertèbre ou Axis vu dans un plan sagittal.....7
Figure 1.7	Mouvements du rachis cervical .....8
Figure 1.8	Segment mobile rachidien A : ligament (lgt) longitudinal antérieur; B : disque intervertébral; C : lgt longitudinal postérieur; E : lgt jaune; F : lgt interépineux; G : lgt supraspinal.....9
Figure 1.9	Ligament transverse de l'Atlas .....9
Figure 1.10	Plans anatomiques et axes anatomiques .....11
Figure 1.11	Extension et flexion entre un condyle de l'occiput et une facette supérieure de l'Atlas dans le plan sagittal.....12
Figure 1.12	Rotation axiale entre un condyle de l'occiput et une facette supérieure de l'Atlas dans le plan sagittal .....12
Figure 1.13	Flexion/extension entre l'Atlas et l'Axis .....13
Figure 1.14	Rotation entre l'Atlas et l'Axis .....13
Figure 1.16	Classification des lésions des vertèbres cervicales inférieures .....17
Figure 1.17	Fracture de l'odontoïde de l'Axis .....20
Figure 1.18	Spondylolisthésis traumatique de l'Axis.....21
Figure 1.19	Kendrick's extrication device (KED) .....23
Figure 1.20	Matelas d'immobilisation .....24

Figure 1.21	Masque de poche.....	25
Figure 1.22	Intubation .....	25
Figure 1.23	Collet préhospitalier Stifneck Laerdal .....	28
Figure 1.24	Collet préhospitalier X-Collar.....	29
Figure 1.25	Collet préhospitalier Ambut Perfit.....	30
Figure 1.26	Collet préhospitalier Necloc .....	31
Figure 1.27	Collet cervical préhospitalier Vacuum Immobilizer.....	32
Figure 1.28	Collet de traitement Soft collar .....	32
Figure 1.29	Collet cervical de traitement Miami J .....	33
Figure 1.30	Partie postérieure d'un collet Occian®Back.....	34
Figure 1.31	Collet cervical de traitement Aspen Vista .....	35
Figure 1.32	Montage expérimental pour évaluer l'amplitude de mouvement lorsqu'un moment est appliqué.....	44
Figure 1.33	Ulcère de pression au menton .....	48
Figure 2.1	Approches méthodologiques.....	56
Figure 3.1	Étapes de la maison de la qualité (MDQ) .....	58
Figure 3.2	Maison de la qualité (MDQ) pour la conception d'un nouveau collet cervical préhospitalier.....	69
Figure 3.3	Diagramme de Pareto.....	73
Figure 3.4	Synergies entre les spécifications techniques .....	75
Figure 3.5	Compromis entre les spécifications techniques .....	76
Figure 3.6	Collet Confocciput.....	80
Figure 3.7	Collet Stabilisateur frontal .....	81
Figure 3.8	Collet Minimaliste .....	82

Figure 3.9	Collet Support mandibulaire .....	83
Figure 3.10	Vue de face de du collet Confocciput .....	87
Figure 3.11	Vue de derrière du collet Confocciput .....	87
Figure 3.12	Mécanisme de verrouillage .....	88
Figure 4.1	Moule pour la mentonnière par prototypage rapide : a) modèle CAO, b) prototype physique .....	89
Figure 4.2	Thermoformage de la mentonnière : a) Thermoformage à partir du moule, b) Mentonnière thermoformée et découpée .....	90
Figure 4.3	Découpage des feuilles d'HDPE avec la découpeuse laser Speedy300TM.....	91
Figure 4.4	Prototype final du collet Confocciput .....	91
Figure 4.5	Vue de face du prototype final Confocciput a), Vue de face du modèle CAO du Confocciput b) .....	93
Figure 4.6	Vue de derrière du prototype final a), Vue de derrière du modèle CAO du Confocciput b) .....	94
Figure 5.1	Position du sujet sur le siège d'automobile lors de l'installation du collet cervical dans l'étude pilote .....	98
Figure 5.2	Positionnement des capteurs de pression et des marqueurs optiques dans l'étude pilote .....	99
Figure 5.3	Montage des caméras optiques du système Pontos.....	100
Figure 5.4	Circuit électrique connecté à un capteur FlexiForce.....	102
Figure 5.5	Montage de la calibration des capteurs FlexiForces avec la BOSE.....	103
Figure 5.6	Référentiel global pour l'étude du mouvement de la tête par rapport au plexus solaire .....	105
Figure 5.7	Schéma du calcul du mouvement relatif de la tête par rapport au plexus solaire .....	105
Figure 6.1	Pression générée par le Confocciput, le XCollar et le Stifneck sur le sujet 1 .....	111

Figure 6.2	Pression générée par le Confocciput, le XCollar et le Stifneck sur le sujet 2 .....	113
Figure 6.3	Pression générée par le Confocciput, le XCollar et le Stifneck sur le sujet 3 .....	115

## **LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES**

ÉTS	École de technologie supérieure
HDPE	High-density polyethylene
HSCM	Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
IRM	Imagerie par résonance magnétique
LIO	Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie
C	Vertèbre cervicale
T	Vertèbre thoracique
KED	Kendrick's extrication device
ACR	Arrêt cardio-respiratoire
ATLS	Advanced trauma life support
NEXUS	National Emergency X-Radiography Utilization Study
CCR	Canadian C-Spine Rule
CT	Computerized tomography
PIC	Pression intracrânienne
ST	Spécification technique
ISO	Organisation internationale de normalisation
CO2	Dioxyde de Carbone
CAO	Conception assistée par ordinateur
ANOVA	Analysis of variance



## LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

°	Degré
”	Pouce
V	Volt
N	Newton
%	Pourcentage
\$	Dollar canadien
h	Heure
Hz	Hertz
kg	Kilogramme
mm	Millimètre
cm	Centimètre
cm <sup>2</sup>	Centimètre carré
cm <sup>3</sup>	Centimètre cube
mm Hg	Millimètre de mercure
s	Seconde
ms	Milliseconde
$\alpha$	L'angle autour de X
$\beta$	L'angle autour de Y
$\gamma$	L'angle autour de Z





## INTRODUCTION

Les lésions au rachis sont une préoccupation importante au Canada. Ces lésions représentent 23,2 % de tous les traumatismes admis au Sunnybrook Health Sciences. Parmi les lésions au rachis, 29 % se situent au niveau de la région cervicale (Pirouzmand, 2010). Les lésions au rachis cervical peuvent être accompagnées de blessures médullaires. En effet, au Canada, 56 % des blessures médullaires au niveau du rachis sont associés à des lésions au rachis cervical (Pickett et al., 2006). Certaines des lésions au rachis cervical et médullaires sont instables et le mouvement du rachis cervical peut engendrer des blessures secondaires (Timothy, Towns et Girn, 2004). Des complications telles que des déficits neurologiques et des paralysies peuvent résulter des blessures secondaires. Afin de prévenir ces complications, le cou du blessé est stabilisé à l'aide d'un collet cervical préhospitalier, lorsqu'une blessure au rachis cervical est suspectée.

Les collets préhospitaliers existants génèrent des points de pressions élevés aux saillies osseuses (Plaisier et al., 1994). Lorsque ces points de pressions sont maintenus sur une longue période et qu'ils sont supérieurs à la pression capillaire critique, ils peuvent engendrer des plaies de pressions (Kosiak, 1961). Actuellement, le patient peut porter le collet cervical plus de 48 heures. Le port du collet cervical plus de 48 heures augmente le risque de développer des ulcères de pression (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010). Ces lésions cutanées sont très douloureuses pour le patient et sont très coûteuses pour l'hôpital. En effet, le coût hospitalier peut s'élever à 30 000\$ par lésion cutanée (Jacobson et al., 2008; Plaisier et al., 1994).

L'objectif principal de ce projet est de concevoir un nouveau collet cervical préhospitalier, qui minimise les points de pressions générés aux saillies osseuses, tout en satisfaisant les exigences des praticiens et des patients. Pour ce faire, le prototype du concept développé par un processus de conception a été fabriqué. Les performances du prototype relatives aux

exigences des praticiens et des patients ont été comparées à celles de deux collets cervicaux existants (Stifneck Laerdal et XCollar) par l'entremise de tests biomécaniques.

Le premier chapitre présente la revue de la littérature et est essentiel à la compréhension du contexte dans lequel le projet s'inscrit. Il aborde l'anatomie, la biomécanique, les traumatismes du rachis cervical et la prise en charge de ceux-ci. Ce chapitre recense aussi les études relatives à l'efficacité des collets cervicaux préhospitaliers existants et aux complications cliniques qu'ils engendrent. Le deuxième chapitre décrit la problématique, les objectifs et l'approche méthodologique de l'étude. Le processus de conception du collet cervical fait l'objet du troisième chapitre. Dans ce chapitre, le cahier de charge, la recherche de solution, le choix de la solution finale et la description de celle-ci sont présentés. Au quatrième chapitre, les étapes de fabrication des prototypes sont expliquées et le prototype final est décrit. Quant au cinquième chapitre, il présente la méthodologie pour l'évaluation du prototype. Ce chapitre comprend le protocole expérimental et le traitement des résultats. Finalement, les résultats sont exposés au sixième chapitre et ils sont discutés au septième chapitre. Le septième chapitre fait aussi la critique de la solution finale et présente les limitations de l'étude, ainsi que les perspectives à venir.

## **CHAPITRE 1**

### **REVUE DE LA LITTÉRATURE**

Ce chapitre est consacré à la revue de la littérature. Il permet d'avoir toutes les connaissances nécessaires pour la compréhension de ce projet de recherche. Ainsi, l'anatomie du rachis cervical et sa biomécanique sont décrites. Ce chapitre présente aussi les traumatismes du rachis cervical et leur prise en charge lorsqu'ils sont suspectés. L'efficacité des collets cervicaux préhospitaliers existants et les complications cliniques qu'ils engendrent sont présentées. Finalement, les objectifs de l'étude sont également décrits.

#### **1.1 Anatomie du rachis cervical**

Le rachis cervical est le segment supérieur de la colonne vertébrale et commence à la base du crâne, tel qu'illustré à la Figure 1.1 (Kapandji, 1986). Il se caractérise par une lordose dans le plan sagittal, représentant une courbure concave vers l'arrière. Bien que l'angle de courbure lordotique normale diffère selon le sexe, l'âge et la méthode de mesure utilisée, la valeur moyenne de l'angle varie entre  $-20^{\circ}$  et  $-35^{\circ}$  (Grob, Frauenfelder et Mannion, 2007). Le rachis cervical est constitué d'un empilement de sept vertèbres (C1-C7), dont les deux premières sont appelées Atlas et Axis, respectivement. Puisque ces dernières présentent des différences morphologiques leur conférant des fonctionnalités propres à elles, on les catégorise dans un groupe différent, nommé rachis cervical supérieur. Quant aux autres vertèbres (C3-C7) elles font partie du rachis cervical inférieur (Marieb, 1998).

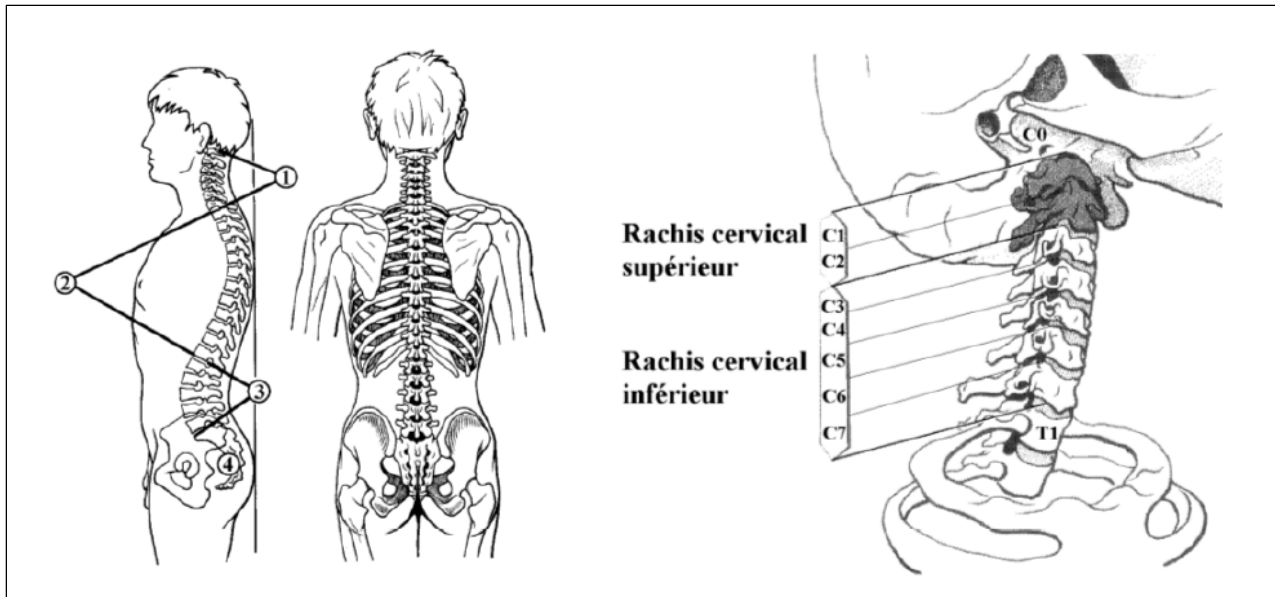


Figure 1.1 Plans sagittal et frontal de la colonne vertébrale et rachis cervical  
Tirée de Kapandji, (1986)

### 1.1.1 Vertèbres cervicales

La vertèbre cervicale type est constituée principalement d'un corps vertébral, de deux lames, d'un processus épineux et de deux processus transversaux, tel qu'illustré à la Figure 1.2. Elle possède aussi des facettes articulaires supérieures et inférieures, situées à chaque extrémité des piliers articulaires, telles que montrées à la Figure 1.3 Les facettes articulaires supérieures et inférieures permettent un contact avec la vertèbre sus-jacente et la vertèbre sous-jacente, respectivement. De plus, le corps vertébral est relié à celui de la vertèbre sus-jacente par un disque intervertébral. Ensuite, on observe une grande ouverture au centre de la vertèbre, le foramen vertébral. La succession des foramens vertébraux des vertèbres forme un canal vertébral, qui entoure et protège la moelle épinière (Gray, 1918c; Marieb, 1998).

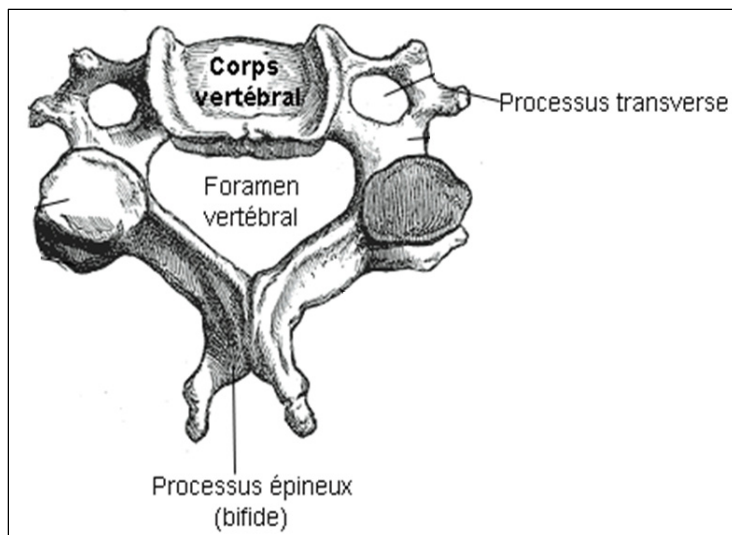


Figure 1.2 Vertèbre cervicale type, dans le plan transverse  
Adaptée de Gray (1918)

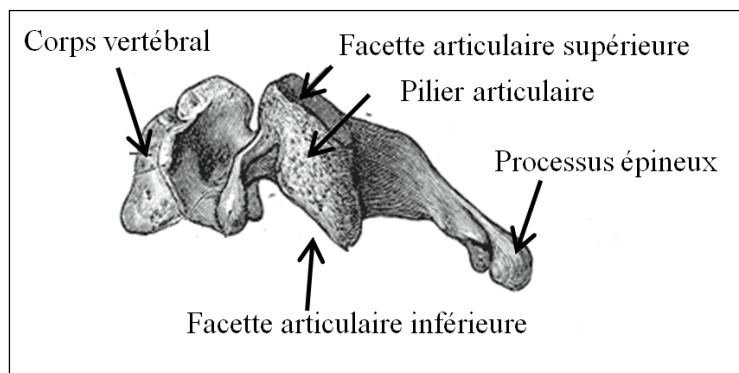


Figure 1.3 Vertèbre cervicale type, dans le plan sagittal  
Adaptée de Gray (1918)

L'Atlas, comme le suggère son nom, supporte le poids de la tête. Elle ne possède pas de corps vertébral, mais plutôt un arc antérieur, un arc postérieur et deux masses latérales unies par les arcs, tel que montré à la Figure 1.4. Chacune des masses latérales possède deux facettes articulaires, une sur la face supérieure et une sur la face inférieure. Les facettes articulaires sur les faces supérieures et celles sur les faces inférieures assurent le contact de l'Atlas avec l'occiput et l'Axis, respectivement. De plus, l'absence du corps vertébral permet

l'insertion d'une des structures osseuses de l'Axis, le processus odontoïde, dans l'Atlas. L'absence du corps a aussi comme conséquence qu'il n'y a pas de disque intervertébral entre l'occiput et l'Atlas et entre l'Atlas et l'Axis. Finalement, l'Atlas ne possède pas de processus épineux, lui conférant une meilleure liberté de mouvement, car les interférences entre l'Atlas et le crâne sont évitées (Gray, 1918c; Marieb, 1981).

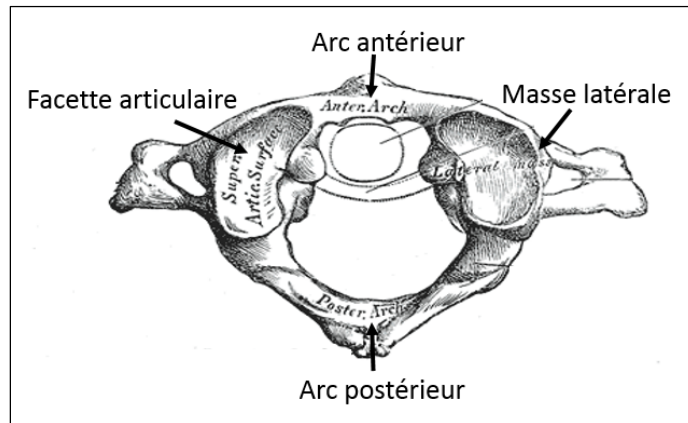


Figure 1.4 Première vertèbre cervicale ou Atlas  
Adaptée de Gray (1918)

L'Axis, quant à lui, est aussi de forme particulière, tel que montré à la Figure 1.5 et Figure 1.6, dans différents plans. Cette vertèbre se distingue principalement par le processus odontoïde qui s'élève perpendiculairement par rapport au corps vertébral. Le processus odontoïde passe dans l'Atlas, conférant à l'Axis le rôle de pivot sur lequel l'Atlas peut tourner. Par ailleurs, la facette articulaire supérieure est très large permettant un bon contact avec l'Atlas. Ensuite, on retrouve sur la face inférieure de cette vertèbre la facette articulaire inférieure qui est oblique de manière à ce qu'elle soit en contact avec la vertèbre sous-jacente C3 (Gray, 1918c; Marieb, 1981).

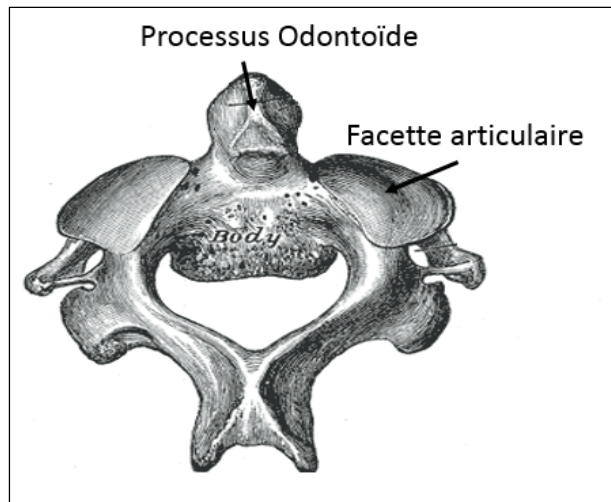


Figure 1.5 Deuxième vertèbre ou Axis vu dans un plan transversal  
Adaptée de Gray (1918)

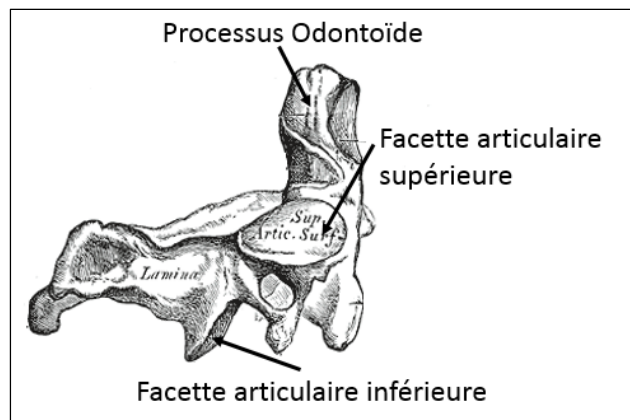


Figure 1.6 Deuxième vertèbre ou Axis vu dans un plan sagittal  
Adaptée de Gray (1918)

### 1.1.2 Complexe ligamentaire

La structure du rachis cervical permet différents mouvements de la tête. Ces mouvements sont la flexion/extension, l'inclinaison latérale et la rotation axiale (Figure 1.7) (Kapandji, 1986). Ces mouvements sont stabilisés en partie par les ligaments qui l'entourent.

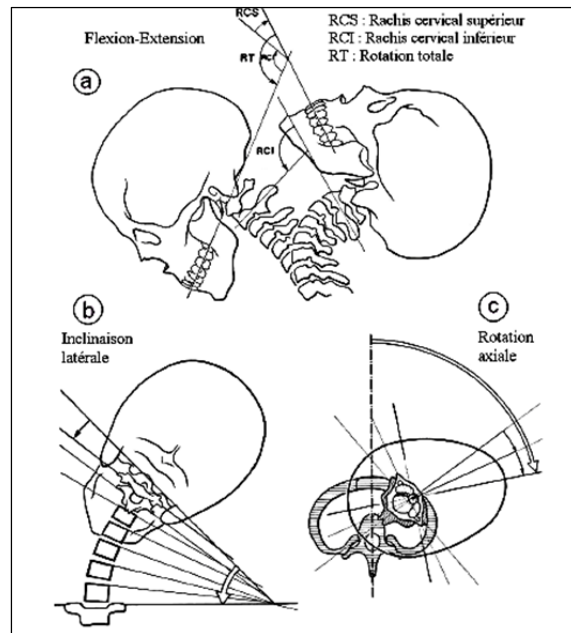


Figure 1.7 Mouvements du rachis cervical  
Tirée de Kapandji (1986)

Les principaux ligaments sont le ligament longitudinal antérieur et postérieur, tels que montrés à la Figure 1.8 (Laporte et Saillant, 1997). Ces ligaments longent verticalement, la partie antérieure et postérieure du corps vertébral des vertèbres. Le ligament longitudinal antérieur est attaché aux vertèbres et aux disques intervertébraux et il empêche l'hyper-extension. Le ligament longitudinal postérieur, passant dans le canal vertébral, est seulement fixé aux disques intervertébraux et limite l'hyper-flexion. Ensuite, on retrouve les ligaments jaunes fixés sur la face antérieure des lames des vertèbres adjacentes. Ils permettent de limiter la flexion. Il y a aussi les ligaments interépineux et supraspinaux, qui permettent de limiter la flexion. Ceux-ci sont fixés au bord des processus épineux des vertèbres adjacentes et aux extrémités des processus épineux des vertèbres, respectivement (Gray, 1918b; Marieb, 1998).



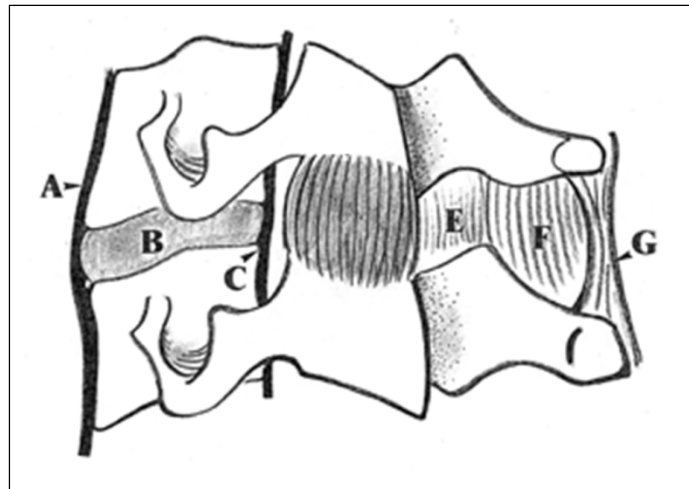


Figure 1.8 Segment mobile rachidien A : ligament (lgt) longitudinal antérieur; B : disque intervertébral; C : lgt longitudinal postérieur; E : lgt jaune; F : lgt interépineux; G : lgt supraspinal.  
Adaptée de Laporte (1997)

Finalement, un dernier ligament est décrit, il s'agit du ligament transverse, tel que montré à la Figure 1.9. Celui-ci est fixé aux masses latérales de l'Atlas de sorte qu'il restreint le déplacement du processus odontoïde de l'Axis. Ainsi, le ligament transverse empêche l'obstruction du processus odontoïde dans le foramen (Gray, 1918a).

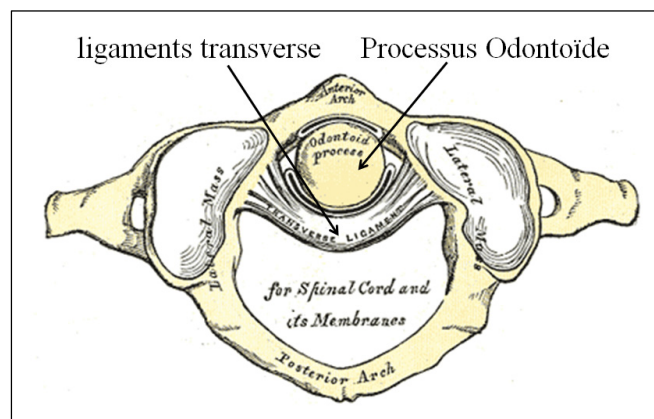


Figure 1.9 Ligament transverse de l'Atlas  
Adaptée de Gray (1918)

Comme mentionnées précédemment, les vertèbres sont séparées entre elles par un disque intervertébral (Figure 1.8). Celui-ci est constitué d'un noyau gélatineux, appelé nucléus pulposus et d'un anneau fibreux. Grâce à sa constitution, le disque agit un peu comme un coussin, permettant d'amortir le déplacement brutal des vertèbres lors d'un choc. Le disque intervertébral facilite aussi grandement les différents mouvements du rachis cervical en s'aplatissant aux points de compression, permettant ainsi à la vertèbre de s'incliner (Marieb, 1998).

## **1.2 Biomécanique du rachis cervical**

Les mouvements de la tête s'effectuent dans chacun des plans anatomiques. Ces plans anatomiques sont le plan sagittal, le plan frontal et le plan transverse. Ceux-ci sont accompagnés d'un système d'axe. Les axes X, Y et Z sont définis comme les axes perpendiculaires au plan frontal, au plan sagittal et au plan transverse, respectivement (Figure 1.10) (Academic, 2010). Chaque mouvement est décrit comme une rotation autour de ces axes. L'inclinaison latérale est une rotation autour de l'axe X, la flexion/extension est une rotation autour de l'axe Y et la rotation axiale est une rotation autour de l'axe Z. Chaque liaison mécanique entre les vertèbres adjacentes est responsable d'une partie de l'amplitude de ces mouvements. Cette section présente la liaison mécanique et l'amplitude des mouvements entre chaque vertèbre adjacente.

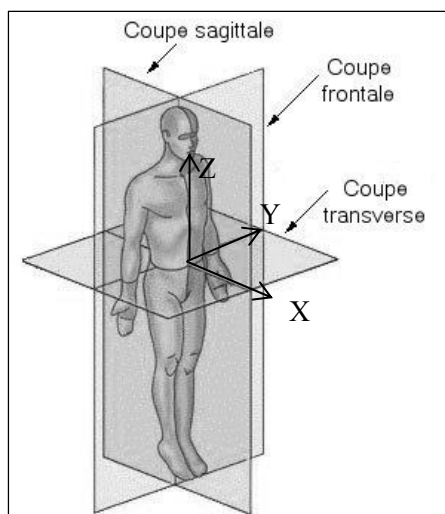


Figure 1.10 Plans anatomiques  
et axes anatomiques  
Adaptée d'Academic (2010)

La première combinaison de vertèbres adjacentes est celle entre l'Occiput et l'Atlas. Les facettes supérieures de l'Atlas s'articulent avec les condyles de l'occiput. Le type d'articulation entre l'Atlas et l'occiput est une articulation condylienne. Ce type d'articulation ne permet que la flexion et l'extension. Ce mouvement est possible parce que les facettes de l'atlas sont concaves alors que les condyles occipitaux sont convexes. Ainsi, les condyles de l'occiput roulent vers l'avant et vers l'arrière sur les facettes supérieures de l'Atlas (Figure 1.11). La rotation et l'inclinaison latérale entre l'occiput et l'Atlas ne sont pas possibles en raison de la profondeur des facettes supérieures de l'Atlas, dans laquelle les condyles occipitaux reposent. Toutefois, les mouvements de l'inclinaison latérale et de la rotation axiale peuvent être produits artificiellement. Pour effectuer ces mouvements, les condyles de l'occiput doivent s'éloigner des facettes supérieures de l'Atlas, afin que l'occiput se sépare de l'Atlas (Figure 1.12) (Bogduk et Mercer, 2000) . L'amplitude de ces mouvements est présentée au Tableau 1.1.

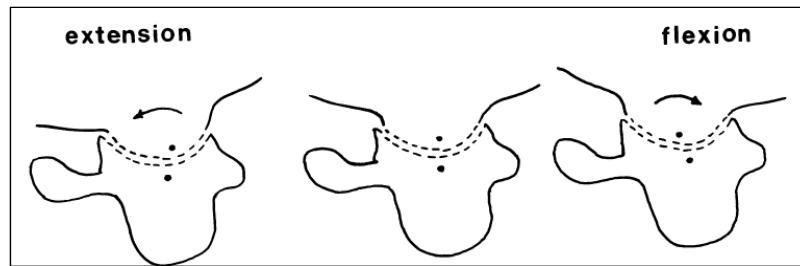


Figure 1.11 Extension et flexion entre un condyle de l'occiput et une facette supérieure de l'Atlas dans le plan sagittal  
Tirée de Bogduk (2000, p.634)

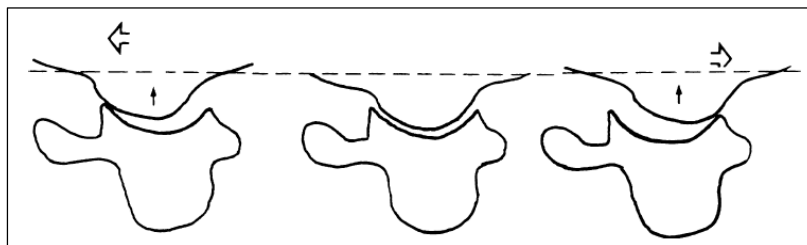


Figure 1.12 Rotation axiale entre un condyle de l'occiput et une facette supérieure de l'Atlas dans le plan sagittal  
Tirée de Bogduk (2000, p.634)

Tableau 1.1 Amplitude moyenne de mouvement (écart-type) entre l'occiput et l'Atlas  
Tirée de Waitier (2006)

Mouvement (degré)	Flexion/Extension	Rotation axiale	Inclinaison latérale
Occiput-Atlas	26,9 (11,8)	6,7 (6,4)	9,8 (2,3)

La deuxième liaison entre les vertèbres adjacentes est celle entre l'Atlas et l'Axis. Ces deux vertèbres interagissent entre elles par leurs facettes articulaires. Le roulement et le glissement des facettes articulaires inférieures de l'Atlas sur les facettes articulaires supérieures de l'Axis permettent la flexion/extension et l'inclinaison latérale entre ces deux vertèbres respectivement (Figure 1.13). L'Atlas interagit aussi avec l'odontoïde de l'Axis. L'articulation qui définit l'interaction entre l'Atlas et l'odontoïde de l'Axis est de type pivot. Une grande rotation entre l'Atlas et l'Axis résulte de ce type d'articulation (Figure 1.14)

(Martini, Timmons et Tallitsch, 2011). Le Tableau 1.2 présente les valeurs moyennes des amplitudes de ces mouvements entre l'Atlas et l'axis (Swartz, Floyd et Cendoma, 2005).

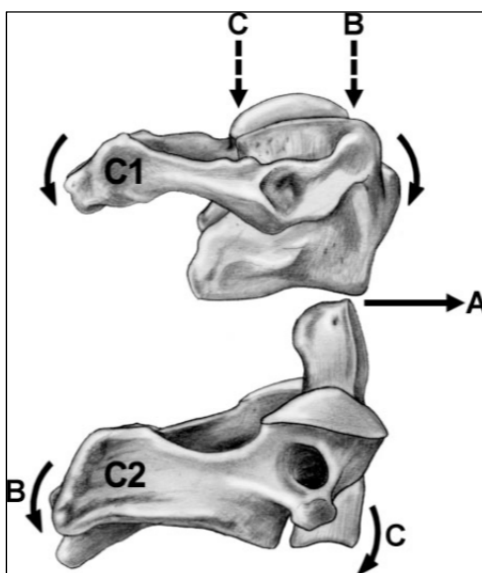


Figure 1.13 Flexion/extension entre  
l'Atlas et l'Axis  
Tirée de Swartz (2005, p.156)

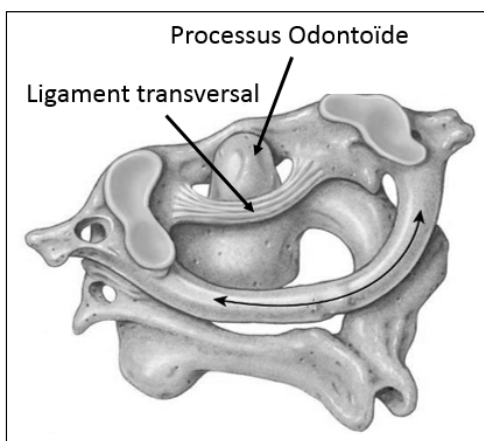


Figure 1.14 Rotation entre l'Atlas  
et l'Axis  
Adaptée de Martini (2011)

Tableau 1.2 Amplitude moyenne de mouvement (écart-type) entre l'Atlas et l'Axis  
Tirée de Waitier (2006)

Mouvement (degré)	Flexion/Extension	Rotation axiale	Inclinaison latérale
Atlas-Axis	18,4 (8,8)	73,4 (16,3)	12,2 (8,5)

Les liaisons entre les vertèbres adjacentes sont les mêmes pour toutes les vertèbres cervicales inférieures. Le contact entre les facettes articulaires supérieures et les facettes articulaires inférieures des vertèbres adjacentes définit en partie cette liaison. Les facettes articulaires de ces vertèbres sont obliques, ce qui facilite le glissement et le basculement de la vertèbre cervicale inférieure sur-adjacente sur celle sous-jacente. Ce glissement et ce basculement permettent la flexion/extension. Il existe aussi une articulation en selle entre les corps vertébraux adjacents. Ce type d'articulation permet l'inclinaison latérale entre ces deux vertèbres. En raison de ce type d'articulation et de l'obliquité des facettes articulaires des vertèbres cervicales inférieures, la rotation axiale est une combinaison de la flexion/extension et de l'inclinaison latérale (Figure 1.15) (Bogduk et Mercer, 2000). Les amplitudes moyennes des mouvements des vertèbres cervicales inférieures adjacentes sont présentées au Tableau 1.3.

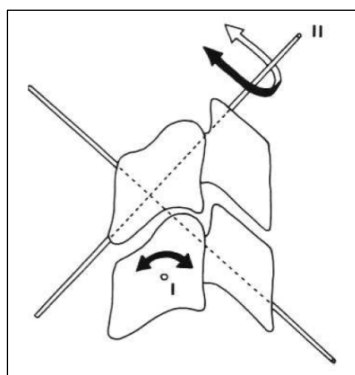


Figure 1.15 Mouvement  
intervertébral des vertèbres  
cervicales inférieures  
Tirée de Bogduk (2000, p.638)

Tableau 1.3 Amplitude moyenne de mouvement (écart-type) des vertèbres adjacentes  
Tirée de Waitier (2006)

Mouvement (degré)	Flexion/Extension	Rotation axiale	Inclinaison latérale
Axis-C3	11,2 (4,8)	11,6 (6,6)	11,7 (7,0)
C3-C4	16,4 (6,1)	10,0 (5,9)	11,9 (6,0)
C4-C5	17,1 (5,3)	10,3 (6,9)	10,9 (4,8)
C5-C6	18,7 (6,7)	7,5 (4,3)	10,1 (5,2)
C6-C7	15,9 (4,9)	-	9,3 (4,7)

En raison de l'amplitude de mouvement que génère chaque paire de vertèbres cervicales, l'amplitude de mouvement globale de la tête est considérable. Le Tableau 1.4 montre les amplitudes moyennes des mouvements de la tête (Occiput à C7).

Tableau 1.4 Amplitude de mouvement total du cou (occiput- C7)  
Tirée de Waitier (2006)

Mouvement (degré)	Flexion/Extension	Rotation axiale	Inclinaison latérale
Occiput-C7	121 (15)	89 (26)	138 (25)

Parmi les amplitudes en flexion/extension des vertèbres adjacentes, celle entre l'occiput et l'Atlas est la plus élevée. Quant aux amplitudes en rotation axiale des vertèbres adjacentes, celle entre l'Atlas et l'Axis représente environ 80 % de l'amplitude en rotation axiale totale. Finalement, toutes les amplitudes en inclinaison latérale entre les vertèbres adjacentes sont similaires.

### 1.3 Traumatismes du rachis cervical

Les accidents de véhicules à moteur et les chutes en hauteur sont les principales causes de traumatisme au rachis. 29 % de ces traumatismes se situent au niveau de la région cervicale (Pirouzmand, 2010). Certains de ces traumatismes sont des lésions au rachis cervical

présentant une instabilité. Cette instabilité est décrite comme une perte du rachis à maintenir sa forme et sa fonction lors d'une contrainte physiologique (Stiell et al., 2003). L'instabilité est définie selon les critères de White (Tableau 1.5) (Fuentes et Fuentes, 2003).

Tableau 1.5 Critères de White concernant l'instabilité  
Tirée de Fuentes (2003)

Éléments concernés	Valeur
Éléments antérieurs détruits ou inaptes	2
Éléments postérieurs détruits ou inaptes	2
Translation sagittale de plus de 3,5 mm	2
Rotation dans le plan sagittal de plus de 11 degrés	2
Test d'extensibilité postérieure	2
Traumatisme médullaire	2
Traumatisme radiculaire	1
Pincement distal anormal	1
Sténose cervicale	1
Charge dangereuse prévisible	1

\* Un score de >5 = instabilité clinique

L'instabilité est susceptible d'engendrer des blessures secondaires, telles que des complications médullaires. Ces lésions sont décrites selon deux classements. Le premier classement s'adresse aux lésions au rachis cervical inférieur. Le deuxième, quant à lui, décrit les lésions au rachis cervical supérieur. Cette section présente les lésions du rachis cervical qui sont associées à une grande instabilité appartenant à ces deux catégories.

### 1.3.1 Lésions au niveau du rachis cervical inférieur

Les lésions au niveau des vertèbres cervicales inférieures peuvent être classifiées selon un classement décrit dans l'étude d'Argenson. Ce classement comprend trois grandes catégories,



qui diffèrent selon leur mécanisme lésionnel. Ces catégories sont les lésions par compression, les lésions en flexion-extension distraction et les lésions en rotation (Argenson et al., 1997). Chaque catégorie regroupe trois types de lésion cervicale (Figure 1.16). Cette sous-section présente les lésions instables du rachis cervical inférieur.

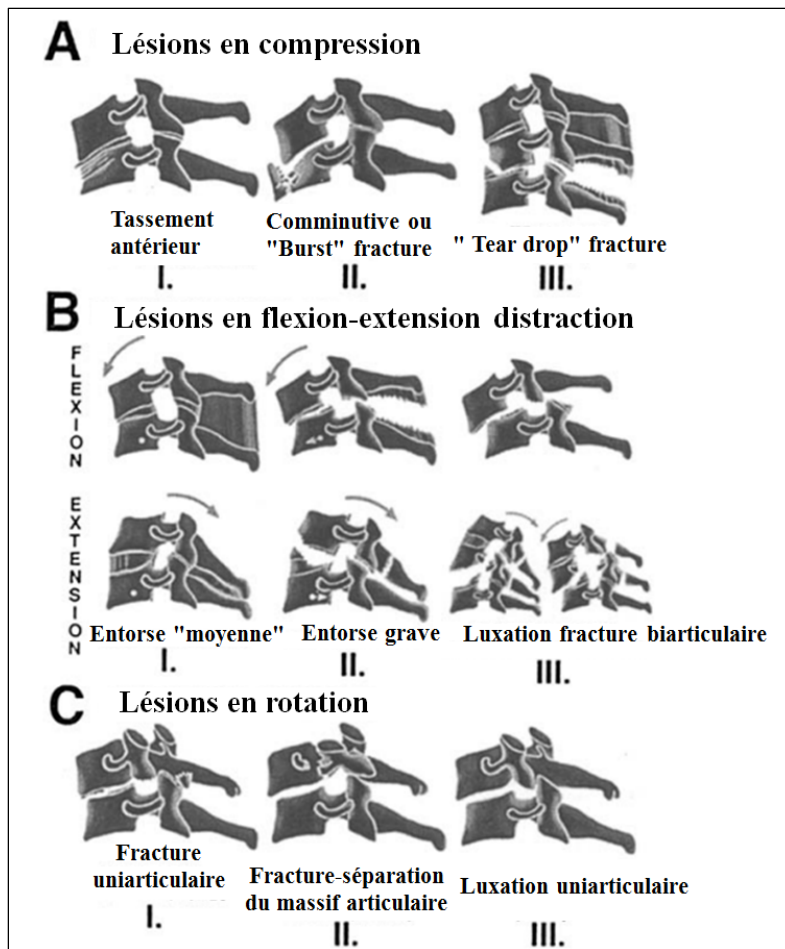


Figure 1.16 Classification des lésions des vertèbres cervicales inférieures

Adaptée d'Argenson (1997, p.216)

Les lésions de type A, qui se produisent souvent lors d'une chute, peuvent générer de lourdes séquelles médullaires. Par exemple, lors d'une fracture "Burst" des fragments osseux sont formés et peuvent être projetés dans le canal rachidien. Ensuite, la fracture de type "Tear

drop" est parmi les plus dangereuses pour la moelle épinière. Cette dernière se caractérise par la rupture des ligaments qui assurent la stabilité, amenant un déplacement postérieur du corps vertébral vers le canal vertébral (Argenson et al., 1997; Moore, Vaccaro et Anderson, 2006).

Les lésions appartenant à la catégorie B, quant à elles, sont les conséquences d'une flexion ou d'une extension forcée survenant fréquemment lors d'un accident d'automobile. Elles engendrent la compression antérieure ou postérieure du disque intervertébral et la distraction des ligaments postérieurs ou antérieurs pour la flexion et l'extension, respectivement. Lors d'une flexion ou d'une extension trop prononcée, les ligaments peuvent être lésés engendrant une entorse sévère. Celle-ci est très instable et des complications médullaires sévères sont souvent associées. La flexion ou l'extension excessive peut générer la fracture des facettes articulaires des vertèbres adjacentes (B.III), qui est souvent accompagnée par des complications médullaires (Argenson et al., 1997; Moore, Vaccaro et Anderson, 2006).

Finalement, certaines des lésions de la catégorie C, causées par diverses causes, sont aussi sujettes à une grande instabilité. En effet, lors d'un mouvement exagéré en rotation, la facette articulaire antérieure peut se léser (C.I.). Il peut aussi engendrer la fracture du pilier articulaire créant sa séparation avec la vertèbre (C.II.). Par ailleurs, le mécanisme en flexion-rotation controlatérale peut générer progressivement la dislocation d'une facette articulaire (C.III.), l'amenant dans le canal médullaire. Des complications à la moelle épinière peuvent en résulter (Argenson et al., 1997).

### **1.3.2 Lésions au niveau des vertèbres cervicales supérieures**

L'anatomie unique du rachis cervical supérieur donne lieu à des lésions qui diffèrent de celles décrites précédemment. Dans l'étude de Jackson, les lésions sont classées selon les régions du rachis cervical supérieur (Tableau 1.6). Ces régions sont l'occiput, l'Atlas et l'axis. Les lésions au niveau de l'occiput sont la dislocation occipito-cervicale, les fractures du condyle occipital et l'instabilité occipito-cervicale. Ensuite, les lésions au niveau de l'Atlas sont les fractures de l'Atlas, la rupture du ligament transverse et les déformations

rotatoires atloïdo axoïdiennes. Les lésions à la région de l'Axis, quant à elles, sont les fractures de l'odontoïde et la spondylolisthésis traumatique (Jackson et al., 2002). Dans cette section, les lésions du rachis cervical supérieur qui sont associées à une instabilité sont présentées.

Tableau 1.6 Lésions au rachis cervical supérieur

Région	Blessure
Occiput	Dislocation occipito-cervicale
	Fractures du condyle occipital
	Instabilité occipito-cervicale
Atlas	Fractures de l'Atlas
	Rupture du ligament transverse
	Déformations rotatoires atloïdo axoïdiennes
Axis	Fractures de l'odontoïde
	Spondylolisthésis traumatique de l'Axis

Parmi les lésions au niveau de l'Occiput, la fracture du condyle de l'Occiput est une blessure qui peut être instable. Cette dernière est causée par un mécanisme en compression axiale. Il peut en résulter un déplacement de certains ligaments, rendant la blessure très instable. Ce type d'instabilité peut amener un déplacement occipital antérieur, postérieur ou vertical (Jackson et al., 2002).

Parmi les lésions au niveau de l'Atlas, les fractures de l'Atlas peuvent être sujettes à une instabilité. Ces fractures se caractérisent par la fragmentation de l'Atlas et l'étalement de ces fragments. Cet étalement agrandit l'espace disponible pour la moelle épinière. Pour cette raison, des lésions neurologiques y sont rarement associées. Par contre, ces blessures peuvent être instables si les fragments sont largement déplacés et que les ligaments assurant la stabilité sont atteints.

La rupture du ligament transverse est une autre lésion au niveau de l'Atlas. La rupture complète de ce ligament, généralement causée par une hyper-flexion, peut engendrer des

dommages neurologiques. En effet, si le ligament est complètement lésé, il ne peut plus retenir l'Odontoïde de l'Axis. Celui-ci se retrouve libre de se déplacer vers le canal médullaire et risque de comprimer la moelle épinière (Jackson et al., 2002).

Ensuite, la fracture de l'odontoïde est une blessure au niveau de l'Axis qui peut causer des dommages neurologiques. L'incidence des dommages neurologiques survenant avec cette fracture est de 10 à 20 %. Cette fracture est engendrée par l'hyper-extension et la torsion (Timothy, Towns et Girm, 2004). Elle peut être classée selon trois types de fracture (Figure 1.17). Parmi ces trois types, le type II représente la fracture la plus courante et la moins stable. Cette dernière est très instable, car la séparation de l'odontoïde avec le reste de l'Axis ne bloque plus l'Atlas. Pour cette raison l'Atlas peut se déplacer librement vers la moelle épinière et venir la comprimer (Jackson et al., 2002).

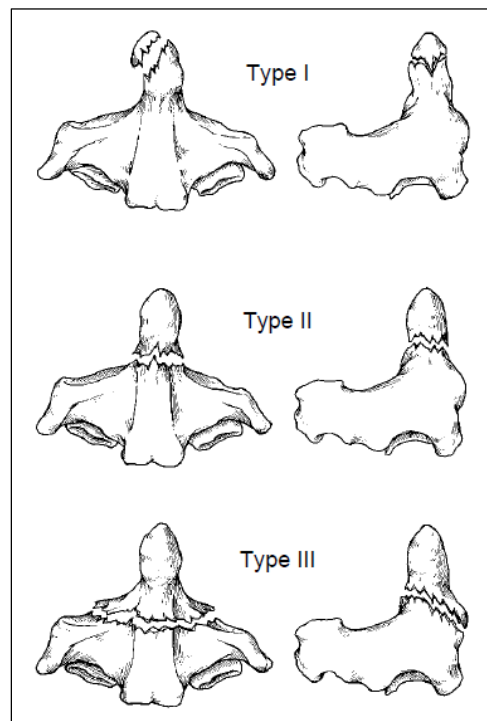


Figure 1.17 Fracture de l'odontoïde de l'Axis

Tirée de Jackson (2002, p.277)

Le Spondylolisthésis traumatique de l'Axis est une autre blessure de l'Axis. Cette blessure survient lors de l'hyperextension avec chargement axial. Il en résulte des fragments de vertèbre qui se séparent et le glissement de l'Axis vers l'avant par rapport à la vertèbre sous-jacente (Figure 1.18). Cette blessure est décrite selon cinq types (Figure 1.18). La blessure de type III est celle qui peut s'avérer instable. En effet, ce type de lésion est associé à une dislocation des facettes articulaires de l'Axis. Les fragments osseux peuvent venir comprimer la moelle épinière (Jackson et al., 2002).

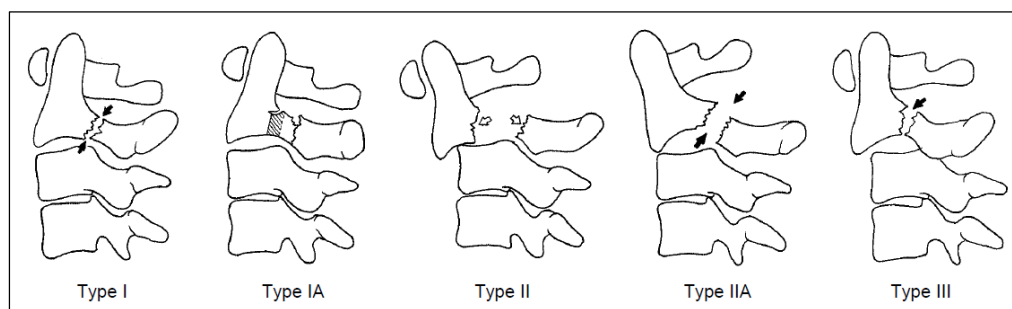


Figure 1.18 Spondylolisthésis traumatique de l'Axis

Tirée de Jackson (2002, p.278)

En conclusion, certaines des lésions cervicales entraînent l'instabilité des vertèbres cervicales ou de leurs fragments. Ces lésions sont les plus fréquentes dans la région C5 et C6 (Timothy, Towns et Girn, 2004). Lors de mouvements, les vertèbres cervicales instables ou leurs fragments sont susceptibles de se déplacer. Leur déplacement peut engendrer la compression de la moelle épinière (Neurosurgery, 2002). Par conséquent, des troubles neurologiques peuvent en résulter. De plus, le mouvement peut aggraver davantage une lésion médullaire. En effet, comme le montre Ching dans son étude (Ching et al., 1997), une occlusion créée dans la moelle augmente lors d'un mouvement en extension ou en compression. Cette augmentation peut conduire à une perte neurologique plus importante (Ching et al., 1997). Le risque de blessures secondaires est diminué lorsque la colonne cervicale est gardée en

position neutre (De Lorenzo et al., 1996). La position neutre correspond à une extension d'environ 12 degrés (Schriger et al., 1991; Taneja, Berry et Rao, 2013).

## **1.4 Prise en charge**

Le mouvement du rachis instable pourrait engendrer des blessures secondaires. Des complications telles que des déficits neurologiques et des paralysies peuvent résulter des blessures secondaires. Les blessures secondaires pourraient survenir lors de la prise en charge des fractures du rachis instable. En effet, 3 à 25 % des blessures médullaires arrivent après le traumatisme initial, pendant la prise en charge (Brunette et Rockswold, 1987; Burney, Waggoner et Maynard, 1989; Hachen, 1974; Podolsky et al., 1983; Prasad et al., 1999). Pour cette raison, la bonne gestion des lésions cervicales est importante, afin de diminuer le risque de blessures secondaires tant au rachis, qu'à la moelle épinière. Parmi la gestion des lésions du rachis, l'immobilisation de la colonne vertébrale dans sa position neutre pourrait prévenir des lésions secondaires (Timothy, Towns et Girm, 2004). Cette section présente les manipulations des différents intervenants suite à un accident et les différents collets cervicaux utilisés.

### **1.4.1 Manipulations préhospitalières et hospitalières**

Bien qu'à l'heure actuelle le niveau d'immobilisation du rachis cervical à atteindre n'est pas connu, lorsqu'une blessure au rachis cervical est suspectée, le cou du blessé est stabilisé à l'aide d'un collet cervical préhospitalier. L'installation du collet peut se faire sur une victime adossée à un siège d'automobile, en position de décubitus dorsal, debout ou en position quelconque. Dans tous les cas, le paramédic tente d'installer la victime en position neutre en minimisant le déplacement. Si la victime se plaint de douleur, alors la position initiale est conservée.

Ensuite, le blessé est transporté jusqu'au matelas d'immobilisation dans lequel il est stabilisé en décubitus dorsal. Le transport du blessé, lorsqu'il est debout, nécessite l'utilisation de la planche dorsale, sur laquelle le patient est adossé et attaché. Puis, une fois en position horizontale, il est transféré sur le matelas d'immobilisation. Dans le cas où la victime se retrouve à l'intérieur d'un véhicule, le KED (Kendrick's extrication device) peut être utilisé pour l'extraire du véhicule. Le KED s'étend de la tête jusqu'au bas du dos et est attaché sur le patient à l'aide de plusieurs courroies (Figure 1.19). Ensuite, tout en maintenant la tête du patient, sa rotation est effectuée afin qu'il soit dos à la sortie. Les paramédics le couchent sur le matelas d'immobilisation installé préalablement sur la civière et retirent le KED. Le matelas d'immobilisation est un matelas composé de petites billes et d'air. Grâce à des courroies, l'ensemble du corps est fixé au matelas. Puis, le matelas est moulé aux épaules et à la tête du patient. On procède au vide du matelas à l'aide de la pompe jusqu'à ce que le matelas soit rigide autour des épaules et de la tête (Figure 1.20). Finalement, la tête est immobilisée avec un ruban adhésif au niveau du front et du menton (Morrissey, 2013; Taneja, Berry et Rao, 2013; Urgence-santé, 2007).



Figure 1.19 Kendrick's extrication device (KED)  
Tirée de Taneja (2013, p.4)



Figure 1.20 Matelas d'immobilisation  
Tirée de Morrissey (2013, p.35)

Tout au long du transport dans l'ambulance, les fonctions vitales doivent être maintenues. Il arrive qu'une assistance respiratoire soit nécessaire. Parmi les méthodes d'assistance respiratoire, la ventilation utilisant un masque et l'intubation sont les plus courantes (Martin-Gill et al., 2014). Le masque s'étale du nez à la bouche et est placé sur le visage de la victime immobilisé par un collet cervical (Figure 1.21) (ketaminh, 2013a). Le masque est maintenu fermement sur le visage du blessé par la pression qu'exercent le pouce et l'index. Les trois autres doigts sont placés sur la mâchoire inférieure du patient (Thierbach et Markus, 1999). L'envoi de l'oxygène peut aussi se faire par l'utilisation de canules nasales (Dyson-Hudson et Stein, 1999). Lorsque les voies respiratoires sont obstruées, l'intubation est recommandée (Crewdson et Nolan, 2011). Elle consiste à l'insertion d'un tube dans la trachée par la bouche de la victime, telle qu'illustrée à la Figure 1.22 (ketaminh, 2013b). Dans le protocole d'Urgence santé, le tube utilisé est le Combitude<sup>TM</sup>, qui permet la perméabilité des voies aériennes tout en les protégeant du risque d'inhalation de substances gastriques régurgitées. Actuellement, ce dernier nécessite l'ouverture de la partie antérieure du collet, car le collet limite l'ouverture de la bouche. L'immobilisation de la tête est effectuée manuellement, en



saisissant les apophyses mastoïdes avec le bout des doigts tout en maintenant l'occiput avec les mains (Robitaille, 2008). Dans les cas plus problématiques, tels un ACR ou un arrêt respiratoire, l'Oxylator<sup>TM</sup> peut être utilisé. Il est constitué d'un masque de dimension similaire au masque présenté précédemment, dont de l'oxygène est envoyé. Par ailleurs, il est important que le paramédic puisse être en mesure de prendre le pouls carotidien en tout temps, sans devoir ouvrir le collet (Urgence-santé, 2007).

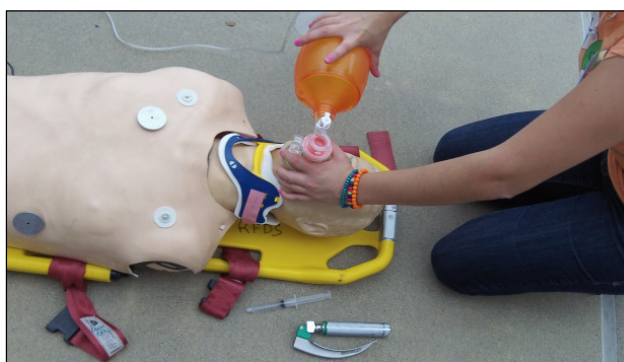


Figure 1.21 Masque de poche  
Tirée de Ketaminh (2013)



Figure 1.22 Intubation  
Tirée de Ketaminh (2013)

Le patient est ensuite transporté à l'hôpital le plus rapidement possible. À l'hôpital, plusieurs intervenants participent à la prise en charge du patient. Celui-ci subit un examen primaire selon le protocole Advanced trauma life support (ATLS), qui comprend l'évaluation des voies respiratoires, de la respiration, de la circulation cardiovasculaire, de l'état neurologique

et de l'exposition à l'environnement. Dans cet examen, le collet cervical est aussi enlevé pour permettre l'évaluation locale du cou (Taneja, Berry et Rao, 2013).

À l'hôpital, le patient peut nécessiter une assistance des voies respiratoires. La première technique consiste à ventiler le patient à l'aide d'un masque. Cette dernière s'avère inutile si les voies respiratoires sont obstruées. Dans un tel cas, les intervenants ont recours à l'intubation par voie orale ou nasale. Il arrive que l'intubation ne soit pas possible et que l'insertion d'un masque laryngé soit recommandée. Le masque laryngé est constitué d'un tube muni d'un masque, qu'on place dans le pharynx. Cette technique est temporaire et doit être remplacée au bout de quelques heures par une autre, telle que la cricothyroïdectomie. Celle-ci consiste à faire une ouverture dans la trachée et est pratiquée très rarement en urgence (Thierbach et Markus, 1999). Lors de l'intubation ou d'une manœuvre chirurgicale pour permettre la perméabilité de la voie respiratoire, le collet cervical est ouvert et la tête est stabilisée manuellement. Après l'intervention, le collet est refermé sur le patient. L'assistance respiratoire peut continuer avec le collet.

Dans le cas où le patient est stable, l'infirmière va changer les vêtements du patient. En se faisant, le collet est enlevé et remis. L'infirmière surveille l'état du patient et s'assure que ses fonctions vitales soient stables, jusqu'à ce que le médecin s'occupe de lui. Ensuite, celui-ci examine le patient, sur lequel il enlève le collet cervical. Dans son évaluation, le médecin suit les critères NEXUS ou Canadian C-Spine Rule (CCR), afin de rejeter la possibilité d'une lésion cervicale. Si le médecin ne peut rejeter le diagnostic de lésion cervicale, le patient doit passer des radiographies. Il arrive que les radiographies ne soient pas suffisantes pour poser un diagnostic. Dans de tels cas, le patient peut passer un CT-scan, une radiographie dynamique et une IRM (Taneja, Berry et Rao, 2013). Le médecin prend la décision d'enlever définitivement le collet cervical seulement lorsqu'il est assuré que le patient n'a pas de blessures cervicales (Webber-Jones, Thomas et Bordeaux, 2002). Par conséquent, le patient peut porter le collet plus de 48 heures (Gerrelts et al., 1991).

## **1.4.2 Collets cervicaux existants**

Plusieurs collets cervicaux sont présentement utilisés. Les collets cervicaux sont soit préhospitaliers, soit de traitement. Ceux préhospitaliers sont utilisés pour prévenir des lésions secondaires au rachis cervical. Quant aux collets cervicaux de traitement, ils sont utilisés lorsqu'une blessure cervicale est diagnostiquée. Ils permettent de limiter les mouvements du cou afin de favoriser la guérison. Dans plusieurs études, les collets cervicaux préhospitaliers et de traitements sont évalués sur différents critères de performances. Cette section présente les collets cervicaux préhospitaliers et ceux de traitements, dont leurs performances ont été évaluées.

### **1.4.2.1 Collets cervicaux préhospitaliers**

Le collet cervical préhospitalier Stifneck Laerdal (Figure 1.23) est utilisé par Urgence Santé. Comme la majorité des collets, le Stifneck est constitué de polyéthylène HDPE, lui conférant une grande souplesse. Ainsi, il est aisé de l'entreposer à plat et de l'enrouler autour du cou du patient. Les appuis de ce collet sont au menton, à la mandibule, au sternum, aux clavicules, à l'occiput et aux trapèzes. Ensuite, le Stifneck possède une large ouverture trachéale pour permettre la prise du pouls carotidien et une large ouverture postérieure pour l'aération. Par ailleurs, Il est transparent au rayon X, au CT et à l'IRM. Le Stifneck possède des supports pour les canules nasales et son prix est de 9,25\$. Un seul modèle adulte existe. Ce modèle se compose de plusieurs ajustements. En effet, le Stifneck s'ajuste pour différents diamètres de cou, grâce à un velcro sur le côté. Il possède aussi un mécanisme d'ajustement en hauteur, permettant l'ajustement en hauteur de la mentonnière par rapport au sternum. La mentonnière s'ajuste pour quatre tailles distinctes (Laerdal, 2015; Stifneck® Select™ Collars, s.d).



Figure 1.23 Collet  
préhospitalier Stifneck Laerdal  
Titée de Laerdal (2015)

Le collet préhospitalier X-Collar (Figure 1.24) est utilisé aux États-Unis. Tout comme le Stifneck, il est constitué d'HDPE et il peut être mis à plat. Les appuis du X-Collar sont les mêmes que ceux du Stifneck à l'exception qu'au lieu de s'appuyer à la mandibule, le X-Collar s'appuie aux zygomatiques. De plus, le X-collar s'étend beaucoup plus bas dans le dos que le Stifneck. Le X-collar possède aussi deux sangles qui débutent dans le dos et viennent se croiser et s'attacher sur les appuis zygomatiques. Il possède une large ouverture trachéale, mais aucune ouverture postérieure. Il est transparent au rayon X, au CT et à l'IRM et son prix est de 16.95\$. Par ailleurs, un seul modèle avec plusieurs ajustements existe. Ces ajustements sont la circonférence et la hauteur. L'ajustement de la circonférence est réalisé grâce à deux sangles latérales. Quant à l'ajustement en hauteur, elle est permise en positionnant l'appui sternal à la bonne grandeur. Plus de dix grandeurs sont offertes pour l'ajustement en hauteur (XCollar, s.d; XCollar Cervical Splint, s.d).



Figure 1.24 Collet  
préhospitalier X-Collar  
Tirée de XCollar Cervical  
Splint (s.d)

Le collet cervical préhospitalier Ambu Perfit Ace est très similaire au Stifneck, tel que montré à la Figure 1.25. Tout comme le Stifneck, il est en polyéthylène HDPE, il s'entrepasse à plat et ses appuis sont les mêmes que ceux du Stifneck. Bien qu'il possède une large ouverture trachéale, aucune ouverture postérieure n'est présente sur le collet. De plus, il est transparent au rayon X, au CT et à l'IRM. Celui-ci possède des supports pour les canules nasales et son prix est de 9,35\$. Par ailleurs, il existe un seul modèle adulte avec plusieurs ajustements. Ces ajustements sont la circonférence du cou et la hauteur du cou. La circonférence du cou est permise grâce à un velcro. Quant à l'ajustement en hauteur, plutôt que la mentonnière, c'est l'appui sternal qui s'ajuste en hauteur. Bien que seulement quatre tailles soient indiquées, il y a 16 ajustements en hauteur possible (Amazon, 2015a; Ambu® Perfit ACE, 2011).



Figure 1.25 Collet  
préhospitalier Ambut Perfit  
Tirée d'Amazon (2015)

Le collet cervical préhospitalier Necloc (Figure 1.26) est aussi constitué de polyéthylène HDPE et peut être facilement mis à plat. Ses appuis sont les mêmes que ceux du Stifneck. Le Necloc possède une large ouverture trachéale, mais aucune ouverture postérieure. De plus, il est transparent au rayon X, au CT et à l'IRM et son prix est entre 28 à 45 \$. Par ailleurs, il est en deux parties, la partie antérieure qu'on vient mettre en premier, puis la partie postérieure qu'on vient attacher à la première par des velcros de chaque côté. Contrairement aux autres collets présentés, il ne s'ajuste pas en hauteur. Pour pallier aux différentes morphologies, six modèles adultes du Necloc sont disponibles (MMAR, 2015; Össur, 2015b; Ossur NECLOC Extrication Collar, s.d).



Figure 1.26 Collet préhospitalier  
Necloc  
Tirée d'Össur (2015)

Le collet cervical préhospitalier Vacuum Immobilizer (Figure 1.27) est très différent des autres collets cervicaux. Il est constitué d'une poche de tissus dans laquelle des billes et de l'air sont incorporés. Le collet s'installe autour du cou du patient en répartissant les billes de manière homogène. Puis l'air est évacué grâce à une pompe, jusqu'à ce que le collet soit rigide autour du cou du patient. On observe que les appuis sont au menton, à la mandibule, aux oreilles, au sternum, aux clavicules, à l'occiput et aux trapèzes. Il ne possède ni d'ouverture trachéale ni d'ouverture postérieure. Il y a qu'un seul modèle adulte avec aucun ajustement (James et al., 2004).

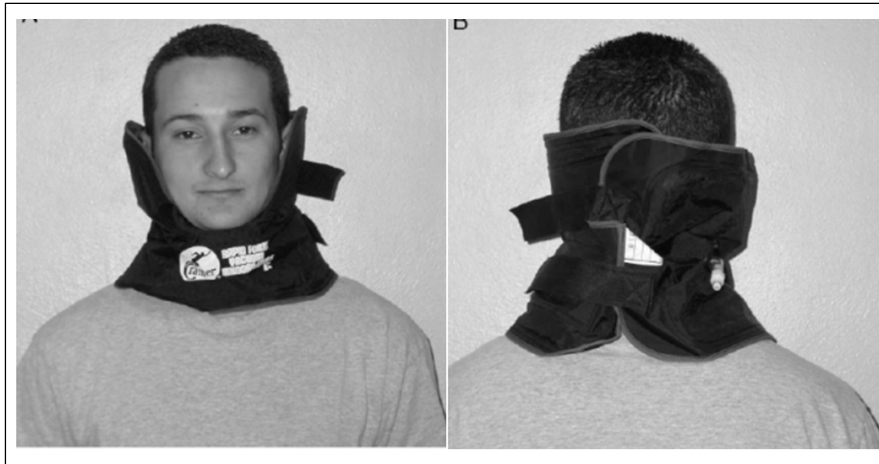


Figure 1.27 Collet cervical préhospitalier Vacuum Immobilizer  
Adaptée de James (2004, p.141)

#### 1.4.2.2 Collets cervicaux de traitement

Le collet de traitement Soft collar (Figure 1.28) est une mousse qu'on vient enrouler autour du cou du patient. Il ne possède pas d'ouverture trachéale et postérieure. Son prix est de 38\$. Il est vendu en 3 modèles et chaque modèle ne possède pas d'ajustements en hauteur (Biosis, 2015).



Figure 1.28 Collet de traitement  
Soft collar  
Tirée de Biosis (2015)



Le collet de traitement Miami J (Figure 1.29) est fait d'une coque en plastique, qui permet de suivre les courbures anatomiques de la tête et du cou. Par conséquent, le collet ne peut pas être mis à plat. À l'intérieur de la coque en plastique, une mousse plus épaisse et plus confortable que celles des collets préhospitaliers est insérée. Il est composé d'une partie antérieure et d'une partie postérieure. Cette dernière est reliée à la première partie du collet par des velcros de chaque côté. Quant aux appuis, ils sont les mêmes que pour le Stifneck, sauf que l'appui sternal vient s'appuyer sur une plus grande surface que celui du Stifneck. De plus, l'appui occipital vient supporter une plus grande surface, car il monte plus haut et qu'il possède une courbure suivant celle de l'occiput. Ensuite, le Miami J possède une large ouverture trachéale et une large ouverture postérieure. Il est transparent au rayon X, au CT et à l'IRM et son prix est 62,84 \$. Par ailleurs, le Miami J existe en sept modèles avec des tailles différentes. Chaque modèle ne possède pas d'ajustements en hauteur. Par contre, le support au niveau de la mandibule est ajustable (Amazon, s.d; Össur, 2015a).



Figure 1.29 Collet cervical de traitement Miami J  
Tirée de Össur (2015)

La partie postérieure du collet Miami J peut être remplacée par la partie postérieure Occian®Back (Figure 1.30). L'Occian®Back s'étend sur une très grande surface, couvrant

l'arrière de la tête au complet. De plus, il est constitué d'un rembourrage épais, permettant un meilleur confort, lorsque le patient reste en décubitus dorsal sur une longue période. Par ailleurs, il est de taille unique et son prix est de 82,93\$ (AllegroMedical, 2015; Össur, 2015c).



Figure 1.30 Partie postérieure d'un collier Occian®Back  
Tirée d' Össur (2015)

Finalement, le collier de traitement Aspen Vista est constitué de plastique rigide dont une courbure lui a été attribuée, tel qu'illustré à la Figure 1.31. Il est aussi doté d'une mousse épaisse, lui conférant un confort. De plus, il est constitué de deux parties et s'installe autour du cou de la même manière que le Miami J. Au niveau des appuis, ils sont les mêmes que ceux du Miami J. Toutefois, l'appui sternal est un peu différent. Au lieu de couvrir une grande surface au niveau du sternum, il vient s'étaler plus au niveau des clavicules. Ensuite, l'Aspen possède une large ouverture trachéale, il est transparent au rayon X, au CT et à l'IRM et son prix est de 80\$. Par ailleurs, il existe un seul modèle adulte. Ce modèle possède un mécanisme d'ajustement en hauteur, qui permet de changer la taille de l'appui sternal par rapport à la mentonnière. Ce mécanisme permet l'ajustement de six tailles différentes (Amazon, 2015b; Aspen, s.d).



Figure 1.31 Collet cervical de traitement Aspen Vista  
Tirée de Vista (2015)

En résumé, le paramédic installe un collet cervical autour du cou du blessé afin de diminuer les risques de blessures secondaires. Ensuite, il peut utiliser une planche dorsale ou un KED pour amener le blessé sur le matelas d'immobilisation sur lequel il est immobilisé. Pendant le transport, le paramédic doit en tout temps pouvoir prendre le pouls carotidien, installer un masque respiratoire et ouvrir facilement la partie antérieure du collet pour réaliser l'intubation. Une fois le patient arrivé à l'hôpital, le collet est ouvert pour permettre l'examen du cou et permettre une assistance respiratoire. L'imagerie au rayon X, au CT et à l'IRM peut être nécessaire, pour poser un diagnostic. Dans le cas d'absence de blessure cervicale, le collet cervical préhospitalier est enlevé. Dans le cas de présence de blessures au rachis cervical, un collet cervical de traitement peut être prescrit. Les collets cervicaux préhospitaliers sont moins dispendieux que ceux de traitement, peuvent être mis à plat, existent en général en un seul modèle et peuvent être ajustés. Les collets cervicaux de traitement, quant à eux, possèdent une mousse plus épaisse et possèdent des courbures pour bien épouser les courbures de la tête et du cou.

## **1.5 Efficacité des collets cervicaux**

Les collets cervicaux préhospitaliers doivent être rapides à installer et stabiliser le rachis cervical. Si on considère les critères de rapidité d'installation et de stabilisation, certains collets cervicaux présentent une plus grande efficacité par rapport à d'autres. La section suivante présente l'efficacité des collets cervicaux.

### **1.5.1 Rapidité d'installation**

Suite à un accident, le blessé doit être amené le plus rapidement à l'hôpital. Ainsi, il est très important que le temps d'installation du collet cervical soit court. Certaines caractéristiques de conception peuvent influencer la rapidité d'installation. Dans cette section, les performances de quelques collets cervicaux sont présentées.

Dans l'étude de Collen (James et al., 2004), 17 cliniciens ont installé le Stifneck, le Necloc et le Vacuum Immobilizer sur deux volontaires. Les résultats montrent que le Stifneck permet une installation plus rapide avec un temps moyen de 15,68 secondes comparativement à 34,64 et 58,09 secondes pour le Necloc et le Vacuum Immobilizer respectivement. Le temps d'installation du Necloc et du Vacuum Immobilizer est supérieur à celui du Stifneck, en raison des étapes supplémentaires qu'ils nécessitent lors de l'installation. En effet, contrairement au Stifneck, la partie postérieure du Necloc doit être centrée en arrière de la tête du patient. De plus, cette partie du collet doit être attachée à l'aide de deux sangles, plutôt qu'une seule, à la partie antérieure du collet. Quant au Vacuum Immobilizer, plusieurs étapes d'installation sont supplémentaires à celles du Stifneck. Ces étapes sont la répartition uniforme des billes dans le collet, le remplissage d'air dans le collet à l'aide d'une pompe et l'évacuation de l'air, une fois le collet installé sur la victime. De plus, il est difficile de bien répartir les billes et d'évaluer la quantité d'air à enlever pour éviter que le collet ne serre trop le cou de la victime.

### **1.5.2 Stabilisation**

La stabilisation du rachis cervical est très difficile à obtenir avec les collets cervicaux, car à la base du cou plusieurs éléments mobiles sont présents, tels que les clavicules qui bougent lors du mouvement des épaules. Bien que l'immobilisation complète soit impossible, certaines caractéristiques de conception de collet cervical favorisent la limitation des mouvements. Ces caractéristiques sont mises en évidence par l'entremise d'études biomécaniques réalisées sur différents collets cervicaux.

Les mouvements étudiés sont la flexion/extension, l'inclinaison latérale et la rotation. Les études utilisent différentes méthodes pour évaluer le mouvement. La plupart des études évaluent les mouvements qu'effectuent volontairement des sujets sains. D'autres études s'intéressent aux mouvements occasionnés par certaines manipulations paramédicales. Certaines études utilisent des modèles cadavériques présentant des lésions cervicales. Un moment contrôlé est appliqué sur les modèles cadavériques pour engendrer un mouvement. De plus, la modalité pour la prise de mesure varie d'une étude à une autre : certaines études utilisent le rayon X, l'inclinomètre et le système de caméras optiques. Selon une typologie des différentes méthodes d'évaluation, les résultats qu'on retrouve dans la littérature sont présentés. Le premier type concerne les mouvements volontaires de sujets sains. Le deuxième type est l'évaluation des mouvements occasionnés par certaines manipulations paramédicales. Finalement, le troisième type est l'utilisation de modèles cadavériques présentant des lésions cervicales.

#### **1.5.2.1 Mouvements volontaires de sujets sains**

Plusieurs études sur l'efficacité des collets cervicaux ont été réalisées sur des sujets sains exerçant différents mouvements selon leur force maximale. La position dans laquelle les sujets effectuent le mouvement est assise et en décubitus dorsal. Dans toutes les recherches de ce type, les résultats sont similaires selon la position. Seules les amplitudes de mouvement

en position assise sont présentées au Tableau 1.7. Dans quatre des cinq études, les angles mesurés correspondent aux angles maximums de la tête selon les trois plans anatomiques dans lesquels les mouvements sont exécutés. Par contre, dans l'étude d'Hostler (Hostler, Colburn et Seitz, 2009) les mesures sont des distances entre des points anatomiques dans les différents plans.

On observe que les performances du Miami J et de l'Aspen ne présentent pas de différences significatives (Gavin et al., 2003; Schneider et al., 2007). Si on compare le Stifneck Leardal, le Necloc et le Vacuum Immobilizer, le Stifneck est celui qui restreint le plus les mouvements du cou. La faible immobilisation du Necloc serait causée principalement par l'espace supplémentaire sur les côtés engendrés par le chevauchement de la partie postérieure avec la partie antérieure. De plus, la partie postérieure du Necloc s'appuie sur une plus faible surface à l'occiput que celle du Stifneck. Ainsi, lors de l'extension, le mouvement est moins limité qu'avec le Stifneck. Quant au Vacuum Immobilizer, il permet une plus grande amplitude de mouvement, car les billes ne sont pas réparties uniformément et que très souvent le collet contient encore trop d'air (James et al., 2004). Ensuite, le X-Collar permet une meilleure immobilisation du cou comparativement à l'Ambu Perfit et au Necloc. L'efficacité du X-Collar serait attribuée aux appuis zygomatiques, à l'appui sternal très large, qui s'étend au niveau des clavicules et à l'appui dorsal entre les omoplates. De plus, les ajustements bilatéraux et celui en hauteur permettent un ajustement très personnalisé et très ajusté au corps, contribuant à une meilleure immobilisation (Hostler, Colburn et Seitz, 2009). Finalement, le Soft collar semble offrir les pires performances en matière d'immobilisation, car il ne possède aucun appui rigide (Whitcroft et al., 2011). Il est difficile de déterminer quel collet, parmi le Miami J, l'Aspen, le Stifneck et le X-Collar, offre la meilleure immobilisation, car aucune étude n'évalue les performances de ces collets dans la même étude. Toutefois, selon les résultats du Tableau 1.7, le Stifneck semble offrir de meilleures performances que le Miami J et l'Aspen.

Tableau 1.7 Revue de la littérature sur les études comparatives de l'amplitude de mouvement maximale de la tête en position assise

Collet cervical	Flexion-Extension	Inclinaison latérale	Rotation	Moyen de mesure	Référence
Sans collet	50,5-62,3 degrés	39,5-43,6 degrés	65,6-65,1 degrés	Goniomètre	Whitcroft et al., 2011
Miami J	40-46 % 16-32% ~38 degré	~55 degré	~50 degrés	Optotrak Fluoroscopie Marqueurs 3D	Gavin et al., 2003 Gavin et al., 2003 Schneider et al., 2007
Aspen	31-48 % 18-43% ~40 degré	~59 degré	~42 degrés	Optotrak Fluoroscopie Marqueurs 3D	Gavin et al., 2003 Gavin et al., 2003 Schneider et al., 2007
Stifneck Leardal	40.99 degré	33.22 degré	33.62 degré	Système électromagnétique	James et al., 2004
XCollar	9-9 mm	18-19 mm	10-11 mm	Goniométrie	Hostler, Colburn et Seitz, 2009
Ambu Perfit	15-17 mm	21-25 mm	19-20 mm	Goniométrie	Hostler, Colburn et Seitz, 2009
Necloc	48.44 degré 20-20 mm	50.76 degré 30.8-26 mm	48.77 degré 21-21mm	Système électromagnétique Goniométrie	James et al., 2004 Hostler, Colburn et Seitz, 2009
Vacuum immobilizer	65.68 degré	50.06 degré	69.26 degré	Système électromagnétique	James et al., 2004
Soft collar	39,7 -51,1 degrés	33,7 -38,6 degrés	51,8 -52,8 degrés	Goniomètre	Whitcroft et al., 2011

Par ailleurs, quelques études ont mesuré les angles intervertébraux dans le plan sagittal pour une flexion-extension. Ces données sont présentées dans le Tableau 1.8. Bien que la position des sujets ne soit pas la même pour les deux études, les résultats sont similaires pour les deux positions. Selon les résultats du Tableau 1.8, la région entre les vertèbres cervicales 4 et 6 est celle dont l'amplitude de mouvement en flexion/extension est la plus grande. Cette région est immobilisée de moitié grâce au Miami J ou au Aspen. La région la mieux immobilisée est celle entre l'occiput et la vertèbre cervicale 2 (Gavin et al., 2003; Schneider et al., 2007). En ce qui concerne les performances du Miami J et de l'Aspen, elles ne présentent pas de différences significatives (Gavin et al., 2003; Schneider et al., 2007).

Tableau 1.8 Études comparatives de l'amplitude de mouvement intervertébral

Flexion/Extension, angle moyen (degré)							Moyen de mesure	Référence
C0- C1	C1- C2	C2- C3	C3- C4	C4- C5	C5- C6	C6- C7		
Sans collet								
9,5	9	9	13,5	<b>18</b>	17,5	14,5	fluoroscopie	Gavin et al., 2003, Position assise
	9	10	14	<b>17</b>	16	13	fluoroscopie	Schneider et al., 2007, Position couchée
Miami J								
1	3	2,5	5,5	<b>9</b>	8,5	5.5	fluoroscopie	Gavin et al., 2003, Position assise
	2	4	7	<b>9</b>	8	5	fluoroscopie	Schneider et al., 2007, Position couchée
Aspen								
3	1,5	3	5,5	6,5	<b>8</b>	7	fluoroscopie	Gavin et al., 2003, Position assise
	3	4	7	<b>9</b>	7	5	fluoroscopie	Schneider et al., 2007, Position couchée



### **1.5.2.2 Mouvements occasionnés par certaines manipulations paramédicales**

Dans les précédentes études, les sujets effectuent des mouvements d'une manière volontaire. Il est aussi intéressant d'évaluer l'efficacité des collets à restreindre les mouvements lors de manipulations paramédicales. Dans l'étude d'Engsberg (Engsberg et al., 2013), l'amplitude des mouvements dans les plans sagittal, frontal et transversal a été mesurée pour quelques manœuvres nécessaires à l'extraction d'une victime dans un véhicule automobile et le transport de celle-ci sur une planche dorsale. Dans cette étude, un système optique et des marqueurs réflecteurs ont été utilisés.

Le Tableau 1.9 présente les résultats de cette étude. Ces résultats montrent l'amplitude de mouvements des sujets pour différentes manœuvres et conditions. Ces manœuvres sont l'application du collet cervical, le pivot sur le siège et le passage de la position assise à la position en décubitus dorsal. Les conditions, quant à elles, sont l'absence de l'utilisation du collet cervical et l'absence de l'assistance des paramédics, le port du collet cervical et l'absence de l'assistance des paramédics et le port du collet cervical et la présence d'assistance des paramédics. Les résultats montrent que le port du collet permet de diminuer l'amplitude de mouvements du cou de plus de la moitié. De plus, l'amplitude de mouvements qu'engendre l'installation du collet n'est pas plus élevée que celle causée par les autres manœuvres (Engsberg et al., 2013).

Tableau 1.9 Amplitude de mouvements lors de l'extraction du patient d'un véhicule tirée d'Engsberg (2013)

	Amplitude moyenne (écart-type) (degré)		
	Flexion-extension	Inclinaison latérale	Rotation
Sans collet et sans assistance	Pivot sur le siège		
	24,3 (6,8)	23,9 (8,7)	26,6 (12,8)
	Passage de la position assise à la position décubitus dorsal		
	40,2 (15,3)	21,6 (10,3)	32,2 (15,1)
Avec collet et sans assistance	Application du collet		
	11,2 (7)	11,2 (4)	11,6 (5,5)
	Pivot sur le siège		
	11,5 (3,9)	4,8 (1,5)	7,6 (6,0)
	Passage de la position assise à la position décubitus dorsal		
	23,7 (10,6)	12,3 (7,0)	17,0 (11,4)
Avec collet et avec assistance	Application du collet		
	11,2 (4,7)	10,9 (6,4)	7,5 (3,2)
	Pivot sur le siège		
	16,2 (9,3)	10,3 (4,2)	9,4 (5,0)
	Passage de la position assise à la position décubitus dorsal		
	28,7 (12,5)	24,4 (11,7)	22,9 (9,7)

### 1.5.2.3 Modèles cadavériques présentant des lésions cervicales

Les études sur des sujets sains montrent que les collets cervicaux permettent de limiter l'amplitude de mouvement volontaire et celle engendrée par des manœuvres paramédicales. Ces études ont comme limitation qu'elles se font sur des volontaires qui ne présentent aucune blessure ou instabilité au niveau du rachis cervical. La biomécanique d'un rachis cervical avec des blessures ou des instabilités n'est pas la même que celle d'un rachis sain. Par conséquent, l'efficacité des collets peut être différente. L'utilisation de modèles cadavériques permet la création de blessures ou d'instabilités au niveau du rachis cervical. Pour cette raison, plusieurs études utilisent des modèles cadavériques présentant des lésions dans la région cervicale. Cette section présente l'efficacité des collets cervicaux sur des modèles cadavériques.

Certaines études évaluent l'amplitude de mouvement du rachis cervical instable générée lors du transfert du corps cadavérique sur un lit ou sur une planche dorsale. Dans ces études, une lésion est réalisée entre C5 et C6. Cette lésion cause une instabilité au niveau du rachis cervical. Seule l'étude de Horodyski (Horodyski et al., 2011), qui évalue l'amplitude en flexion/extension, en inclinaison latérale et en rotation axiale lors du transfert d'un corps sur un lit, est ici présentée. L'intérêt de cette étude tient au fait qu'elle évalue plusieurs collets cervicaux. Le Tableau 1.10 présente l'amplitude de mouvement évaluée dans cette étude.

On remarque qu'un rachis cervical présentant une blessure à C5-C6 présente une plus grande amplitude de mouvement qu'un rachis sain. Quant à l'efficacité des collets, bien que ceux-ci permettent de restreindre la flexion du rachis stable, ils ne diminuent pas significativement le mouvement du rachis instable. Ainsi, le port du collet ne semble pas être bénéfique lors du transfert sur un lit d'un corps dont le rachis est instable. Par ailleurs, il n'y a pas de différences significatives entre les collets Ambu et Aspen (Horodyski et al., 2011)

Tableau 1.10 Amplitude de mouvement générée lors du transfert sur un lit d'un corps cadavérique présentant une lésion à C5-C6  
Tirée de Horodyski (2011)

Collet cervical	Amplitude moyenne (degré)			Instabilité	Modalité
	[Flexion - extension]	Inclinaison latérale [droite - gauche]	Rotation [droite - gauche]		
Ambu	[8,7 -1,6]	[2,1 -2,1]	[4,0 -2,6]	Non	système électromagnétique
	[29,7 -5,8]	[17,4 -16,0]	[18,2 -19,4]	C5-C6	
Aspen	[14,2 -1,3]	[2,5 -2,4]	[4,7 -1,1 ]	Non	système électromagnétique
	[27,9 -7,1]	[18,7 -16,3]	[16,1 -19,4]	C5-C6	
Pas de collet	[21,4 -1,4]	[2,7 -2,4]	[4,3 -3,3]	Non	système électromagnétique
	[35,2 -11,6]	[20,6 -13,6]	[19,8 -17,2]	C5-C6	

D'autres études utilisant des modèles cadavériques évaluent les mouvements intervertébraux du rachis cervical instable lorsqu'un moment contrôlé est appliqué à la tête (Figure 1.32). Deux de ces études sont présentées ici. La première étude, l'étude de Richter (Richter et al., 2001), génère une instabilité au rachis cervical par une fracture à C1-C2 (fracture de l'odontoïde). La seconde étude, l'étude d'Ivancic (Ivancic, 2013), effectue des essais sur des spécimens cadavériques ayant subi un impact en compression axiale sur la tête. Plusieurs fractures à différents niveaux du rachis cervical découlent de cet impact.

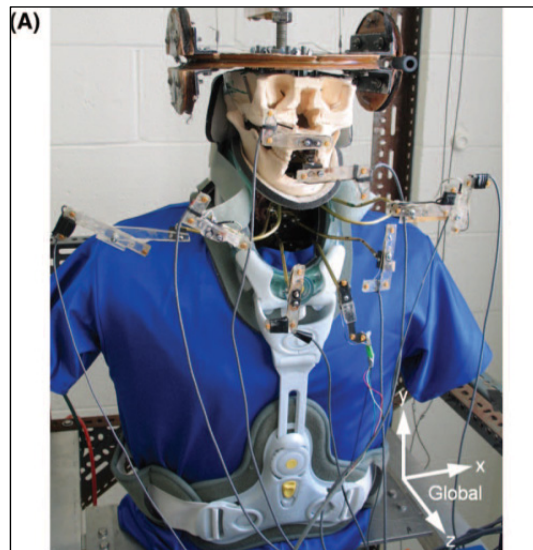


Figure 1.32 Montage expérimental pour évaluer l'amplitude de mouvement lorsqu'un moment est appliqué  
Tirée d'Ivancic (2013, p.770)

Bien que la différence ne soit pas significative, la mobilité entre C1 et C2 est plus élevée pour des vertèbres fracturées que pour des vertèbres intactes, telles que montrées au Tableau 1.11. La mobilité entre C1 et C2 est aussi plus faible pour un rachis immobilisé par un collet cervical qu'un rachis qui n'est pas immobilisé. Cette diminution est plus marquée dans l'étude d'Ivancic, qui montre une diminution de la flexion-extension d'environ 9 fois grâce au port de l'Aspen (Ivancic, 2013). La diminution de l'amplitude des mouvements est légèrement plus grande pour le Miami J que pour le collet mou (Richter et al., 2001). Quant

aux performances de l'Aspen comparativement à celle du Miami J, il est difficile de tirer des conclusions, car les résultats de l'Aspen proviennent d'une autre étude (Ivancic, 2013).

Tableau 1.11 Amplitude de mouvement entre C1 et C2 avec et sans collet cervical

Collet	Amplitude moyenne (degré)			Instabilité	Modalité	Référence
	[Flexion - extension]	Inclinaison latérale [droite - gauche]	Rotation [gauche - droite]			
Pas de collet	14 (Médiane)	-	-	Intact C1-C2	Fluoroscopie	Richter et al., 2001
	18,5 (Médiane)	-	-	Odontoïde fracture C1-C2		
	15 -33	10 -10	39 -39	Instabilité C1-C2	Optotrack	Ivancic, 2013
Aspen	3 -2	7 -6	29 -29	Instabilité C1-C2	Optotrack	Ivancic, 2013
Miami J	9,5 (Médiane)	-	-	Intact C1-C2	Fluoroscopie	Richter et al., 2001
	10 (Médiane)	-	-	Odontoïde fracture C1-C2		
Collet mou	10 (Médiane)	-	-	Intact C1-C2	Fluoroscopie	Richter et al., 2001
	16 (Médiane)	-	-	Odontoïde fracture C1-C2		

Dans l'étude d'Ivancic (Ivancic G., 2013), l'efficacité de l'Aspen à limiter le mouvement en flexion/extension, en inclinaison latérale et en rotation entre les vertèbres C2 et C7 et entre les vertèbres C7 et T1 lors d'instabilité dans ces régions a aussi été étudiée. Le Tableau 1.12 montre les résultats de cette étude. D'une manière générale, l'Aspen permet de réduire les mouvements du rachis instable. La flexion-extension est le mouvement le plus efficacement limité avec une diminution d'un facteur de six environ entre C2 et C7 (Ivancic G., 2013).

Tableau 1.12 Amplitude de mouvement entre C2 et C7 et entre C7 et T1 avec et sans collet cervical

Collet	Moyenne (dégrée)			Modalité	Instabilité	Référence
	Flexion- extension	Inclinaison latérale	Rotation			
C2-C7						
Pas de collet	15 - 28	8 - 10	22 - 22	Optotrack	Instabilité C2-C7	Ivancic, 2013
Aspen	3- 4	6 - 7	15 - 14	Optotrack	Instabilité C2-C7	Ivancic, 2013
C7-T1						
Pas de collet	27 - 6	6 - 6	24 - 24	Optotrack	Instabilité C7-T1	Ivancic, 2013
Aspen	4 - 7	5 - 5	5 - 5	Optotrack	Instabilité C7-T1	Ivancic, 2013

Ivancic (Ivancic G., 2013) mesure aussi l'amplitude de mouvement de la tête par rapport à la base du cou des spécimens après impact en compression axiale. Tel que montré au Tableau 1.13, l'Aspen permet de diminuer les mouvements globaux de la tête. La flexion-extension est le mouvement le plus restreint avec une diminution de l'amplitude du mouvement d'environ 6 fois.

Tableau 1.13 Amplitude de mouvement entre la tête et C7-T1 avec l'Aspen et sans collet cervical

Collet	Amplitude moyenne (dégrée)			Modalité	Instabilité	Référence
	Flexion-extension	Inclinaison latérale	Rotation			
Pas de collet	39-55	23-20	59-70	Optotrack	Fractures entre C1-T1	Ivancic, 2013
Aspen	10-6	15-15	42-41	Optotrack	Fractures entre C1-T1	Ivancic, 2013

En résumé, le Stifneck Laerdal est le collet qui s'installe le plus rapidement. Selon les études réalisées sur des sujets sains, le Stifneck Laerdal fait partie des collets qui limitent le plus les mouvements volontaires. Le X-Collar, le Miami J et l'Aspen montrent aussi une très bonne efficacité. Les mouvements entre l'occiput et la vertèbre cervicale 2 sont les mouvements intervertébraux, dont l'immobilisation avec l'Aspen et le Miami J est la plus efficace. Les mouvements engendrés par les différentes manipulations sont, quant à eux, diminués grâce au collet cervical. Ainsi, dans l'ensemble, les collets cervicaux permettent de limiter les mouvements du rachis cervical d'un sujet sain.

Par ailleurs, les études sur les modèles cadavériques montrent qu'un rachis instable génère plus de mouvement qu'un rachis stable. Ensuite, à l'exception de la flexion, l'Ambu et l'Aspen ne permettent pas de diminuer les mouvements, tant pour un rachis stable, qu'un rachis instable lors du transfert sur un lit. Par contre, l'Aspen, le Miami J et le collet mou permettent de diminuer le mouvement du rachis supérieur tant stable qu'instable, lorsqu'un moment est exercé à la tête du sujet cadavérique. Le Miami J est plus efficace que le collet mou. Les mouvements entre C2 et C7, C7 et T1 et les mouvements globaux de la tête d'un rachis instable sont, quant à eux, diminués grâce à l'Aspen. La flexion est le mouvement le plus efficacement immobilisé dans toutes les études. Cela est dû aux appuis au niveau du menton et celui au niveau du sternum, qui viennent efficacement bloquer la flexion.

## **1.6 Complications cliniques des collets cervicaux**

Bien que ces collets permettent de stabiliser le rachis cervical de manière à diminuer le risque de blessures secondaires, leur port entraîne certaines complications. Cette section présente ces complications.

### 1.6.1 Développement de plaies de pression

Les collets cervicaux s'appuient sur certaines saillies osseuses, afin de limiter les mouvements. Ce contact entre le collet et la peau s'accompagne d'une pression, qui peut s'avérer très élevée. La pression de contact, lorsqu'elle est maintenue et supérieure à la pression capillaire critique de 32 mmHg, peut engendrer la dégradation de la peau (Kosiak, 1961). C'est pourquoi le port du collet cervical plus de 48 heures augmente le risque de développer des ulcères de pression (Agabegi, Asghar et Herkowitz, 2010). Ces lésions cutanées sont très douloureuses pour le patient et sont très coûteuses pour l'hôpital. Des soins supplémentaires doivent être, en effet, administrés au patient et le séjour du patient à l'hôpital s'en trouve prolongé. Le coût hospitalier peut s'élever à 30 000 \$ par lésion cutanée (Jacobson et al., 2008; Plaisier et al., 1994).

Les régions susceptibles aux plaies de pression sont l'occiput, le menton, les oreilles, la mandibule, la région scapulaire et le cou (Powers et al., 2006). La Figure 1.33, montre un ulcère de pression au menton engendré par le port du collet cervical. Parmi tous ces emplacements anatomiques, l'occiput est sujet aux plus graves blessures, car il y a très peu de tissu sous-cutané recouvrant l'os et le patient se retrouve souvent en position couchée, position qui augmente la pression au niveau de l'occiput (Jacobson et al., 2008).

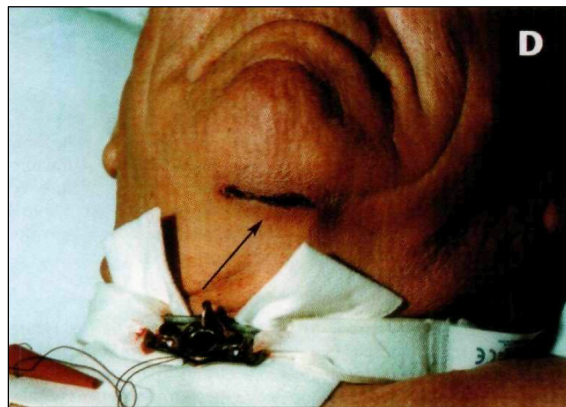


Figure 1.33 Ulcère de pression au menton  
Tirée de Webber-Jones (2002, p.21)



Dans l'étude de Plaisir (Plaisier et al., 1994), la pression qu'engendrent le Stifneck et le Miami J à l'occiput, à la mandibule et au menton est mesurée. Le Tableau 1.14 montre les résultats de cette étude. On remarque que les pressions générées par le Stifneck sont considérablement plus élevées dans toutes les régions que celles engendrées par le Miami J. Celui-ci permet de plus faibles pressions, car les points de contact sont mieux distribués que ceux du Stifneck. De plus, la pression à l'occiput peut être encore plus diminuée grâce à l'utilisation de l'Ocean Back (Jacobson et al., 2008). Par ailleurs, la pression la plus élevée est celle générée à l'occiput, suivie de celle à la mandibule, lorsque le sujet est en décubitus dorsal et en position assise respectivement (Plaisier et al., 1994).

Tableau 1.14 Pression moyenne à l'occiput, à la mandibule et au menton lors du port d'un collet cervical  
Tirée de Plaisier (1994)

Collet	Pression moyenne (écart-type) (mm Hg)		
	Occiput	Mandibule	Menton
<b>Décubitus dorsal</b>			
Stifneck Laerdal	80 (25)	65 (30)	25 (20)
Miami J	16 (4)	22 (9)	12 (4)
<b>Debout</b>			
Stifneck Laerdal	49 (25)	67 (28)	18 (12)
Miami J	13 (6)	18 (5)	12 (5)

Par ailleurs, un autre facteur qui contribue au développement de lésions cutanées est l'humidité excessive à l'intérieur du collet. En effet, la sudation de la peau ou d'autres sécrétions sous le collet peuvent macérer la peau, ce qui l'expose à la formation de plaie de pression. Les dispositifs constitués de mousse à cellules fermées retiennent plus l'humidité, augmentant ainsi le risque de plaie de pression. Pour cette raison, les mousses à cellules ouvertes sont fortement recommandées (Jacobson et al., 2008). De plus, la présence d'ouvertures dans le collet cervical favorise grandement la ventilation.

Finalement, l'ajustement non approprié augmente aussi les risques de formation de plaies de pression. En effet, un collet mal ajusté peut engendrer des forces de cisaillement aux endroits où la peau glisse sur la surface du dispositif. Ainsi, il est important que l'ajustement soit adéquat au patient et cela, peu importe sa morphologie (Jacobson et al., 2008; Plaisier et al., 1994).

### **1.6.2 Confort général**

La pression élevée que peuvent exercer les collets sur la peau ainsi que l'emplacement des appuis peut affecter le confort général du patient. Dans l'étude de Plaisier (Plaisier et al., 1994), le confort est évalué qualitativement par 20 volontaires. Le confort du Stifneck est jugé très faible avec une note moyenne de seulement 0,85 sur 5, comparativement au Miami J qui obtient 3,45 sur 5. Dans une autre étude, le Miami J a aussi été bien jugé avec 7,8 sur 10 (Schneider et al., 2007). Le Miami J est donc recommandé pour une immobilisation prolongée à l'hôpital.

### **1.6.3 Pression intracrânienne**

Entre 3,5 et 6 % des patients blessés au rachis cervical présentent aussi de sévères traumatismes à la tête (Stone, Tubridy et Curran, 2010). Comme des lésions cervicales sont suspectées, ces patients portent un collet cervical préhospitalier. Plusieurs articles montrent que ces dispositifs provoquent une augmentation significative de la pression intracrânienne (PIC) chez les blessés cérébraux (Ahmad et Butler, 2001). Cette augmentation est très variable d'un patient à un autre et cette augmentation peut atteindre 12 mmHg (Ferguson et al., 1993; Hunt, Hallworth et Smith, 2001). L'augmentation de la PIC peut diminuer la perfusion cérébrale et aggraver l'ischémie, augmentant ainsi le risque d'une lésion cérébrale secondaire (Stone, Tubridy et Curran, 2010). Ainsi, l'augmentation de la PIC occasionnée par le port du collet cervical peut engendrer de graves conséquences pour le patient.

L'augmentation de la PIC pourrait être causée par la compression des veines dans le cou par certains collets cervicaux, entravant ainsi l'écoulement veineux. En effet, si le collet cervical exerce une pression plus élevée que 10 mmHg au niveau des jugulaires, la pression veineuse augmente (Ferguson et al., 1993; Hunt, Hallworth et Smith, 2001; Mobbs, Stoodley et Fuller, 2002). Dans l'étude de Ferguson (Ferguson et al., 1993) les pressions au niveau des jugulaires pour différents collets et différents niveaux d'ajustements sont mesurées. Le Tableau 1.15 présente les résultats de ces pressions. On remarque que le Soft Collar et d'autres collets causent une pression moyenne supérieure à 10 mmHg lors d'un ajustement très serré. De plus, pour certains sujets, le Neclok occasionne une pression supérieure à 10 mmHg. Ces collets ont en commun qu'ils viennent s'appuyer au niveau du cou où se trouvent les veines jugulaires.

Tableau 1.15 Pression au niveau des jugulaires causée par différents collets cervicaux  
Tirée de Ferguson (1993)

Collets cervicaux	Pression mesurée (mm Hg)	
	Ajusté modérément	Ajusté très serré
Soft Collar	3.4 (4.2)	<b>11.8 (7.8)</b>
NecLoc	2.1 (5.2)	3.9 (9.3)
Autres	0.4 (1.1)- 4.1 (6.4)	0.4 (0.8)- 70 (13.1)

Par ailleurs, étant donné la forte compliance de la veine jugulaire, le changement de pression veineuse se traduit par une augmentation du volume de la veine. D'après l'étude de Stone (Stone, Tubridy et Curran, 2010), la section transversale de la veine jugulaire interne augmente en moyenne de 37% à cause de la compression de l'Ambu Perfit sur les veines jugulaires. Cette compression se produit en dessous de la proéminence du larynx.

Dans une autre étude (Mobbs, Stoodley et Fuller, 2002), les collets moulés exercent moins de pression sur les veines jugulaires et entraînent moins de changement sur la PIC. Ce constat soutient l'hypothèse que l'augmentation du PIC serait en lien avec celle de la pression des

jugulaires. Or, les collets cervicaux, qui viennent compresser les jugulaires, ont un effet mécanique sur l'écoulement veineux cérébral, pouvant ainsi augmenter la PIC (Stone, Tubridy et Curran, 2010).

En résumé, les collets cervicaux peuvent engendrer des plaies de pression, lorsqu'ils sont portés longtemps. Le développement des lésions cutanées peut découler d'une forte pression, de lacération à l'intérieure du collet et d'un ajustement non approprié. Une bonne distribution des points de contact, l'utilisation d'une mousse à cellules ouvertes et un ajustement personnalisé permettraient de diminuer le risque de plaies de pression. Par ailleurs, les collets cervicaux préhospitaliers ne sont pas très confortables et ils peuvent entraîner l'augmentation de la PIC, lorsqu'ils exercent une pression sur les veines jugulaires.

## **1.7 Résumé**

Grâce au rachis cervical, la tête peut effectuer une flexion/extension, une inclinaison latérale et une rotation. La mobilité globale de la tête est due au mouvement entre chaque vertèbre, dont une grande partie de la flexion/extension et de la rotation se fait au niveau des vertèbres cervicales supérieures.

Suite à un accident tel qu'un impact en véhicule mobilisé ou une chute, il arrive que le rachis cervical soit victime de traumatismes. Il en résulte des fractures de l'os ou des déchirements ligamentaires à différents niveaux. Ces blessures peuvent présenter une très grande instabilité et peuvent engendrer des blessures secondaires. En effet, des fragments osseux ou des vertèbres instables pourraient se déplacer lors de mouvement et entraîner davantage la compression de la moelle épinière. Ainsi, des complications médullaires pourraient avoir lieu. En vue de la diminution du mouvement du rachis cervical et donc des blessures secondaires, un collet cervical est installé autour du cou de l'accidenté.

Ainsi, lorsqu'une blessure au rachis cervical est suspectée, le cou du blessé est stabilisé à l'aide d'un collet cervical préhospitalier. Une série d'interventions suivent, jusqu'à l'immobilisation de l'ensemble du corps. Le patient est ensuite transporté à l'hôpital. Pendant le transport, le paramédic doit en tout temps pouvoir prendre le pouls carotidien, installer un masque respiratoire et ouvrir facilement la partie antérieure du collet pour réaliser l'intubation si nécessaire. Arrivée à l'hôpital, le patient est examiné et effectués des examens radiologiques. L'attente peut durer plus de 48 heures avant que l'état de santé du patient soit connu et que le collet préhospitalier puisse être enlevé.

Dans l'ensemble des études présentées, les collets cervicaux permettent de réduire l'amplitude en flexion/extension, en inclinaison latérale et en rotation axiale. Toutefois, les mouvements engendrés par le transfert d'un spécimen cadavérique sur un lit ne sont pas diminués avec un collet. La flexion/extension est le mouvement qui est le plus restreint. De plus, la région du rachis cervical supérieur est celle qui bénéficie d'une meilleure immobilisation, tant pour un rachis stable qu'instable (Gavin et al., 2003; Schneider et al., 2007). Concernant les performances des collets cervicaux, le Stifneck et le X-Collar semblent offrir la meilleure stabilisation.

Plusieurs complications dues à l'utilisation des collets cervicaux peuvent en découler. En effet, certains collets, dont le stifneck, génèrent des pressions élevées à l'occiput, au menton et à la mandibule, pouvant se développer en plaie de pression si ceux-ci sont gardés longtemps. De plus, le confort général du Stifneck est évalué très faible comparativement au Miami J. Finalement, plusieurs études montrent que le port des collets cervicaux augmenterait la PIC. Cette augmentation pourrait être causée par la compression des veines jugulaires.



## **CHAPITRE 2**

### **PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE**

Bien que les collets permettent de stabiliser le cou, plusieurs complications dues à leur utilisation peuvent en découler. Certaines des complications peuvent être problématiques. Afin de minimiser ces complications la conception d'un nouveau collet cervical et l'évaluation de celui-ci a été réalisée. Ce chapitre présente la problématique, les objectifs et l'approche méthodologique.

#### **2.1 Problématique**

La principale complication des collets cervicaux préhospitaliers est qu'ils génèrent des points de pressions élevés aux saillies osseuses (Plaisier et al., 1994). Ces points de pressions peuvent engendrer des plaies de pressions lorsqu'ils sont maintenus sur une longue période et qu'ils sont supérieurs à la pression capillaire critique (Kosiak, 1961). Ces lésions cutanées sont très douloureuses pour le patient et le coût hospitalier peut s'élever à 30 000\$ par lésion cutanée (Jacobson et al., 2008; Plaisier et al., 1994).

#### **2.2 Objectifs de l'étude**

L'objectif principal de ce projet est de concevoir un nouveau collet cervical préhospitalier, qui minimise les points de pressions générés aux saillies osseuses, tout en satisfaisant les exigences des praticiens et des patients.

Pour atteindre cet objectif général, les objectifs spécifiques (OS) suivants sont définis :

**OS1** : Concevoir un nouveau collet cervical préhospitalier permettant d'optimiser les critères de performances.

**OS3** : Évaluer les performances des critères du nouveau collet cervical préhospitalier comparativement aux performances de deux collets cervicaux préhospitaliers existants.

### 2.3 Approche méthodologique

Pour répondre à chacun des objectifs, l'approche méthodologique (AM) ci-dessous a été définie. Les étapes de cette approche sont illustrées à la Figure 2.1. **Étapes de l'AM** qui permettent la réalisation de l'**OS1** :

**AM1** : Réaliser un cahier de charge.

**AM2** : Réaliser une recherche des solutions

**AM3** : Évaluer les solutions à l'aide d'une évaluation qualitative.

**Étapes de l'AM** qui permettent l'atteinte de l'**OS2** :

**AM4** : Fabriquer un prototype de la solution finale.

**AM5** : Évaluer expérimentalement le prototype de la solution finale par l'entremise de tests biomécaniques.

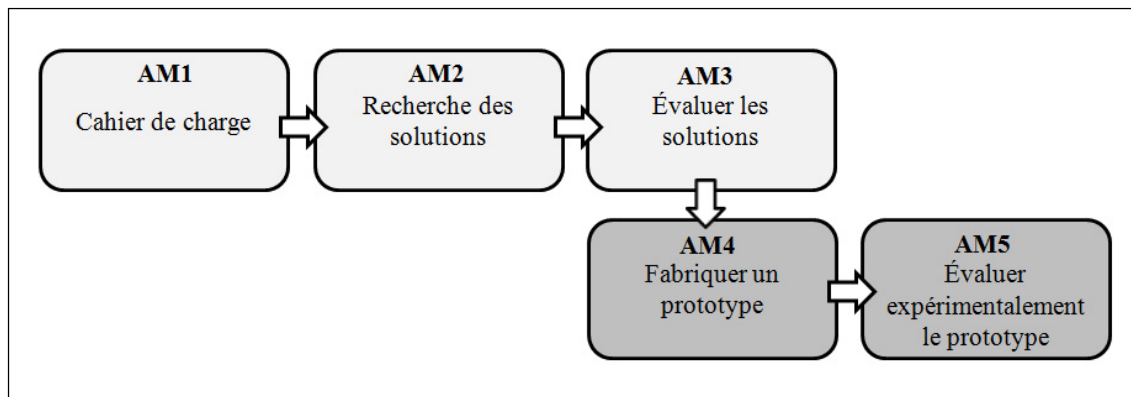


Figure 2.1 Approche méthodologique

Le processus de conception du collet cervical qui comprend l'AM1, l'AM2 et AM3 fait l'objet du troisième chapitre. Le quatrième chapitre présente l'AM4. Dans ce chapitre, les étapes de fabrication des prototypes sont expliquées. Finalement, l'AM5 est présentée au chapitre 5. Ce chapitre présente le protocole expérimental et le traitement des résultats pour l'évaluation du prototype.



## **CHAPITRE 3**

### **CONCEPTION DE COLLET CERVICAL PRÉHOSPITALIER**

La conception d'un nouveau produit est un processus qui peut s'avérer complexe. Elle se compose de plusieurs étapes. La première étape consiste à la réalisation d'un cahier des charges. Ce document permet principalement de guider la conception. Ensuite, la recherche des solutions est réalisée par un processus de créativité. Puis, ces solutions sont évaluées à l'aide d'une matrice de décision élaborée dans le cahier des charges. Plusieurs itérations entre le raffinement des solutions et leur évaluation sont nécessaires à l'obtention d'une seule solution. Ce chapitre présente le cahier des charges, la recherche de solutions, le choix de la solution finale et sa description.

#### **3.1 Cahier des charges**

La méthode utilisée pour la réalisation du cahier des charges est celle du déploiement de la fonction qualité (Béchar, 1997). Cette méthode utilise la maison de la qualité (MDQ). La MDQ «consiste à développer le concept global [du nouveau] produit en déterminant les caractéristiques à lui donner et l'importance relative de chacune d'elles» (Béchar, 1997, p.26). La MDQ se compose principalement de quatre étapes (Figure 3.1). La première étape consiste à l'identification des besoins et des contraintes des clients. La deuxième étape est la formulation des exigences relatives à la performance du produit. Cette étape présente aussi la performance à atteindre de chaque exigence. La troisième étape est l'identification des relations entre les exigences et les besoins. Cette étape permet d'accorder un facteur d'importance pour chaque exigence. La dernière étape est l'évaluation des interactions entre les exigences. Une fois la MDQ complétée, les exigences sont dressées dans un barème d'évaluation. L'utilisation du barème d'évaluation permet l'évaluation expérimentale du concept final.

Dans un langage plus technique, les besoins et les exigences se traduisent en attributs clients et en spécifications techniques respectivement. Cette section présente les quatre étapes de la MDQ et le barème d'évaluation.

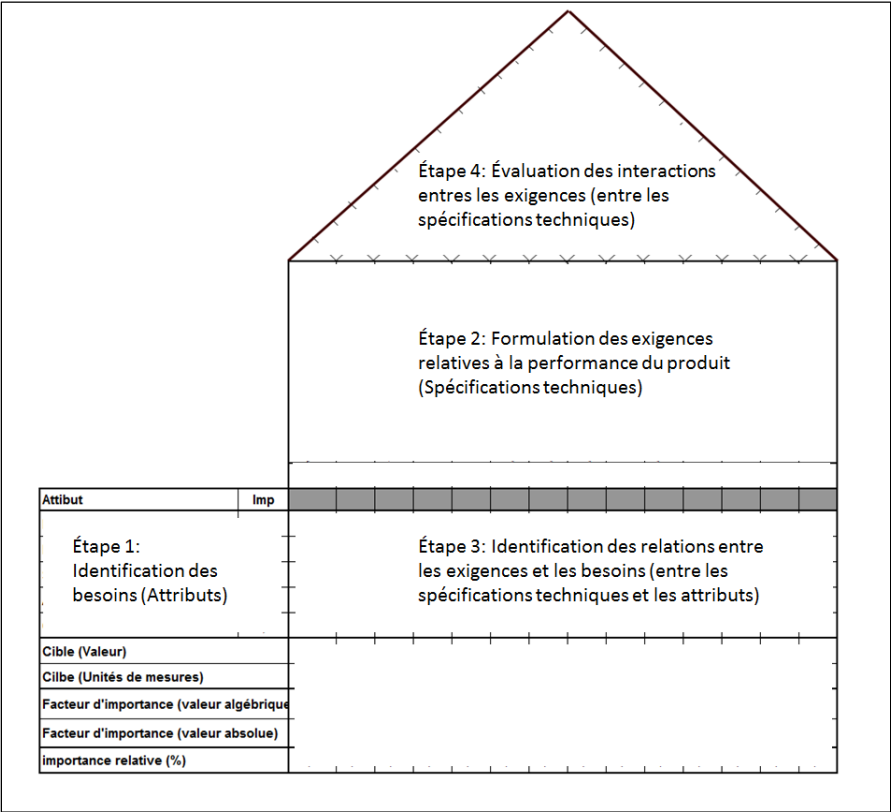


Figure 3.1 Étapes de la maison de la qualité (MDQ)

3.1.1 Attributs et contraintes clients

Les intervenants de la santé, les patients et les intervenants externes qui utilisent les collets cervicaux ou qui sont impliqués dans la conception sont les clients. Les attributs clients relatifs aux collets cervicaux préhospitaliers sont définis afin de répondre aux besoins des clients. Les clients ont aussi des contraintes relatives aux collets cervicaux préhospitaliers. Cette sous-section présente les catégories clients, les attributs clients, la priorisation des attributs clients et les contraintes des clients.

### 3.1.1.1 Catégories clients

Avant de déterminer les attributs clients, il est important de définir les catégories de clients. Les catégories de clients sont les clients internes et les clients externes. Dans le cadre de ce projet de maîtrise, les clients internes sont Urgence santé, une organisation publique de services préhospitalière d'urgence au Québec, le paramédic, l'infirmière, le médecin et le clinicien orthopédique. Le client externe, quant à lui, est le patient qui porte le collet cervical préhospitalier.

On a attribué une pondération pour chaque type d'intervenant en fonction de son poids décisionnel quant au choix d'un nouveau collet cervical préhospitalier, du temps passé avec le patient portant le collet et du contexte d'utilisation. Urgence Santé est le client avec la plus grande pondération, parce qu'il est l'acheteur. C'est donc lui qui a le plus de poids quant au choix d'un nouveau collet. Ensuite, l'infirmière a la deuxième meilleure pondération, car elle s'occupe du patient portant le collet cervical le temps que le médecin vienne l'examiner. De plus, l'infirmière ne connaît souvent pas tous les collets disponibles et compte tenu du changement fréquent de personnel, il arrive qu'elle ne soit pas familière avec le collet. C'est pourquoi l'infirmière est plus à risque de mal utiliser le collet. Le paramédic a la troisième meilleure pondération, parce qu'il doit manipuler le collet dans un contexte difficile, dont la sévérité et la présence de lésion vertébrale ne sont pas connues. Le médecin en urgence ou en soins intensifs obtient la quatrième meilleure pondération, car il doit manipuler le collet dans un contexte qui peut s'avérer difficile et où l'état du patient n'est pas connu. Finalement, l'orthopédiste est celui qui a la pondération la plus faible, car il manipule le patient et le collet avec une meilleure connaissance de l'état du patient. La pondération accordée à Urgence Santé, au paramédic, à l'infirmière, au médecin et à l'orthopédiste est de 10, 8, 9, 5 et 1 respectivement. En pourcentage ces pondérations correspondent à 30, 24, 27, 15 et 3 % respectivement.

### **3.1.1.2 Attributs clients et leur priorisation**

On a interrogé deux professionnels d'Urgence Santé, deux paramédics, trois infirmières, deux médecins et un orthopédiste, afin de déterminer les attributs et les contraintes du collet cervical. Le questionnaire utilisé pour les entrevues est présenté à l'ANNEXE I. Il ressort de cette enquête que les principaux besoins sont la facilité d'entreposage, la facilité et la rapidité d'utilisation, la stabilisation, l'adaptabilité et le confort.

Par la suite, les mêmes intervenants interrogés ont attribué une cote d'importance à chaque attribut de 0 (aucune importance) à 5 (importance ultime). Plusieurs attributs pouvaient obtenir la même cote, si l'intervenant jugeait ceux-ci de la même importance. Les cotes d'importances attribuées ont été pondérées en fonction de la pondération de chaque client. La moyenne pondérée des cotes d'importances a été calculée. Ces cotes sont présentées au Tableau 3.1. Les moyennes pondérées des cotes d'importances des attributs ont été arrondies à des valeurs entières ou au demi-entier. On a modifié quelques-unes de ces cotes pondérées. Premièrement, on a augmenté la cote de l'attribut confort de 4.2 à 4.5, car la problématique des plaies de pression est étroitement liée au confort. Par ailleurs, la cote de l'attribut adaptabilité a été diminuée de 4.4 à 4.0, car cet attribut a été jugé moins important que l'attribut facilité et la rapidité d'installation et l'attribut confort. Finalement, la cote de l'attribut facilité d'entreposage a été diminuée de 2.8 à 2.5 afin d'augmenter l'écart entre l'attribut avec la plus faible importance et celui avec la plus haute. Les cotes finales sont présentées au Tableau 3.1.

Tableau 3.1 Évaluation des attributs clients

Attribut Client	Urgence santé	Ambulancier	Infirmière	Médecin d'urgence et soin intensif	Orthopédiste	Moyenne pondérée	Cote finale
<b>Pondération (%)</b>	30.3	24.2	27.3	15.2	3.0		
<b>Facile d'entreposage</b>	4	3	2	2	0	2.8	2.5
<b>Facile/rapide d'utilisation</b>	4.5	4.5	4.7	3.5	3	4.3	4.5
<b>Stable</b>	5	5	4.7	5	5	4.9	5.0
<b>Adaptable</b>	5	3	4.7	5	5	4.4	4.0
<b>Confortable</b>	4	3	5	5	4	4.2	4.5

### 3.1.1.3 Contraintes

Les entrevues avec les clients ont aussi permis l'identification des contraintes auxquelles doit répondre le collet cervical préhospitalier. Le collet doit être radio-transparent et compatible avec la résonnance magnétique (IRM), ne pas engendrer des réactions allergiques et coûter au plus le même prix que le Stifneck Laerdal. Ces contraintes doivent être respectées et dans le cas contraire les solutions proposées sont rejetées.

La contrainte de la radio-transparence vise à ce que le collet cervical ne vienne pas nuire à la visibilité des images provenant d'équipements d'imageries médicales. En d'autres mots, le collet cervical doit laisser passer les rayons. La densité et l'épaisseur du matériau déterminent la quantité de rayonnement électromagnétique absorbée. Les métaux dont la densité est très élevée absorbent grandement ces radiations et pour cette raison l'emploi des métaux est à éviter. Dans le même ordre d'idées, les collets cervicaux doivent être compatibles avec l'IRM. Ainsi, les collets cervicaux ne doivent pas avoir de composantes ferromagnétiques.

Par ailleurs, le collet cervical préhospitalier ne doit pas générer des réactions allergiques, car il est en contact direct avec la peau et peut être en contact avec les fluides corporels provenant de blessures. Pour cette raison, les matériaux utilisés doivent minimiser les réactions allergiques.

À ces contraintes s'ajoute une contrainte économique. Urgence Santé exige que le prix du nouveau collet ne dépasse pas le prix de 9,25\$. Ce prix correspond au prix de vente du collet cervical Stifneck Laerdal. Dans le contexte de ce projet de maîtrise, le développement du nouveau collet cervical s'arrêtera au stade du prototype. Le coût de fabrication d'un prototype est beaucoup plus élevé que celui d'un collet cervical produit en grande quantité. En effet, le coût des pièces et des matériaux est plus élevé s'ils sont achetés en petite quantité que s'ils sont achetés en grande quantité. Pour cette raison, le coût de fabrication à ne pas dépasser est plus élevé que le prix de vente. Le coût de fabrication à ne pas dépasser est fixé à 18\$.

### **3.1.2 Spécifications techniques**

Afin d'évaluer les performances des collets cervicaux d'une manière objective, des spécifications techniques (ST) ont été attribuées pour chaque attribut. Pour chaque spécification technique, un objectif (minimiser ou maximiser) et une cible ont été fixés. Cette section présente les spécifications techniques, leur objectif et leur cible pour chaque attribut client.

#### **Facile d'entreposage**

Les collets cervicaux sont principalement entreposés dans les locaux d'Urgence Santé. Pour faciliter l'entreposage, le collet cervical doit avoir le plus petit volume possible.

**ST1 : Volume** : Le volume ne correspond pas au volume du collet cervical en tant que tel, mais au volume de la plus petite boîte dans laquelle il est possible d'y faire entrer le collet cervical sans l'endommager.

► *Cible* : 5605 cm<sup>3</sup> (↓)

*Justification* : il s'agit du volume de la plus petite boîte pouvant contenir un Stifneck Select. Ce volume répond adéquatement au besoin d'Urgence Santé.

### **Facile et rapide d'utilisation**

Les collets cervicaux préhospitaliers doivent être rapides et faciles d'utilisation, car le patient doit être amené très rapidement à l'hôpital et qu'à tout moment le collet doit être rapide à enlever si une intervention le nécessite. De plus, les circonstances d'installation du collet peuvent être difficiles, telles que dans un véhicule, où la liberté de mouvement du paramédic est très limitée. Pour évaluer la facilité et la rapidité d'utilisation, le nombre d'étapes d'installation, le temps d'installation, la facilité d'ajustement et le nombre de modèles ont été mesurés.

**ST 2 : Nombre d'étapes d'installation** : Une étape d'installation consiste en une action bien définie par un verbe (ex. : mesurer, choisir, ouvrir, glisser, placer, ajuster, refermer, etc.). Si un mécanisme est présent plus d'une fois et qu'il faut refaire la même action pour chacun des mécanismes, le nombre d'étapes est compté à chacun des mécanismes.

► *Cible* : 6 (↓)

*Justification* : Les collets les plus simples, comme le Necloc de la compagnie Ossur, comprennent environ 6 étapes d'installation : 1) mesurer la hauteur du cou avec les doigts, 2) choisir le modèle de collet, dont la taille correspond à la hauteur du cou, 3) glisser le collet en arrière de la tête du patient, 4) placer la mentonnière en dessous du menton, 5) ajuster le collet en fonction de la circonférence du cou du patient et 6) refermer le collet avec le velcro (Össur, 2015b).

**ST3 : Temps d'installation** : Le temps d'installation est l'intervalle de temps entre le début de la mesure de la hauteur du cou du patient et la fin des manipulations. Dans le cas, où l'installation du collet ne nécessite aucune mesure, la mesure du temps commence lors de la saisie du collet.

► *Cible : 20 secondes (↓)*

*Justification : Le temps moyen de l'installation du collet cervical présentement utilisé par Urgence Santé est de 15.68 secondes (James et al., 2004). On a arrondi le temps à 20 secondes.*

**ST4 : Facilité d'ajustement** : La facilité d'ajustement est caractérisée par la facilité avec laquelle le paramédic arrive à utiliser les différents mécanismes d'ajustement. Pour évaluer cette spécification technique, un questionnaire a été réalisé et est présenté à l'ANNEXE II. Dans ce questionnaire, la facilité à comprendre la procédure d'installation, la visibilité des mécanismes d'ajustements, l'accessibilité des mécanismes d'ajustements et la fluidité avec laquelle l'ajustement est réalisé ont été évaluées.

► *Cible : 10/12 (↑)*

*Justification : Une note de 10/12 est jugée acceptable. Cette note correspond à 83 %.*

**ST5 : Nombre de modèles (grandeurs)** : Le nombre de modèles correspond au nombre de grandeurs de collets adultes disponibles. Si le collet est composé de deux parties qui sont disponibles en différentes grandeurs, chaque combinaison possible des deux parties est considérée comme un modèle.

► *Cible : 1 (↓)*

*Justification : Le transport d'un seul modèle réduit l'espace utilisé dans l'ambulance. De plus, il est beaucoup plus pratique pour le paramédic de déplacer un seul collet à proximité de la victime que d'en déplacer plusieurs.*



## Stable

Le collet cervical est installé autour du cou du patient afin de limiter les mouvements du rachis cervical. Les mouvements qui ont été évalués sont la flexion/extension, l'inclinaison latérale et la rotation axiale.

**ST6 : Amplitude en flexion/extension :** L'amplitude en flexion/extension représente l'angle maximal entre la flexion et l'extension dans le plan sagittal de la tête par rapport au plexus solaire.

► *Cible : 38 degrés (↓)*

*Justification : La plus faible amplitude en flexion/extension mesurée dans la littérature est environ 38 degrés avec le Miami J (Schneider et al., 2007).*

**ST7 : Amplitude en inclinaison latérale :** L'amplitude en inclinaison latérale représente l'angle maximal entre l'inclinaison du côté droit et celle du côté gauche dans le plan coronal de la tête par rapport au plexus solaire.

► *Cible : 33 degrés (↓)*

*Justification : La plus faible amplitude en inclinaison latérale mesurée dans la littérature est environ 33 degrés avec le Stifneck Laerdal (James et al., 2004).*

**ST8 : Amplitude en rotation axiale :** L'amplitude en rotation axiale représente l'angle maximal entre la rotation du côté droit et celle du côté gauche dans le plan transverse de la tête par rapport au plexus solaire.

► *Cible : 34 degrés (↓)*

*Justification : La plus faible amplitude en rotation mesurée dans la littérature est environ 34 degrés avec le Stifneck Laerdal (James et al., 2004).*

## Adaptable

L'adaptabilité des collets cervicaux permet un ajustement approprié des collets sur différentes morphologies. L'adaptabilité est évaluée par le nombre d'ajustements, l'amplitude d'ajustement en hauteur et l'incrément de l'ajustement en hauteur du collet cervical.

**ST9 : Nombre d'ajustements :** Un ajustement est défini comme une adaptation du collet sur une des régions anatomiques. (ex. : circonférence du cou, hauteur du cou).

► *Cible : 3 (↑)*

*Justification : Le Stifneck Laerdal possède deux ajustements : la circonférence et la hauteur du cou. Toutefois, ces ajustements ne sont pas suffisants pour combler une plus large plage anthropométrique.*

**ST10 : Amplitude de l'ajustement en hauteur :** L'amplitude d'ajustement en hauteur consiste à la distance maximale entre la position maximale et minimale de l'ajustement en hauteur.

► *Cible : 70 mm (↑)*

*Justification : Le XCollar est le collet dont l'amplitude de l'ajustement en hauteur est la plus élevée. Cette amplitude permet l'adaptation du collet sur une très grande plage de longueur du cou.*

**ST11 : Incrément de l'ajustement en hauteur :** L'incrément de l'ajustement en hauteur est défini comme la distance entre chaque position d'ajustement.

► *Cible : 5 mm (↓)*

*Justification : Le Stickneck Select a un incrément de 15 mm. Cet incrément n'est pas suffisant, car souvent la grandeur appropriée pour un patient se situe entre deux positions. Ainsi, pour la cible, on lui attribue une valeur trois fois plus petite.*

## Confortable

Il est important que le collet cervical soit suffisamment confortable pour être porté plus de 48 heures. Plusieurs aspects viennent affecter le confort du patient. Ces aspects sont la pression générée par le collet et l'humidité à l'intérieur du collet. Le confort du patient se trouve compromis lorsque le collet cervical applique de fortes pressions sur la peau du patient. L'humidité excessive à l'intérieur du collet peut aussi affecter le confort. Cette humidité peut être diminuée par la présence d'ouverture sur la partie antérieure et postérieure. Ainsi, le confort est évalué par le nombre de points de pression qu'engendrent le collet, le dégagement de la partie antérieure et postérieure du collet cervical et le confort général.

**ST12 : Nombre de points de pression :** Un point de pression a été défini comme une pression localisée supérieure à 32 mmHg. Cette valeur correspond à la pression capillaire critique, qui lorsqu'elle est maintenue peut engendrer la dégradation de la peau.

► *Cible : 0 (↓)*

*Justification : La présence des points de pressions découle directement de la problématique. Ainsi, on désire qu'aucun point de pression n'excède 32 mmHg.*

**ST13 : Dégagement de la partie antérieure et postérieure :** Le dégagement de ces deux parties est défini par la superficie des ouvertures en antérieur et en postérieur présente sur le collet. Cela permet un meilleur confort, car ces ouvertures minimisent l'humidité à l'intérieur du collet. De plus, ces ouvertures permettent aux intervenants une meilleure visibilité et un accès à la trachée et au rachis cervical.

► *Cible : 126,5 cm<sup>2</sup> (↑)*

*Justification : Cette valeur correspond à la superficie totale de l'ouverture antérieure et postérieure du Stifneck Laerdal lorsque son ajustement en hauteur est à sa plus petite position. Bien qu'aucune étude n'ait été trouvée concernant la superficie optimale d'un collet cervical, la superficie qu'offre le Stifneck Laerdal convient.*

**ST14 : Confort général du patient :** Autres que la pression que génère le collet cervical ou l'accumulation de l'humidité à l'intérieur du collet cervical, certaines caractéristiques du collet cervical peuvent affecter le confort général du patient. Ces caractéristiques sont la facilité avec laquelle le patient peut avaler sa salive et respirer, le contact du collet avec certaines régions anatomiques (oreille, cou, menton, mandibule, occiput, zygomatiques, épaules et trapèzes, clavicules et pomme d'Adam) et la capacité du patient à ouvrir la bouche. Ces caractéristiques sont évaluées à l'aide d'un questionnaire présenté à l'ANNEXE III.

► *Cible : 27/30 (↑)*

*Justification : Cela donne une note de 90 %.*

### **3.1.3 Relations entre les spécifications techniques et les attributs**

Les relations entre les spécifications techniques et les attributs permettent d'évaluer l'importance de chaque spécification technique à satisfaire les attributs. Une spécification technique qui a un effet significatif sur la satisfaction de plusieurs attributs importants aura une grande importance. L'importance des spécifications techniques est quantifiée par une cote d'importance. Cette cote d'importance permet de prioriser les spécifications techniques. Cette section présente les relations entre les spécifications techniques et les attributs et la priorisation des spécifications techniques.

#### **3.1.3.1 Relation entre les spécifications techniques et les attributs**

Les relations entre les spécifications techniques et les attributs clients sont quantifiées par une cote. La cote peut être de 0 (la variation de la spécification technique n'entraîne pas de variations notables dans la satisfaction des attributs clients), de 1 (légère variation), de 3 (varie sensiblement) ou de 9 (variation significative). La spécification technique peut avoir un effet positif ou négatif sur la satisfaction de l'attribut client. Si l'objectif (minimiser ou maximiser) de la spécification technique affecte négativement l'attribut client, une cote

négative est attribuée. Les valeurs des cotes pour chaque relation sont montrées dans la MDQ (Figure 3.2). La variation de chaque spécification technique entraîne une variation significative de l'attribut qu'il lui est associé. Concernant les relations entre les spécifications techniques et les autres attributs, elles diffèrent d'une relation à une autre. Les explications relatives aux cotes attribuées à ces relations sont données au Tableau 3.2.

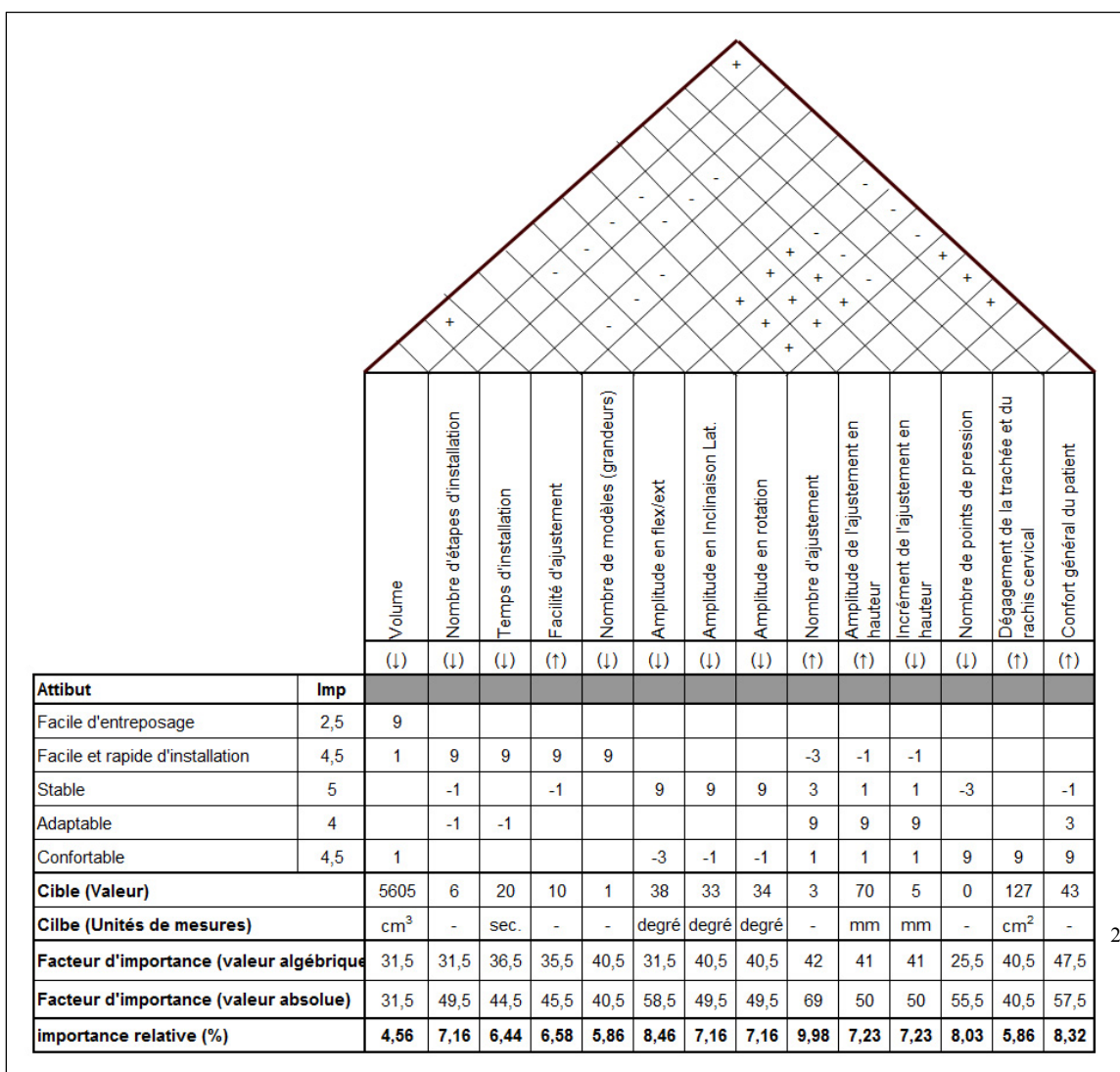


Figure 3.2 Maison de la qualité (MDQ) pour la conception d'un nouveau collet cervical préhospitalier

Tableau 3.2 Explications des relations entre les spécifications techniques et les attributs

Spécification technique	Attributs clients	Cote	Explications
Volume	Facilité et rapidité d'installation	1	La diminution du volume diminue l'encombrement du collet lors de l'installation.
	Confort	1	La diminution du volume réduit la surface de contact du collet.
Nombre d'étapes d'installation	Adaptabilité	-1	La diminution du nombre d'étapes d'installation peut diminuer le nombre d'ajustements.
	Stabilité	-1	Un ajustement moins approprié sur le patient peut permettre une liberté de mouvement supplémentaire.
Temps d'installation	Adaptabilité	-1	La diminution du temps d'installation peut nécessiter la réduction du nombre d'ajustements.
Facilité d'ajustement	Stabilité	-1	Un ajustement qui se positionne de façon fluide ou sans effort peut entraîner l'instabilité de la position à laquelle le collet doit demeurer.
Flexion/extension, inclinaison latérale et rotation axiale	Confort	-3,-1 et -1	La diminution de l'amplitude en inclinaison latérale et en rotation diminue faiblement le confort du patient. Concernant l'amplitude en flexion/extension, la limitation de ce mouvement limite davantage la respiration et la parole.
Nombre d'ajustements	Facilité et rapidité d'installation	-3	L'augmentation du nombre d'ajustements peut nécessiter des étapes d'installation supplémentaires.
	Stabilité	3	Un meilleur ajustement du collet permet une meilleure immobilisation.
	Confort	1	L'augmentation du nombre d'ajustements favorise faiblement le confort.
Amplitude de l'ajustement en hauteur et incréments	Facilité et rapidité d'installation	-1	Une plus grande amplitude d'ajustement en hauteur peut augmenter légèrement le temps d'installation, car il est un peu plus long d'ajuster le collet à une hauteur plus élevée. La diminution de l'incrément augmente le nombre de positions d'ajustement en hauteur.
	Stabilité	1	Un collet dont l'ajustement est approprié à l'anatomie du patient permet de mieux immobiliser le cou du patient.
	Confort	1	Un meilleur ajustement améliore le confort.
Nombre de points de pression	Stabilité	-3	La présence de forte pression restreint davantage le mouvement.
Confort général	Stabilité	-1	L'utilisation d'une mousse plus épaisse et moins dense augmente le confort général, mais diminue l'efficacité du collet à immobiliser le cou.
	Adaptabilité	3	Le confort général du patient est amélioré si l'adaptabilité est meilleure.

### 3.1.3.2 Priorisation des spécifications techniques

L'évaluation des relations entre les spécifications techniques et les attributs permet la priorisation des spécifications techniques qui ont le plus d'effet sur la satisfaction des attributs clients. Pour ce faire, chaque cote attribuée à la relation entre une spécification technique et un attribut est pondérée par la cote de cet attribut. Le cumulatif des cotes pondérées de chaque spécification technique permet l'obtention du facteur d'importance de chaque spécification technique. Le cumulatif des cotes pondérées en valeur absolue de chaque spécification technique permet l'obtention du facteur d'importance en valeur absolue de chaque spécification technique. Ce résultat est exprimé en % pour l'obtention de l'importance relative de chaque spécification technique (Figure 3.2). L'importance relative et l'ordre d'importance des spécifications techniques sont présentés au Tableau 3.3.

Tableau 3.3 Importance relative des spécifications techniques

Ordre	Spécifications techniques	Imp. Relative (%)
1	Nombre d'ajustements	10,0
2	Amplitude en flexion/extension	8,5
3	Confort général du patient	8,3
4	Nombre de points de pression	8,0
5	Amplitude de l'ajustement en hauteur	7,2
5	Incrément de l'ajustement en hauteur	7,2
7	Nombre d'étapes d'installation	7,2
7	Amplitude en inclinaison latérale	7,2
7	Amplitude en rotation axiale	7,2
10	Facilité d'ajustement	6,6
11	Temps d'installation	6,4
12	Nombre de modèles (grandeurs)	5,9
12	Dégagement de la trachée et du rachis cervical	5,9
14	Volume	4,6

On remarque que les spécifications techniques dont leur importance relative est élevée concordent avec le poids de l'attribut client associé à ces spécifications techniques. Les quatre spécifications techniques les plus importantes sont le nombre d'ajustements, l'amplitude en flexion/extension, le confort général du patient et le nombre de points de pression. La concordance de l'importance accordée à ces quatre spécifications techniques et l'importance accordée aux attributs clients associés à ces spécifications techniques sont présentées ci-dessous.

Le nombre d'ajustements, qui est la spécification technique la plus importante, est associé à l'attribut adaptabilité dont l'importance est de 4/5. L'augmentation du nombre d'ajustements permet une meilleure adaptabilité du collet sur le patient. Une meilleure adaptabilité du collet favorise une meilleure immobilisation et un meilleur confort.

L'amplitude en flexion/extension est la deuxième spécification technique la plus importante. Celle-ci appartient à l'attribut le plus important, c'est-à-dire la stabilité. On remarque aussi que l'amplitude en flexion/extension a mérité un meilleur rang que les autres mouvements, car la limitation de la flexion/extension vient davantage altérer le confort.

Finalement, la spécification technique du confort général et le nombre de points de pression occupent respectivement le troisième rang et le quatrième. Ces spécifications techniques sont associées à l'attribut confort dont l'importance est de 4.5/5. Le confort général et le nombre de points de pression peuvent affecter l'efficacité du collet cervical à stabiliser le cou du patient.

### **3.1.3.3 Diagramme de Pareto**

Le diagramme de Pareto consiste à présenter les spécifications techniques selon leur ordre d'importance, ainsi que le cumulatif de leur importance relative (Figure 3.3). Afin d'alléger l'évaluation des solutions préliminaires lors de la recherche de solutions, le nombre de



spécifications techniques à évaluer est réduit. Le seuil fixé est de 84 % afin de ne considérer que les spécifications techniques les plus déterminantes. Les trois spécifications mises de côté sont le nombre de modèles (grandeur), le dégagement de la trachée et du rachis cervical et le volume.

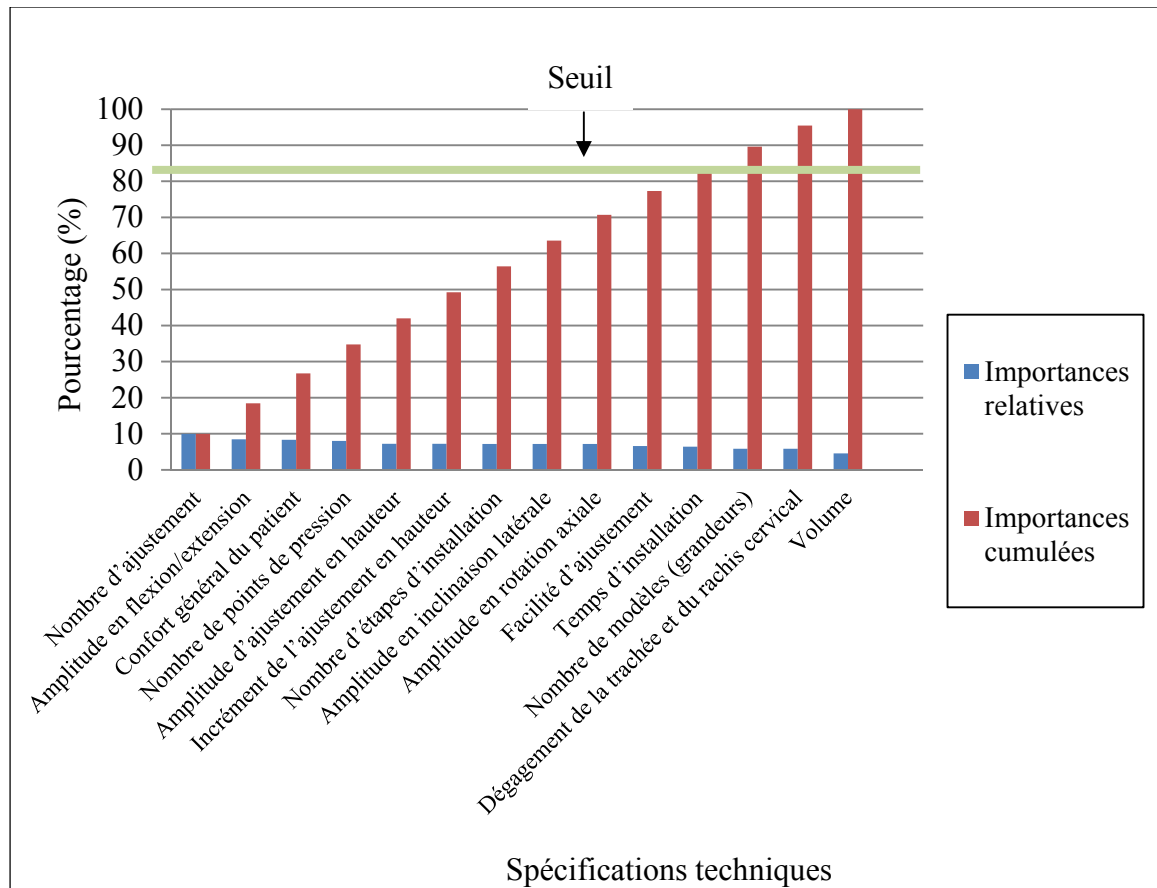


Figure 3.3 Diagramme de Pareto

### 3.1.4 Relations entre les spécifications techniques

Il peut y avoir des interactions entre les spécifications techniques. L'interaction est positive quand le développement d'une spécification technique favorise le développement d'une autre spécification technique. Ce type d'interaction est une synergie et elle est qualifiée par un «+» dans le "toit" de la MDQ (Figure 3.2). L'interaction est négative quand le développement

d'une spécification technique affecte négativement le développement d'une autre spécification technique. Ce type d'interaction nécessite un compromis entre les deux spécifications techniques et est qualifié par un «-» dans le "toit" de la MDQ (Figure 3.2). Cette section présente les synergies et les compromis entre les spécifications techniques.

#### **3.1.4.1 Synergie entre les spécifications techniques**

Les synergies sont présentées à la Figure 3.4. Le volume, l'amplitude en mouvement (flexion/extension, inclinaison latérale et rotation axiale) et le confort général favorisent positivement d'autres spécifications techniques. Premièrement, la diminution du volume favorise la diminution du temps d'installation et favorise le confort général du patient. Deuxièmement, la réduction de l'amplitude de mouvement est favorisée par l'augmentation du nombre d'ajustements, de l'amplitude de l'ajustement en hauteur et du nombre d'ajustements. Finalement, l'amélioration du confort général est favorisée par l'augmentation du nombre d'ajustements, l'amplitude de l'ajustement en hauteur et les incréments de l'ajustement en hauteur. Les explications relatives aux synergies sont présentées à l'ANNEXE IV.

Les quatre spécifications techniques qui ont le plus de synergies avec d'autres spécifications techniques sont le confort général du patient, le nombre d'ajustements, l'amplitude de l'ajustement en hauteur et l'incrément de l'ajustement en hauteur.

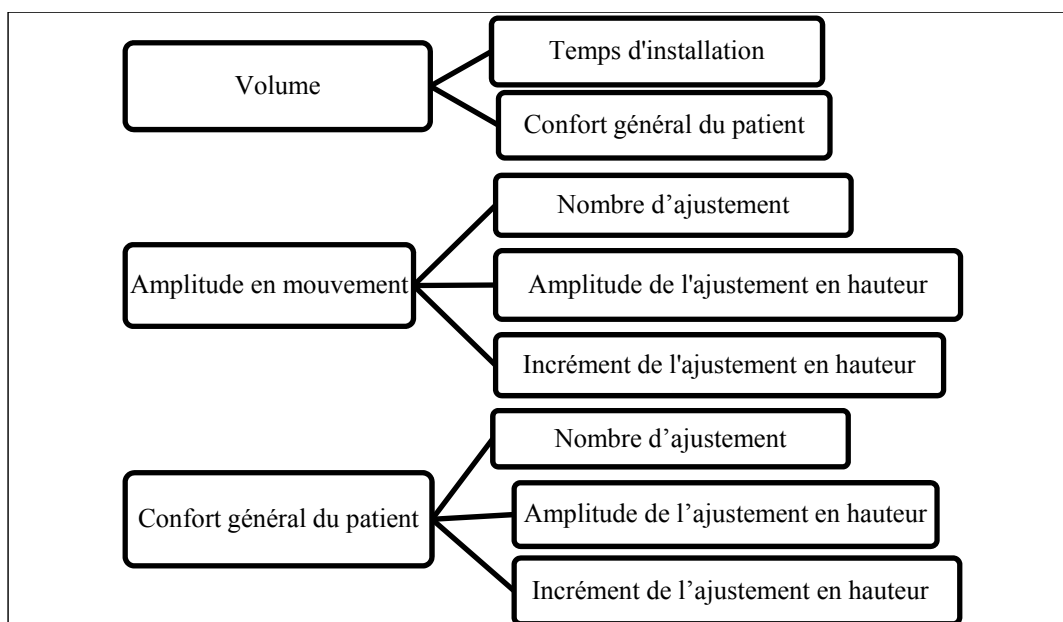


Figure 3.4 Synergies entre les spécifications techniques

### 3.1.4.2 Compromis entre les spécifications techniques

Les compromis sont présentés à la Figure 3.5. L'amplitude de mouvement (flexion/extension, inclinaison latérale et rotation axiale), le nombre d'ajustements et le temps d'installation affectent négativement d'autres spécifications techniques. Premièrement, la diminution de l'amplitude de mouvement affecte négativement le confort général du patient, le nombre de points de pression, la facilité d'ajustement et le nombre d'étapes d'installation. Deuxièmement, l'augmentation du nombre d'ajustements affecte négativement le nombre d'étapes d'installation et le temps d'installation. Finalement, le temps d'installation est négativement affecté par l'augmentation du nombre d'ajustements et la diminution de l'incrément. Les explications en liens avec les compromis sont présentées à l'ANNEXE IV.

Les compromis les plus importants sont ceux qui génèrent un écart élevé entre le facteur d'importance en valeur absolue et celui en valeur algébrique. Les deux spécifications techniques qui engendrent les compromis les plus importants sont l'amplitude de mouvement et le nombre d'ajustements. Premièrement, l'amplitude de mouvement engendre un

compromis important avec les spécifications techniques associées au confort. Ainsi, lors de la recherche de la solution, il ne faut pas que l'immobilisation se fasse au détriment du confort général et du nombre de points de pression. Deuxièmement, le nombre d'ajustements engendre des compromis importants avec les spécifications techniques associées à la facilité et la rapidité d'installation. En effet, l'ajout d'ajustements peut nécessiter un plus grand nombre d'étapes et un temps d'installation plus élevé. Ce compromis doit aussi être pris en considération lors de la recherche de la solution.

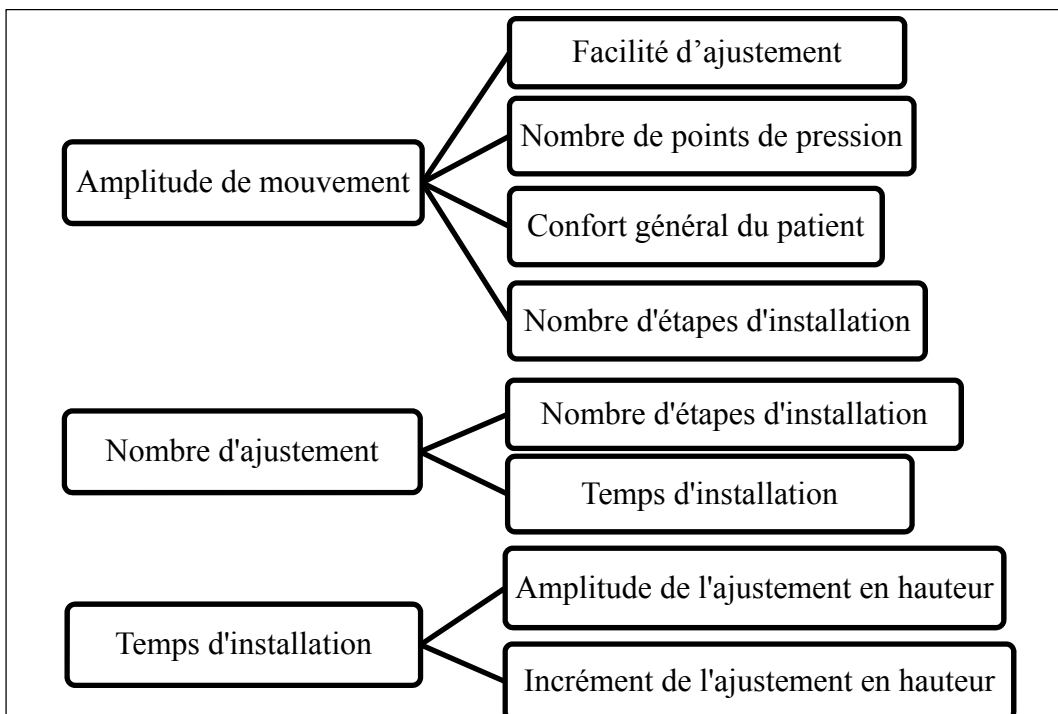


Figure 3.5 Compromis entre les spécifications techniques

### 3.1.5 Barème d'évaluation

Le prototype de la solution retenu a été soumis à une évaluation comparative avec des collets cervicaux existants en fonction des spécifications techniques. Pour chacune des spécifications techniques, des niveaux de performances ont été établis. Une cote de 0 (performance très mauvaise) à 3 (performance atteint la cible) a été attribuée à chaque niveau

de performance. Le barème d'évaluation comprenant les spécifications techniques, les objectifs, les cibles, les cotes et les niveaux de performances est présenté au Tableau 3.4.

Tableau 3.4 Barème d'évaluation

Spécifications techniques	Objectif	Cible	Cote	Performance
Nombre d'ajustements (Nb A.)	↑	3	3	Nb A. $\geq$ 3
			2	Nb A. = 2
			1	Nb A. = 1
			0	Nb A. = 0
Amplitude Flexion/Extension (FE)	↓	38 degrés	3	FE $\leq$ 38 degrés
			2	38 < FE $\leq$ 43 degrés
			1	43 < FE $\leq$ 48 degrés
			0	FE > 48 degrés
Amplitude Flexion latérale (FL)	↓	33 degrés	3	FL $\leq$ 33 degrés
			2	33 < FL $\leq$ 38 degrés
			1	38 < FL $\leq$ 43 degrés
			0	FL > 43 degrés
Amplitude Rotation axiale (RA)	↓	34 degrés	3	RA $\leq$ 34 degrés
			2	34 < RA $\leq$ 39 degrés
			1	39 < RA $\leq$ 44 degrés
			0	RA > 44 degrés
Confort général du patient	↑	27/30	3	Note $\geq$ 27
			2	27 > Note $\geq$ 21
			1	21 > Note $\geq$ 15
			0	Note < 15
Nombre de points de pression (Nb PP)	↓	0	3	Nb PP = 0
			2	Nb PP = 1
			1	Nb PP = 2
			0	Nb PP $\geq$ 3

Tableau 3.4 Barème d'évaluation- Suite

Spécification technique	Objectif	Cible	Cote	Performance
<b>Amplitude de l'ajustement en hauteur (AH)</b>	↑	70 mm	3	$AH \geq 70\text{m}$
			2	$70\text{ mm} > AH \geq 55\text{mm}$
			1	$55\text{ mm} > AH \geq 30\text{mm}$
			0	$AH < 30\text{ mm}$
<b>Incrément de l'ajustement en hauteur (Inc.)</b>	↓	5 mm	3	$\text{Inc.} \leq 5\text{ mm}$
			2	$5\text{ mm} < \text{Inc.} \leq 10\text{ mm}$
			1	$10\text{ mm} < \text{Inc.} \leq 15\text{ mm}$
			0	$\text{Inc.} > 15\text{ mm}$
<b>Nombre d'étapes d'installation (Nb Ét.)</b>	↓	6	3	$\text{Nb Ét.} \leq 6$
			2	$6 > \text{Nb Ét.} \geq 9$
			1	$9 > \text{Nb Ét.} \geq 12$
			0	$12 > \text{Nb Ét.}$
<b>Facilité d'ajustement</b>	↑	10/12	3	$\text{Note} \geq 10$
			2	$10 > \text{Note} \geq 8$
			1	$8 > \text{Note} \geq 6$
			0	$\text{Note} < 6$
<b>Temps d'installation (T)</b>	↓	20 sec.	3	$T \leq 20\text{ sec.}$
			2	$20\text{ sec.} < T \leq 40\text{ sec.}$
			1	$40\text{ sec.} < T \leq 60\text{ sec.}$
			0	$T > 60\text{sec.}$

### 3.2 Recherche de solutions

Les différentes solutions ont été générées grâce à une analyse des forces et faiblesses des solutions existantes et à un remue-méninge. Afin de restreindre le nombre de solutions, celles-ci ont été filtrées en utilisant une matrice de décision composée des spécifications techniques. Les quatre solutions, qui ont obtenu les meilleures notes, sont raffinées à l'aide des forces des autres solutions. Cette section présente le processus de recherche de solutions et les quatre solutions.

L'analyse des forces et des faiblesses des collets cervicaux a permis d'identifier les caractéristiques favorables et défavorables aux performances. On a rassemblé les caractéristiques discutées dans la littérature dans le tableau-A V-1. Ensuite, on s'est procuré plusieurs collets cervicaux afin de les manipuler et d'identifier d'autres caractéristiques potentiellement favorables ou défavorables aux performances.

Par ailleurs, un remue-méninge a eu lieu avec les étudiants et les chercheurs du LIO (laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie) de l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal. Pendant le remue-méninge, des feuilles, sur lesquelles les membres du LIO pouvaient écrire ou représenter graphiquement des idées, ont été distribuées. Après un certain laps de temps, les feuilles étaient données au voisin, de manière à ce que ce dernier génère des idées complémentaires. Cet échange de feuille a été réalisé quatre fois, de manière à générer le plus d'idées possible quant aux appuis, aux mécanismes d'ajustements et les moyens pour permettre un meilleur confort. Ensuite, les étudiants et les chercheurs du LIO ont discuté des différentes idées émises. Grâce à ces idées et les caractéristiques issues de l'analyse des forces et faiblesses précédemment, plus d'une vingtaine de solutions ont été générées.

On a procédé à un premier triage des solutions en combinant les idées intéressantes de certaines solutions en une seule solution. Ce processus a permis l'obtention de onze solutions. Ensuite, on a évalué ces dernières au moyen d'une matrice de décision, nommé la méthode de Pugh. Les onze solutions et la matrice de Pugh pour évaluer les onze solutions sont présentées à l'ANNEXE VII et au Tableau-A VII-1 respectivement. Les quatre solutions qui ont obtenu les meilleures notes suite à l'évaluation ont été conservées et raffinées. La section suivante décrit les quatre solutions.

### **3.2.1 Collet Confocciput**

Le collet Confocciput est inspiré du collet cervical XCollar (Figure 3.6). Comme pour le XCollar, l'ajustement de la circonférence du collet se fait par un ajustement de chaque côté

de manière à ce que la partie postérieure soit centrée en arrière de la tête. Ensuite, l'appui sternal est la pièce qui se déplace verticalement afin d'avoir un ajustement approprié en hauteur. Quant aux appuis, ils sont les mêmes que pour ceux du XCollar. Les principales différences avec le XCollar sont une courbure du collet qui permet de bien épouser la courbure occipitale, une ouverture postérieure, l'absence de sangles croisées et une grande surface d'appui pour le menton.

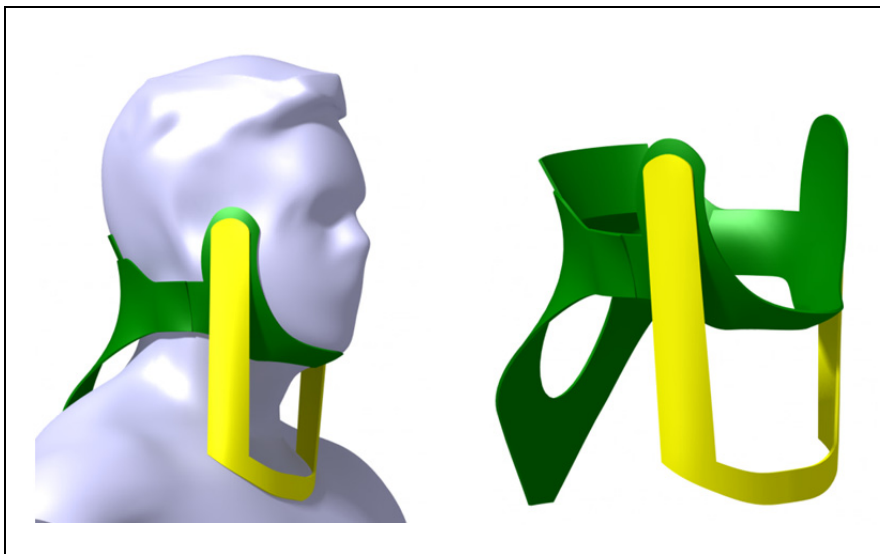


Figure 3.6 Collet Confoccipt

### 3.2.2 Collet Stabilisateur frontal

Le collet Stabilisateur frontal ressemble au collet Confoccipt à l'exception de quelques différences (Figure 3.7). Il se différencie de la solution précédente par l'absence d'un appui au menton. Pour compenser cette caractéristique, la partie antérieure s'élève jusqu'au niveau du front, dont une sangle lui est reliée. Ainsi, la flexion est limitée par la présence de la sangle au front, plutôt qu'au niveau du menton. Ensuite, la partie postérieure libère la région occipitale et prend appui sur chaque côté en arrière de la tête. La sangle recouvrant le front est aussi attachée aux appuis en arrière de la tête. Les ajustements sont les mêmes que pour le collet Confoccipt, sauf que l'amplitude en hauteur offerte par le collet Stabilisateur frontal



est beaucoup plus grande, car la partie antérieure, sur laquelle l'appui sternal glissera, monte jusqu'au front.

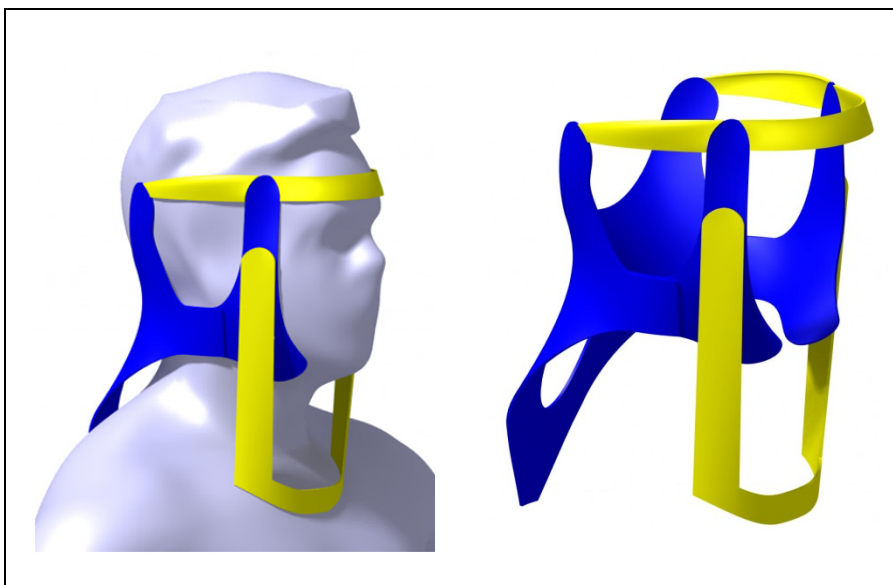


Figure 3.7 Collet Stabilisateur frontal

### 3.2.3 Collet Minimaliste

Le collet Minimaliste ressemble beaucoup au Stifneck, à l'exception de quelques caractéristiques, tel que montré à la Figure 3.8. Tel que le Stifneck, l'ajustement en hauteur se fait au niveau de la mentonnière par rapport au sternum. Quant aux appuis, ils sont les mêmes que ceux du Stifneck. Ensuite, une large sangle relie la partie antérieure avec celle postérieure. Cette sangle, qui est fixée sur un des côtés de la partie antérieure, passe par les deux ouvertures de la partie postérieure et vient s'attacher de l'autre côté. Ainsi, la partie postérieure peut être positionnée de manière à ce qu'elle soit symétrique en arrière de la tête.

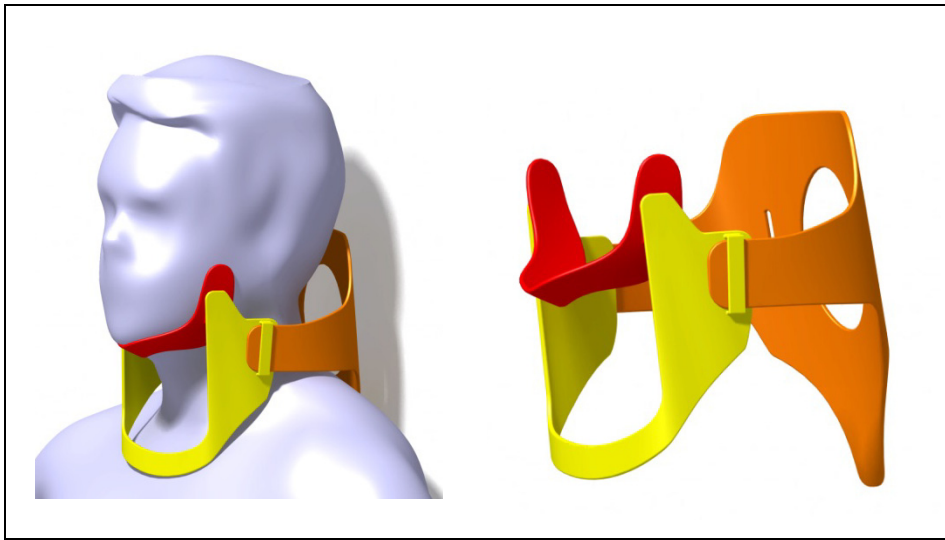


Figure 3.8 Collet Minimaliste

### 3.2.4 Collet Support mandibulaire

Le collet Support mandibulaire est le collet qui diffère le plus des collets cervicaux existants, tel qu'illustré à la Figure 3.9. En effet, il est constitué d'une pièce qui contourne les oreilles et passe en dessous du menton. Cette pièce s'ajuste en hauteur sur chaque côté en glissant verticalement sur la partie antérieure inférieure. La partie postérieure possède des ajustements de chaque côté, de sorte que la partie postérieure puisse être centrée en arrière de la tête. Les appuis sont au menton, aux mandibules, aux tempes, au sternum, aux clavicules, aux trapèzes, à l'occiput et au haut du dos.

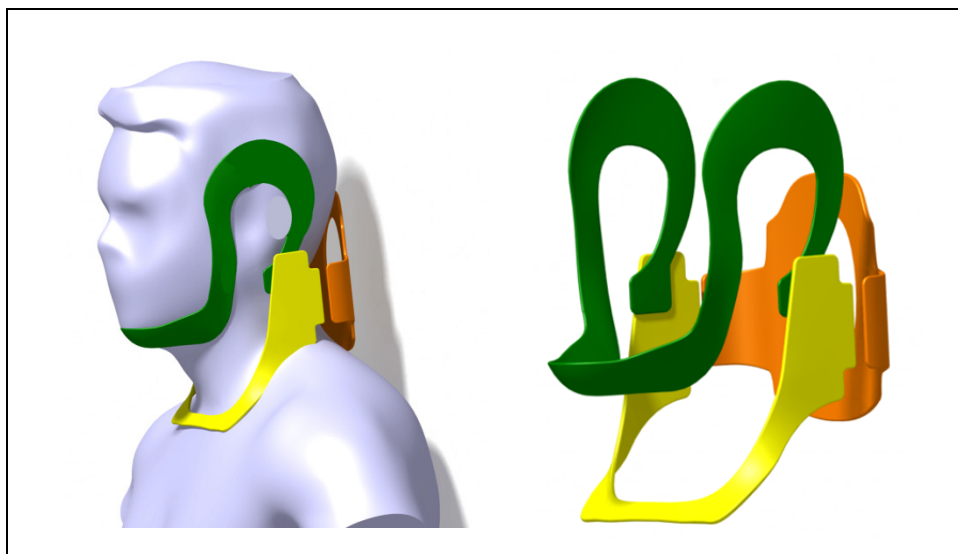


Figure 3.9 Collet Support mandibulaire

### 3.3 Choix de la solution finale

Les quatre solutions raffinées sont remises dans la matrice de décision (la méthode de Pugh) afin d'être évaluées. La solution qui obtient le meilleur pointage est gardée et raffinée. Ensuite le prototype de cette solution est fabriqué. Ce prototype est évalué comparativement à deux collets cervicaux préhospitaliers existants dans le barème d'évaluation (*Voir* Tableau 3.4). La méthode de Pugh, l'analyse de cette matrice de décision et la description de la solution finale sont présentées dans cette section.

#### 3.3.1 Méthode de Pugh

La méthode de Pugh consiste à évaluer qualitativement la performance des spécifications techniques des différentes solutions comparativement à une solution de référence. Dans ce projet, la solution de référence choisie est le collet Stifneck Laerdal (Figure 1.23), car il est utilisé présentement par Urgence Santé. Pour chaque spécification technique du Stifneck, une cote de 0 a été attribuée. Si la performance d'une spécification technique d'une solution est meilleure que celle du Stifneck une cote de 1 (supérieure) ou de 2 (nettement supérieure) est

attribuée. Si la performance de la spécification technique est plus faible que celle du Stifneck, une cote de -1 (plus faible) ou de -2 (nettement plus faible) est octroyée. Ensuite, chaque cote est pondérée selon le poids accordé aux spécifications techniques. Puis, le cumulatif des cotes pondérées est obtenu. On a introduit le XCollar dans la matrice de décision, car ce collet a plusieurs similarités avec le collet Confoccipt. Le Tableau 3.5 présente la matrice de décision avec les quatre solutions. La spécification technique "incrément de l'ajustement en hauteur" n'est pas incluse dans la matrice de décision, car à ce stade les mécanismes d'ajustements n'avaient pas été choisis.

Tableau 3.5 Matrice de décision du collet Stifneck, XCollar, Confoccipt, Stabilisateur frontal, Minimaliste et Support mandibulaire

Spécifications techniques poids		Collet Stifneck	Collet XCollar	Collet Confoccipt	Collet Stabilisateur frontal	Collet Minimaliste	Collet Support mandibulaire
Nombre d'ajustements	9,98	0	2	1	2	1	1
Amplitude en flex/ext	8,46	0	2	1	0	0	0
Confort général du patient	8,32	0	-1	1	2	0	1
Nombre de points de pression	8,03	0	-1	1	2	0	0
Amplitude de l'ajustement en hauteur	7,23	0	2	2	2	1	1
Nombre d'étapes d'installation	7,16	0	-2	-1	-2	-1	-1
Amplitude en inclinaison. Lat	7,16	0	2	1	0	0	2
Amplitude en rotation lat	7,16	0	2	1	0	0	1
Facilité d'ajustement	6,58	0	-2	0	-1	0	-1
Temps d'installation	6,44	0	-2	-1	-2	0	-1
<b>Pointage</b>		0	23,27	49,97	33,34	10,05	26,83
<b>Rang</b>			4	1	2	5	3

### 3.3.2 Analyse de la matrice de Pugh

Le collet Confocciput est celui qui a obtenu le meilleur pointage. L'ajustement du positionnement de la partie postérieure, afin que celle-ci soit centrée avec l'arrière de la tête, est un ajustement supplémentaire comparativement au Stifneck. Toutefois, le collet Confocciput possède un ajustement de moins que le XCollar et le collet Stabilisateur frontal, l'ajustement au niveau du menton et celui au niveau du front respectivement.

Ensuite, le collet Confocciput limite mieux l'amplitude en flexion/extension, en inclinaison latérale et en rotation qu'avec le Stifneck, parce que le collet Confocciput possède des appuis zygomatiques, un large appui sternal et une grande surface de contact entre la partie postérieure du collet et l'arrière de la tête du patient. Par contre, la stabilisation est moins efficace qu'avec le XCollar, car le collet Confocciput ne possède pas de sangles croisées.

Quant au confort et au nombre de points de pression, le collet Confocciput permet une meilleure performance, grâce aux grandes surfaces de contact qu'offrent les appuis et qu'aucune sangle ne vient serrer excessivement. On observe que les performances de ces spécifications techniques sont meilleures pour le collet Stabilisateur frontal en raison du dégagement au niveau du menton. Toutefois, cette caractéristique affecte négativement la stabilisation, le nombre d'étapes d'installation et le temps d'installation.

Par ailleurs, le collet Confocciput permet une grande amplitude d'ajustement en hauteur.

Bien que le nombre d'étapes d'installation soit supérieur à celui du Stifneck, à cause de l'ajustement de la partie postérieure, il est plus faible que celui du XCollar. Le temps d'installation du collet Confocciput est aussi plus élevé que celui du Stifneck.

Finalement, on anticipe que les ajustements sont aussi faciles à utiliser que ceux du Stifneck et plus faciles que ceux du XCollar.

Cette matrice permet aussi de raffiner la solution retenue en améliorant les faiblesses sans pour autant affecter négativement les forces. Bien que le nombre d'ajustements soit plus faible que celui du XCollar et le collet Stabilisateur frontal, les ajustements supplémentaires de ces collets n'ont pas été ajoutés à la solution, car ces ajustements augmentent le nombre d'étapes d'installation et le temps d'installation.

Dans le même ordre d'idée, on accepte que l'immobilisation ne soit pas aussi efficace qu'avec le XCollar, afin de favoriser le confort et minimiser les points de pressions.

Le seul changement qui a été apporté est au niveau de l'ajustement de la partie postérieure. Au lieu d'avoir deux ajustements bilatéraux, la partie postérieure glisse sur une sangle rigide afin qu'elle soit centrée avec l'arrière de la tête. Cette caractéristique est inspirée du collet Minimaliste et cette modification permet de diminuer le temps d'installation sans affecter les autres performances. Le concept raffiné est présenté dans la section suivante.

### **3.4 Description de la solution finale**

Puisqu'initialement le collet est ouvert et mis à plat avant son installation, on a décidé de modéliser le collet Confoccipt dans cette configuration (Figure 3.10 et Figure 3.11). Le concept est constitué de 4 pièces principales, soit la partie postérieure (1), la partie antérieure (2), l'appui sternal (7) et l'appui au niveau du menton (10). L'appui sternal se déplace verticalement grâce à deux fentes de chaque côté (6). Lorsque l'appui sternal est à la position désirée (4), cette position est verrouillée par un bouton à pression (3) (Figure 3.12). La partie postérieure se déplace horizontalement en glissant sur la fente de la partie antérieure (5). Finalement, des velcros sont fixés sur la partie antérieure (8) et la partie postérieure (9) de manière à fermer le collet autour du cou du patient. Les dimensions du collet ont été choisies en fonction des données anthropométriques présentées à l'ANNEXE VIII (Gordon et al., 1989).

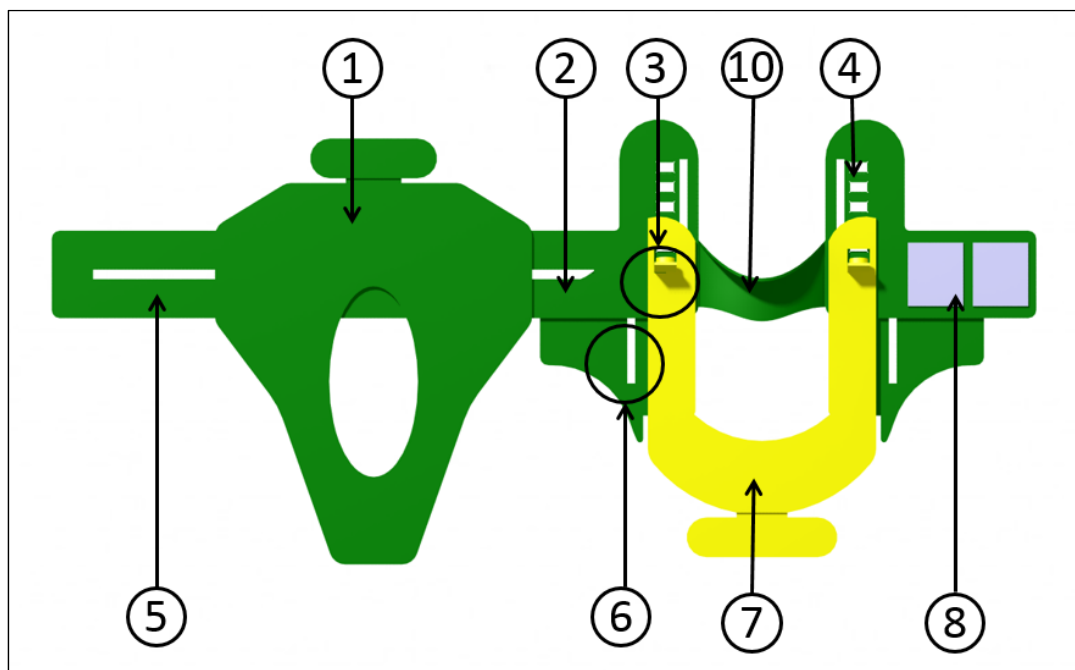


Figure 3.10 Vue de face de du collet Confociput

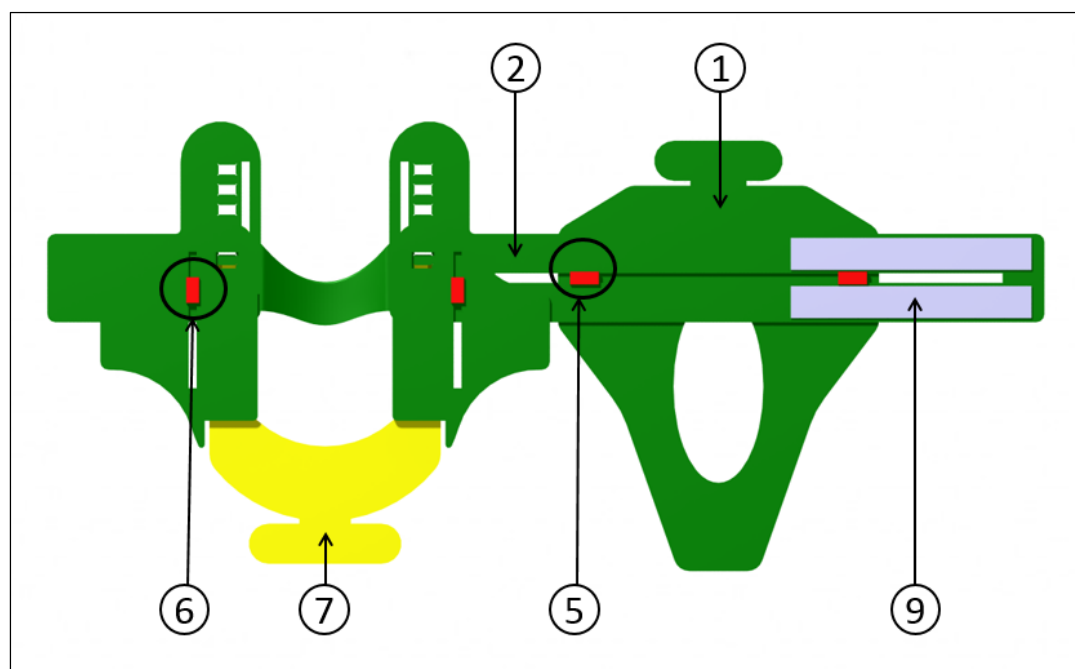


Figure 3.11 Vue de derriere du collet Confociput

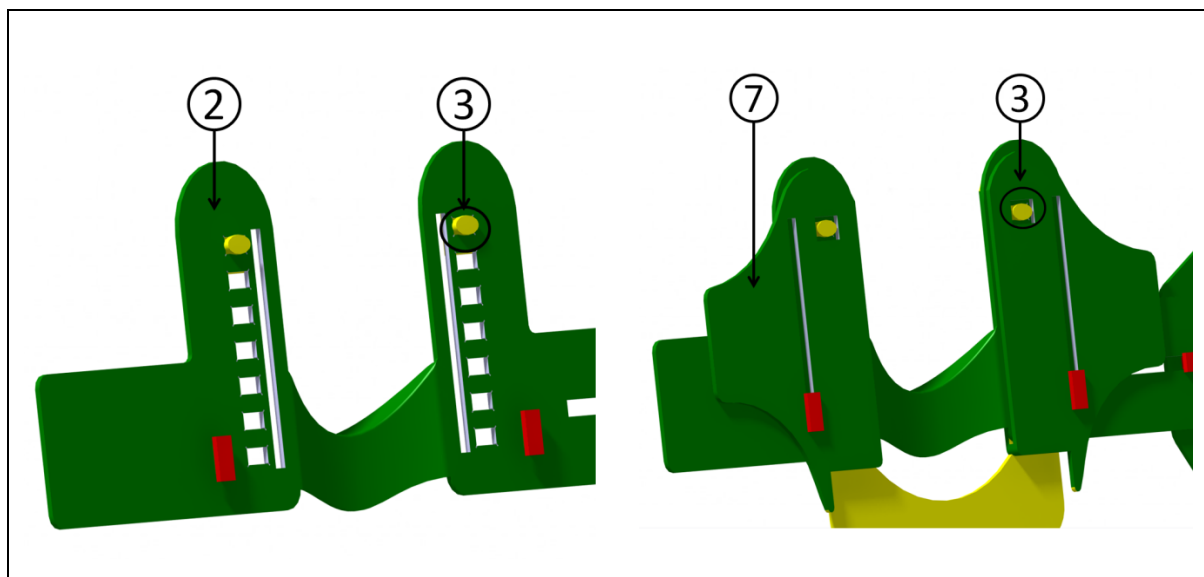


Figure 3.12 Mécanisme de verrouillage



## CHAPITRE 4

### FABRICATION DU PROTOTYPE DE LA SOLUTION FINALE

Afin d'évaluer les performances de certaines spécifications techniques du collet Confoccipt, par l'entremise de tests biomécaniques, un prototype a été fabriqué. Ce chapitre présente la fabrication de la mentonnière du prototype, le découpage du plastique, la description du prototype, l'estimation des coûts et le respect des contraintes.

#### 4.1 Fabrication de la mentonnière

Le prototype du collet Confoccipt a été fabriqué dans une configuration à plat. La seule pièce qui possède une forme dans cette configuration est la mentonnière, car elle doit bien épouser la forme du menton. Ainsi, la mentonnière est la seule pièce thermoformée. À partir des données anthropométriques (Gordon et al., 1989), des dimensions de collets cervicaux existants et de plusieurs itérations, on a fabriqué un moule par prototypage rapide pour la mentonnière (Figure 4.1).

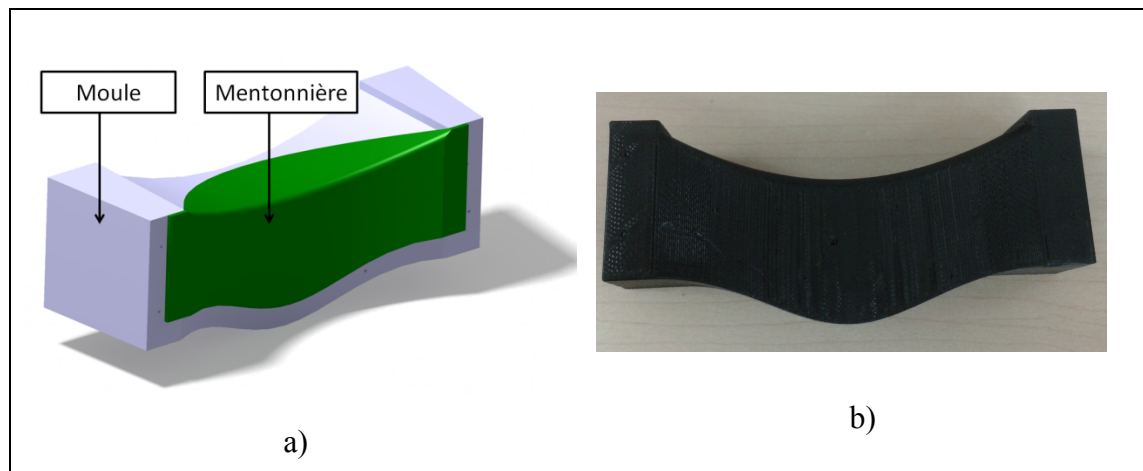


Figure 4.1 Moule pour la mentonnière par prototypage rapide : a) modèle CAO, b) prototype physique

Ensuite, on a procédé au thermoformage de la mentonnière. Le thermoformage consiste à former au moule une feuille de plastique chauffée (Figure 4.2). Une fois que le plastique est refroidi, le moule est retiré du plastique formé. Le plastique formé pour la fabrication de la mentonnière a été découpé à l'aide d'un ciseau pour obtenir la forme désirée (Figure 4.2). Le plastique utilisé pour la mentonnière est du polyéthylène de haute densité (HDPE), d'une épaisseur de 1/16''.

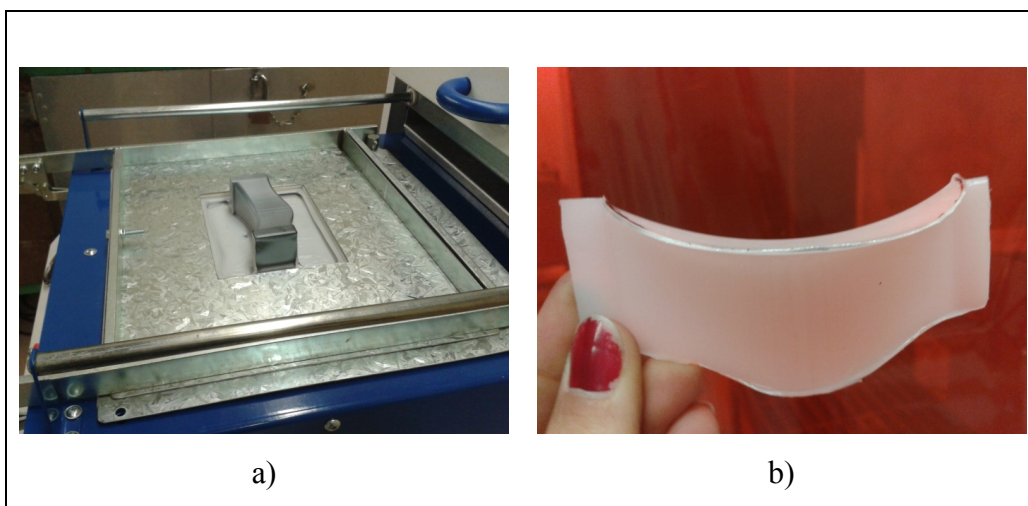


Figure 4.2 Thermoformage de la mentonnière : a) Thermoformage à partir du moule, b) Mentonnière thermoformée et découpée

## 4.2 Découpage du Plastique

Toutes les pièces ont été réalisées avec des feuilles d'HDPE de 1/16''. La découpeuse laser Speedy300TM de la compagnie Trotec a été utilisée pour le découpage des feuilles d'HDPE (Figure 4.3). Le laser est au CO2 et sa puissance maximale est de 120 Watts. Sa vitesse maximale est de 355 cm/seconde. De plus, la largeur de coupe du laser est de 0,003 ". Les paramètres du laser optimisés utilisés sont une puissance de 92 % de celle maximale, une vitesse de 0.8 % de celle maximale, une fréquence d'impulsion du laser de 1500 Hz et deux passages plutôt qu'un seul. Les dessins techniques provenant du modèle CAO sont transmis au programme, afin que le laser coupe selon ces dessins.



Figure 4.3 Découpage des feuilles d'HDPE avec la découpeuse laser Speedy300TM

#### 4.3 Présentation du prototype final du Collet Confocciput

On a assemblé les pièces entre elles grâce à des rivets et on a ajouté le mécanisme de verrouillage, la mousse et les velcros au prototype. La fabrication de trois prototypes a permis d'identifier certaines lacunes et facilité le raffinement du modèle. De plus, grâce à deux rencontres avec Urgence Santé et une enseignante en techniques ambulancières au collège Ahuntsic, des améliorations ont été apportées aux prototypes. Le prototype final installé sur un mannequin est présenté à la Figure 4.4.



Figure 4.4 Prototype final du collet Confocciput

Le prototype final du collet cervical Confoccaput présente plusieurs modifications quant au modèle CAO initial, tel que montré à la Figure 4.5 et la Figure 4.6. La forme des appuis zygomatiques de la partie antérieure (2) est différente pour favoriser le confort. En effet, les appuis zygomatiques ne viennent pas s'appuyer juste en dessous des yeux et ils sont plus larges, permettant une meilleure répartition de la pression. L'appui sternal (7) s'étend sur une plus grande région que le modèle CAO initial, afin de permettre un meilleur confort et une meilleure immobilisation. Par ailleurs, la partie postérieure (1) est très différente du modèle CAO. En effet, l'appui occipital couvre la totalité de l'arrière de la tête, de manière à ce qu'on ne sente aucune arête en arrière de la tête en position décubitus dorsal. De plus, la partie postérieure s'étend beaucoup moins dans le dos. C'est pourquoi il est plus facile d'installer le prototype lorsque le patient est en décubitus dorsal.

Quant au mécanisme de verrouillage du prototype, il ne consiste pas à un bouton-pression, mais à une vis pavillon (3) qu'on vient serrer contre un écrou de manière à exercer une pression entre la partie antérieure et l'appui sternal. Cette pression empêche le déplacement de l'appui sternal par rapport à la partie antérieure. L'usage de la vis papillon permet d'ajuster l'appui sternal à la position désirée, contrairement au bouton pression, dont les positions sont discrètes. De plus, le verrouillage peut se faire aisément une fois le collet cervical installé sur le patient. Bien que l'appui sternal puisse être ajusté à n'importe quelle position, les indicateurs de position (4) ont été conservés, afin de faciliter l'ajustement. De plus, un indicateur, représenté par une barre rouge (13), a été ajouté pour indiquer à l'installateur où il doit placer ses doigts.

Ensuite, les velcros sur la partie antérieure (8) et celle postérieure (9) ont été conservés. Toutefois, deux bandes de velcro (12 et 14) ont été ajoutées à l'extrémité du prototype et sur la mentonnière (10) respectivement, afin d'assurer une meilleure stabilité dans la fixation. Par ailleurs, les fentes (11) et (6), pour le glissement de l'appui sternal par rapport à la partie antérieure, restent inchangées. Par contre, la fente qui permet le glissement horizontal de la partie postérieure a bien changé. En effet, le prototype a quatre fentes (5) plutôt qu'une seule,

afin d'améliorer la stabilité de partie postérieure. Finalement, la mousse du prototype est une mousse de Néoprène de 1/4'' d'épaisseur.

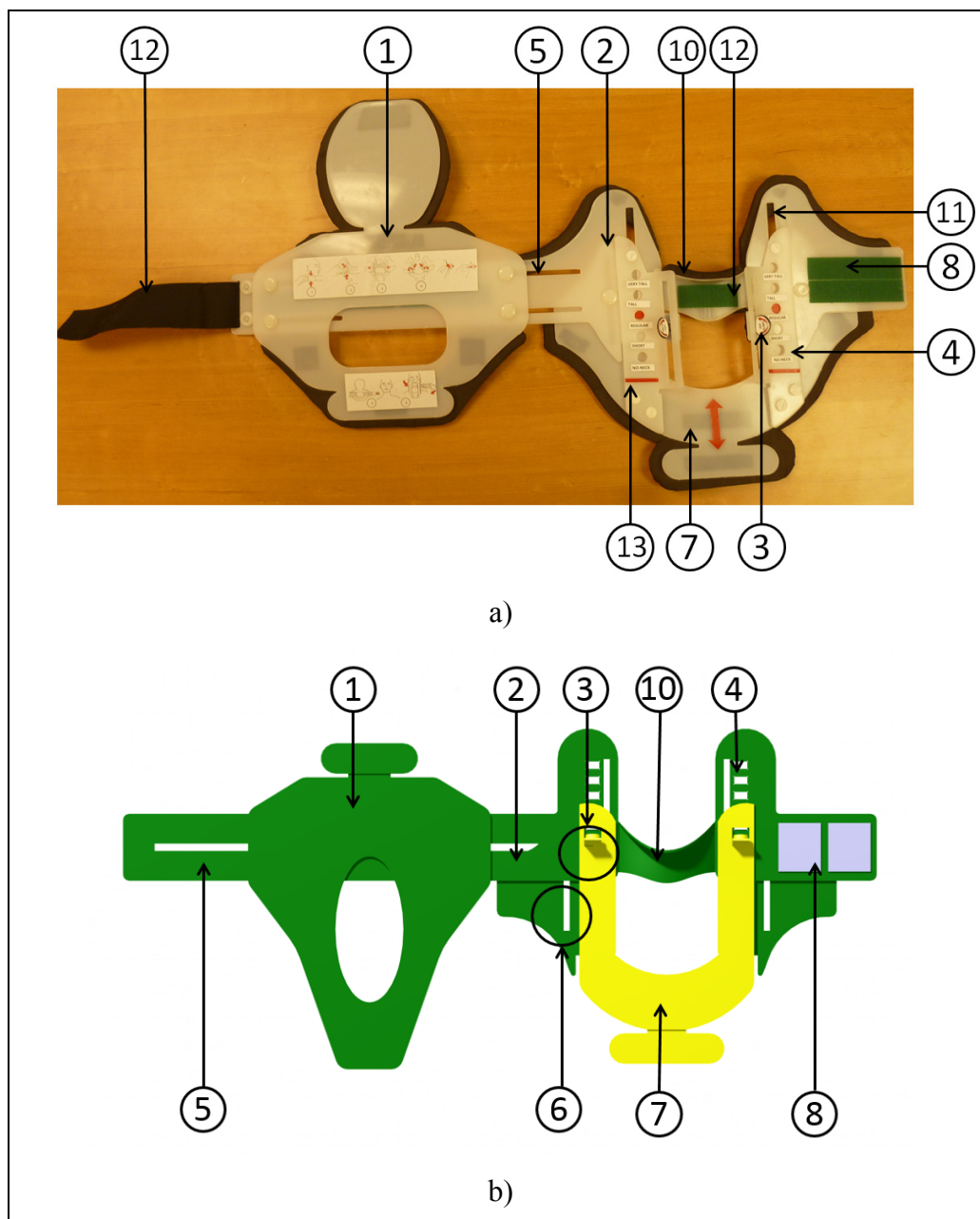


Figure 4.5 Vue de face du prototype final Confocciput a), Vue de face du modèle CAO du Confocciput b)

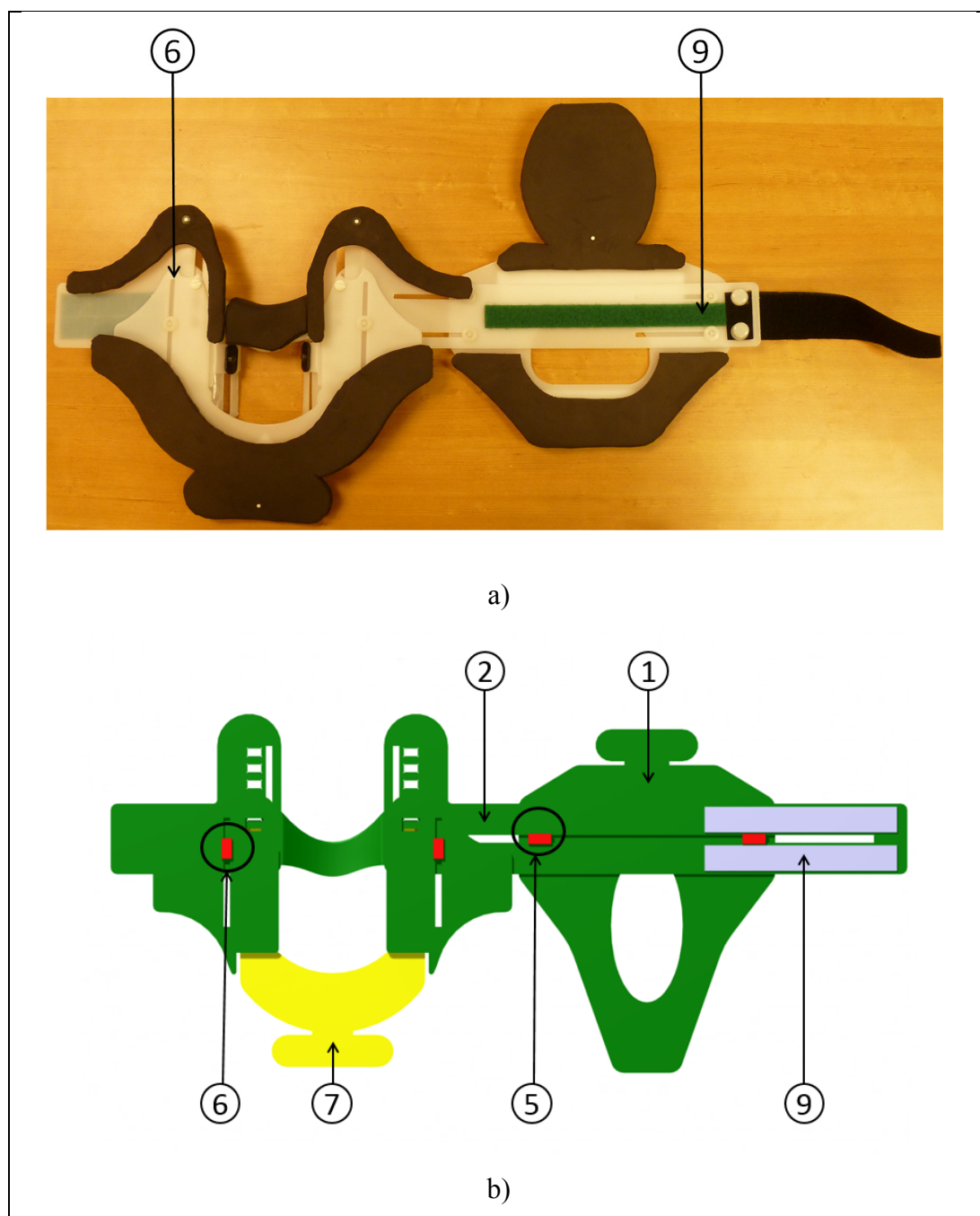


Figure 4.6 Vue de derriere du prototype final a), Vue de derriere du modèle CAO du Confociput b)

#### 4.4 Estimation des coûts

Le coût total des matériaux et des pièces pour fabriquer le prototype du collet Confoccipt est de 16.45\$ (Tableau 4.1). Ce montant ne comprend pas le temps, la main d'œuvre, le moule en prototypage rapide et la découpeuse laser.

Tableau 4.1 Descriptifs des coûts des matériaux et des pièces du prototype final du collet Confoccipt

Descriptif	Quantité	Coût unitaire (\$)	Coût (\$)
Rondelle en Nylon	4	0,17	0,68
Vis papillon 10-24X3/8"	2	0,60	1,20
Feuille d'HDPE, 1/16"X24"X24"	0,75	10,13	7,60
Mousse de Néoprène de 1/4" d'épaisseur	0,25	8,32	2,08
Rivet de diamètre de 0.13"	12	0,28	3,32
Rivet diamètre de 0.25"	6	0,09	0,56
Velcro	8	0,13	1,03
Total	-	-	16,45

#### 4.5 Respect des contraintes

Seulement les vis papillon en métal ne respectent pas la contrainte de radio-transparence et de compatibilité à l'IRM. Toutefois, ces vis peuvent facilement être remplacées par d'autres en nylon. Dans un stade ultérieur, le raffinement du mécanisme de verrouillage pourrait éviter l'utilisation de vis papillon en métal.

Par ailleurs, les matériaux utilisés minimisent les réactions allergiques. En effet, l'utilisation du plastique HDPE est couramment utilisée dans les collets cervicaux et est un plastique qui n'engendre pas des allergies. Il en est ainsi pour la mousse de néoprène.

Finalement, le coût de fabrication est inférieur à 18\$. Pour cette raison, la contrainte économique est respectée.





## **CHAPITRE 5**

### **MÉTHODE D'ÉVALUATION DU PROTOTYPE DU CONFOCCIPUT**

Le temps d'installation, le nombre de points de pressions, l'amplitude en flexion/extension, l'amplitude en inclinaison latérale, l'amplitude en rotation axiale, la facilité d'ajustement et le confort général sont des performances qui doivent être évaluées au cours d'une étude expérimentale. Les comités d'éthique de la recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal (HSCM), de l'École de technologie supérieure (ÉTS) et d'Urgence Santé ont approuvé cette étude. Le dossier de demande d'évaluation de cette étude auprès de ces comités d'éthiques comprenait un protocole expérimental, un formulaire d'information et de consentement, une annonce de recrutement et deux questionnaires sur le confort et la facilité d'ajustement. Cette section présente le protocole expérimental en détail et le traitement des résultats.

#### **5.1 Protocole expérimental**

Lors de la séance d'essai, le sujet a porté deux collets cervicaux préhospitaliers (Stifneck Laerdal et X-Collar) et le prototype du ConfocciPut. Un paramédic d'Urgence Santé expérimenté et formé préalablement pour ces collets cervicaux a installé ces collets cervicaux et le prototype du ConfocciPut. Afin de reproduire les contraintes d'installation dans un véhicule, le sujet était en position assise sur un siège d'automobile et on a maintenu la tête du sujet, lors de l'installation (Figure 5.1).



Figure 5.1 Position du sujet sur le siège d'automobile lors de l'installation du collet cervical dans l'étude pilote

Le paramédic a installé convenablement le collet cervical sur le volontaire. On a chronométré le temps d'installation. Ensuite, au moyen de capteurs de pression FlexiForce disposés à l'intérieur du collet, on a enregistré les données de pression une fois l'installation complétée. Le positionnement des capteurs de pression était à l'intérieur de l'appui zygomatique droit (1) et gauche (2), de l'appui au niveau du menton (3), de l'appui sternal (4) et de l'appui occipital (5), de manière à mesurer la pression statique entre le collet et la peau aux protubérances osseuses (Figure 5.2). Puisque les appuis du Stifneck Laerdal étaient aux mandibules plutôt qu'aux zygomatiques, on a placé les capteurs (1) et (2) au niveau de la mandibule droite et gauche respectivement. Pendant l'acquisition d'une durée de 15 secondes à une fréquence de 10 Hz, le sujet est resté immobile autant que possible.

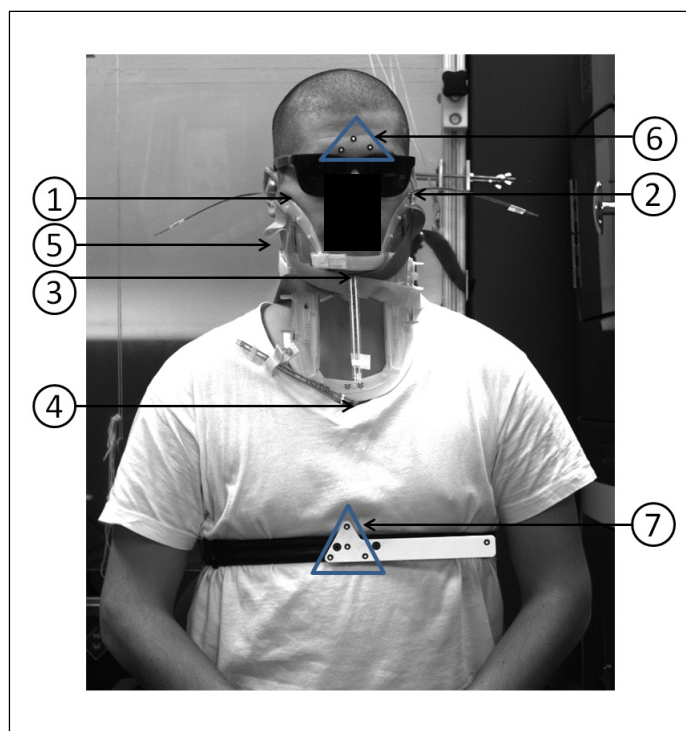


Figure 5.2 Positionnement des capteurs de pression et des marqueurs optiques dans l'étude pilote

Une fois l'acquisition de la pression terminée, on a demandé au sujet d'ouvrir au maximum la bouche pour mesurer la grandeur de l'ouverture de la bouche à l'aide d'un ruban à mesurer. Cette grandeur correspondait à l'écart entre les incisives centrales inférieures et supérieures du volontaire. On a noté ce résultat dans le questionnaire sur le confort (ANNEXE III).

Après ces mesures, on a enlevé le collet cervical et le sujet a bénéficié d'une courte pause. Ensuite, on a répété trois fois l'installation du collet, l'acquisition de la pression et la mesure de l'ouverture de la bouche.

Au troisième essai, le sujet a gardé le collet cervical. Il s'est déplacé afin de s'asseoir sur une chaise qui ne possédait pas d'appui-tête. Une fois le patient assis, on a placé des marqueurs optiques sur le front du sujet (6) (Figure 5.2). Les deux premiers marqueurs optiques étaient

placés à 1 cm au-dessus des sourcils sur la ligne verticale fictive passant par l'extrémité des commissures internes des yeux. Le dernier marqueur était placé à 1 cm au-dessus des marqueurs précédents et au milieu de ceux-ci. On a aussi installé une ceinture, dont des marqueurs optiques étaient fixés, autour du corps au niveau du plexus solaire (7) (Figure 5.2).

Le sujet en position assise a exercé trois types de mouvements cervicaux : flexion/Extension, flexion latérale et rotation axiale. Pour chaque mouvement, on a demandé au sujet d'effectuer trois fois le mouvement en employant une force maximale, tout en gardant l'ensemble du corps immobile. Avant l'acquisition, le sujet a effectué les mouvements de manière à reproduire la force maximale à appliquer. Les caméras optiques du système Pontos disposées en face du volontaire ont enregistré les mouvements à une vitesse d'acquisition de 15 images/sec (Figure 5.3).

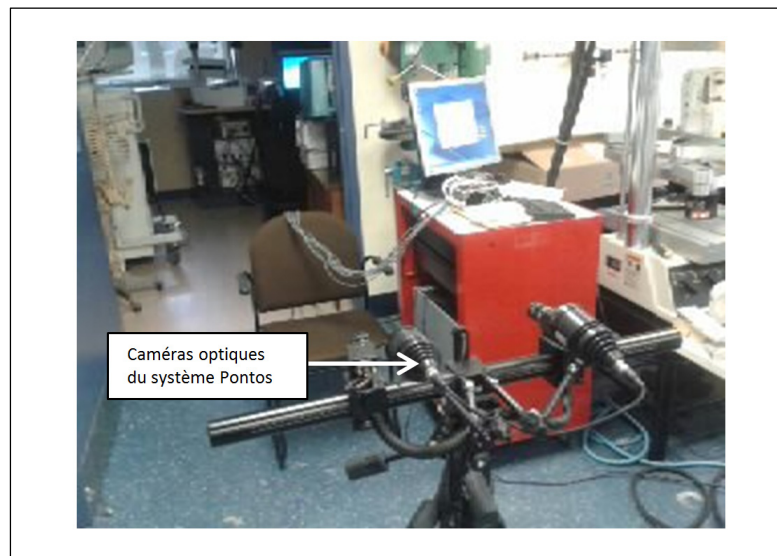


Figure 5.3 Montage des caméras optiques du système Pontos

Après la collecte des données cinématiques, on a enlevé le collet cervical et le volontaire a rempli un court questionnaire concernant le confort général du collet (ANNEXE III). Pendant

ce temps, le paramédic a aussi rempli un court questionnaire concernant l'installation du collet sur le sujet (ANNEXE II). Ces essais ont été répétés pour chaque collet cervical et pour chaque sujet. L'ordre d'installation des collets était aléatoire.

### 5.1.1 Sujets

Trois sujets ont participé à cette étude pilote. Le recrutement des sujets sains s'est fait au Centre de recherche de l'Hôpital de Sacré-Cœur de Montréal. Toute personne présentant des troubles de santé (mobilité ou posture) qui pouvaient affecter les données, des blessures ou ayant déjà subi des lésions au rachis et des plaies ouvertes ne pouvait pas participer à cette étude.

Une femme et deux hommes ont participé à l'étude. On a mesuré la longueur du cou et le poids de chaque sujet afin de prendre en compte ces caractéristiques lors de l'analyse des données. Les caractéristiques anatomiques de chaque sujet sont présentées au Tableau 5.1.

Tableau 5.1 Caractéristiques anatomiques des sujets de l'étude

Sujet	1	2	3
Longueur du cou (cm)	8	7	6
Poids (Kg)	83	50	81
Genre (F : Femme, H : Homme)	H	F	H

### 5.1.2 Acquisition de la pression

Pour l'acquisition de la pression, on a utilisé cinq capteurs FlexiForce du modèle A201 (4.4 N). Les spécifications techniques de ce capteur sont présentées à l'ANNEXE IX. Ces capteurs possèdent une surface sensible à la pression. Cette surface a un diamètre de 9,53 mm. Elle est composée de deux couches de polyester. Sur chacune d'elle, un matériau

conducteur (argent) et une encre sensible à la pression sont appliqués. Finalement, un adhésif recouvre les deux couches de polyester.

Chaque capteur de pression est connecté au circuit électrique présenté à la Figure 5.4 (Tekscan, s.d.). Le circuit électrique recommandé par le fournisseur a été légèrement modifié afin d'optimiser les performances. Ces modifications consistent en l'ajout de condensateurs aux alimentations de l'ampli à l'entrée et à la sortie du circuit de manière à filtrer les hautes fréquences. Finalement, une résistance R a été ajoutée à la sortie de l'ampli pour l'obtention d'un *offset*.

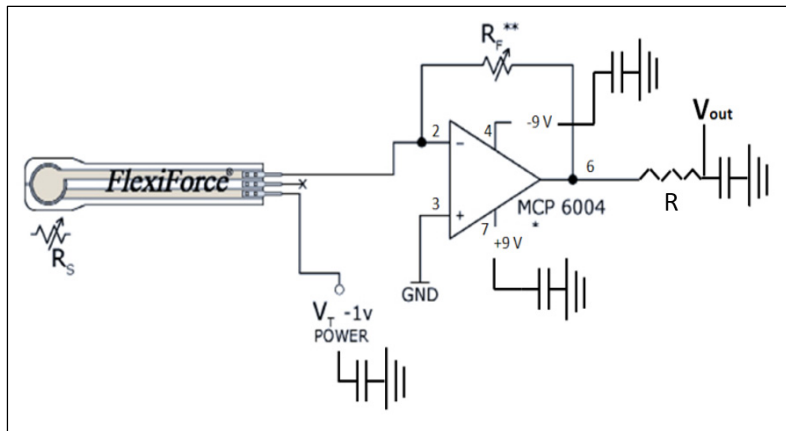


Figure 5.4 Circuit électrique connecté à un capteur FlexiForce  
Adaptée de Tekscan (s.d)

La surface de détection du capteur FlexiForce agit comme résistance variable  $R_S$ . L'augmentation de la pression sur cette surface diminue la valeur de la résistance. La tension de sortie est donnée à l'équation (5.1).

$$V_{out} = -V_T * \left( \frac{R_F + R}{R_S} \right) \quad (5.1)$$

Les résistances  $R_F$  et  $R$  ont été déterminés pour chacun des cinq capteurs afin d'optimiser la sensibilité du circuit pour une plage entre 0 et 1.8 N. Cette plage a été choisie en fonction de la pression moyenne la plus élevée mesurée dans l'étude de Plaisier (Plaisier et al., 1994). La pression moyenne et son écart-type est de  $80 \pm 25$  mm Hg. Le résultat de la multiplication de la valeur supérieure (105 mm Hg) avec un facteur de sécurité de 2 est de 205 mm Hg. Cette pression correspond à une force de 1.8 N sur la surface détectable du capteur.

Grâce au programme LabView, les données de tension de sortie  $V_{out}$  sont converties en force et en pression. Cette conversion est permise, suite à l'obtention de la courbe de calibration. Pour la calibration, six forces ont été appliquées uniformément par un appareil de chargement mécanique (ElectroForce® 3200, BOSE inc.) sur la totalité de la surface détectable des capteurs de pressions (Figure 5.5). L'utilisation de rondelles rigides de superficie identique à celle de la surface détectable a permis la répartition uniforme de la force. Les forces appliquées sont 0.3, 0.6, 0.9, 1.2, 1.5 et 1.8 N.

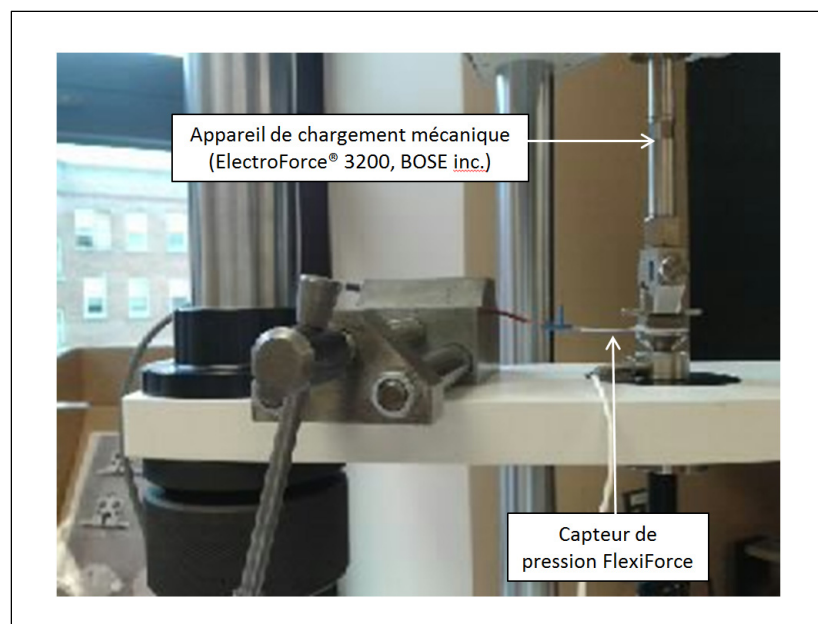


Figure 5.5 Montage de la calibration des capteurs FlexiForces avec la BOSE

Préalablement à la calibration des capteurs, leur conditionnement a été effectué. Ainsi, une force égale à 110% de 1.8N (2.0N) a été appliquée cinq fois pendant 5 secondes sur chacun des capteurs.

Bien que la sensibilité de la mesure de pression ait été optimisée pour une plage de force entre 0 et 1.8 N, la précision du capteur FlexiForce peut engendrer une erreur de linéarité de  $\pm 3 \%$ , une erreur de répétabilité de 2.5 %, une erreur d'hystérésis de 4.5 % et une dérive de 5 % en fonction d'une échelle de temps logarithmique (ANNEXE IX).

### **5.1.3 Acquisition du mouvement de la tête**

Le système d'acquisition PONTOS a été utilisé pour faire l'analyse des mouvements en flexion-extension, inclinaison latérale et rotation axiale permis par les collets. Les deux caméras utilisées dans cette étude ont une résolution de 2448X2050 pixels. La durée d'exposition des caméras a été de 56,666 ms. Avant l'acquisition du mouvement, la calibration des caméras a été réalisée pour l'obtention des coordonnées 3D en mm à partir d'images 2D en pixels. La calibration consistait à la prise de deux images (une image par caméra) d'un objet de calibration comportant des points disposés à des distances connues et configurés de façon à permettre au logiciel ProAnalyst d'établir la relation entre les coordonnées 3D et celles 2D .

L'utilisation du logiciel ProAnalyst a permis l'obtention des coordonnées des marqueurs disposés sur le front et sur le corps au niveau du plexus solaire du sujet. ProAnalyst a calculé les coordonnées des marqueurs dans le temps à partir du référentiel global. Ce référentiel se positionnait au niveau du plexus solaire du volontaire (Figure 5.6). L'axe Y et X du référentiel global sont les droites passant par les marqueurs disposés sur la ceinture. L'orientation du système d'axe choisie dans cette étude est la même que celle dans l'étude d'Ivancic (Ivancic, 2013).



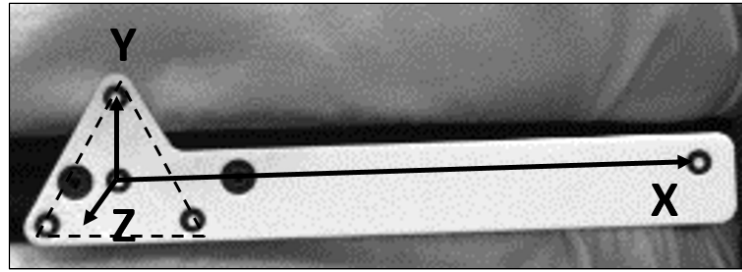


Figure 5.6 Référentiel global pour l'étude du mouvement de la tête par rapport au plexus solaire

Cette section présente la description du calcul matriciel du mouvement relatif entre le front et le plexus solaire. La Figure 5.7 schématise le calcul du mouvement relatif et est utile pour la compréhension des équations.

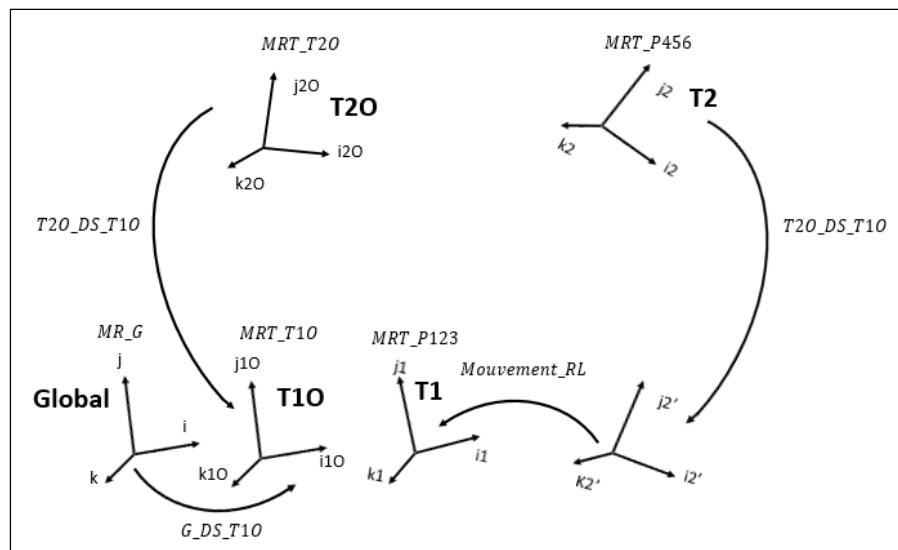


Figure 5.7 Schéma du calcul du mouvement relatif de la tête par rapport au plexus solaire

Les trois marqueurs dans le front forment le tripode 2 et les trois marqueurs sur la ceinture passant par le triangle en pointillé forment le tripode 1 (Figure 5.6). Le centre et le repère orthonormé de chaque tripode au temps zéro sont calculés à partir des coordonnées des trois marqueurs. Ensuite, on calcule la matrice de rotation et de translation du tripode 2

(MRT\_T2O) et du tripode 1 (MRT\_T1O). La matrice de transformation pour exprimer le tripode 2 dans le repère du tripode 1 au temps 0 (T2O\_DS\_T1O) s'obtient comme suit:

$$MRT_{T2O} * T2O\_DS\_T1O = MRT_{T1O} \quad (5.2)$$

$$T2O\_DS\_T1O = MTR_{T2O}^{-1} * MRT_{T1O} \quad (5.3)$$

Ensuite, la matrice de rotation et de translation au temps i du tripode 2 (MTR\_P456) et du tripode 1 (MRT\_P123) est calculée. Le mouvement relatif du tripode 2 par rapport au tripode 1 dans le repère du tripode 1 au temps 0 (Mouvement\_RL) se calcule comme suit:

$$MRT_{P456} * T2O\_DS\_T1O * Mouvement\_RL = MRT_{P123} \quad (5.4)$$

$$Mouvement\_RL = (MRT_{P456} * T2O\_DS\_T1O)^{-1} * MRT_{P123} \quad (5.5)$$

Pour exprimer le mouvement relatif dans le repère global, on doit calculer la matrice de rotation, qui exprime le repère global dans le repère du tripode 1 au temps 0 (G\_DS\_T10) :

$$MR\_G * G\_DS\_T10 = MRT_{T1O} \quad (5.6)$$

$$G\_DS\_T10 = MR\_G^{-1} * MRT_{T1O} \quad (5.7)$$

Le mouvement relatif dans le repère global (Mouvement\_RG) est exprimé comme suit :

$$Mouvement\_RG * G\_DS\_T10 = G\_DS\_T10 * Mouvement\_RL \quad (5.8)$$

$$Mouvement\_RG = G\_DS\_T10 * Mouvement\_RL * G\_DS\_T10^{-1} \quad (5.9)$$

La convention utilisée pour la séquence d'axes mobiles est XY'Z'' (Ivancic, 2013). Ainsi, on calcule l'angle autour de X ( $\alpha$ ), de Y ( $\beta$ ) et de Z ( $\gamma$ ) en utilisant les équations (5.12), (5.13) et (5.14). La matrice de rotation et de translation du mouvement relatif dans le repère global

(*Mouvement\_RG*) est présentée ci-dessous, où c, s, 1, 2 et 3 représente cosinus, sinus,  $\alpha$ ,  $\beta$  et  $\gamma$  respectivement.

$$Mouvement\_RG = \begin{bmatrix} [R]_{3 \times 3} & [T]_{3 \times 1} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

$$Mouvement\_RG = \begin{bmatrix} c2c3 & -c2c3 & s2 \\ c1s3 + c3s1s2 & c1c3 - s1s2s3 & -c2s1 \\ s1s3 - c1c3s2 & c3s1 + c1s2s3 & c1c2 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} [T]_{3 \times 1} \quad (5.11)$$

$$\alpha = atan2(Mouvement\_RG(2,3), Mouvement\_RG(3,3)) * \frac{180}{\pi} \quad (5.12)$$

$$\beta = -sin(Mouvement\_RG(1,3)) * \frac{180}{\pi} \quad (5.13)$$

$$\gamma = atan2(Mouvement\_RG(1,2), Mouvement\_RG(1,1)) * \frac{180}{\pi} \quad (5.14)$$

## 5.2 Traitement des résultats

Le traitement des résultats comprend le calcul de la moyenne et l'étendue des données (min et max). Les valeurs et les variations des mesures permettent de déterminer le nombre de sujets nécessaires pour qu'une étude complète ultérieure procure des résultats significatifs. Ensuite, les résultats ont été entrés dans le barème d'évaluation pour l'obtention de la note du Confociput comparativement aux deux autres collets cervicaux évalués dans cette étude.



## CHAPITRE 6

### RÉSULTATS

Ce chapitre présente les résultats relatifs au temps d'installation, à la facilité d'installation, au confort général, à la pression de contact et aux amplitudes de mouvement de l'étude pilote. De plus, les autres performances des spécifications techniques présentes dans le barème d'évaluation sont aussi présentées dans ce chapitre.

#### 6.1 Temps d'installation, facilité d'installation et confort général

Le Tableau 6.1 présente le temps moyen d'installation des trois essais et des trois sujets, pour chaque collet cervical. L'intervalle minimal et maximal des mesures du temps est aussi présenté dans ce tableau. On observe que le Confocciput a le deuxième meilleur temps, le collet Stifneck obtenant le meilleur temps.

Tableau 6.1 Temps d'installation du Confocciput, du Stifneck et du XCollar

Temps (s)	Confocciput	Stifneck	XCollar
Moyenne	51	32	110
Min	35	23	80
Max	70	49	170

Le Tableau 6.2 présente la note moyenne des évaluations sur la facilité d'installation sur les trois sujets par un paramédic. L'intervalle minimal et maximal des notes est aussi présenté dans ce tableau. On observe que le Confocciput a la meilleure note, suivi du Stifneck.

Tableau 6.2 Facilité d'installation du Confocciput, du Stifneck et du XCollar

/12	Confocciput	Stifneck	XCollar
Moyenne	11	9	7
Min	11	9	7
Max	11	10	7

Le Tableau 6.3 présente la note moyenne des évaluations sur le confort général des trois sujets. L'intervalle minimal et maximal des notes des sujets est aussi présenté dans ce tableau. On observe que le Confocciput a la meilleure note, suivi du collet Stifneck.

Tableau 6.3 Confort général du Confocciput, du Stifneck et du XCollar

/30	Confocciput	Stifneck	XCollar
Moyenne	22	19	16
Min	19	15	10
Max	25	23	21

## 6.2 La pression de contact

Suite à l'obtention des courbes de calibration des capteurs (*Voir* Figure-A X-1) on a placé les capteurs 1, 2, 3, 4 et 5 au zygomatique ou à la mandibule gauche, au zygomatique ou à la mandibule droite, au menton, au sternum et à l'occiput respectivement. Les pressions moyennes des trois essais et les intervalles de pression maximale et minimale sont présentés pour chaque sujet.

## Sujet 1

La Figure 6.1 présente les pressions moyennes générées sur le sujet 1 par le Confocciput, le Stifneck Laerdal et le XCollar. La pression au zygomatique ou à la mandibule gauche est similaire d'un collet à un autre. Toutefois, la pression générée au zygomatique droit par le Confocciput ou le XCollar semble plus faible que la pression générée à la mandibule droite par le Stifneck. Quant à la pression au niveau du menton, le Stifneck semble offrir la meilleure performance, suivie du Confocciput. Ensuite, aucune conclusion ne peut être portée à la pression générée au sternum, car elle est inférieure à 26 mm Hg pour le Confocciput et le Stifneck (*Voir ANNEXE X, p.169*). Finalement, le Confocciput semble offrir une plus faible pression à l'occiput comparativement aux deux autres collets cervicaux.

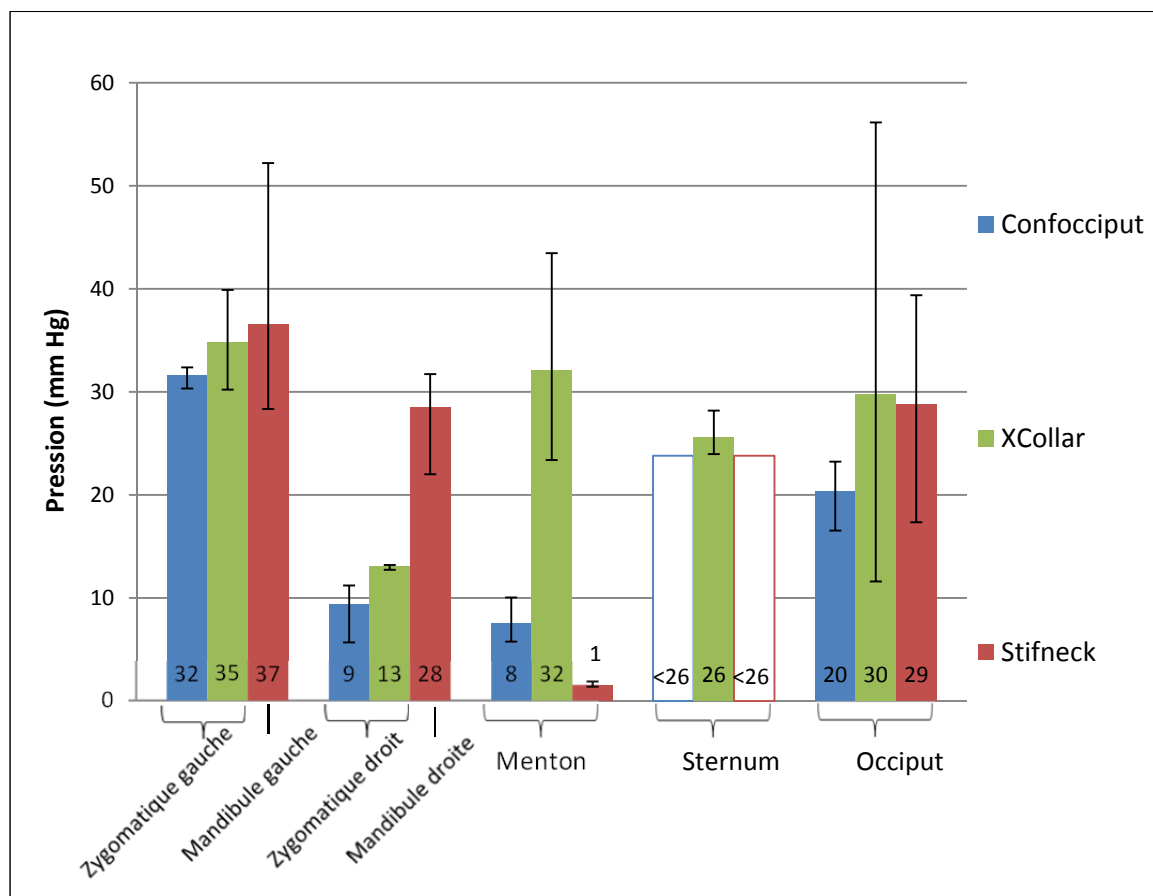


Figure 6.1 Pression générée par le Confocciput, le XCollar et le Stifneck sur le sujet 1

Pour chaque essai, les pressions supérieures à 32 mm Hg ont été identifiées. Puis on a calculé le nombre total des points de pression supérieure à 32 mm Hg pour les trois essais (Tableau 6.4). Ainsi, le Confocciptut génère une pression supérieure à 32 mm Hg à deux essais au zygomatique gauche. Quant au Stifneck, il génère une pression supérieure à 32 mm Hg à la mandibule gauche, à la mandibule droite et à l'occiput à un essai, deux essais et un essai respectivement. Finalement, le XCollar génère une telle pression au zygomatique gauche, au menton et à l'occiput à deux essais, un essai et un essai respectivement.

Tableau 6.4 Nombre de points de pression supérieurs à 32 mm Hg, sujet 1 du Confocciptut, du Stifneck et du XCollar

	Zygomatique ou mandibule gauche (capteur 1)	Zygomatique ou mandibule droit (capteur 2)	Menton (capteur 3)	Sternal (capteur 4)	Occiput (capteur 5)
Confocciptut	2	0	0	0	0
Stifneck	1	2	0	0	1
XCollar	2	0	1	0	1

## Sujet 2

La Figure 6.2 présente les pressions moyennes générées sur le sujet 2 par le Confocciptut, le Stifneck Laerdal et le XCollar. Pour toutes les régions, le XCollar semble générer une pression plus élevée comparativement aux deux autres collets cervicaux. Par ailleurs, la pression aux zygomatiques engendrée par le Confocciptut semble plus élevée que celle aux mandibules engendrée par le Stifneck. Quant à la pression au niveau du menton, le Confocciptut et le Stifneck semble offrir des performances similaires. Finalement, le Confocciptut semble offrir une plus faible pression à l'occiput comparativement au Stifneck.



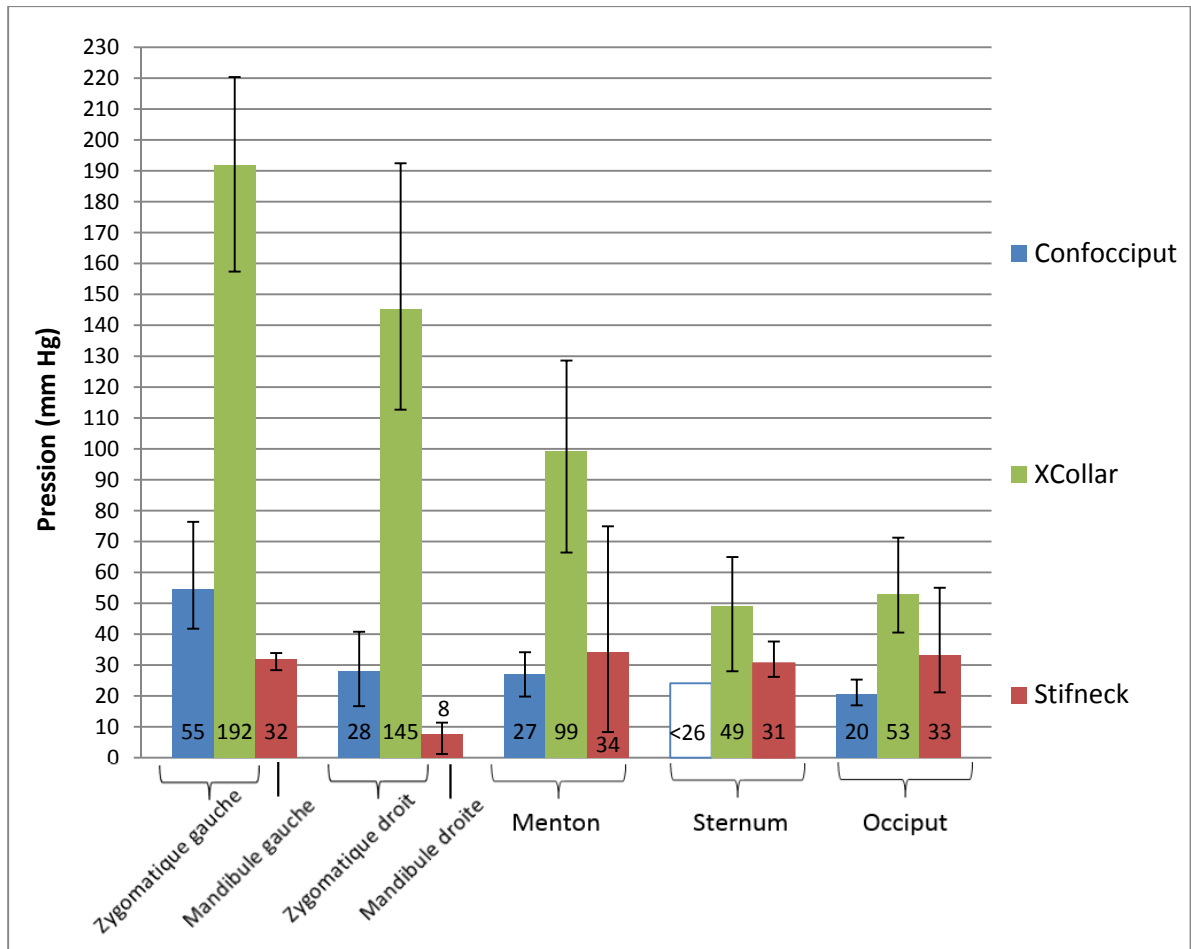


Figure 6.2 Pression générée par le Confoccipt, le XCollar et le Stifneck sur le sujet 2

Le Tableau 6.5 présente le nombre de points de pression supérieurs à 32 mm Hg du sujet 2 pour les trois essais. Ainsi, le Confoccipt génère une pression, qui excède 32 mm Hg, au zygomatic gauche, au zygomatic droit et au menton à trois essais, un essai et deux essais respectivement. Ensuite, le Stifneck génère une telle pression à la mandibule gauche, au menton, au sternum et à l'occiput à deux essais, un essai, un essai et un essai respectivement. Finalement, le XCollar génère une pression supérieure à 32 mm Hg à toutes les régions pour les trois essais, sauf à un seul essai au niveau du sternum, dont la pression n'excède pas 32 mm Hg.

Tableau 6.5 Nombre de points de pression supérieurs à 32 mm Hg, sujet 2 du Confoccipt, du Stifneck et du XCollar

	Zygomatique ou mandibule gauche (capteur 1)	Zygomatique ou mandibule droit (capteur 2)	Menton (capteur 3)	Sternal (capteur 4)	Occiput (capteur 5)
Confoccipt	3	1	2	0	0
Stifneck	2	0	1	1	1
XCollar	3	3	3	2	3

### Sujet 3

La Figure 6.3 présente les pressions moyennes générées sur le sujet 3 par le Confoccipt, le Stifneck Laerdal et le XCollar. Le Stifneck semble offrir de meilleures performances au niveau des mandibules, du menton et du sternum comparativement aux performances au niveau des zygomatiques, du menton et du sternum des deux autres collets cervicaux. Ensuite, la pression au niveau des zygomatiques générée par le Confoccipt est plus faible que celle générée par le XCollar. Quant à la pression au niveau du menton, le XCollar offre une meilleure performance qu'avec le Confoccipt. La pression au niveau du sternal est similaire pour le Confoccipt et le XCollar. Finalement, le Confoccipt et le XCollar génèrent une pression similaire au niveau de l'occiput et elle est plus faible qu'avec le Stifneck.

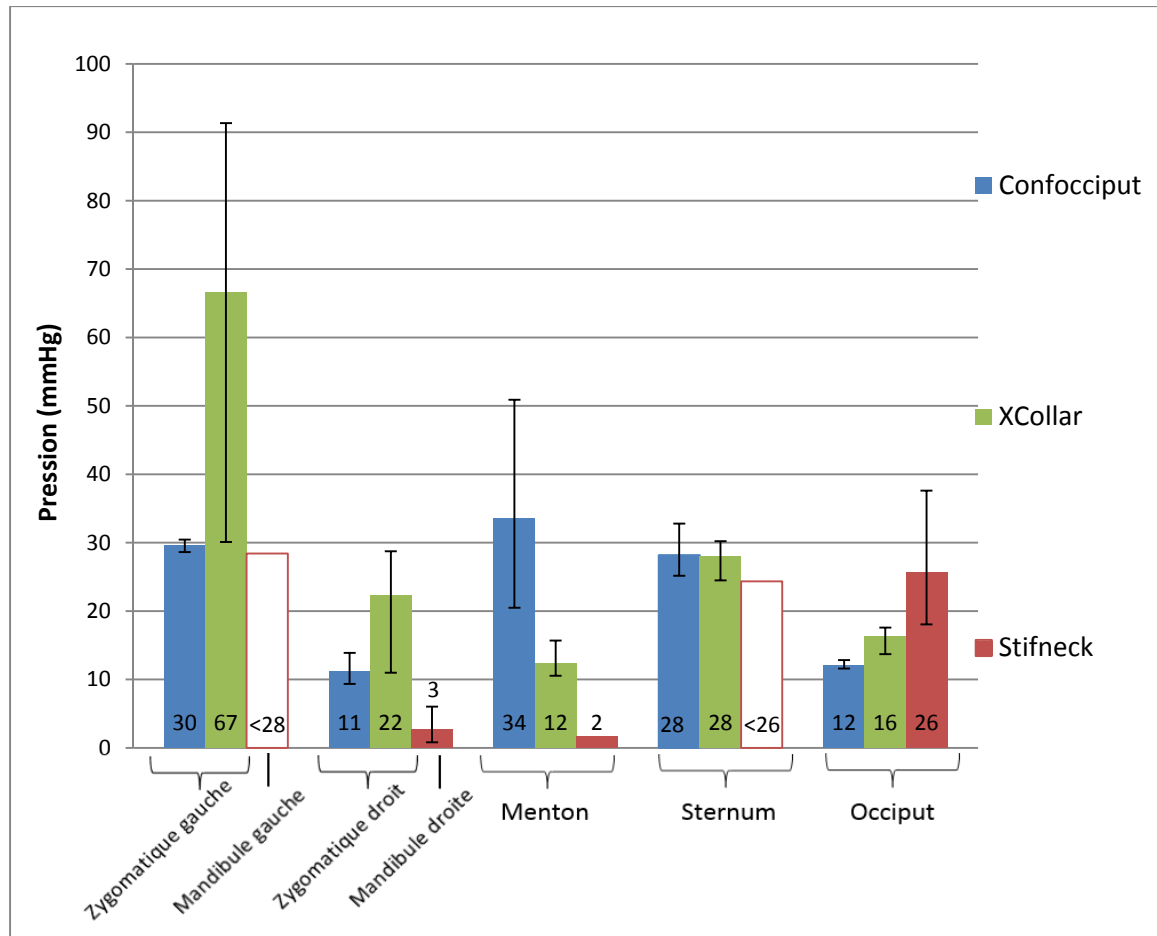


Figure 6.3 Pression générée par le ConfocciPut, le XCollar et le Stifneck sur le sujet 3

Le Tableau 6.6 présente le nombre de points de pression supérieurs à 32 mm Hg du sujet 3 pour les trois essais. Ainsi, le ConfocciPut génère une pression supérieure à 32 mm Hg, au menton et au sternum à un essai. Ensuite, le Stifneck génère une telle pression à l'occiput à un essai. Finalement, le XCollar génère une pression supérieure à 32 mm Hg au zygomatique gauche à deux essais.

Tableau 6.6 Nombre de points de pression supérieurs à 32 mm Hg, sujet 3 du Confoccipt, du Stifneck et du XCollar

	Zygomatique ou mandibule gauche (capteur 1)	Zygomatique ou mandibule droit (capteur 2)	Menton (capteur 3)	Sternal (capteur 4)	Occiput (capteur 5)
Confoccipt	0	0	1	1	0
Stifneck	0	0	0	0	1
XCollar	2	0	0	0	0

Le Tableau 6.7 présente la somme des points de pression des trois essais et des trois sujets. Ainsi, au total le Confoccipt et le Stifneck génèrent dix points de pression et le XCollar génère vingt points de pression. La moyenne approximative du nombre de points de pression générés pour un sujet à un essai est un pour le Confoccipt et le Stifneck et deux pour le XCollar. Par ailleurs, le XCollar génère des points de pressions à toutes les régions alors que le Confoccipt et le Stifneck les concentrent essentiellement aux Zygomatiques ou aux mandibules.

Tableau 6.7 Nombre de points de pression supérieurs à 32 mm Hg des trois sujets du Confoccipt, du Stifneck et du XCollar

	Zygomatique ou mandibule gauche	Zygomatique ou mandibule droit	Menton	Sternal	Occiput	Total
Confoccipt	5	1	3	1	0	10
Stifneck	3	2	1	1	3	10
XCollar	7	3	4	2	4	20

### 6.3 Les amplitudes de mouvement

Cette section présente les amplitudes maximales de mouvement effectuées par les trois sujets. L'angle de rotation autour de X ( $\alpha$ ), l'angle autour d'Y ( $\beta$ ) et l'angle autour de Z ( $\gamma$ ) est calculé pour la flexion/extension, l'inclinaison latérale et la rotation axiale respectivement.

Le Tableau 6.8 présente l'angle ( $\alpha$ ) en flexion/extension de chaque sujet selon les trois collets cervicaux. Les amplitudes en flexion/extension du Confoccipt et du Stifneck sont similaires. Le XCollar semble offrir une meilleure performance en flexion/extension.

Tableau 6.8  $\alpha$  (degré) lors du mouvement en flexion/extension permis par les collets préhospitaliers

Sujet	Confoccipt	Stifneck	XCollar
1	55	38	34
2	23	31	20
3	22	27	24
Moyenne	34	32	26

Le Tableau 6.9 présente l'angle ( $\beta$ ) en inclinaison latérale de chaque sujet selon les trois collets cervicaux. Bien que les amplitudes en inclinaison latérale des trois collets cervicaux soient similaires, le Confoccipt semble un peu moins bien limiter ce mouvement.

Tableau 6.9  $\beta$  (degré) lors du mouvement en inclinaison latéral permis par les collets préhospitaliers

Sujet	Confoccipt	Stifneck	XCollar
1	48	37	37
2	18	19	16
3	41	40	36
Moyenne	36	32	30

Le Tableau 6.10 présente l'angle ( $\gamma$ ) en rotation axiale de chaque sujet selon les trois collets cervicaux. Bien que les amplitudes en rotations axiales des trois collets soient similaires, le Confocciput semble mieux limiter ce mouvement que les deux autres collets.

Tableau 6.10  $\gamma$  (degré) lors du mouvement en rotation axiale permis par les collets préhospitaliers

Sujet	Confocciput	Stifneck	XCollar
1	48	42	68
2	25	27	24
3	18	43	26
Moyenne	30	37	39

#### 6.4 Évaluation des performances à l'aide du barème d'évaluation

Cette section présente l'évaluation des performances des autres spécifications techniques dans le barème d'évaluation. Ces spécifications techniques sont le nombre d'ajustements, l'amplitude de l'ajustement en hauteur, l'incrément de l'ajustement en hauteur et le nombre d'étapes d'installation.

Le nombre d'ajustements du Confocciput est de trois : hauteur du cou, circonférence du cou et position de l'occiput. Le XCollar possède les mêmes ajustements que le Confocciput en plus de l'ajustement au menton. Ainsi, le XCollar a quatre ajustements. Quant au Stifneck, il n'a que deux ajustements : hauteur du cou et circonférence du cou.

Par ailleurs, l'amplitude de l'ajustement en hauteur mesurée avec un ruban à mesurer est de 70 mm, 45 mm et de 90 mm pour le Confocciput, le Stifneck Laerdal et le XCollar respectivement. Quant à l'incrément, il est continu pour le Confocciput. Ainsi, l'appui sternal du Confocciput peut être à la hauteur exacte. Le Stifneck possède des incréments de 15 mm et ceux du XCollar sont de 3 mm.

Ensuite, l'installation du ConfocciPut nécessite neuf étapes. Celles-ci sont : 1) mesurer la hauteur du cou avec les doigts, 2) ajuster le collet à la bonne hauteur 3) verrouiller le côté droit du collet, 4) verrouiller le côté gauche du collet, 5) glisser le collet en arrière de la tête du patient, 6) centrer la partie postérieure avec l'arrière de la tête, 7) placer la mentonnière en dessous du menton, 8) ajuster le collet en fonction de la circonférence du cou du patient et 9) refermer le collet avec le velcro. Quant au Stifneck, il requiert huit étapes pour l'installation. Celles-ci sont : 1) mesurer la hauteur du cou avec les doigts, 2) ajuster le collet à la bonne hauteur 3) verrouiller le côté droit du collet, 4) verrouiller le côté gauche du collet, 5) glisser le collet en arrière de la tête du patient, 6) placer la mentonnière en dessous du menton, 7) ajuster le collet en fonction de la circonférence du cou du patient et 8) refermer le collet avec le velcro. L'installation du XCollar comprend douze étapes. Celles-ci sont : 1) déplier le collet, 2) ajuster le collet au maximum de sa longueur, 3) glisser le collet en arrière de la tête du patient, 4) placer la mentonnière en dessous du menton, 5) fermer le collet, 6) ajuster la circonférence du collet du côté droit, 4) ajuster la circonférence du collet du côté gauche, 7) ajuster l'appui sternal à la bonne hauteur, 8) verrouiller le côté droit du collet, 9) verrouiller le côté gauche du collet, 10) ajuster la sangle au niveau du menton, 11) ajuster la sangle croisée du côté droit et 12) ajuster la sangle croisée du côté gauche.

## **6.5 Évaluation globale de la performance du ConfocciPut**

Enfin, une synthèse de l'analyse de performance du ConfocciPut par rapport aux collets Stifneck et Xcollar est effectuée en regard du barème d'évaluation. La performance de chaque spécification technique est introduite dans le barème d'évaluation (Tableau 3.4). Pour chacune des performances, une cote lui est associée (Tableau 6.11). Le cumulatif des cotes est calculé pour l'obtention d'une note finale. Ainsi, la note finale du ConfocciPut, du Stifneck et du XCollar est de 83%, 56% et 66% respectivement.

Tableau 6.11 Évaluation finale du Confocciptut comparativement aux deux autres collets

Collet cervical	Confocciptut		Stifneck		XCollar	
Spécifications techniques	Performance	Cote	Performance	Cote	Performance	Cote
Nombre d'ajustements	3 ajus.	3	2 ajus.	2	4 ajus.	3
Amplitude Flexion/ Extension	33 deg.	3	32 deg.	3	26 deg.	3
Amplitude Inclinaison latérale	36 deg.	2	32 deg.	3	30 deg.	3
Amplitude Rotation axiale	30 deg.	3	37 deg.	2	39 deg.	2
Confort générale du patient	22/30	2	19/30	1	16/30	1
Nombre de points de pression	1 PP	2	1 PP	2	2 PP	1
Amplitude de l'ajustement en hauteur	70 mm	3	45 mm	1	90 mm	3
Incrément de l'ajustement en hauteur	incrément continu	3	15 mm	1	3 mm	3
Nombre d'étapes d'installation	9	2	8	2	12	1
Facilité d'ajustement	11/12	3	9/12	2	7/12	1
Temps d'installation	51 sec.	1	32 sec.	2	110 sec.	0
Total		<b>208</b>		<b>140</b>		<b>165</b>
%		<b>83</b>		<b>56</b>		<b>66</b>



## CHAPITRE 7

### DISCUSSION

Cette section présente la discussion concernant l'approche méthodologique de conception, les résultats expérimentaux, les limitations de l'étude, les points forts et les points à améliorer du Confocciput et la portée commerciale du Confocciput.

#### 7.1 Discussion concernant l'approche méthodologique de conception

Lors de la recherche de solutions la matrice de Pugh, qui permet une évaluation qualitative, a été utilisée, car les performances exactes n'étaient pas connues. Suite à l'obtention des résultats de l'étude, le barème d'évaluation a été utilisé. Le Tableau 7.1 montre les cotes attendues lors de la recherche de solutions (Att.) et les cotes attribuées dans le barème d'évaluation (Bar.). On observe que certaines performances attendues du Xcollar et du Confocciput ont été surévaluées (en rouge) et sous-évaluées (en bleu) comparativement aux performances du Stifneck. Pour ces performances une cote ajustée relative aux performances réelles du Stifneck a été attribuée. Les cotes ajustées (Ajust.) sont présentées dans le Tableau 7.1.

Le nouveau total des cotes ajustées et pondérées du Xcollar et du Confocciput est plus faible que le total estimé initialement pour les deux collets. Avec les connaissances acquises lors de l'expérimentation, une meilleure estimation des performances des solutions peut être réalisée. Les trois autres solutions ont été révisées et elles ont toutes obtenu un résultat plus faible que celui estimé. Bien que le total ajusté soit plus faible que celui estimé, le Confocciput reste la solution la plus prometteuse.

Dans un premier temps, l'utilisation de la matrice de Pugh a permis d'identifier la solution qui permet d'optimiser les critères de performances. Bien que cette méthode soit qualitative

et moins précise que le barème d'évaluation elle a été utile et pertinente à ce stade. Pour des itérations additionnelles du processus de conception, l'utilisation du barème d'évaluation serait recommandée.

Tableau 7.1 Résultats de la matrice de Pugh, du barème d'évaluation et cotes ajustées relatives aux performances du Stifneck

		Stifneck		Xcollar			Confocciptut		
Spécifications techniques	Poids	Att.	Bar.	Att.	Bar.	Ajust.	Att.	Bar.	Ajust.
Nombre d'ajustements	9,98	0	2	2	3	1	1	3	1
Amplitude en flex/ext	8,46	0	3	2	3	0	1	3	0
Confort général du patient	8,32	0	1	-1	1	0	1	2	1
Nombre de points de pression	8,03	0	2	-1	1	-1	1	2	0
Amplitude de l'ajustement en hauteur	7,23	0	1	2	3	2	2	3	2
Nombre d'étapes d'installation	7,16	0	2	-2	1	-1	-1	2	0
Amplitude en inclinaison. Lat	7,16	0	3	2	3	0	1	2	-1
Amplitude en rotation lat	7,16	0	2	2	3	1	1	3	1
Facilité d'ajustement	6,58	0	2	-2	1	-1	0	3	1
Temps d'installation	6,44	0	2	-2	0	-2	-1	1	-1
Total		0		23,3		-3,1	50,0		32,9

## 7.2 Discussion des résultats expérimentaux

Les résultats expérimentaux discutés sont ceux obtenus lors de l'étude pilote. Ces résultats sont le temps d'installation, la facilité d'installation, le confort général, la pression de contact et l'amplitude de mouvement.

## **Temps d'installation**

L'écart entre la valeur minimale et maximale du temps d'installation est grand. Cet écart est de 35, 26 et 90 secondes pour le Confocciput, le Stifneck et le XCollar respectivement. Cet écart pourrait être expliqué par la variabilité morphologique interindividuelle et l'expertise du paramédic qui diffère pour les trois collets. En ce qui concerne la variabilité morphologique, il a été observé que l'espace entre la tête et le siège d'auto était différent d'un sujet à un autre. Pour cette raison, le paramédic pouvait éprouver plus de difficulté à glisser le collet en arrière de la tête d'un sujet lorsque l'espace était plus petit. L'expertise du paramédic à installer le collet cervical, quant à elle, diffère selon le collet cervical. En effet, le paramédic a utilisé le Stifneck pendant trois ans, alors qu'il a reçu une formation d'une heure seulement pour l'installation du Confocciput et du XCollar. Pour cette raison, le paramédic commettait plus d'erreurs avec le Confocciput et le XCollar qu'avec le Stifneck lors de l'installation. Ces erreurs se sont produites sur quelques essais (essais 1 avec sujet 2 avec Confocciput, essais 1 avec sujet 2 avec XCollar, essais 3 avec sujet 1 avec Confocciput et essais 1 avec sujet 1). Le temps d'installation était plus élevé pour ces essais. Ceci explique que l'écart entre le temps maximal et le temps minimal pour le Confocciput et le XCollar est plus élevé que celui du Stifneck.

Par ailleurs, les temps d'installation moyens corrélaient avec le nombre d'étapes d'installation. En effet, pour un plus petit nombre d'étapes d'installation, le temps d'installation est plus faible. En effet le temps moyen d'installation du Stifneck a été de 32 secondes avec huit étapes, alors que le temps d'installation et le nombre d'installations du Confocciput et du XCollar a été de 51 secondes pour neuf étapes et 110 secondes pour douze étapes, respectivement.

### **Facilité d'installation**

Contrairement au temps d'installation, l'écart entre la note minimale et maximale obtenue dans l'évaluation de la facilité d'installation est zéro pour le Confocciput et le XCollar et de 1 pour le Stifneck. Ainsi, la facilité à comprendre la procédure d'installation, la visibilité des mécanismes d'ajustement, l'accessibilité des mécanismes d'ajustements et la fluidité avec laquelle l'ajustement est réalisé ne sont pas affectées par la variabilité anatomique des sujets.

### **Confort général**

L'écart entre la note minimale et maximale obtenue dans l'évaluation du confort général pour le Confocciput, le Stifneck et le XCollar est de 6, 8 et 11 respectivement. Cet écart est principalement causé par la variabilité anatomique des sujets. En effet, la facilité avec laquelle le sujet peut avaler sa salive et respirer, le contact du collet avec certaines régions anatomiques (oreille, cou, menton, mandibule, occiput, zygomatiques, épaules et trapèzes, clavicules et pomme d'Adam) et la capacité du sujet à ouvrir la bouche dépendent du contact du collet sur l'anatomie du sujet.

Cet écart peut aussi être expliqué par la nature subjective des questions. Par exemple, la question 3 du questionnaire sur le confort général demande au sujet d'encercler la réponse qui correspond à ce qu'il ressent entre douloureux, désagréable, non dérangeant et n'y touche pas. La sensation diffère d'un sujet à un autre. Ainsi, une même pression peut sembler douloureuse pour un sujet et non dérangeante pour un autre sujet. Ainsi, il est important d'analyser les résultats pour un même sujet. Pour tous les sujets, le Confocciput est celui qui a obtenu la meilleure note. Ensuite, à l'exception du sujet 1, le Stifneck est celui qui a obtenu la deuxième meilleure note.

### **Pression de contact**

Les résultats de pression montrent une très grande variabilité entre les essais pour le même sujet et collet. Cette variabilité pourrait être expliquée par la façon dont le paramédic installe le collet (plus ou moins serré) à chaque essai. Bien que le paramédic essaie de serrer le collet de la même manière à chaque nouvelle installation, il n'a pas d'indicateur pour reproduire ce serrage. Pour cette raison, le paramédic a pu serrer différemment le collet d'un essai à l'autre. Comme le niveau de serrage du collet cervical influence la pression qu'il engendre sur la peau, la pression diffère d'un essai à un autre (Ferguson et al., 1993). L'utilisation d'un système permettant de standardiser l'installation par le paramédic permettrait d'optimiser le serrage du collet.

Par ailleurs, la pression aux régions anatomiques diffère beaucoup d'un sujet à un autre. En effet, les pressions aux zygomatiques qu'exerce le Confoccipt sont plus élevées pour le sujet 2 que pour les sujets 1 et 3. De plus, la pression engendrée par le Confoccipt au niveau du menton et du sternum pour le sujet 3 est plus élevée que pour les sujets 1 et 2. Finalement, le Confoccipt exerce une plus petite pression à l'occiput du sujet 3 qu'à l'occiput des sujets 1 et 2. La variabilité des mesures de pression est observée aussi pour les deux autres collets. En effet, pour le sujet 3, toutes les pressions engendrées par le Stifneck sont plus faibles que pour les deux autres sujets. Quant au XCollar, toutes les pressions sont plus élevées pour le sujet 2 que pour les sujets 1 et 3. Ainsi, la pression qu'exerce le collet dépend de la morphologie du sujet.

Il est intéressant de comparer les mesures de pression avec les cotes attribuées par les sujets dans le questionnaire sur le confort général. Le Tableau 7.2 présente les cotes attribuées par chaque sujet pour qualifier le niveau de confort selon la région anatomique (0 : douloureux, 0.5 : désagréable, 1 : non déranger et 2 : n'y touche pas). Les chiffres en rouge dans ce tableau représentent le nombre de points de pression, qui excèdent 32 mm Hg. Les régions, dont la pression a été évaluée, sont mises en gris au Tableau 7.2.

Une cote de 0 est accompagnée d'au moins un point de pression. Toutefois, une cote de 0.5 n'est pas nécessairement associée à un point de pression. En effet, le sujet 3 a jugé désagréable le niveau de confort au menton et à l'occiput avec le XCollar, au menton et à la mandibule avec le Stifneck et aux zygomatiques avec le Confocciput, alors qu'aucun point de pression n'a été mesuré. De plus, bien qu'aucun point de pression n'ait été mesuré, le sujet 2 a jugé désagréable l'appui à l'occiput avec le Confocciput. Le capteur FlexiForce mesure seulement un point sur la région anatomique. Il est possible que ce point ne soit pas celui dont la pression est la plus élevée.

Tableau 7.2 Cotes attribuées par les sujets dans le questionnaire sur le confort général

	Confocciput			Stifneck			XCollar		
Sujet	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Menton	1	1/2	1/1	1	1/1	0.5	0.5/1	0.5/3	0.5
Mandibule	1	1	0.5	0/3	1/2	0.5	0	0	0.5
Occiput	1	0.5	1	1/1	1/1	1/1	1/1	0.5/3	0.5
Zygomatiques	0.5/2	0.5/4	0.5	1	1	2	0.5/2	0/6	0.5/2

### Amplitude de mouvement

Il existe une variabilité interindividuelle dans les résultats d'amplitude de mouvement. En effet, en flexion-extension, l'amplitude du mouvement généré par le sujet 1 est plus élevée que celle des deux autres sujets pour les trois collets. Quant à l'inclinaison latérale, l'amplitude de mouvement du sujet 2 est beaucoup plus faible que celle des deux autres sujets pour tous les collets. Finalement, en rotation axiale, le sujet 1 génère une plus grande amplitude de mouvement que les deux autres sujets avec le Confocciput et le XCollar.

La variabilité de la force qu'exercent les sujets et la variabilité anatomique des sujets sont des causes qui peuvent expliquer la variabilité des amplitudes de mouvements entre les sujets. Premièrement, le sujet exerce une force maximale sur le collet lors du mouvement. Les collets cervicaux, étant semi-rigides, peuvent se déformer sous l'effet de cette force. Plus la force est grande, plus le collet risque de se déformer. Cette déformation permet une plus grande amplitude du mouvement. Pour ces raisons, certains sujets peuvent effectuer une plus grande amplitude de mouvement en déformant davantage le collet. Toutefois, dans un contexte d'utilisation, les patients sont traumatisés et souvent en état de choc. Ils ne cherchent donc pas en général à exercer une force importante pour bouger leur tête dans ce contexte. Il ne faut donc pas surestimer cette limite dans le cadre du présent projet. Une approche permettant de standardiser le mouvement effectué par les sujets permettrait par contre de réduire cet effet. Deuxièmement, les appuis ne sont pas disposés aux mêmes endroits d'un sujet à un autre. Par exemple, pour un sujet dont le visage est long, tel que le sujet 1, les appuis zygomatiques du ConfocciPut et du XCollar sont placés plus bas que les zygomatiques du sujet 2. Pour cette raison, les appuis zygomatiques sont moins efficaces pour limiter les mouvements pour ce type de morphologie. Il sera donc nécessaire, dans une étude subséquente, d'évaluer l'efficacité des collets sur plusieurs sujets afin de permettre de tenir compte de l'effet de la morphologie de ceux-ci.

L'habileté du paramédic à installer le collet cervical peut aussi être une raison de la variabilité des amplitudes de mouvement entre les sujets. Par exemple, la troisième installation du ConfocciPut sur le sujet 1 n'était pas optimale. En effet, il a été observé que ce collet n'était pas suffisamment serré autour du cou du sujet 1. Pour cette raison, l'immobilisation du cou du sujet 1 n'était pas optimale. C'est pourquoi on observe des très grandes amplitudes de mouvements pour le sujet 1 avec le ConfocciPut. Ces amplitudes de mouvement sont largement plus élevées que celles des deux autres sujets portant le ConfocciPut. L'utilisation d'un système permettant de standardiser l'installation par le paramédic permettrait d'optimiser le serrage du collet.

La comparaison des mesures de pression et des mesures d'amplitude de mouvement révèle une relation positive entre ces deux facteurs. Pour le sujet 1, les pressions moyennes engendrées par le ConfocciPut ont été les plus faibles. On remarque que les amplitudes de mouvement avec le ConfocciPut sont les plus élevées, à l'exception de la rotation axiale. Quant au sujet 2, les pressions engendrées par le XCollar sont plus élevées que celles causées par les deux autres collets. Pourtant, bien que l'amplitude de mouvement soit la plus faible avec le XCollar, la diminution est très faible comparativement au ConfocciPut. Finalement pour le sujet 3, le Stifneck engendre les plus faibles pressions, sauf à l'occiput. À l'exception de l'inclinaison latérale, le Stifneck est celui qui limite le moins bien le mouvement. Ainsi, d'une manière générale, l'augmentation de la pression est associée à une meilleure efficacité du collet cervical à limiter le mouvement.

### **7.3 Limitations de l'étude**

L'étude pilote réalisée dans ce projet comporte plusieurs limitations. Celles-ci sont le nombre de sujets, la participation d'un seul paramédic, le niveau de serrage du collet cervical, la force maximale variable, la précision des capteurs FlexiForce, le nombre de ces capteurs, le type de pression mesurée et le niveau d'immobilisation du rachis cervical qui n'est pas connu.

Dans cette étude pilote, un faible nombre de sujets a participé à cette étude. Cette étude visait à évaluer de façon préliminaire la performance du nouveau concept par rapport aux collets utilisés à l'aide du barème d'évaluation établi lors de l'élaboration du cahier des charges. Cette étude a aussi permis d'évaluer le nombre de sujets nécessaires pour une évaluation formelle. Selon un test de puissance ( $\beta=80\%$ ,  $\alpha=5\%$ ), 30 sujets seront nécessaires pour la réalisation de tests statistiques inférentielles (ANOVA).

Ensuite, seul un paramédic est impliqué dans cette étude. Tel que présenté précédemment, l'installation (plus ou moins serré) du collet cervical peut affecter la pression qu'engendre le collet cervical sur le sujet et l'efficacité du collet à restreindre le mouvement. Chaque



paramédic peut installer le collet cervical différemment. Ainsi, l'implication d'au moins trois paramédics dans une étude permettrait l'analyse de l'influence des paramédics sur les performances. De plus, la facilité d'installation pourra être évaluée par trois paramédics, plutôt qu'un seul.

La variabilité du serrage lors de l'installation du collet cervical par le paramédic constitue une autre limite dans cette étude. La procédure d'installation pourrait être optimisée par l'utilisation de capteurs de pression. Ainsi, le paramédic pourrait serrer le collet cervical selon un seuil de pression.

Une autre limitation est la force variable employée d'un sujet à un autre. En effet, chaque sujet peut exercer une force maximale différente. Pour certains sujets, cette force peut entraîner la déformation du collet, permettant à ceux-ci d'effectuer une plus grande amplitude de mouvement. Il serait donc important de standardiser la méthode pour générer le mouvement lors du port du collet. L'utilisation de capteurs de pression pour mesurer la pression entre le collet et le sujet lors du mouvement serait une solution. Ainsi, seule l'amplitude de mouvement correspondant à une pression maximale serait considérée. Une autre solution serait l'utilisation d'un système optique pour l'évaluation de la déformation du plastique des collets cervicaux. Tout comme la pression, seules les amplitudes de mouvement dont une déformation maximale est mesurée, seraient analysées.

Par ailleurs, la précision du capteur FlexiForce utilisé dans cette étude est relativement faible. En effet, ce capteur peut engendrer une erreur de 15%, en considérant l'erreur de linéarité, l'erreur de répétabilité, l'erreur d'hystérésis et celle de la dérive. Ainsi, pour une valeur de 32 mm Hg, une erreur approximative de 5 mm Hg peut être associée. Par conséquent, il est difficile d'affirmer qu'une mesure de pression de 32 mm Hg correspond effectivement à un point de pression problématique. L'utilisation d'un système permettant une meilleure précision serait à considérer.

De plus, la pression a été mesurée à un seul point d'une région anatomique. Ce point ne correspond pas nécessairement au point où la pression engendrée par le collet cervical est la plus élevée. La pression aux clavicules, aux trapèzes et au haut du dos n'a pas été mesurée. Ainsi, la mesure de la pression à plusieurs points et à toutes les régions en contact avec le collet permettrait l'obtention d'une large plage de pression. L'utilisation d'une matrice de pression qui recouvre la totalité de la surface interne du collet cervical serait une solution.

Dans la littérature, seule la pression normale à la peau engendrée par les collets cervicaux a été mesurée. Cette pression n'est pas la seule qui peut augmenter le risque de développer des plaies de pression. En effet, ces blessures peuvent également être engendrées par des forces de cisaillement. Pour cette raison, l'utilisation de capteurs de cisaillement serait à considérer dans une prochaine étude.

Ensuite, lors de la mesure de pression, les sujets étaient en position assise seulement. Les pressions induites par le collet cervical en décubitus dorsal et celles en position assise diffèrent (Plaisier et al., 1994). Comme le patient est souvent en décubitus dorsal sur la civière ou sur le lit d'hôpital, l'acquisition de la pression en décubitus dorsal serait pertinente.

La dernière limitation est que le niveau d'immobilisation du rachis cervical à atteindre pour prévenir des lésions secondaires n'est pas connu dans la littérature. Aussi l'immobilisation requise dépend du cas et de la lésion. Pour des lésions significatives, la flexion/extension est le mouvement qui faudrait restreindre prioritairement. Pour ces raisons, les cibles de cette étude en flexion/extension, en inclinaison latérale et en rotation axiale ne correspondent pas nécessairement aux amplitudes de mouvement qui empêchent les blessures secondaires de survenir. L'étude de mouvement d'un rachis cervical lésé par éléments finis permettrait de connaître le niveau d'immobilisation à atteindre.

## **7.4 Critique de la solution**

Le Confocciput a obtenu le meilleur résultat cumulatif de l'évaluation globale de la performance comparativement aux résultats du Stifneck et du XCollar. L'analyse de l'évaluation globale de la performance permet d'identifier les forces et les faiblesses du Confocciput. Ces faiblesses pourraient être réduites au moyen de solutions afin d'améliorer davantage le Confocciput. Ainsi, cette section présente les points forts, les points à améliorer et les solutions pour améliorer le Confocciput.

### **7.4.1 Les points forts du Confocciput**

Les points forts du Confocciput comparativement au Stifneck et au Xcollar sont l'adaptabilité, le confort et la facilité d'installation.

La première force du Confocciput est son adaptabilité. L'adaptabilité du Confocciput est permise grâce à ses nombreux ajustements, la grande amplitude d'ajustement en hauteur et les incréments en hauteur infiniment petits. Ses ajustements permettent au Confocciput de s'ajuster en hauteur, en circonférence et de centrer la partie postérieure du Confocciput en arrière de la tête pour un grand intervalle de grandeur à la position désirée.

La deuxième force du Confocciput est son confort. Le confort supérieur du Confocciput est favorisé par la faible pression engendrée par le Confocciput à l'occiput (aucun point de pression supérieure à 32 mm Hg n'a été mesuré à l'occiput avec le Confocciput). La diminution de pression peut être permise par la possibilité de centrer l'appui occipital du Confocciput avec l'arrière de la tête et la grande superficie de l'appui occipital. En effet, la partie postérieure se centre avec l'arrière de la tête de manière à optimiser la répartition de la pression de l'appui occipital du Confocciput avec l'arrière de la tête. La grande superficie du Confocciput, quant à elle, contribue aussi à une bonne répartition de la pression.

La troisième force du Confocciput est la facilité avec laquelle le Confocciput est installé et ajusté. En effet, le Confocciput a obtenu un meilleur résultat que le Stifneck et le Xcollar dans le questionnaire sur la facilité d'installation. Ce résultat est expliqué par la simplicité de l'installation, la visibilité des mécanismes d'ajustements, la flexibilité de l'ajustement et la fluidité des ajustements. Concernant la simplicité d'installation du Confocciput, elle est favorisée par la facilité à comprendre la procédure d'installation du Confocciput. Ensuite, les mécanismes d'ajustements du Confocciput sont plus visibles que ceux du Stifneck et du Xcollar, en raison des indicateurs sur le Confocciput. L'ajustement, quant à lui, peut aussi bien se faire avant qu'après l'installation sur le sujet, tel qu'avec le XCollar. Ainsi, l'installation du Confocciput est très flexible. Finalement, l'ajustement du Confocciput se positionne avec plus de fluidité qu'avec le XCollar et le Stifneck. Cette fluidité est expliquée par la présence de quatre fentes lisses dans lesquelles les vis papillons et les rivets glissent sans accrochage.

#### **7.4.2 Les points à améliorer du Confocciput**

À la lumière des résultats de l'étude, le Confocciput peut être amélioré à différents points. Premièrement, le Confocciput semble limiter moins le mouvement en flexion/extension et en inclinaison latérale que le Stifneck et le XCollar. Une des raisons de ce résultat est la déformation du Confocciput lors de l'acquisition de la cinématique. L'ajout de nervures sur la partie antérieure ou l'augmentation de l'épaisseur de matériau minimiserait la déformation du collet lors des mouvements. En effet, le Stifneck et le XCollar possèdent des nervures sur la partie antérieure pour renforcer la rigidité du collet et il a été observé que ces collets avaient moins tendance de se plier en flexion/extension et en inclinaison latérale.

Une autre amélioration à apporter au Confocciput est la diminution de la pression qu'engendre le Confocciput au zygomatique gauche et au menton. En effet, cinq et trois mesures de pression excèdent 32 mm Hg au zygomatique gauche et au menton respectivement. Une étude anthropométrique et ergonomique sur le menton et les

zygomatiques pourrait déterminer les caractéristiques favorables pour diminuer les points de pression à ces régions.

Par ailleurs, la conception du nouveau collet cervical c'est principalement concentrée sur les appuis, la forme du collet et les ajustements. Telle que mentionné dans la revue de la littérature un meilleur coussinage permet d'améliorer davantage le confort tel que le permettent les collets de traitement. L'inconvénient de ces coussinages est qu'ils sont dispendieux et que leur utilisation pour des collets préhospitaliers ne permettrait pas de respecter la contrainte de coût. Pour le prototype du Confoccipt une mousse en néoprène de même épaisseur que celle utilisée pour le Stifneck et d'un coût similaire a été utilisée. La mousse de néoprène possède une meilleure viscoélasticité que la mousse de polyéthylène utilisé pour le Stifneck. Pour cette raison, il est possible que la mousse en néoprène ait contribué au confort. Ainsi, pour les améliorations futures du collet, une étude sur les différentes caractéristiques de mousses qui favorisent un meilleur confort pourra être réalisée.

Ensuite, bien que les appuis au niveau des zygomatiques n'étaient pas une préoccupation importante auprès des intervenants en soins aigus lors des entrevues, une recherche dans la littérature des problèmes cliniques potentiels sera recommandée. En effet, une pression exercée sur les joues pourrait potentiellement causer des blessures supplémentaires ou être problématique dans les cas de fracture faciale. Les appuis zygomatiques pourront être améliorés en fonction des informations trouvées dans la littérature.

Finalement, une itération additionnelle du processus de conception est à envisager afin d'améliorer davantage la solution ou de trouver d'autres solutions à partir des forces et des faiblesses du Confoccipt. Pour cette seconde itération, le barème d'évaluation serait un meilleur outil que la matrice de Pugh, afin d'avoir une évaluation plus précise de la solution permettant d'optimiser les critères de performances.

## **7.5 Portée commerciale du Confocciput**

Malgré les limitations de l'étude et les points à améliorer du Confocciput, ce travail a permis de démontrer que le Confocciput a du potentiel pour une utilisation en milieu préhospitalier. En effet, le Confocciput permet de minimiser les points de pression générés à l'occiput, tout en satisfaisant les exigences des praticiens et des patients. De plus, Urgence Santé manifeste un réel intérêt envers le nouveau collet cervical. En effet, suite à plusieurs rencontres avec le directeur médical et le spécialiste de la qualité des soins préhospitaliers à Urgence Santé, plusieurs améliorations en comparaison aux collets cervicaux préhospitaliers utilisés ont été identifiées. Ces améliorations sont que le Confocciput est très intuitif à installer sur un patient en raison de la simplicité des mécanismes et de leur visibilité. De plus, l'ajustement en hauteur du Confocciput sur le patient constitue un grand avantage en comparaison des collets utilisés, car il est fréquent que le positionnement en hauteur du collet déterminé avant l'installation ne corresponde pas à l'ajustement approprié. Dans ces cas, les collets existant doivent être enlevés et un nouvel ajustement doit être réalisé. Ensuite, l'utilisation des fentes, des vis papillons et des rivets permet la fluidité du déplacement des pièces entre elles. L'ajout de deux sangles de velcros constitue aussi une amélioration puisqu'elles permettent une meilleure stabilisation dans la fermeture du collet. Finalement, la large surface d'appui occipital et la possibilité de centrer cette partie du collet tout en facilitant l'installation du collet sont aussi des atouts importants de ce collet. Ces caractéristiques font l'objet d'une déclaration d'invention qui est en cours dans l'intérêt d'obtenir un brevet pour ce nouveau collet. De plus, une potentielle entente avec Urgence Santé pour l'utilisation du Confocciput est en processus.

## CONCLUSION

L'objectif principal de ce projet était de concevoir un nouveau collet cervical préhospitalier, qui minimise les points de pression générés aux saillies osseuses, tout en satisfaisant les exigences des praticiens et des patients. Les deux objectifs spécifiques consistaient à 1) concevoir un nouveau collet cervical préhospitalier permettant d'optimiser les paramètres de performances et 2) évaluer les performances du nouveau collet comparativement à celles de deux autres collets cervicaux préhospitaliers.

La réalisation du cahier des charges utilisant la méthode du déploiement de la fonction qualité a permis la conception d'un nouveau collet cervical dont les paramètres de performances étaient optimisés. Dans le cahier des charges, les critères de performances résultent de la recherche de littérature et des entrevues réalisées auprès des intervenants en soins aigus. Les critères de performance sont le nombre d'ajustements, l'amplitude en flexion/extension, en inclinaison latérale et en rotation axiale, le confort général du patient, le nombre de points de pression, l'amplitude de l'ajustement en hauteur, l'incrément de l'ajustement en hauteur, le nombre d'étapes d'installation, la facilité d'ajustement et le temps d'installation. Pour chaque critère de performance, une pondération a été calculée. Cette pondération a permis d'optimiser les critères de performance les plus importants lors de la recherche de la solution. Un prototype physique de la solution finale a été fabriqué et optimisé.

L'identification des critères de performances, leur pondération d'importance et leurs cibles ont permis d'établir un barème d'évaluation. Ce barème a été utilisé pour évaluer les performances du nouveau collet cervical comparativement à ceux de deux autres collets cervicaux préhospitaliers par l'entremise de tests biomécaniques. Ce barème représente une méthode objective d'évaluation de collets cervicaux préhospitaliers. Pour les entreprises qui achètent des collets cervicaux préhospitaliers, tel qu'Urgence Santé, cette méthode constitue un outil pertinent dans la sélection de ces collets.

L'évaluation du nouveau collet cervical démontre que le Confocciput a du potentiel pour être utilisé en soins préhospitaliers. En effet, il a obtenu la meilleure note comparativement au Stifneck et au XCollar. Les résultats de cette évaluation démontrent que le Confocciput permet une immobilisation similaire, un faible temps d'installation, une facilité d'installation accrue et un meilleur confort général, comparativement aux deux collets cervicaux préhospitaliers. De plus, les résultats des tests biomécaniques montrent une diminution de la pression à l'occiput avec le Confocciput comparativement aux deux autres collets. Ainsi, le Confocciput permet la diminution de la pression au niveau de l'occiput, tout en satisfaisant les exigences des praticiens. Toutefois, les points de pression engendrée par le Confocciput au Zygomatique gauche et au menton sont élevés. Une étude anthropométrique et ergonomique sur le menton et les zygomatiques pourrait déterminer les caractéristiques favorables pour diminuer les points de pression à ces régions.

De plus, Urgence Santé manifeste un réel intérêt envers le nouveau collet cervical en raison des nombreuses améliorations qu'offre le Confocciput. Ces améliorations sont que le Confocciput est très intuitif à installer sur un patient en raison de la simplicité des mécanismes et de leur visibilité. La possibilité d'ajuster la hauteur du Confocciput sur le patient constitue aussi un grand avantage en comparaison des collets utilisés. Ensuite, l'utilisation des fentes, des vis papillons et des rivets permet la fluidité du déplacement des pièces entre elles. L'ajout de deux sangles de velcros constitue aussi une amélioration, en raison qu'elles permettent une meilleure stabilisation dans la fermeture du collet. Finalement, la large surface de l'appui occipital et la possibilité de centrer cette partie du collet tout en facilitant l'installation du collet sont aussi des atouts importants de ce collet. Une déclaration d'invention est en cours dans l'intérêt d'obtenir un brevet pour ce nouveau collet. De plus, une potentielle entente avec Urgence Santé pour l'utilisation du Confocciput est en processus.



Ce travail a aussi permis de déterminer les futurs paramètres pour une étude ultérieure. Ces résultats ont également permis d'observer les paramètres de conception qui favorise une meilleure efficacité du collet cervical. Ainsi, ce projet a permis l'avancement des connaissances dans le domaine des soins préhospitaliers, notamment dans les stratégies de conception des collets cervicaux préhospitaliers. De plus, à plus long terme, les victimes avec risque de lésions au rachis cervical bénéficieront d'un collet qui limitera le risque de plaies de pression.

Pour les projets à venir, il serait recommandé d'améliorer le prototype afin de diminuer la pression au niveau du menton et des zygomatiques et d'augmenter sa rigidité pour minimiser la déformation du collet. Une recherche dans la littérature sur les problématiques potentielles d'une pression au niveau des zygomatiques et les caractéristiques d'un coussinage favorables au confort est à envisager. La réalisation d'une nouvelle recherche des solutions à partir des forces et des faiblesses du ConfocciPut est envisagée afin d'améliorer davantage ce collet. Ensuite, on pourra investiguer sur les différents procédés de fabrication en grande quantité, afin que le coût de production soit le plus faible. Finalement, une étude de 30 sujets, avec trois paramédics, dont la pression est mesurée en position assise et en décubitus dorsal devrait être réalisée. L'utilisation d'une matrice de pression et de capteurs de cisaillement est à envisager. La standardisation de la procédure d'installation avec l'utilisation de capteurs de pression afin d'optimiser le serrage du collet serait à réaliser. Dans cette étude, la cinématique serait aussi mesurée, au même moment que les mesures de la pression dynamique ou de la déformation du collet, lors du mouvement.



## **ANNEXE I**

### **QUESTIONNAIRE**

#### **Entretien pour l'évaluation des besoins et des limitations lors de l'immobilisation d'un patient traumatisé.**

Rédigé par Emmanuelle Bouvier, 4 Juin 2013

**Contexte:** Lors d'un traumatisme avec potentiel de fracture vertébrale, le cou du blessé est immobilisé à l'aide d'un collet cervical préhospitalier afin de limiter son mouvement. Le risque de blessures secondaires au rachis cervical et à la moelle épinière serait ainsi diminué. Après une série d'interventions pour immobiliser l'ensemble du corps, le patient est transporté à l'hôpital afin d'y rencontrer du personnel médical et d'y effectuer des examens radiologiques. L'attente peut être de plusieurs heures, avant que l'état de santé du patient soit connu. Si celui-ci n'a aucune blessure, le collet cervical préhospitalier est enlevé, sinon il est gardé jusqu'à l'intervention chirurgicale ou du traitement. Ainsi, le patient peut porter ce collet plus de 48 heures.

Selon la littérature, le collet cervical préhospitalier n'est pas confortable et peut créer des plaies de pression au niveau du maxillaire et de la région occipitale. De plus, l'immobilisation du cou est suggestive, puisque dans plusieurs cas, ce collet ne limite pas assez les mouvements du cou et de la tête. Ainsi, ce système d'immobilisation cervical est présentement à repenser.

Le but de ce questionnaire est de connaître les différentes interventions posées par l'intervenant dans divers cas de traumatismes qui nécessitent l'immobilisation du sujet. Cela permettra de mieux connaître les contraintes et besoins qu'un collet cervical préhospitalier devrait ambler.

## 1. Questions sur le personnel paramédical

**Q1. Depuis combien d'années faites-vous du transport ambulancier et à quelle fréquence en général?**

---

**Q2. Approximativement combien de cas de traumatismes avez-vous rencontrés, lors de l'exercice de vos fonctions?**

---

**Q3. Dans quels hôpitaux référez-vous les traumatismes du rachis cervical?**

---

## 2. Questions sur l'immobilisation du patient au niveau de l'ensemble du corps

Toutes les questions qui suivent sont pour une situation où l'immobilisation du patient est nécessaire.

**Q1. Que préférez-vous utiliser entre la planche dorsale et le matelas immobilisateur?**

- Pourquoi?

---

---

**Q2. Avez-vous rencontré une ou des situations où il n'a pas été possible d'utiliser la planche dorsale?**

- Si oui laquelle ou lesquelles?

---

---

---

**Q3. Avez-vous rencontré une ou des situations où il n'a pas été possible d'utiliser le matelas immobilisateur?**

- Si oui laquelle ou lesquelles?

---

**Q4. En appliquant les étapes du protocole d'immobilisation du patient avec le matelas immobilisateur, est-il facile de mouler le matelas autour de la tête du patient?**

- Pourquoi?

---

---

**Q5. Une fois le matelas moulé autour de la tête du patient, lorsque le pré vide est fait, le matelas garde-t-il toujours sa forme autour de la tête du patient?**

- Sinon pouvez-vous l'expliquer?

---

---

---

### **3. Questions sur l'immobilisation du cou**

**Q1. Quels sont les collets que vous utilisez?**

---

**Q2. Quand vous prenez le collet, celui-ci est disposé de quelle façon (parmi ces choix):**

- Ouvert à plat?
- Juste ouvert?
- Fermé?
- Autre état (expliquer)?

**Q3. Quand vous prenez le collet, celui-ci est dans quel état, dans la plupart des cas (parmi ces choix):**

- Il est neuf.
- Il y a 1 à 3 petites fissures dans la mousse (moins de 1 cm) ou/et la mousse est un peu décollée (moins de 1 cm) à certains endroits (1 à 3 endroits).
- Il y a plus de 3 fissures dans la mousse ou/et la mousse est décollé (plus de 1 cm) et/ou à plusieurs endroits endroit (plus de 3 endroits).
- Le collet cervical est tellement abimé, qu'il ne peut même pas être utilisé.

**Q4. Où placez-vous vos doigts pour mesurer la hauteur du cou, afin de choisir la taille du collet cervical (l'indiquer sur le dessin)?**



- Si une autre façon est utilisée pour évaluer la taille du collet nécessaire au patient, quelle est cette façon?

---



---

**Q5. Comment trouvez-vous le système d'ajustement de la grandeur du collet cervical?**

---



---

**Q6. Combien de temps cela vous prend entre le moment où vous évaluez la taille du collet cervical et le moment où vous avez fini de l'installer sur le sujet?**

---

**Q7. Pouvez-vous indiquer des situations dans lesquelles :**

- Le collet est facile à installer

---

---

- Le collet est difficile à installer

---

---

- Le collet est impossible à installer

---

---

**Q8. Trouvez-vous que le collet :**

- **prend bien la forme du cou**

- Sinon, pourquoi?

---

- **s'appuie bien sur les épaules**

- Sinon, pourquoi?

---

- **s'appuie bien au niveau du menton?**

- Sinon, pourquoi?

---

**Q9. Est-ce que des complications avant l'arrivée à l'hôpital se sont déjà produites à cause du port du collet cervical?**

- Si oui, quelles sont ces complications?

---

- Si oui, dans quelle(s) situation(s), il y a eu des complications?

---

- Ces complications ont-elles nécessité le retrait du collet?

---

**Q10. Quelles sont les interventions au niveau du cou qui peuvent survenir lors de l'immobilisation et le transport du patient? Ces interventions peuvent-elles être réalisées lors du port du collet?**

---



---

**Q11. Est-ce que le port du collet cervical vous a déjà facilité votre travail?**

- Si oui, en quoi le port du collet cervical vous a facilité votre travail?

---

- Si oui, dans quelle(s) situation(s), le port du collet cervical a facilité votre travail?

---

**Q12. À votre avis, le collet cervical est-il indispensable pour les sujets traumatisés au niveau de la colonne vertébrale?**

- Quelles sont les raisons de votre choix?

---

**Q13. Les collets sont-ils réutilisés?**

---



**Q14. Après utilisation, les collets sont entreposés à quels endroits et dans quels états?**

---

**Q15. Quel serait le nombre maximal respectable de modèles de collet cervical à choisir lors d'une intervention, selon vous?**

---

**Q16. Que trouvez-vous de pratique du collet cervical utilisé présentement?**

---

**Q17. Qu'améliorerez-vous du collet cervical utilisé présentement?**

---

---

**Q18. Selon vous, la formation sur l'utilisation d'un collet est-elle appropriée?**

---

### **3. Durée**

**Q1. Quelle est la durée moyenne entre la pose du collet cervical et l'installation du patient sur la civière de l'ambulance?**

---

**Q2. Quelle est la durée moyenne entre l'installation du patient sur la civière de l'ambulance et son installation sur la civière de l'hôpital?**

---

**Q3. Quelle est la durée moyenne entre l'installation du patient sur la civière de l'hôpital et la rencontre avec l'équipe médicale d'urgence de l'hôpital?**

---



## ANNEXE II

### QUESTIONNAIRE POUR ÉVALUER LA FACILITÉ ET LA RAPIDITÉ D'INSTALLATION

#### Instructions

Ce questionnaire porte sur la facilité d'ajustement de différents collets cervicaux préhospitalier.

Veuillez choisir parmi les choix de réponses, celle qui représente le mieux votre perception.

Indentification des collets

Collet 1 \_\_\_\_\_  
Collet 2 \_\_\_\_\_  
Collet 3 \_\_\_\_\_

Résultats compilés, à compléter par les responsables de l'étude.

Collet 1	/12	Collet 2	/12	Collet 3	/12
----------	-----	----------	-----	----------	-----

Mise en page Emmanuelle Bouvier, EB

## Questionnaire sur la facilité d'ajustement de 2 collets cervicaux préhospitaliers et 1 de traitement

Les quatre questions suivantes qualifient de différentes façons la facilité d'ajustement. Encerchez la réponse qui est la plus proche de vos impressions.

1. La procédure pour l'installation du collet se comprend :

	Difficilement même avec beaucoup d'instructions	Par des instructions très détaillées	Par des phases courtes et simples	Sans indication verbale ou écrite
a. Collet 1	0	1	2	3
b. Collet 2	0	1	2	3
c. Collet 3	0	1	2	3

2. Les mécanismes d'ajustements du collet sont :

	Difficile à distinguer des éléments de design	Visibles après inspection	Visibles au premier coup d'œil	Ne s'applique pas, aucun mécanisme
a. Collet 1	1	2	3	N/A
b. Collet 2	1	2	3	N/A
c. Collet 3	1	2	3	N/A

3. Les ajustements peuvent se faire :

	Exclusivement après l'installation sur le patient	Exclusivement avant l'installation sur le patient	Avant et après l'installation sur le patient	Ne s'applique pas, pas d'ajustement possible
a. Collet 1	1	2	3	N/A
b. Collet 2	1	2	3	N/A
c. Collet 3	1	2	3	N/A

4. Les ajustements se positionnent :

	Difficilement, car les mécanismes bloquent	De façon saccadée ou demandant de forcer	De façon fluide ou sans effort	Ne s'applique pas, pas d'ajustement possible
a. Collet 1	1	2	3	N/A
b. Collet 2	1	2	3	N/A
c. Collet 3	1	2	3	N/A

### Commentaires

Cette section sert à noter des commentaires sur les collets que vous aimeriez rajouter. Vous n'êtes pas obligé de commenter si vous n'aviez rien à rajouter ou de précisions à apporter.

Collet

1

---



---



---

Collet

2

---



---



---

Collet

3

---



---



---



---



### ANNEXE III

## QUESTIONNAIRE POUR ÉVALUER LE CONFORT GÉNÉRAL DES COLLETS CERVICAUX PRÉHOSPITALIERS

### Instructions

Ce questionnaire porte sur votre confort suite à l'essai des différents collets cervicaux essayés.

Pour chaque question, un choix de réponses vous est proposé. Veuillez choisir parmi ces choix celui qui représente le mieux votre perception.

Indentification des collets

Collet 1 \_\_\_\_\_  
Collet 2 \_\_\_\_\_  
Collet 3 \_\_\_\_\_

Résultats compilés, à compléter par les responsables de l'étude.

Collet 1	/30	Collet 2	/30	Collet 3	/30
----------	-----	----------	-----	----------	-----

Mise en page Emmanuelle Bouvier, EB

### Questionnaire sur le confort de différents collets cervicaux

Les questions suivantes sont posées dans le but d'avoir vos impressions face au confort ou inconfort ressenti suite au port de chacun des collets évalués.

1. Le premier aspect du confort à évaluer est votre facilité à avaler votre salive lorsque le collet est installé autour de votre cou. Encerchez la réponse la plus proche de ce que vous ressentez.

		Incapable	Difficile	Acceptable	Comme sans collet
a.	Collet 1	0	0.5	1	2
b.	Collet 2	0	0.5	1	2
c.	Collet 3	0	0.5	1	2

2. Évaluez votre facilité à respirer lorsque le collet est installé autour de votre cou. Encerchez la réponse la plus proche de ce que vous ressentez.

		Incapable	Difficile	Acceptable	Comme sans collet
a.	Collet 1	0	0.5	1	2
b.	Collet 2	0	0.5	1	2
c.	Collet 3	0	0.5	1	2

3. Les collets que vous avez essayés prennent appui sur plusieurs régions de votre corps (tête, thorax, épaule, etc). Encerchez la réponse représentant ce que vous ressentez entre douloureux, désagréable, non déranger et ni touche pas aux différents endroits indiqués ci-dessous. Si vous êtes une femme, vous pouvez directement encercle Ni touche pas pour la ligne correspondant à la pomme d'Adam.



		Douloureux	Désagréable	Non dérangeant	Ni touche pas
a. Collet 1	Les oreilles	0	0.5	1	2
	Le cou	0	0.5	1	2
	Le menton	0	0.5	1	2
	La mâchoire (mandibule)	0	0.5	1	2
	L'arrière de la tête (l'occiput)	0	0.5	1	2
	Les joues (os zygomatiques)	0	0.5	1	2
	Les épaules et trapèzes	0	0.5	1	2
	Les clavicules	0	0.5	1	2
	La pomme d'Adam	0	0.5	1	2
b. Collet 2	Les oreilles	0	0.5	1	2
	Le cou	0	0.5	1	2
	Le menton	0	0.5	1	2
	La mâchoire (mandibule)	0	0.5	1	2
	L'arrière de la tête (l'occiput)	0	0.5	1	2
	Les joues (os zygomatiques)	0	0.5	1	2
	Les épaules et trapèzes	0	0.5	1	2
	Les clavicules	0	0.5	1	2
	La pomme d'Adam	0	0.5	1	2
c. Collet 3	Les oreilles	0	0.5	1	2
	Le cou	0	0.5	1	2
	Le menton	0	0.5	1	2
	La mâchoire (mandibule)	0	0.5	1	2
	L'arrière de la tête (l'occiput)	0	0.5	1	2
	Les joues (os zygomatiques)	0	0.5	1	2
	Les épaules et trapèzes	0	0.5	1	2
	Les clavicules	0	0.5	1	2
	La pomme d'Adam	0	0.5	1	2

4. En ne prenant pas en compte l'inconfort lié à l'immobilisation, jugez le niveau de confort général ressenti pour chacun des collets. Encerclez la réponse la plus proche de ce que vous ressentez.

		Inacceptable	Très mauvais	Mauvais	Tolérable	Bon
a.	Collet 1	0	2	4	6	8
b.	Collet 2	0	2	4	6	8
c.	Collet 3	0	2	4	6	8

Fin des questions pour le sujet.

Les prochaines questions sont à compléter par les responsables de l'étude.

### Mesure de l'ouverture de la bouche sans et avec collet

La mesure de l'ouverture de la bouche se mesure entre les dents de la mâchoire supérieure et inférieure. Demander au sujet d'ouvrir à son maximum la bouche, sans qu'il ressente de douleur, et mesurer l'espace entre les incisives inférieures et supérieures.

	Sans collet	Collet 1	Collet 2	Collet 3
Mesure				

Pondération accordée à l'ouverture de la bouche. Faire le pourcentage de l'ouverture de la bouche sans collet par rapport à chacun des différents collets.

De 100% à 80%	6	De 80% à 65%	4	De 65% à 50%	2	Moins de 50 %	0
---------------	---	--------------	---	--------------	---	---------------	---

Résultat :

	Pourcentage	Note
Collet 1		
Collet 2		
Collet 3		

## Autres observations

Cette section sert à noter des observations non quantifiables qui pourraient avoir un impact sur le confort ou les performances du collet sur le sujet. Par exemple, il peut s'agir de rougeur sur la peau à la suite du retrait d'un collet, d'un jeu entre la peau du sujet et du collet, un contour qui s'appuie fortement sur la peau du sujet, etc.

Collet

1

---

---

---

---

Collet

2

---

---

---

Collet

3

---

---

---

---



## ANNEXE IV

### EXPLICATIONS RELATIVES AUX COMPROMIS ET AUX SYNERGIES

Tableau-A IV-1 Explications relatives aux compromis et aux synergies dans la maison de la qualité

Spécification technique	Spécification technique	Explication	Interaction
Volume (↓)	Temps d'installation (↓)	La diminution du volume diminue l'encombrement du collet et minimise les accrochages avec l'environnement.	+
	Confort général du patient (↑)	La diminution de la surface que recouvre le collet augmente le confort du patient.	+
Nombre d'étapes d'installation (↓)	Amplitude de mouvement (↓)	L'ajout d'une étape d'installation peut assurer un ajustement plus approprié sur le patient et ainsi une diminution du mouvement.	-
	Nombre d'ajustement (↑)	L'ajout d'ajustement peut nécessiter des étapes supplémentaires.	-
Temps d'installation (↓)	Nombre d'ajustement (↑)	L'ajout d'ajustement peut nécessiter du temps supplémentaire.	-
	Amplitude de l'ajustement en hauteur (↑)	Une plus grande amplitude d'ajustement en hauteur pourrait augmenter légèrement le temps pour un ajustement à l'amplitude maximale.	-
	Incrément de l'ajustement en hauteur (↓)	Si les incréments sont plus petits, il y aura plusieurs positions en hauteur possible et il faudra plus de temps pour choisir la position optimale pour le patient	-

Tableau-A IV-2 Explications relatives aux compromis et aux synergies dans la maison de la qualité-Suite

Spécification technique	Spécification technique	Explication	Interaction
Amplitude en mouvement (↓)	Facilité d'ajustement (↑)	Un ajustement qui se positionne de façon fluide ou sans effort pourrait entraîner une instabilité à la position à laquelle le collet doit rester.	-
	Nombre de points de pression (↓)	L'augmentation des points de pression peut permettre une meilleure restriction des mouvements	-
	Confort général du patient (↑)	L'augmentation de l'immobilisation diminue le confort général du patient en l'empêchant de bouger. * L'immobilisation en flexion/extension est celle qui crée le plus d'inconfort	-
	Nombre d'ajustement (↑)	Un ajustement plus approprié de la physiologie permet une meilleure efficacité quant à l'immobilisation	+
	Amplitude de l'ajustement en hauteur (↑)	Un ajustement plus approprié de la physiologie permet une meilleure efficacité quant à l'immobilisation	+
	Incrément de l'ajustement en hauteur (↓)	Un ajustement plus approprié de la physiologie permet une meilleure efficacité quant à l'immobilisation	+
Confort général du patient (↑)	Nombre d'ajustement (↑)	Un ajustement plus approprié de la physiologie permet un meilleur confort	+
	Amplitude de l'ajustement en hauteur (↑)	Un ajustement plus approprié de la physiologie permet un meilleur confort	+
	Incrément de l'ajustement en hauteur (↓)	Un ajustement plus approprié de la physiologie permet un meilleur confort	+

## ANNEXE V

### CARACTÉRISTIQUES FAVORABLES ET DÉFAVORABLES AUX PERFORMANCES

Tableau-A V-1 Caractéristiques favorables et défavorables aux performances des collets  
cervicaux

Collets	Attribut	Caractéristique	Forces	Faiblesses
Necloc	Stable	2 pièces	Symétrie de la partie postérieure avec l’occiput	Chevauchement des parties postérieures et antérieures → Mouvement [1]
		Section occipitale petite		Il y a plus de flexion-extension [1]
	Facile/rapide d’utilisation	2 pièces et 2 attaches de Velcro		Plus long à installer Plus difficile à installer
Références : [1] (C. Y. James, B.)				
Stifneck	Facile/rapide d’utilisation	1 pièce et 1 attache de Velcro	Facile à installer	
		Ajustement en hauteur		Ajustement difficile
		Bouton de verrouillage	Facile à manipuler	
		Ajustement à l’extérieur du patient	pas de mouvement sur le patient	Ajustement n’est pas convenable
	Stable	Appuis sur le sternum, les clavicules, les trapèzes, l'os occipital et la mandibule [2]	Bonne stabilisation en flexion et extension [1]	
	Confortable	Pression à la mandibule et à l’occiput		Difficulté à ouvrir la bouche [2] et risque de blessure [3]
		Large ouverture trachéale	Accès facile au pouls carotidien	
		Ouverture de la partie postérieure	Accès facile pour palper le dos	
Références : [1] (C. Y. James, B.), [2] (M. Holla) et [3] (Plaisier)				

Tableau-A V-1 Caractéristiques favorables et défavorables aux performances des collets cervicaux-suite

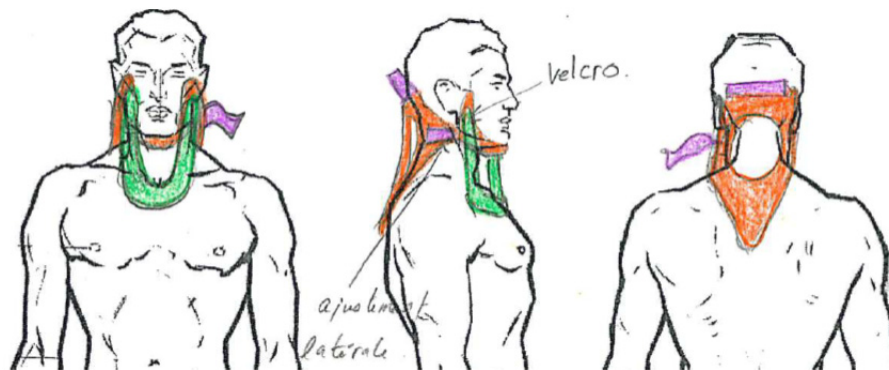
Collets	Attribut	Caractéristique	Forces	Faiblesses
X-Collar	Stable	Appuis aux zygomatiques, au menton au sternum et à l’occipital jusqu’au dos [4]	Plus grande stabilisation [4]	
	Facile/rapide d’utilisation	Ajustements bilatéraux et en hauteur		Beaucoup plus long et difficile à installer
	Confortable	Très large ouverture trachéale	accès facile au poulx carotidien et une visualisation d'ensemble	
	Adaptable	Ajustements bilatéraux et en hauteur	ajustement personnalisé de la circonférence, de la hauteur et du menton [4]	
Références : [4] (D. Hostler 2009)				
Information générale sur les collets	Stable	L'augmentation de la rigidité	Meilleure limitation de la flexion/extension [6]	
		Appui sur la tête [5]	Meilleure limitation de l’inclinaison latérale [5]	
		Appui au menton et aux mandibules	Meilleure limitation en rotation [7]	
Références : [5] (Sandler A. J., 1996), [6] (Johnson et al) et [7] (Richter D., 2001)				



## ANNEXE VI

### SOLUTIONS PRÉLIMINAIRES DE COLLETS CERVICAUX PRÉHOSPITALIERS

Concept 1



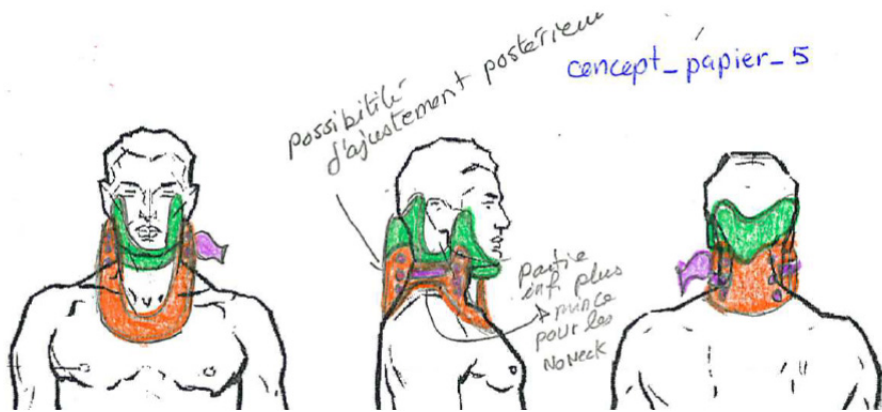
Concept 2



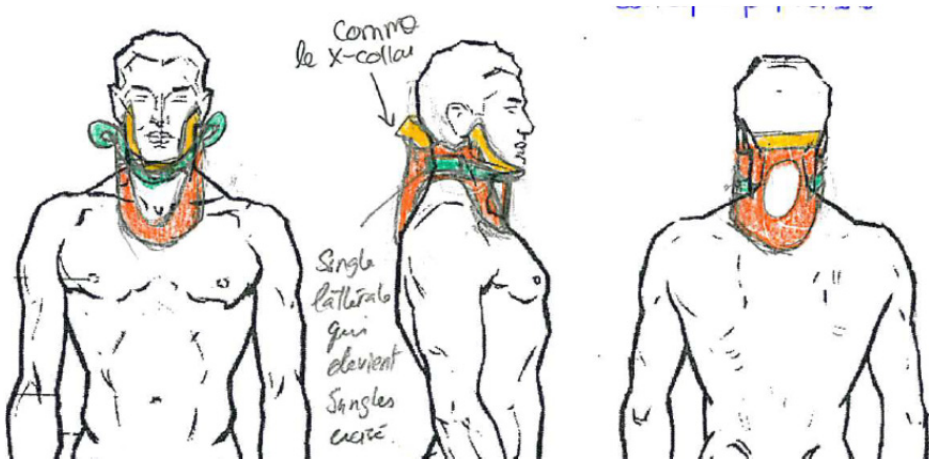
Concept 4



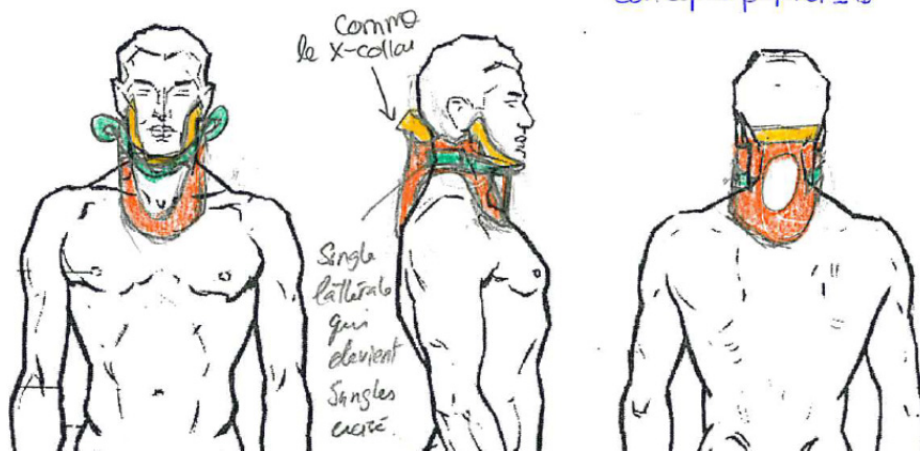
Concept 5



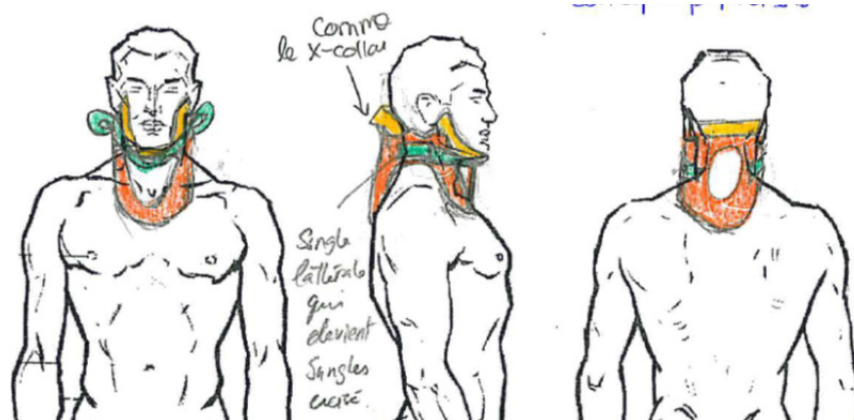
Concept 6



Concept 7



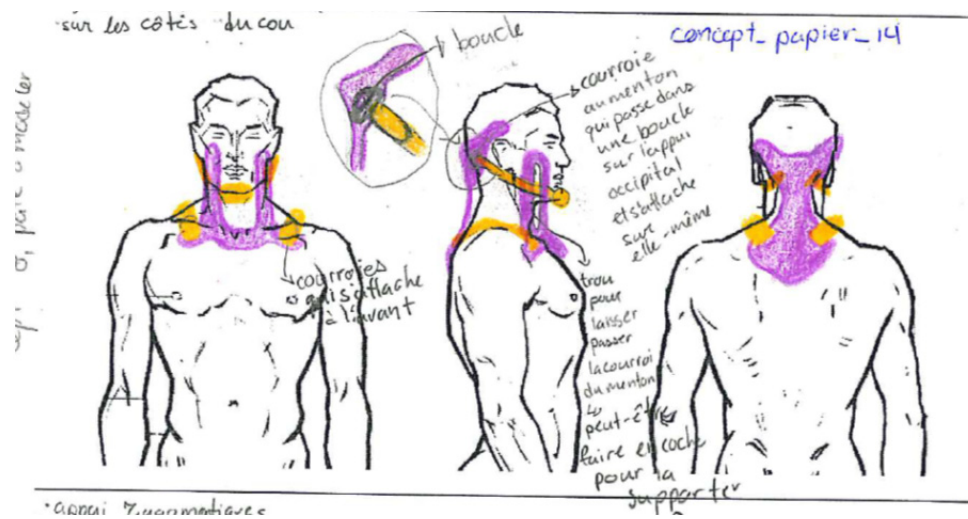
Concept 8



Concept 9



### Concept 14



### Concept 17



### Concept 24



## ANNEXE VII

### MATRICE DE PUGH DES SOLUTIONS PRÉLIMINAIRES DE COLLETS CERVICAUX PRÉHOSPITALIERS

Tableau-A VII-1 Matrice de Pugh des solutions préliminaires des collets cervicaux  
préhospitaliers

Spécifications techniques	poids	Solution												
		Stifneck	XCollar	1	2	4	5	6	7	8	9	14	17	24
Nombre d'ajustement	9,98	0	2	2	2	0	2	2	2	2	2	1	1	1
Amplitude en flex/ext	8,46	0	2	1	-1	0	0	0	1	1	2	-1	0	0
Confort général du patient	8,32	0	-1	1	1	1	1	2	-1	-1	-1	-1	1	1
Nombre de points de pression	8,03	0	-1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1
Amplitude de l'ajustement en hauteur	7,23	0	2	2	-1	1	1	1	2	2	1	1	1	1
Nombre d'étapes d'installation	7,16	0	-2	-1	0	1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	0	-1
Amplitude en inclinaison. Lat	7,16	0	2	1	2	0	1	1	1	1	2	-1	1	2
Amplitude en rotation lat	7,16	0	2	1	1	0	1	1	1	1	2	0	1	0
Facilité d'ajustement	6,58	0	-2	-2	-1	0	-1	-1	-2	-2	-2	-1	0	-1
Temps d'installation	6,44	0	-2	-2	-1	0	-1	-1	-2	-2	-2	-1	0	0
<b>Pointage</b>		0	23,27	40,35	29,08	22,71	29,65	37,97	15,68	15,68	31,23	-26,91	47,88	34,14
<b>Rang</b>			8	2	7	9	6	3	10	10	5	12	1	4



## **ANNEXE VIII**

### **MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES**

Les dimensions anthropométriques proviennent de l'étude de Gordon (Gordon et al., 1989). Dans cette étude 2208 femmes et 1774 hommes occupants différents postes dans l'armée ont participé. L'âge des sujets se situait entre 17 et 51 ans et les sujets étaient de différentes origines.

Les dimensions anthropométriques pertinentes pour la conception d'un nouveau collet cervical sont présentées au Tableau-A VIII-1 et illustrés aux Figure-A VIII-1 à Figure-A VIII-6. Ces dimensions sont la distance entre les acromions (10), la distance entre les deltoïdes (12), la circonférence du cou (80), la circonférence à la base du cou (81), la circonférence de la tête (61), la distance entre les yeux et le menton (77), la largeur de la tête dans le plan sagittal (62), la largeur de la tête dans le plan frontal (60), l'arc passant par le point sous-nasal et les tragus (20), l'arc du menton passant par les tragus (15), la distance entre les pupilles (68), la distance entre les zygomatiques (21), la longueur des lèvres (H24), la distance entre les gonions (H3), la distance entre le menton et le haut de la tête (H30) et la distance entre le zygion et le haut de la tête (H46). La longueur moyenne du cou s'obtient en soustrayant la hauteur du haut de la tête en position assise (93) avec la hauteur de l'acromion en position assise (3) et la longueur de la tête (H30). Le résultat est de 7,89 et 8,41 cm pour la longueur du cou de la femme et de l'homme respectivement.

Tableau-A VIII-1 Dimensions anthropométriques pour la conception d'un nouveau collet  
Tirée de Gordon (1989)

#	région anatomique	Mesures (cm)							
		Femme				Homme			
		Moyenne	Écart -type	Minimum	Maximum	Moyenne	Écart -type	Minimum	Maximum
3	Hauteur de l'acromion	55,55	2,86	46,40	66,40	59,78	2,96	50,10	69,50
10	Distance entre les acromions	36,26	1,74	30,10	41,70	39,70	1,80	33,00	45,10
12	Distance entre les deltoïdes	43,26	2,26	36,90	53,20	49,18	2,59	41,00	59,30
15	Arc du menton et tragions	30,29	1,32	26,10	35,00	32,58	1,34	27,80	37,20
20	Arc sous-nasal et tragions	27,62	1,17	24,20	31,50	29,20	1,11	25,50	32,80
21	Distance entre les zygomatiques	13,13	0,50	11,70	15,00	14,05	0,56	11,80	16,10
60	Largeur de la tête (plan frontal)	14,44	0,49	12,60	16,70	15,17	0,54	12,80	17,30
61	Circonférence tête	54,62	1,46	50,00	61,10	56,77	1,54	51,40	62,70
62	Largeur de la tête (plan sagittal)	18,72	0,64	15,80	21,10	19,71	0,71	17,30	22,00
68	Distance entre les yeux	6,23	0,36	5,20	7,60	6,47	0,37	5,20	7,80
77	distance entre les yeux et le menton	11,35	0,60	9,50	13,40	12,19	0,65	10,10	14,80
80	Circonférence du cou	31,57	1,53	27,20	37,20	37,96	1,97	31,60	47,00
81	Circonférence de la base du cou	34,62	1,63	29,80	40,90	40,84	2,05	34,90	50,50
93	Hauteur du haut de la tête en position assise	85,20	3,49	74,80	97,10	91,39	3,56	80,80	103,20
H3	Distance entre les gonions	10,83	0,71	8,67	14,42	11,89	0,79	8,78	15,43
H24	Longueur des lèvres	5,50	0,42	4,09	6,94	5,61	0,43	4,41	7,11
H30	Distance entre le menton et la tête	21,76	0,85	18,68	24,49	23,20	0,88	20,58	26,57
H46	Distance entre le Zygion et la tête	12,63	0,53	10,88	14,94	13,12	0,57	11,23	15,12



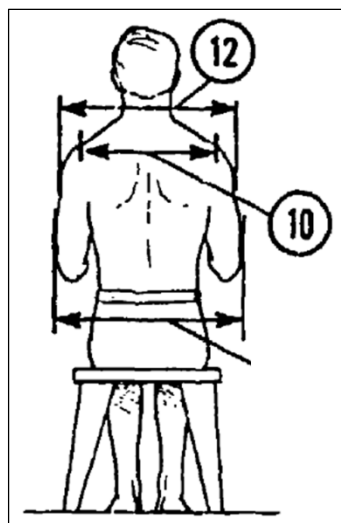


Figure-A VIII-1 Distance  
entre les acromioclaviculaires (10) et  
distance entre les acromions  
(12)

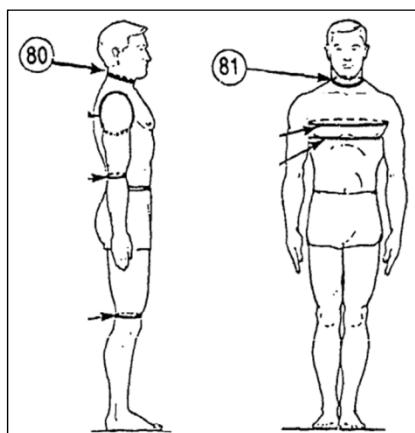


Figure-A VIII-2 Circonférence  
du cou (80) et circonférence à la  
base du cou (81)

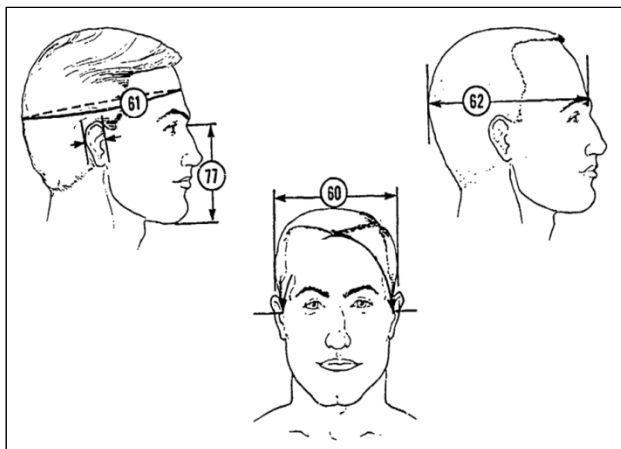


Figure-A VIII-3 Circonférence de la tête (61),  
circonférence à la base du cou (12), distance entre  
les yeux et le menton (77), largeur de la tête dans  
le plan sagittal (62) et largeur de la tête dans le  
plan frontal (60)

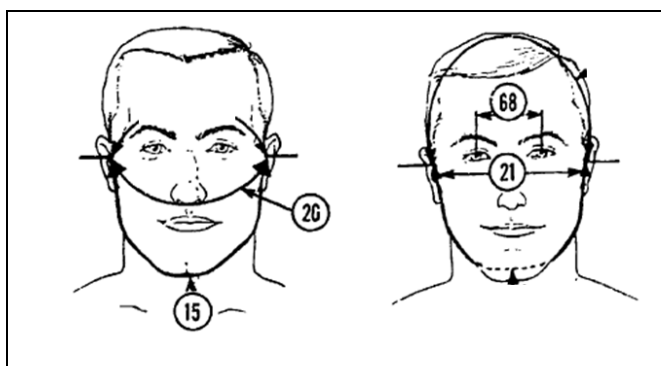


Figure-A VIII-4 Arc passant par le point sous-nasal  
et les tragions (20) et arc du menton passant par les  
tragions (15)

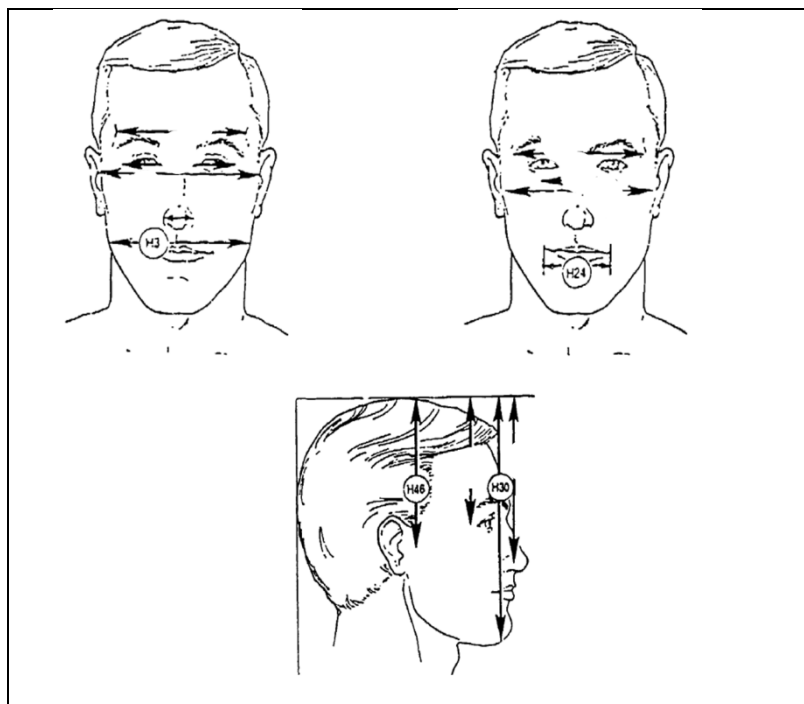


Figure-A VIII-5 Largeur des lèvres (H24), distance entre les gonions (H3), distance entre le cheilion et le haut de la tête (H9), distance entre le menton et le haut de la tête (H30) et distance entre le zygion et le haut de la tête (H46)

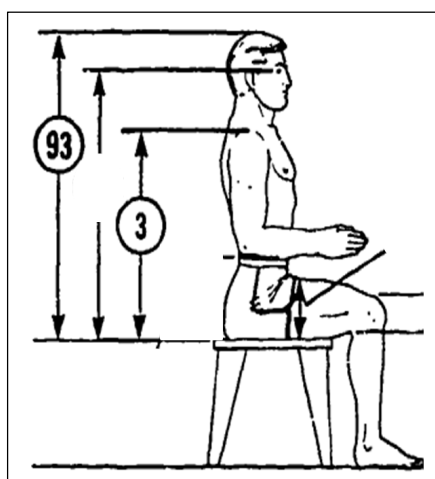


Figure-A VIII-6 Hauteur du haut de la tête en position assise (93) et hauteur de l'acromion (3)



## ANNEXE IX

### SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES FLEXIFORCE



#### Physical Properties

Thickness	0.208 mm (0.008 in.)
Length	197 mm (7.75 in.)* <i>optional trimmed lengths: 152 mm (6 in.), 102 mm (4 in.), 51 mm (2 in.)</i>
Width	14 mm (0.55 in.)
Sensing Area	9.53 mm (0.375 in.) diameter
Connector	3-pin Male Square Pin (center pin is inactive)
Substrate	Polyester (ex: Mylar)
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

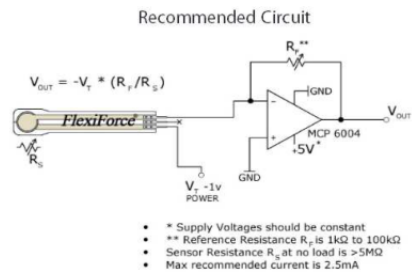
✓ ROHS Compliant

\* 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 (1kΩ 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)	< ± 3%
Repeatability	< ± 2.5% of full scale
Hysteresis	< 4.5 % of full scale
Drift	< 5% per logarithmic time scale
Response Time	< 5µsec
Operating Temperature	-40°F - 140°F (-40°C - 60°C)

#### 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)  
 Impact load, output recorded on oscilloscope  
 Time required for the sensor to respond to an input force



## ANNEXE X

### COURBES DE CALIBRATIONS

La Figure-A X-1 présente les courbes de calibration et leur équation. On remarque que l'ordonnée à l'origine du capteur 1 et 4 est très élevée, soit 28 mm Hg et 26 mm Hg respectivement. Ainsi, pour toutes valeurs inférieures à 28 mm Hg et 26 mm Hg, les capteurs 1 et 4 ne peuvent pas les mesurer. Par contre, tous les capteurs peuvent mesurer les pressions supérieures à 32 mm Hg.

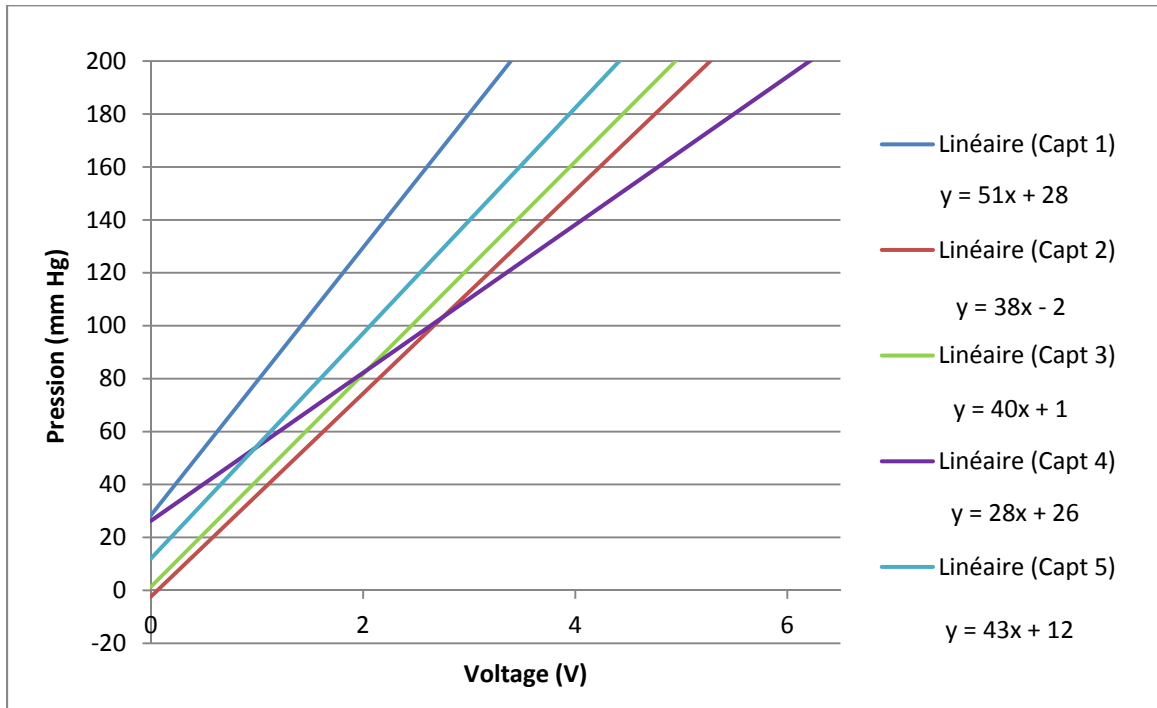


Figure-A X-1 Courbes de calibration des capteurs FlexiForces 1, 2, 3, 4 et 5





## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Academic. 2010. « Systeme de reference en anatomie ». In *Dictionnaires et Encyclopédies*  
En ligne. < <http://fr.academic.ru/dic.nsf/frwiki/1591643> >. Consulté le 5 Juin 2014.
- Agabegi, S. S., F. A. Asghar et H. N. Herkowitz. 2010. « Spinal orthoses ». *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 18, n° 11, p. 657-67.
- Ahmad, M., et J. Butler. 2001. « Towards evidence based emergency medicine: best BETs from the Manchester Royal Infirmary. Cervical collars and intracranial pressure ». *Emerg Med J*, vol. 18, n° 5, p. 380-1.
- AllegroMedical. 2015. « Miami Occian Collar Back Adult ».
- Amazon. 2015a. « Ambu Perfit ACE Adjustable Collar for Extrication - One Size Fits All Adults - Model 281000 - Each ». En ligne. < <http://www.amazon.com/Ambu-Perfit-Adjustable-Collar-Extrication/dp/B001GEZO4Q> >. Consulté le 24 mai 2015.
- Amazon. 2015b. « ProCare Vista Cervical Collar - With Extra Pad Set ». En ligne. < <http://www.amazon.com/Vista-Cervical-Collar-Brace-Extra/dp/B006L8NF0C> >. Consulté le 20 Février 2015.
- Amazon. s.d. « Ossur Miami J Cervical Collar - Regular ». En ligne. < <http://www.ossur.com/?PageID=13502> >. Consulté le 18 février 2014.
- « Ambu® Perfit ACE ». 2011. En ligne. < [http://www.ambu.com/corp/products/emergency\\_care/product/perfit\\_ace-prod502.aspx](http://www.ambu.com/corp/products/emergency_care/product/perfit_ace-prod502.aspx) >. Consulté le 3 juillet 2014.
- Argenson, C., F. de Peretti, A. Ghabris, P. Eude, J. Lovet et I. Hovorka. 1997. « Classification of lower cervical spine injuries ». *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, p. 215-229.
- Aspen. s.d. « Vista ». En ligne. < <http://www.aspenmp.com/products/upper-spine/vista/> >. Consulté le 13 juin 2014.
- Béchar, Denis. 1997. *Le QFD Écouter vos clients pour mieux les satisfaire*.
- Biosis. 2015. « Soft collar ». En ligne. < [http://www.biosis.co.za/shop/index.php?route=product/product&product\\_id=300](http://www.biosis.co.za/shop/index.php?route=product/product&product_id=300) >. Consulté le 3 avril 2015.
- Bogduk, N., et S. Mercer. 2000. « Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 15, n° 9, p. 633-48.

- Brunette, D. D., et G. L. Rockswold. 1987. « Neurologic recovery following rapid spinal realignment for complete cervical spinal cord injury ». *J Trauma*, vol. 27, n° 4, p. 445-7.
- Burney, R. E., R. Waggoner et F. M. Maynard. 1989. « Stabilization of spinal injury for early transfer ». *J Trauma*, vol. 29, n° 11, p. 1497-9.
- Ching, R. P., N. A. Watson, J. W. Carter et A. F. Tencer. 1997. « The effect of post-injury spinal position on canal occlusion in a cervical spine burst fracture model ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 22, n° 15, p. 1710-5.
- Crowdson, Kate , et Jerry Nolan. 2011. « Management of the trauma airway ». *Trauma*, vol. 13, n° 3, p. 221-232.
- De Lorenzo, R. A., J. E. Olson, M. Boska, R. Johnston, G. C. Hamilton, J. Augustine et R. Barton. 1996. « Optimal positioning for cervical immobilization ». *Ann Emerg Med*, vol. 28, n° 3, p. 301-8.
- Dyson-Hudson, T. A., et A. B. Stein. 1999. « Acute management of traumatic cervical spinal cord injuries ». *Mt Sinai J Med*, vol. 66, n° 3, p. 170-8.
- Engsberg, J. R., J. W. Standeven, T. L. Shurtleff, J. L. Eggars, J. S. Shafer et R. S. Naunheim. 2013. « Cervical spine motion during extrication ». *J Emerg Med*, vol. 44, n° 1, p. 122-7.
- Ferguson, J., S. N. Mardel, T. F. Beattie et R. Wytch. 1993. « Cervical collars: a potential risk to the head-injured patient ». *Injury*, vol. 24, n° 7, p. 454-6.
- Fuentes, J-M., et S. Fuentes. 2003. « Les traumatismes du rachis cervical C3-C7 ». *RACHIS*, vol. 15, n° 3, p. 167-175.
- 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.
- Gerrelts, B. D., E. U. Petersen, J. Mabry et S. R. Petersen. 1991. « Delayed diagnosis of cervical spine injuries ». *J Trauma*, vol. 31, n° 12, p. 1622-6.
- Gordon, C. C., T. Churchill, C. E. Clauser, B. Bradtmiller, J. T. McConville, I. Tebbetts et R. A. Walker. 1989. *1988 Anthropometric survey of U.S. Army personnel: Methods and*

*summary statistics* United States Army Natick research, development and engineering Center Natick, Massachusetts.

- Gray, Henry. 1918a. « Articulation of the Atlas with the Epistropheus or Axis ». In *Bartleby.com*. En ligne. < <http://bartleby.com/107/73.html> >. Consulté le 22 Novembre 2015.
- Gray, Henry. 1918b. « Articulations of the Trunk. a. Articulations of the Vertebral Column ». In *Bartleby.com*. En ligne. < <http://bartleby.com/107/72.html> >. Consulté le 5 Septembre 2013.
- Gray, Henry. 1918c. « The Cervical Vertebrae ». In *Bartleby.com*. En ligne. < <http://bartleby.com/107/21.html> >. Consulté le 15 Septembre 2013.
- 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.
- Hachen, H. J. 1974. « Emergency transportation in the event of acute spinal cord lesion ». *Paraplegia*, vol. 12, n° 1, p. 33-7.
- Horodyski, M., C. P. DiPaola, B. P. Conrad et G. R. Rechtine, 2nd. 2011. « Cervical collars are insufficient for immobilizing an unstable cervical spine injury ». *J Emerg Med*, vol. 41, n° 5, p. 513-9.
- Hostler, D., D. Colburn et S. R. Seitz. 2009. « A comparison of three cervical immobilization devices ». *Prehosp Emerg Care*, vol. 13, n° 2, p. 256-60.
- Hunt, K., S. Hallworth et M. Smith. 2001. « The effects of rigid collar placement on intracranial and cerebral perfusion pressures ». *Anaesthesia*, vol. 56, n° 6, p. 511-3.
- Ivancic, P. C. 2013. « Do cervical collars and cervicothoracic orthoses effectively stabilize the injured cervical spine? A biomechanical investigation ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 38, n° 13, p. E767-74.
- Jackson, R. S., D. M. Banit, A. L. Rhyne, 3rd et B. V. Darden, 2nd. 2002. « Upper cervical spine injuries ». *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 10, n° 4, p. 271-80.
- Jacobson, T. M., A. N. Tescher, A. G. Miers et L. Downer. 2008. « Improving practice: efforts to reduce occipital pressure ulcers ». *J Nurs Care Qual*, vol. 23, n° 3, p. 283-8.
- James, C. Y., B. L. Riemann, B. A. Munkasy et A. B. Joyner. 2004. « Comparison of Cervical Spine Motion During Application Among 4 Rigid Immobilization Collars ». *J Athl Train*, vol. 39, n° 2, p. 138-145.

Kapandji, I.A. 1986. *Physiologie articulaire*. Tronc et rachis.

ketaminh. 2013a. « Intubation by paramedics using the ILMA or AirTraq, KingVision, and Macintosh laryngoscopes in vehicle-entrapped patients: a manikin study ». In *PHARM*. En ligne. < <http://prehospitalmed.com/2013/06/25/intubation-by-paramedics-using-the-ilma-or-airtraq-kingvision-and-macintosh-laryngoscopes-in-vehicle-entrapped-patients-a-manikin-study/> >. Consulté le 8 octobre 2014.

ketaminh. 2013b. « Should paramedics perform tracheal intubation? ». In *PHARM*. En ligne. < <http://prehospitalmed.com/2013/10/22/should-paramedics-perform-tracheal-intubation/> >. Consulté le 7 octobre 2014.

Kosiak, M. 1961. « Etiology of decubitus ulcers ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 42, p. 19-29.

Laerdal. 2015. « Stifneck® Select™ Collars - Adult and Paediatric ». En ligne. < <http://www.laerdal.com/ca/doc/124/Stifneck-Select-Collars-Adult-and-Paediatric> >. Consulté le 15 mai 2015.

Laporte, C. , et G. Saillant. 1997. « Les entorses du rachis cervical inferieur ». *Maîtrise Orthopédique*. < <http://www.maitrise-orthopedique.com/articles/les-entorses-du-rachis-cervical-inferieur-272> >. Consulté le 25 juin 2015.

Marieb, Éline L. 1998. *Anatomie et physiologie humaine*, 4e Université DeBoeck, 1204 p.

Marieb, N. J. 1981. « Physiology of the endocrine system ». *Otolaryngol Clin North Am*, vol. 14, n° 2, p. 265-84.

Martin-Gill, C., H. A. Prunty, S. C. Ritter, J. N. Carlson et F. X. Guyette. 2014. « Risk factors for unsuccessful prehospital laryngeal tube placement ». *Resuscitation*, vol. 86C, p. 25-30.

Martini, Frederic H., Michael J. Timmons et Robert B. Tallitsch. 2011. *Human anatomy*. 904 p. En ligne. < [http://www.easynotecards.com/notecard\\_set/14598](http://www.easynotecards.com/notecard_set/14598) >. Consulté le 20 Juillet 2014.

MMAR. 2015. « Ossur NecLoc Extrication Collar ». En ligne. < [http://www.mmarmedical.com/Ossur\\_NecLoc\\_Extrication\\_Collar\\_p/nl-200el-nl500e.htm](http://www.mmarmedical.com/Ossur_NecLoc_Extrication_Collar_p/nl-200el-nl500e.htm) >. Consulté le 3 avril 2015.

Mobbs, R. J., M. A. Stoodley et J. Fuller. 2002. « Effect of cervical hard collar on intracranial pressure after head injury ». *ANZ J Surg*, vol. 72, n° 6, p. 389-91.

- Moore, T. A., A. R. Vaccaro et P. A. Anderson. 2006. « Classification of lower cervical spine injuries ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 31, n° 11 Suppl, p. S37-43; discussion S61.
- Morrissey, J. 2013. « Author Jim Morrissey, MA, EMT-P, responds ». *JEMS*, vol. 38, n° 5, p. 16.
- Neurosurgery. 2002. « Initial Closed Reduction of Cervical Spine Fracture-Dislocation Injuries ». vol. 50, n° 3, p. 44-50.
- Össur. 2015a. « Miami J ». En ligne. < <http://www.ossur.com/?PageID=13502> >. Consulté le 7 mai 2015.
- Össur. 2015b. « NecLoc® Extrication Collar ». En ligne. < <http://www.ossur.com/injury-solutions/products/spine/pre-hospital-and-extrication-collars/necloc-extrication-collar> >. Consulté le 9 avril 2015.
- Össur. 2015c. « Occian® Back ». En ligne. < <http://www.ossur.com/injury-solutions/products/spine/hospital-and-rehabilitation-collars/occian-back> >. Consulté le 22 juin 2015.
- « Ossur NECLOC Extrication Collar ». s.d. In *The brace shop*. En ligne. < <http://www.braceshop.com/ossur-necloc-extrication-collar.htm> >. Consulté le 3 juillet 2014.
- Pickett, G. E., M. Campos-Benitez, J. L. Keller et N. Duggal. 2006. « Epidemiology of traumatic spinal cord injury in Canada ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 31, n° 7, p. 799-805.
- Pirouzmand, F. 2010. « Epidemiological trends of spine and spinal cord injuries in the largest Canadian adult trauma center from 1986 to 2006 ». *J Neurosurg Spine*, vol. 12, n° 2, p. 131-40.
- 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.
- Podolsky, S., L. J. Baraff, R. R. Simon, J. R. Hoffman, B. Larmon et W. Ablon. 1983. « Efficacy of cervical spine immobilization methods ». *J Trauma*, vol. 23, n° 6, p. 461-5.
- 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.

- Prasad, V. S., A. Schwartz, R. Bhutani, P. W. Sharkey et M. L. Schwartz. 1999. « Characteristics of injuries to the cervical spine and spinal cord in polytrauma patient population: experience from a regional trauma unit ». *Spinal Cord*, vol. 37, n° 8, p. 560-8.
- 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.
- Robitaille, Arnaud 2008. « Prise en charge des voies aériennes chez les patients présentant une instabilité du rachis cervical ». In *Anesthésiologie*. Vol. 7.
- 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 ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 32, n° 1, p. E1-6.
- Schriger, D. L., B. Larmon, T. LeGassick et T. Blinman. 1991. « Spinal immobilization on a flat backboard: does it result in neutral position of the cervical spine? ». *Ann Emerg Med*, vol. 20, n° 8, p. 878-81.
- Stiell, I. G., C. M. Clement, R. D. McKnight, R. Brison, M. J. Schull, B. H. Rowe, J. R. Worthington, M. A. Eisenhauer, D. Cass, G. Greenberg, I. MacPhail, J. Dreyer, J. S. Lee, G. Bandiera, M. Reardon, B. Holroyd, H. Lesiuk et G. A. Wells. 2003. « The Canadian C-spine rule versus the NEXUS low-risk criteria in patients with trauma ». *N Engl J Med*, vol. 349, n° 26, p. 2510-8.
- « Stifneck® Select™ Collars ». s.d. In *Armstrong Medical Industries, Inc.* En ligne. < <https://www.armstrongmedical.com/index.cfm/go/product.detail/sec/3/ssec/19/cat/62/fam/523> >. Consulté le 6 avril 2015.
- Stone, M. B., C. M. Tubridy et R. Curran. 2010. « The effect of rigid cervical collars on internal jugular vein dimensions ». *Acad Emerg Med*, vol. 17, n° 1, p. 100-2.
- Swartz, E. E., R. T. Floyd et M. Cendoma. 2005. « Cervical spine functional anatomy and the biomechanics of injury due to compressive loading ». *J Athl Train*, vol. 40, n° 3, p. 155-61.
- Taneja, Ashish, Chirag A. Berry et Raj D Rao. 2013. « Initial Management of the Patient With Cervical Spine Injury ». *Elsevier*, vol. 25, p. 2-13.
- Tekscan. s.d. « FlexiForce A401 Sensor ». In *Product & solutions*. En ligne. < <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a401> >. Consulté le 3 mai 2014.

- Thierbach, Andreas R. , et D.W. Markus. 1999. « Airway management in trauma patients ». *Trauma*, vol. 17, n° 1, p. 63-81.
- Timothy, J., G. Towns et H. S. Girn. 2004. « Cervical spine injuries ». *Current Orthopaedics*, p. 1-16.
- Urgence-santé. 2007. *Protocoles d'intervention clinique à l'usages des techniciens ambulanciers-paramédics* (2012), 4.
- 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.
- Whitcroft, K. L., L. Massouh, R. Amirfeyz et G. C. Bannister. 2011. « A comparison of neck movement in the soft cervical collar and rigid cervical brace in healthy subjects ». *J Manipulative Physiol Ther*, vol. 34, n° 2, p. 119-22.
- « XCollar ». s.d. In *The New Paradigm of Cervical Spine Management*. En ligne. < <http://www.xcollar.com/products/> >. Consulté le 11 Juillet 2014.
- « XCollar Cervical Splint ». s.d. In *Chinook Medical Gear.Inc.* En ligne. < <http://www.chinookmed.com/cgi-bin/category.cgi?item=01196PA> >. Consulté le 2 Août 2014.