

LA VULNERABILITÉ ET LA PROTECTION DU RACHIS CERVICAL CHEZ LES MOTOCYCLISTES

par

BRIEG LECOUBLET

THÈSE PRÉSENTÉE À:
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
AIX MARSEILLE UNIVERSITÉ
(COTUTELLE FRANCE-QUEBEC)
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DU DOCTORAT EN
GÉNIE ET DOCTORAT EN SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN

MARSEILLE - MONTREAL, LE 22 JUILLET 2021

AIX MARSEILLE UNIVERSITÉ
ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Brieg LECOUBLET, 2021



Cette licence [Creative Commons](#) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CETTE THESE A ETE EVALUEE
PAR UN JURY COMPOSE DE :

M. Yvan Petit, directeur de thèse
Département de Génie Mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Pierre-Jean Arnoux, directeur de thèse
Université Gustave Eiffel

M. Eric Wagnac, codirecteur de thèse
Département de Génie Mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Luc Duong, président du jury et examinateur
Département de Génie Logiciels et des TI à l'École de technologie supérieure

Mme. Martine Pithioux, membre du jury et examinatrice
Aix-Marseille Université

M. Kodjo Moglo, membre externe indépendant et rapporteur
Collège militaire royal du Canada

Mme. Sylvie Ronel, membre externe indépendante et rapporteur
Université Claude Bernard Lyon 1

Mme. Morgane Evin, Invitée
Université Gustave Eiffel

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

LE 17 JUIN 2021

A AIX MARSEILLE UNIVERSITE

REMERCIEMENTS

Je tiens dans un premier temps à remercier mes directeurs Yvan Petit, Pierre-Jean Arnoux et Eric Wagnac pour m'avoir accompagné, aidé et soutenu tout au long de cette épreuve. Grâce à vous trois, j'ai eu la chance de réaliser ces travaux de thèse au sein d'un laboratoire international qui ne cesse de prendre de l'importance au fil des années. J'ai toujours été accueilli à bras ouverts sur les deux continents et je vous en suis reconnaissant. Tout n'a pas toujours été simple, mais nous y sommes finalement arrivés. Merci à vous, merci pour tout.

Je remercie Luc Duong, Sylvie Ronel, Kodjo Moglo et Morgane Evin pour le temps et la considération qu'ils ont accordés à mon travail.

Côté Français, je souhaite remercier tous les membres du LBA à Marseille pour ces années passées ensemble, toujours dans la joie et la bonne humeur. Plus spécifiquement, je veux remercier Maxime, Lionel et Michel qui sont toujours rendus disponibles pour m'épauler et me soutenir. Je veux remercier ainsi que l'ensemble des chercheurs du laboratoire pour leur aide si précieuse. Merci également à tous les étudiants du LBA et plus particulièrement à mon ami Patrice sur lequel j'ai toujours pu compter au cours de ces années.

Côté Québécois, je tiens à remercier l'ensemble des membres du LIO à l'Hôpital Sacré Cœur de Montréal pour avoir fait de la place aux « maudits français ». Je souhaite remercier tout particulièrement mes trois acolytes locaux Jean-Michel, Daniel et Vincent pour ces fabuleux moments passés ensemble et pour m'avoir fait découvrir votre culture si passionnante.

J'ai à cœur à remercier également ma famille et mes amis qui m'ont apporté un soutien sans égal du premier au dernier jour de cette belle aventure. Finalement, j'aimerais remercier ma compagne Mégane, pour avoir toujours cru en moi, pour m'avoir épaulé, supporté et raisonné sans relâche même dans les moments les plus coriaces.

La vulnérabilité et la protection du rachis cervical chez les motocyclistes

Brieg LECOUBLET

RÉSUMÉ

Depuis de nombreuses années, les motocyclistes sont très exposés et vulnérables sur les routes. Les accidents dont ces usagers sont victimes provoquent des lésions importantes, notamment au niveau du rachis cervical impliquant des atteintes neurologiques non négligeables. Les lésions du rachis cervical sont liées au plus haut taux de mortalité chez les motocyclistes. Lorsqu'elles ne sont pas mortelles, elles peuvent causer une tétraplégie, atteignant ainsi d'une manière irréversible l'intégrité physique des motocyclistes et entraînant en même temps des coûts de traitements significatifs à long terme. Chez le motocycliste, les types de lésions du rachis cervical sont encore mal connus aujourd'hui. Nous savons cependant que ces lésions sont majoritairement causées par un impact direct sur le casque lors de l'accident. Des dispositifs de protection existent et permettraient de réduire la vulnérabilité du rachis chez les motocyclistes en éliminant ou en réduisant la gravité des lésions. Cependant, l'absence de normalisations spécifiques pour ces dispositifs ne permet en aucun cas de prouver leur efficacité de protection. De plus, il semble que le principe de fonctionnement ne soit pas adapté à tous les types de deux roues motorisés et par conséquent, à leurs différents modes d'utilisation. À la lumière de ces observations, la question centrale de recherche suivante s'est posée: comment renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes sans impacter leur sécurité et satisfaction de conduite ?

Pour y répondre, l'objectif général de ces travaux était d'élaborer une méthode permettant l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes. Plus précisément, cette méthode utilisant la voie numérique et la voie expérimentale devait permettre d'évaluer deux aspects fondamentaux: la capacité d'un dispositif à protéger les motocyclistes contre les traumatismes du rachis cervical et la capacité d'un dispositif à maintenir une sécurité et satisfaction de conduite aux motocyclistes. Ce sont quatre grandes étapes associées à quatre objectifs spécifiques qui ont permis d'apporter des éléments de réponse à la question centrale de recherche énoncée précédemment.

La première étape consistait à élaborer un cahier des charges permettant de formaliser le besoin et les exigences pour renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes sans impacter leur sécurité et leur satisfaction de conduite (**O1**). Point d'entrée de ces travaux de recherche, ce cahier des charges a permis de définir sept critères d'évaluation : le critère de protection qualitatif, le critère de protection quantitatif, le critère de visibilité sécuritaire de conduite, le critère d'encombrement, le critère de masse, le critère d'ajustement et le critère de dépassement. Les scores (0 à 5) de chacun des critères sont déterminés à partir d'un barème afin d'évaluer leurs performances.

La deuxième étape de ces travaux visait à déployer une méthode pour évaluer les différents critères prioritaires liés à la capacité de protection et le niveau de sécurité/satisfaction de conduite des motocyclistes (**O2**). Cette méthode se distingue selon deux volets : un volet d'évaluation numérique et un volet d'évaluation expérimentale. Le volet numérique consiste à évaluer, à partir de modèles par éléments finis du corps humain, le critère de protection qualitatif et le critère de protection quantitatif. Les simulations numériques réalisées ont permis de représenter des cas de chargement représentatifs des traumatismes subis par les motocyclistes lors des accidents de 2RM. Basé sur une comparaison « avec dispositif/sans dispositif », ce volet se concentre d'une part sur le critère qualitatif qui prend en considération les types de lésions apparues au rachis cervical, d'autre part sur le critère quantitatif qui prend en considération les contraintes/déformations dans les différentes zones anatomiques. Le volet expérimental consiste quant à lui à évaluer les cinq autres critères. Le critère de visibilité sécuritaire de conduite est évalué grâce à l'analyse de la mobilité articulaire du cou « avec dispositif » et « sans dispositif » selon deux postures de conduite différentes (Scooter et moto de course). Les critères d'encombrement, de masse, d'ajustement et de dépassement sont évalués à partir de simples mesures sur les dispositifs testés. Les scores obtenus pour l'ensemble des critères sont finalement associés à des coefficients de pondération issus de l'élaboration du cahier des charges (maison de la qualité). Un niveau de performance final du dispositif peut donc être déterminé.

La troisième étape visait à évaluer deux dispositifs de protection existants du rachis cervical à partir de la méthode développée (**O3**). L’application de la méthode d’évaluation développée a permis de faire un bilan complet des performances des dispositifs EVS et Leatt Brace, tous deux réputés et encore vendus aujourd’hui sur le marché des équipements de protection pour motocyclistes. Bien que présentant un niveau de performance convenable quant à la sécurité et la satisfaction de conduite, ces dispositifs, conçus pour réduire le risque de blessures du rachis cervical, semblent ne pas avoir l’effet escompté. Ils semblent même augmenter la vulnérabilité du rachis cervical dans certains cas de chargement, rendant leur utilisation contestée. En plus de permettre l’évaluation complète de ces deux dispositifs, cette étape a également favorisé l’identification des avantages et inconvénients de la méthode en vue de son amélioration.

La quatrième et dernière étape de ces travaux visait à amorcer le développement de dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes (**O4**). Cette phase de développement préliminaire est menée en trois étapes avec une recherche de solutions, une présélection des concepts prometteurs et une concrétisation de leur design. Elle a permis d’initier la conception de deux dispositifs de protection qui ont pu être testés partiellement à partir de la méthode développée. Ce travail doit être poursuivi avec un raffinement des deux concepts permettant à terme leur évaluation complète. Ce n’est qu’à partir des résultats d’évaluation qu’un choix sera effectué pour finaliser ce travail d’innovation.

Les résultats générés par ces travaux de recherche ont tout d’abord permis d’identifier avec précision les attentes autour de la protection du rachis cervical chez les motocyclistes. Ces attentes, traduites sous forme de critères, sont les clefs de la mise en place d’une évaluation complète des dispositifs de protection du rachis cervical. Ces sept critères qui caractérisent la capacité de protection, la satisfaction et la sécurité de conduite, ont pu être évalués à partir d’une méthode novatrice couplant un volet numérique et un volet expérimental. Appliquée sur deux dispositifs de protection existants, la méthode a mis en avant certaines lacunes en ce qui concerne leur capacité de protection. En effet, bien que la sécurité et satisfaction de conduite soient globalement convenables, leur utilisation semble dans certains cas augmenter la

vulnérabilité du rachis cervical et les rend donc potentiellement non viables. Enfin, ces travaux ont permis d'amorcer le développement de nouveaux dispositifs qui ont pu être partiellement évalués grâce à la méthode développée. Un travail de raffinement est encore nécessaire afin de mener une évaluation complète pour sélectionner le concept final à concrétiser.

Ces travaux de recherche permettent de faire un pas de plus vers l'amélioration de la protection du rachis cervical chez les motocyclistes. La méthode d'évaluation développée doit devenir un outil clef pour l'émergence de nouveaux dispositifs innovants et performants. Cet outil pourrait-il être un jour utilisé à des fins de normalisation ? Il semble encore être trop tôt pour le dire. La poursuite de son développement ainsi que son optimisation grâce à son application à plus grande échelle permettront de parfaire son fonctionnement. Enfin, cet outil pourrait être par ailleurs utilisé à plus grande portée avec une application dans d'autres disciplines pour lesquelles le rachis cervical est également vulnérable.

Mots clefs : Motocycliste, Deux-roues motorisés, Dispositifs de protection, Rachis cervical, Méthode d'évaluation.

Protection of the cervical spine vulnerability applied to motorcyclists

Brieg LECOUBLET

ABSTRACT

For a number of years motorcyclists have been vulnerable and over-exposed on the open road. Powered Two-Wheelers accidents can inflict serious injury, in particular, to the cervical spine, with possible damage to the neurological system. In addition, cervical trauma has been linked to the highest mortality rates for motorcyclists, in comparison with other injuries (accident-related issues/effects). Even non-fatal accidents can leave the victim tetraplegic, irreversibly affecting their physical well-being, culminating in long term disability which can easily become a heavy financial burden. Even today, the cause and effects of cervical injuries to motorcyclists remain somewhat unknown. We do know that the majority of these types of injuries are caused by a direct impact to the rider's helmet. Different protection devices are currently available on the market to reduce the risk of serious cervical injury. However, the lack of governing bodies and standardization in safety regulations largely discredits the protection value publicized by retailers. On top of this, it would appear that the protection devices cannot be adapted to all types of Powered Two-Wheelers. In light of these observations, this thesis proposes to answer the following question: How does one improve cervical spine protection for motorcyclists without causing detriment to vehicle and rider safety or the riding experience?

In order to answer this question, a method of evaluation for testing neck braces was elaborated. Numerical and experimental evaluation was performed, touching on two fundamental aspects: the devices capacity to protect the motorcyclist against cervical trauma and its impact on rider safety and riding experience. Four main phases were outlined to achieve the objective announced previously.

The first phase consisted in establishing a functional design requirements specification to formalize the need for reinforcing cervical spine protection without impacting on safety or the

riding experience (**Q1**). The formulation of this document lead to seven criteria for evaluation: qualitative protection, quantitative protection, riding visual safety, device bulkiness, device weight, device range of adjustment and size. Scores (from 0 to 5) were determined for each of these criteria using a grading system to evaluate each of their performances.

The second phase aimed at establishing a method to evaluate the different protection criteria and the level of safety/riding satisfaction experienced by the motorcyclists (**Q2**) both numerically and experimentally. The qualitative and quantitative criteria were evaluated numerically through simulation using a finite element human body with real-case loading, representative of trauma cases suffered by victims of motorcyclist accidents. Simulations were computed both with and without protection devices. This study focused on comparing the type of lesion/laceration on the cervical spine and also the stress – strain factor in different anatomical regions of the neck. The five other protection criteria were evaluated experimentally. Riding visual safety was assessed by observing the articular mobility in the neck region both with and without protection devices in two different riding positions (one on a scooter and one on a racing motorbike). Device bulkiness, weight, range of adjustment and size were simply measured on the devices themselves. Weighting coefficients, from the requirements specifications document were then applied to the scores obtained for all criteria before a final performance grade was determined.

The third phase included a full evaluation of 2 different protection devices using the method elaborated previously (**Q3**). This led to a complete analysis of protection devices from both reputable leaders EVS and Leatt Brace, still available on the market today. Even though these devices display a satisfactory level of safety and riding experience, the results concerning the original design criteria of cervical protection, were revealed to be less than adequate. Worse still, they proved to increase cervical vulnerability to injury in specific loading scenarios, making their sale and use as a motorcycle cervical protection device contestable. The third phase gave feedback on both the pros and cons of the method established previously, promoting further improvements.

The fourth and final phase of the current work focused on the development and design of a new cervical protection device for motorcyclists (**O4**). Preliminary work was conducted in three steps; research into protection solutions, preselection of promising concepts and the ground work for an actual design. This phase triggered the creation of two prototypes which were both partially evaluated using the method described previously. The prototyping stage should be continued and the design refined until a complete evaluation is possible, only then, can a final decision be reached regarding the recent innovative process.

The results generated within the parameters of the current thesis have succeeded in establishing a precise identification of the expectations surrounding a cervical protection device for motorcyclists. These expectations, were translated into criteria, and played a key role in the development of a novel method of evaluation for current protection devices. The seven unique criteria, characterizing the ability to protect the spine, vehicle safety and riding experience were evaluated thanks to the newly developed method using both numerical and experimental testing. The method was applied to two existing, readily-available protection devices. Results showed design deficiencies and shortcomings in their ability to protect the motorcyclist cervical spine, making the products potentially non-viable for commercial use. In light of the results, prototypes and concept builds for a new protection device were partially tested. Their design must be refined before a complete evaluation can take place and a final decision reached on the future protection device to be developed.

Keywords: Motorcyclist, Powered Two-Wheelers, protection device, Cervical Spine, method of evaluation

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 Anatomie descriptive et biomécanique du rachis cervical humain.....	5
1.1.1 Les vertèbres	6
1.1.2 Les ligaments	7
1.1.3 Les disques intervertébraux	8
1.1.4 La moelle épinière et le système nerveux.....	9
1.1.5 La mobilité du rachis cervical.....	10
1.2 Types de lésions du rachis cervical.....	12
1.2.1 Lésions en compression	12
1.2.2 Lésions en distraction	13
1.2.3 Lésions en cisaillement/torsion.....	14
1.2.4 Autres types de lésions	15
1.2.5 Fréquences des lésions.....	15
1.2.6 Atteintes neurologiques	16
1.3 Épidémiologie des lésions du rachis chez les motocyclistes	17
1.3.1 Impact socio-économique	17
1.3.2 Accidents chez les deux-roues motorisés (2RM)	18
1.3.3 Mécanismes lésionnels	22
1.3.4 Lésions associées aux accidents de 2RM.....	23
1.3.5 Critères lésionnels du rachis cervical.....	25
1.3.5.1 Critère NIC	26
1.3.5.2 Critère Nij	26
1.3.5.3 Critère Nkm	27
1.3.5.4 Critère LNL.....	27
1.3.5.5 Critère NDC	28
1.3.5.6 Critère WIC.....	28
1.3.5.7 Critère IV-NIC	29
1.3.5.8 Critères « Payne »	29
1.3.5.9 Bilan des critères lésionnels.....	31
1.4 Outils de simulation numérique	33
1.4.1 Modèles complets du corps humain.....	34
1.4.1.1 Modèle THUMS	34
1.4.1.2 Modèle HUMOS	35
1.4.1.3 Modèle GHBMC.....	36
1.4.2 Modèles rachis cervical.....	37
1.4.2.1 Modèle de Kallemeyn et al., (2010)	37
1.4.2.2 Modèle de Cronin et al., (2012).....	38
1.4.2.3 Modèle de Erbulut et al., (2014).....	38
1.4.2.4 Modèle SM2S	39
1.4.3 Bilan comparatif.....	40

1.5	L'évaluation de la protection du rachis cervical chez les motocyclistes	41
1.5.1	Dispositifs de protection	42
1.5.1.1	Dispositifs passifs légers simples	42
1.5.1.2	Dispositifs passifs semi-rigides	42
1.5.1.3	Dispositifs passifs rigides	43
1.5.1.4	Dispositifs actifs	43
1.5.1.5	Bilan comparatif des dispositifs existants.....	44
1.5.2	Évaluation et règlementation	45
1.5.2.1	Normes et règlementation.....	45
1.5.2.2	Évaluation par les manufacturiers.....	46
1.5.2.3	Évaluations récentes dans le domaine de la recherche	47
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS.....		51
2.1	Questions de recherche	52
2.2	Objectifs de recherche.....	53
2.2.1	Objectif général.....	53
2.2.2	Objectifs spécifiques.....	53
2.3	Organisation de la recherche.....	54
CHAPITRE 3 CAHIER DES CHARGES.....		57
3.1	Identification des attributs clients et restrictions	57
3.1.1	Définition du produit.....	57
3.1.2	Identification du client	58
3.1.3	Attributs clients et hiérarchisation	58
3.1.4	Restrictions	59
3.2	Formulation des spécifications techniques	60
3.2.1	Protection du rachis cervical.....	61
3.2.2	Visibilité sécuritaire de conduite	62
3.2.3	Simplicité d'utilisation.....	63
3.2.4	Confortable	64
3.2.5	Adaptable	64
3.2.6	Discret visuellement	65
3.2.7	Abordable.....	66
3.2.8	Facile à entretenir.....	66
3.3	Relations spécifications techniques/attributs client	67
3.3.1	Définition des relations	67
3.3.2	Hiérarchisation des spécifications techniques	69
3.3.3	Diagramme de Pareto.....	71
3.4	Évaluation des interactions entre spécifications techniques	71
3.4.1	Synergie entre les spécifications techniques.....	72
3.4.2	Compromis entre les spécifications techniques	72
3.5	Barème d'évaluation	73
3.6	Conclusion	74
CHAPITRE 4 MÉTHODE D'ÉVALUATION MULTICRITERES.....		77
4.1	Évaluation de la capacité de protection des dispositifs (volet numérique)	77

4.1.1	Protocole de simulation numérique.....	78
4.1.1.1	Définition des cas de chargement	79
4.1.1.2	Simulation sur le modèle HUMOS	82
4.1.1.3	Simulation sur le modèle SM2S	85
4.1.1.4	Extraction des résultats et analyse	86
4.1.2	Évaluation critère de protection qualitatif.....	86
4.1.2.1	Calcul de score SLIC	87
4.1.2.2	Indicateurs et sous-indicateurs	88
4.1.2.3	Score final du critère de protection qualitatif.....	89
4.1.3	Évaluation critère de protection quantitatif.....	90
4.1.3.1	Extraction des données de simulation.....	90
4.1.3.2	Sous-indicateurs et indicateurs	91
4.1.3.3	Score final du critère de protection quantitatif.....	93
4.1.4	Bilan de l'évaluation de la capacité de protection	94
4.2	Évaluation de la sécurité et la satisfaction de conduite (volet expérimental).....	95
4.2.1	Évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite	95
4.2.1.1	Technique d'acquisition.....	96
4.2.1.2	Protocole de mesure	97
4.2.1.3	Sous-indicateurs et indicateurs	100
4.2.1.4	Score final du critère de visibilité sécuritaire de conduite	100
4.2.2	Évaluation du critère d'encombrement	101
4.2.3	Évaluation du critère de masse.....	102
4.2.4	Évaluation du critère d'ajustement.....	103
4.2.5	Évaluation du critère de dépassement.....	103
4.2.6	Bilan de l'évaluation de la sécurité et satisfaction de conduite	104
4.3	Bilan global de la méthode d'évaluation.....	105
4.3.1	Calcul de la performance finale du dispositif évalué	105
4.3.2	Conclusion	106
	CHAPITRE 5 MÉTHODE D'ÉVALUATION : MISE EN APPLICATION	107
5.1	Présentation des dispositifs de protection évalués	107
5.1.1	Dispositif EVS RC - EVOLUTION	107
5.1.1.1	Présentation.....	107
5.1.1.2	Modèle numérique	108
5.1.2	Dispositif Leatt Brace Kart	111
5.1.2.1	Présentation.....	111
5.1.2.2	Modèle numérique	112
5.2	Évaluation de la capacité de protection des dispositifs EVS et Leatt Brace (volet numérique).....	114
5.2.1	Évaluation du critère de protection qualitatif.....	115
5.2.2	Identification des lésions et sous-indicateurs.....	115
5.2.2.1	Indicateurs.....	118
	Bilan du critère de protection qualitatif	119
5.2.2.1	119	
5.2.3	Évaluation du critère de protection quantitatif.....	119

5.2.3.1	Extraction des données	120
5.2.3.2	Indicateurs.....	121
5.2.3.3	Bilan du critère de protection quantitatif	122
5.3	Évaluation de la sécurité et la satisfaction de conduite des dispositifs EVS et Leatt Brace (volet expérimental).....	122
5.3.1	Évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite	123
5.3.1.1	Mesures d'amplitudes	123
5.3.1.2	Calcul des indicateurs	124
5.3.1.3	Bilan final du critère de visibilité sécuritaire de conduite.....	125
5.3.2	Évaluation du critère d'encombrement	125
5.3.3	Évaluation du critère de masse.....	126
5.3.4	Évaluation du critère d'ajustement.....	126
5.3.5	Évaluation du critère de dépassement	127
5.4	Bilan global de l'évaluation des dispositifs EVS et Leatt Brace.....	128
5.5	Conclusion	129
CHAPITRE 6 DÉVELOPPEMENT PRÉLIMINAIRE DE CONCEPTS		131
6.1	Recherche de solution	131
6.1.1	Remue-ménages.....	131
6.1.2	Organisation des idées	132
6.1.2.1	Concept « Collier compressible avec fluide non newtonien ».	132
6.1.2.2	Concept « double glissière ».....	134
6.1.2.3	Concept « collier – ressort »	135
6.1.2.4	Concept « coussin gonflable inférieur »	136
6.1.2.5	Concept « électro-aimant »	137
6.1.2.6	Concept « ceinture de sécurité »	138
6.1.2.7	Concept « tissu varstiff »	139
6.1.2.8	Concept « bandes élastiques »	140
6.1.2.9	Concept « lames sortantes ».....	141
6.2	Présélection des concepts par filtrage	142
6.3	Concrétisation des concepts prometteurs.....	143
6.3.1	Concept « coussin gonflable inférieur »	144
6.3.1.1	Architecture	144
6.3.1.2	Evaluation préliminaire.....	150
6.3.2	Concept « électro-aimants ».....	155
6.3.2.1	Architecture	155
6.3.2.2	Prototype virtuel	157
6.3.2.3	Evaluation préliminaire.....	162
6.3.3	Bilan d'évaluation préliminaire.....	167
6.3.4	AMDEC et raffinement des concepts	169
6.4	Conclusion	173
CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE		175
7.1	Le cahier des charges	175
7.2	La méthode d'évaluation.....	177

7.2.1	Volet numérique.....	177
7.2.2	Volet expérimental.....	179
7.2.3	Restrictions	180
7.3	Evaluation des dispositifs existants.....	181
7.3.1	Capacité de protection.....	182
7.3.2	La sécurité de conduite	184
7.3.3	La satisfaction de conduite.....	185
7.4	Développement de nouveaux concepts	186
7.4.1	Concepts prometteurs.....	186
7.4.2	Perspectives de raffinement des concepts.....	187
	CONCLUSION	191
	ANNEXE I ENQUÊTE FORUM ET ANALYSE DE L'EXISTANT	197
	ANNEXE II EXPLICATION DES RELATIONS ENTRE LES SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES	205
	ANNEXE III DÉTAIL DES MODÈLES ÉLÉMENTS FINIS HUMOS ET SM2S	209
	ANNEXE IV ASSESSING THE GLOBAL RANGE OF MOTION OF THE HELMETED HEAD THROUGH ROTATIONAL AND TRANSLATIONAL MEASUREMENTS	217
	ANNEXE V APPLICATION DE LA MÉTHODE : ÉVALUATION QUANTITATIVE.	231
	ANNEXE VI NECK BRACES AND DRIVING POSTURE AFFECT NECK MOBILITY ON POWERED TWO-WHEELERS.....	249
	ANNEXE VII DÉTAIL DE LA MISE EN PLACE DE LA MÉTHODE AMDEC SUR LES CONCEPTS PROMETTEURS	263
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	271

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1-1 Amplitude de mouvement des UFR cervicale, rachis supérieur, inférieur et global lors des principaux mouvements. Adaptée de (Watier, 2006)	11
Tableau 1-2 Fréquence des différents types de lésions du rachis cervical selon 600 cas étudiés. Adapté de (R Vaccaro et al., 2015)	16
Tableau 1-3 Échelle d'atteinte neurologique des lésions médullaires selon la classification ASIA. Adaptée de (Roberts et al., 2017)	17
Tableau 1-4 Niveau de lésion MAIS du motocycliste en fonction du type de collision du 2RM. Tiré de (Chinn et al., 2001).....	21
Tableau 1-5. Échelle d'évaluation du critère NDC	28
Tableau 1-6 Niveaux de tolérance AIS associés aux cinq critères de blessure du rachis cervical supérieur. Adapté de Payne et al. (2001).....	30
Tableau 1-7. Tableau comparatif des différents critères existants des lésions du rachis cervical.....	31
Tableau 1-8. Bilan comparatif des modèles « Corps humain entier »	40
Tableau 1-9. Bilan comparatif des modèles du rachis cervical.....	41
Tableau 1-10. Comparatif de plusieurs dispositifs de protections existants	44
Tableau 3-1 Évaluation des attributs clients	59
Tableau 3-2 Hiérarchisation des spécifications techniques	69
Tableau 3-3 : Barème d'évaluation des sept critères d'évaluation associés aux spécifications techniques retenues	73
Tableau 4-1 Mécanismes lésionnels et cas de chargement associés	80
Tableau 4-2 Table anthropométrique utilisée pour calculer la masse d'un segment exprimée en % de la masse corporelle	83
Tableau 4-3 Échelle de score SLIC.....	87
Tableau 4-4 Barème d'évaluation du critère de protection qualitatif.....	90
Tableau 4-5 Barème d'évaluation du critère de protection quantitatif.....	94

Tableau 4-6 Barème d'évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite	101
Tableau 4-7 Barème d'évaluation du critère d'encombrement.....	102
Tableau 4-8 Barème d'évaluation du critère de masse	102
Tableau 4-9 Barème d'évaluation du critère d'ajustement	103
Tableau 4-10 Barème d'évaluation du critère de dépassement.....	104
Tableau 4-11 Critères d'évaluation, scores et coefficients de pondération associés.....	105
Tableau 4-12 Association score du critère final de performance et le niveau de performance	106
Tableau 5-1 Propriétés matériaux des différentes structures du modèle numérique EVS	109
Tableau 5-2 Définition des interfaces du modèle EVS RC Evolution.....	111
Tableau 5-3 Propriétés matériaux des différentes structures du modèle numérique Leatt Brace	113
Tableau 5-4 Définition des interfaces du modèle Leatt Brace.....	114
Tableau 5-5 Calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 3m/s pour le dispositif EVS	117
Tableau 5-6 Calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 3m/s pour le dispositif Leatt Brace	118
Tableau 5-7 Critère qualitatif : Bilan des sous-indicateurs et indicateur pour les dispositifs EVS et Leatt Brace pour chacun des six cas de chargement.....	118
Tableau 5-8 Critère quantitatif : Bilan des sous-indicateurs et indicateur pour les dispositifs EVS et Leatt Brace pour chacun des six cas de chargement.....	121
Tableau 5-9 Bilan des mesures de l'amplitude de la tête pour les différents mouvements (rotation et translation) en posture de conduite « scooter » pour l'EVS et le Leatt Brace	123
Tableau 5-10 Bilan des mesures de l'amplitude de la tête pour les différents mouvements (rotation et translation) en posture de conduite « moto de course » pour l'EVS et le Leatt Brace	124
Tableau 5-11 Récapitulatif des valeurs des sous-indicateurs et indicateurs pour le calcul de la moyenne finale du dispositif EVS.....	124

Tableau 5-12 Récapitulatif des valeurs des sous-indicateurs et indicateur pour le calcul de la moyenne finale du dispositif Leatt Brace	125
Tableau 5-13 Critères d'évaluation, scores et coefficient de pondération associés pour le dispositif EVS	128
Tableau 5-14 Critères d'évaluation, scores et coefficient de pondération associés pour le dispositif Leatt Brace	128
Tableau 6-1 Matrice de filtrage des concepts	143
Tableau 6-2 Estimation du score du critère d'encombrement du concept « coussin gonflable inférieur ».....	150
Tableau 6-3 Estimation du score du critère de masse du concept « coussin gonflable inférieur ».....	151
Tableau 6-4 Estimation du score du critère d'ajustement du concept « coussin gonflable inférieur ».....	151
Tableau 6-5 Estimation du score du critère de dépassement du concept « coussin gonflable inférieur ».....	152
Tableau 6-6 Récapitulatif des amplitudes de mouvements pour le calcul de la moyenne approximative finale de restriction du concept « coussin gonflable inférieur ».....	155
Tableau 6-7 Estimation du score du critère de visibilité sécuritaire de conduite du concept « coussin gonflable inférieur ».....	155
Tableau 6-8 Estimation du score du critère d'encombrement du concept « Electro-aimants »	162
Tableau 6-9 Estimation du score du critère de masse du concept « Electro-aimants »	163
Tableau 6-10 Estimation du score du critère d'ajustement du concept « Electro-aimants ».	163
Tableau 6-11 Estimation du score du critère de dépassement du concept « Electro-aimants »	164
Tableau 6-12 Récapitulatif des amplitudes de mouvements pour le calcul de la moyenne approximative finale de restriction du concept « Electro-aimants ».....	167
Tableau 6-13 Estimation du score du critère de visibilité sécuritaire de conduite du concept « Electro-aimants »	167

Tableau 6-14 Bilan de l'évaluation préliminaire du concept « Coussin gonflable inférieur ».....	168
Tableau 6-15 Modes de défaillances avec les scores de criticité supérieurs à 100 selon AMDEC pour le concept « coussin gonflable inférieur ».....	170
Tableau 6-16 Modes de défaillances avec les scores de criticité supérieurs à 100 selon AMDEC pour le concept « Electro-aimants »	172

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1-1 a) Rachis humain et courbures en vue antérieure, vue latérale gauche et vue postérieure b) Rachis cervical et crâne en vue latérale gauche. Adaptée de (Netter, 2014).....	6
Figure 1-2 a) Vue latérale droite du rachis cervical (C2 à T1, première vertèbre thoracique). b) Vue antérieure des vertèbres C3/C4/C5. c) Vue du dessus de la vertèbre C4 d) Vue du dessus de la vertèbre C7. Adaptée de (Netter, 2014)	7
Figure 1-3 Principaux ligaments du rachis. Adaptée de (http://teachmeanatomy.info/neck/bones/cervical-spine/ and http://www.marsnow.info/meninges-of-the-spinal-cord.html).....	8
Figure 1-4 a) vue latérale d'un disque intervertébral entre deux vertèbres b) Vue en coupe d'un disque intervertébral sein. Adaptée de (Marieb, 2005).....	9
Figure 1-5 a) Moelle épinière positionnée dans le canal rachidien. Adaptée de (Ahuja et al., 2017) b) Principales fonctions étagées de la moelle épinière au niveau cervical. Adaptée de (Marieb, 2005).....	10
Figure 1-6 Mouvements cinématiques tête-cou. Adaptée de (Muscolino, 2014)	10
Figure 1-7 Représentation des lésions du rachis cervical en compression —a) Type A0 : fracture mineure non structurelle b) Type A1 : fracture par tassement c) Type A2 : fracture par fissuration d) Type A3 : Fracture comminutive incomplète e) Type A4 : Fracture comminutive complète. Adaptée de (R Vaccaro et al., 2015)	13
Figure 1-8 Représentation des lésions du rachis cervical en distraction a) Type B1 : rupture postérieure à prédominance ligamentaire b) Type B2 : rupture postérieure à prédominance osseuse c) Type B3 : rupture antérieure du disque intervertébral. Adaptée de (R Vaccaro et al., 2015).....	14
Figure 1-9 Représentation des lésions du rachis cervical en cisaillement ou en torsion. Adaptée de (R Vaccaro et al., 2015).....	14
Figure 1-10 Représentation des lésions type F du rachis cervical. a) Type F1 : fracture facette non déplacée b) Type F2 : fracture facette avec déplacement c) Type F3 : Fracture osseuse pédicule et apophyse d) Type F4 : subluxation/dislocation complète de la facette. Adaptée de (R Vaccaro et al., 2015)	15

Figure 1-11 Orientation de l'impact pour les deux-roues motorisés (2RM) et les véhicules automobiles. Tirée de (T. Serre et al., 2012).....	19
Figure 1-12 Schéma d'un motocycliste éjecté de son 2RM lors d'un accident. Tirée de (Kupferschmid et al., 1989)	20
Figure 1-13 Position et vitesse d'impact sur le casque lors des lésions du rachis cervical. Adaptée de (MOSAFIM, 2013)	20
Figure 1-14 Mécanismes lésionnels du rachis cervical observés pour différentes configurations d'accident de motocyclistes. Adaptée de (Ooi et al., 2004)	23
Figure 1-15 Emplacement des blessures avec répartition en pourcentage chez le motocycliste. Tirée de (T. Serre et al., 2012).....	24
Figure 1-16 Lésions du rachis pour 44 motocyclistes. Tirée de (Bambach & Mattos, 2015)	25
Figure 1-17 Modèle THUMS – Corps humain complet et segment cervical. Adaptée de (Chawla et al., 2005).....	34
Figure 1-18 Modèle HUMOS a) Section sur le plan sagittal du maillage de la partie supérieure du modèle HUMOS. Tirée de (Robin, 2001) b) Maillage du modèle HUMOS : Modèle humain complet. Adaptée de (T. Serre, 2015)	35
Figure 1-19 Modèle GHBMC – Corps humain entier et rachis cervical/tête. Adaptée de (Panzer et al., 2011)	36
Figure 1-20 Modèle de Kallemeijn a) Segment cervical (C2-C7) en vue latérale b) Vue dans le plan horizontal de la vertèbre C4. Adaptée de (Kallemeijn et al., 2010)	37
Figure 1-21 Modèle de Cronin a) Segment cervical et crâne en vue latérale b) Vertèbres C4-C5 du modèle en vue isométrique. Adaptée de (DeWit & Cronin, 2012)	38
Figure 1-22 Modèle de Erbulut. a) Vue latérale du segment cervical C2-T1 b) Vue arrière dans le plan coronal. Adaptée de (Erbulut et al., 2014)	39
Figure 1-23 Modèle SM2S a) Complet en vue frontale et sagittale. Tirée de (E. Wagnac et al., 2012) b) Modèle cervical de SM2S. Tirée de (Jingchao Sun, 2012) .	40
Figure 1-24 Mannequin Hybrid III 50 ^e percentile chez Leatt – Tirée de (<i>Leatt Brace website, s. d.</i>).....	47
Figure 2-1 Organisation du projet avec la présentation des objectifs spécifiques	55

Figure 3-1 Maison de la qualité (MDQ) pour l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical	68
Figure 3-2 Diagramme de Pareto	71
Figure 4-1 Processus d'évaluation de la capacité de protection des dispositifs	78
Figure 4-2 Plan de simulation pour l'évaluation de la capacité de protection des dispositifs .	81
Figure 4-3 Position du modèle de casque sur le modèle HUMOS (tête/cou/tronc)	82
Figure 4-4 Présentation des trois cas critiques pour la mise en place de l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical sur le modèle HUMOS a) Cas critique 1 b) Cas critique 2 c) Cas critique.....	84
Figure 4-5 Segment cervical HUMOS a) Vertèbres C2-T1 modèle HUMOS b) Vertèbre C2 HUMOS c) Vertèbre C2 HUMOS avec repère local positionné sur le plateau vertébral inférieur	85
Figure 4-6 Segment cervical SM2S a) Vertèbres C2-T1modèle SM2S b) Vertèbre C2 SM2S c) Vertèbre C2 SM2S avec repère local positionné sur le plateau vertébral inférieur.....	86
Figure 4-7 Principe de calcul indicateur C1V3.....	89
Figure 4-8 Principe de calcul du pointage final du critère de protection qualitatif.....	89
Figure 4-9 Principe de calcul pour le sous-indicateur ligament. Avec NL : Ligament Nuchal, LF : Ligament jaune, JC : Capsules articulaires, PLL : Ligament longitudinal postérieur, ALL : Ligament longitudinal antérieur et ISL : Ligament inter-épineux	91
Figure 4-10 Principe de calcul pour le sous-indicateur disques intervertébraux	92
Figure 4-11 Principe de calcul pour le sous-indicateur vertèbres	92
Figure 4-12 Principe de calcul pour le sous-indicateur moelle épinière	93
Figure 4-13 Principe de calcul pour l'indicateur Cas 1 V3.....	93
Figure 4-14 Principe de calcul de la réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical pour évaluer le critère de protection qualitatif.....	94
Figure 4-15 1) Casque de motocycliste avec les marqueurs optoélectroniques identifiés par les flèches blanches.....	97

Figure 4-16 Les 2RM (scooter et moto de course) testés avec sujet volontaire pour le protocole de mesure	98
Figure 4-17 Protocole de test complet pour les mesures d'amplitudes de mouvements de la tête pour chaque sujet volontaire (12) avec chaque configuration de test (4).....	99
Figure 4-18 Principe de calcul pour l'indicateur F/E (flexion/extension).....	100
Figure 4-19 Principe de calcul de la réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et translation pour évaluer le critère de visibilité sécuritaire de conduite.....	101
Figure 5-1 Présentation du modèle EVS RC – Evolution.....	108
Figure 5-2 Présentation de la géométrie 3D du modèle EVS RC - EVOLUTION	109
Figure 5-3 Dispositif EVS assemblé au modèle HUMOS	110
Figure 5-4 Présentation du modèle Leatt Brace Kart.....	112
Figure 5-5 Présentation de la géométrie 3D du modèle Leatt Brace Kart	113
Figure 5-6 Dispositif Leatt Brace assemblé au modèle HUMOS	114
Figure 5-7 Présentation des résultats de simulation (contraintes de Von Mises supérieur à la limite à la rupture pour l'os spongieux de la vertèbre) pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 3m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ». 116	
Figure 5-8 Principe de calcul de réduction de contrainte pour le cas des ligaments au niveau C2-C3.....	120
Figure 5-9 Mesure de l'encombrement des dispositifs EVS et Leatt Brace pour l'évaluation du critère d'encombrement	126
Figure 5-10 Mesure de la distance de dépassement des dispositifs EVS et Leatt Brace pour l'évaluation du critère de dépassement	127
Figure 6-1 Schéma du concept « fluide non newtonien ».....	133
Figure 6-2 Schéma du concept « double glissière ».....	134
Figure 6-3 Schéma du concept « collier-ressort »	135
Figure 6-4 Schéma du concept « coussin gonflable inférieur »	136
Figure 6-5 Schéma du concept « électro-aimant ».....	137

Figure 6-6 Schéma du concept « ceinture sécurité ».....	138
Figure 6-7 Schéma du concept « varstiff smart textile »	139
Figure 6-8 Schéma du concept « bande élastique »	140
Figure 6-9 Schéma du concept « lames sortantes »	141
Figure 6-10 Diagramme schématique du concept « coussin gonflable inférieur » Prototype virtuel	145
Figure 6-11 Prototype virtuel du concept « coussin gonflable inférieur » en mode « non déployé » et « déployé »	146
Figure 6-12 Système de fixation du dispositif sur le casque de protection avec bandes velcros	147
Figure 6-13 Vue latérale du prototype virtuel « coussin gonflable inférieur » en mode « non déployé » et « déployé »	147
Figure 6-14 Vue frontale et arrière du prototype virtuel concept « coussin gonflable inférieur » en mode « non déployé » et « déployé »	148
Figure 6-15 Composants internes du prototype virtuel et tissu largable sur la partie inférieure	148
Figure 6-16 Présentation filaire du concept « coussin gonflable inférieur »	149
Figure 6-17 Position neutre du mannequin Catia avec le concept « coussin gonflable inférieur ». A) Vue de face B) Vue latérale	153
Figure 6-18 Mouvement flexion/extension du mannequin Catia avec le concept « coussin gonflable inférieur ». A) Vue latérale du mouvement d'extension B) Vue latérale du mouvement de flexion.....	153
Figure 6-19 Mouvement rotation axiale droite du mannequin Catia avec le concept « coussin gonflable inférieur ». A) Vue de face B) Vue du dessus	154
Figure 6-20 Mouvement inflexion latérale droite du mannequin Catia avec le concept « coussin gonflable inférieur ». A) Vue de face B) Vue arrière	154
Figure 6-21 Diagramme schématique du concept « électro-aimants »	157
Figure 6-22 Prototype virtuel du concept « électro-aimants ».....	158
Figure 6-23 Système de fixation du support du casque sur le casque de protection et système de fixation type harnais du support au thorax du motocycliste	159

Figure 6-24 Vue isométrique et vue latérale du prototype virtuel « magnétisme inactif » et « magnétisme actif »	160
Figure 6-25 Positionnement des composants électroniques, des électro-aimants et des aimants permanents.....	160
Figure 6-26 Présentation filaire du concept « coussin gonflable inférieur »	161
Figure 6-27 Position neutre du mannequin Catia avec le concept « Electro-aimants ». A) Vue de face B) Vue latérale.....	165
Figure 6-28 Mouvement flexion/extension du mannequin Catia avec le concept « Electro-aimants ». A) Vue latérale du mouvement d'extension B) Vue latérale du mouvement de flexion.....	165
Figure 6-29 Mouvement rotation axiale droite du mannequin Catia avec le concept « Electro-aimants ». A) Vue de face B) Vue du dessus	166
Figure 6-30 Mouvement inflexion latérale droite du mannequin Catia avec le concept « Electro-aimants ». A) Vue de face B) Vue arrière	166

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

LBA : Laboratoire de Biomécanique Appliquée

LIO : Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie

2RM : Deux-roues motorisés

PLL : Posterior Longitudinal Ligament

ALL : Anterior Longitudinal Ligament

LF : Ligamentum Flavum

ISL : Interspinous Ligament

NL : Nuchal Ligament

CL : Capsular Ligament

SNC : Système Nerveux Central

ASIA : American Spinal Injury Association

ONISR : Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière

MAIS : Maximum Abbreviated Injury Scale

NIC : Neck Injury Criterion

LNL : Lower Neck Load

NDC : Neck Displacement Criterion

WIC : Whiplash Injury Criterion

AIS : Abbreviated Injury Scale

THUMS : Total Human Model For Safety

HUMOS : Human Model For Safety

GHBMC : Global Human Body Models Consortium

SM2S : Spine Model for Safety and Surgery

MATD : Motorcycle Anthropometric Testing Device

MDQ : Maison De la Qualité

FIM : Fédération Internationale de Motocyclisme

SLIC : Subaxial Injury Classification

IRM : Imagerie par Résonnance Magnétique

DLC : Disco-Ligamentous Complex

SD : Sans Dispositif

AD : Avec Dispositif

RMS : Root Mean Square

LB : Lateral Bending

AR : Axial Rotation

CE : Conformité Européenne

CAO : Computer Aided Design

AMDEC : Analyse Modes Défaillances Effets Criticité

LED : Light-Emitting Diode

mAh : miliAmpère Heure

INTRODUCTION

Au cours des dix dernières années, les décès impliquant des automobiles ont brusquement diminué (baisse de 22.7% entre 2008 et 2018). Cependant, cette diminution n'est pas aussi flagrante chez les usagers de deux-roues motorisés (2RM) (baisse de 10.9% entre 2008 et 2018)(ONISR, 2018). En 2018 en France, les motocyclistes représentaient 23% des décès. Rapporté à sa proportion dans le trafic total motorisé (1,9% des usagers de la route sont des usagers de 2RM), le risque de décès pour un motocycliste est 21 fois plus élevé que pour les usagers d'automobile (ONISR, 2018). Les motocyclistes sont très exposés aux blessures corporelles, notamment au niveau de la tête et du rachis. Les lésions du rachis, qui interviennent dans 10% des accidents de 2RM (Ankarath et al., 2002a) ont une incidence importante sur l'aspect socio-économique dans le monde. Aux États-Unis seulement, on observe plus de 30 000 lésions du rachis par année. Chaque année, les séquelles entraînées par ces lésions engendrent des coûts globaux d'environ 750 millions de dollars en Amérique du Nord (Kemper et al., 2006). Les accidents de la circulation sont responsables de 40 % (Leucht et al., 2009; Wood et al., 2014) des lésions du rachis cervical. Une proportion significative d'accidents de 2RM entraîne des lésions du rachis cervical, pouvant conduire à d'importantes déficiences motrices (tétraplégie) sur le long terme et produire le plus haut taux de séquelles neurologiques (27%) pour les motocyclistes (A. Robertson et al., 2002a). Enfin, il faut noter que 53% des blessures du rachis qui entraînent le décès des motocyclistes implique le segment cervical (Ankarath et al., 2002a).

Les accidents de 2RM ont majoritairement lieu suite à des collisions sur des objets fixes (glissière de sécurité, arbres, poteaux) et non fixes (véhicule automobile) ; les premiers impliquant des lésions du rachis bien plus importantes que les seconds. Les lésions du rachis cervical sont causées par l'impact direct de la tête sur ces différents objets ou encore sur le sol, dans un second temps (Chinn et al., 2001). De plus, le caractère multidirectionnel des impacts induit des mécanismes lésionnels complexes qui combinent mouvements en rotation (flexion/extension, inflexion latérale et rotation axiale) et compression (Crowell et al., 1993; Cusick & Yoganandan, 2002; Kumaresan et al., 1998; Roger W. Nightingale et al., 2000,

2018). Plusieurs critères lésionnels du rachis existent mais ne sont cependant pas adaptés aux cas des motocyclistes car ils ne prennent pas en compte l'aspect multidirectionnel des traumatismes (Bostroem et al., 1996; Kleinberger et al., 1998; Munoz et al., 2005; Panjabi et al., 2005; Payne et al, 2001; Schmitt et al., 2001; Viano & Davidsson, 2002). L'intégration de cette dimension combinée des traumatismes semble donc primordiale dans le cas de la protection cervicale chez les motocyclistes. Par ailleurs, des classifications des lésions du rachis cervical existent et permettent d'identifier les types de lésions ainsi que les mécanismes lésionnels associés. Ces classifications sont des outils essentiels pour la caractérisation des lésions du rachis cervical observées à la suite des traumatismes subis en 2RM.

Pour faire face à cette vulnérabilité du rachis cervical, les premiers dispositifs de protection ont vu le jour il y a maintenant une dizaine d'année. Aujourd'hui, deux types de dispositifs existent : les dispositifs passifs et les dispositifs actifs. Les dispositifs actifs comme les coussins d'air (« Airbag ») nécessitent un système d'activation lors de l'accident tandis que les dispositifs passifs n'ont aucun système d'activation et sont positionnés sur les épaules et le thorax du motocycliste. Qu'ils soient du type actif ou passif, ces dispositifs ont pour objectif de réduire la vulnérabilité du rachis cervical en réduisant les amplitudes de mouvements de la tête et du cou pour les maintenir à l'intérieur de la mobilité physiologique. La performance de certains modèles de dispositifs a été récemment évaluée (Khosroshahi et al., 2019; Meyer et al., 2018). Ces études présentent des incertitudes quant à leur efficacité de protection, confirmant la nécessité de développer une méthode d'évaluation pour ces dispositifs. En effet, aucune norme spécifique à ces types de dispositif n'existe, ce qui explique le manque de précision sur leur capacité de protection, rendant ces dispositifs peu populaires aujourd'hui. Par ailleurs, face aux différents contextes d'utilisation, plusieurs types de 2RM existent. En compétition, il s'agit de moto de course, enduro, cross ou encore trial tandis qu'en loisir, il s'agit de routière, roadster ou encore scooter. Les motocyclistes étant tous exposés aux risques de lésions du rachis cervical, il est donc primordial d'intégrer ces différents types de 2RM dans une évaluation future des dispositifs de protection.

Pour permettre ce travail autour de la vulnérabilité et de la protection cervicale, plusieurs outils peuvent être utilisés ; la simulation numérique en est le premier. Les modèles par éléments finis du corps humain se sont notamment révélés comme étant des outils indispensables quant au développement et à l'optimisation des systèmes de protection. Ils permettent entre autres d'obtenir des données ne pouvant pas être acquises expérimentalement et de faire des économies de temps et d'argent non négligeables. Pour certains travaux, la voie expérimentale est un outil bénéfique et indispensable. Cet outil permet notamment de valider les modèles par éléments finis dans certaines conditions pour s'assurer de leur bio-fidélité. Il permet également de mener des études sur des sujets volontaires qui ne peuvent pas être réalisées par le biais de la simulation numérique. La combinaison de l'utilisation des outils numériques et expérimentaux sera une des clefs de ces travaux de recherche autour de la protection cervicale des motocyclistes.

L'objectif principal de ces travaux de recherche est de mettre au point une méthode permettant l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical de motocyclistes. La thèse se divise en 7 chapitres. Elle débute par le chapitre 1 avec une revue de la littérature en rapport avec les thématiques abordées. En s'appuyant sur les résultats de la littérature et les lacunes identifiées, les questions de recherche et les objectifs de la thèse sont énoncés dans le chapitre 2. Les chapitres 3 à 6 présentent le travail réalisé pour atteindre chacun des objectifs spécifiques de cette thèse. Le chapitre 3 présente le cahier des charges qui permet la formalisation du besoin et des contraintes autour des dispositifs de protection du rachis cervical pour motocycliste. Le chapitre 4 présente la méthode d'évaluation développée organisée en deux volets : un volet numérique et un volet expérimental. Le chapitre 5 présente la mise en application de la méthode sur deux dispositifs du rachis cervical existants. Enfin le chapitre 6 amorce le développement de dispositifs de protection innovants. Le septième et dernier chapitre de cette thèse présente une discussion générale portant sur les différents résultats obtenus lors de ce projet et sur l'ensemble des choix méthodologiques. Enfin, la conclusion présente un bilan sur l'atteinte des différents objectifs, l'originalité et les contributions de ce projet ainsi qu'une synthèse des recommandations de ce travail.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre fait un résumé synthétique de l'état des travaux dans différentes thématiques liées au projet de recherche. Il permet de situer ce projet de recherche par rapport à l'ensemble des travaux réalisés et d'en démontrer son originalité. Cinq thématiques sont abordées au travers de cette revue de connaissance : l'anatomie descriptive et biomécanique du rachis cervical humain, les types de lésions du rachis cervical, l'épidémiologie des lésions du rachis chez les motocyclistes, les outils de simulation numérique et l'évaluation de la protection du rachis cervical chez les motocyclistes.

1.1 Anatomie descriptive et biomécanique du rachis cervical humain

La colonne vertébrale ou rachis constitue le pilier central du corps humain et se divise en 24 vertèbres mobiles (cervicales, thoraciques et lombaires) et un groupe de neuf vertèbres sacro-cocciggiennes soudées (pelvienne). Son équilibre est conditionné par la présence de courbures vertébrales qui s'apparentent à une forme de S comme le montre la Figure 1-1. Dans le plan sagittal, ces courbures sont au nombre de quatre : courbure cervicale en lordose, courbure thoracique en cyphose, courbure lombaire en lordose et courbure sacro-coccigienne en cyphose. Selon (Miele et al., 2012), ces courbures permettent d'absorber les contraintes mécaniques dues aux mouvements du corps. Le rachis peut supporter des charges allant jusqu'à 6000 Newton. Le rachis a également une fonction de protection pour la moelle épinière et les nerfs spinaux. La liaison entre le crâne et le reste du rachis est faite par le rachis cervical qui soutient la tête et permet sa mobilité. De la même manière que le reste du rachis, le rachis cervical est composé de vertèbres, de ligaments, de disques intervertébraux et du système nerveux.

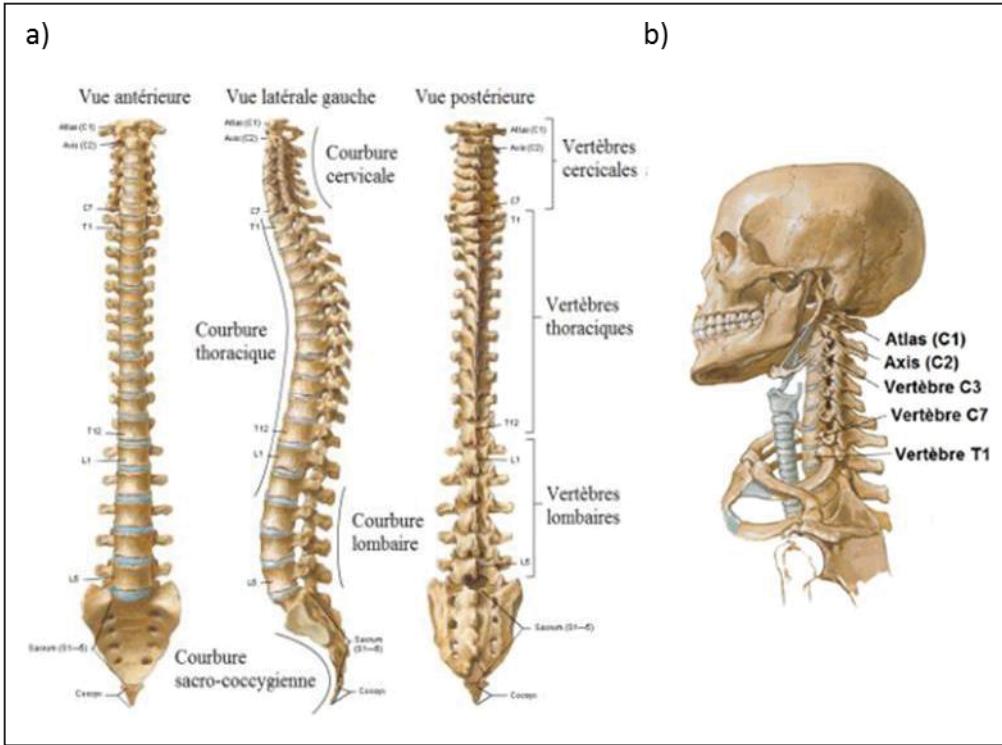


Figure 1-1 a) Rachis humain et courbures en vue antérieure, vue latérale gauche et vue postérieure b) Rachis cervical et crâne en vue latérale gauche. Adaptée de (Netter, 2014)

1.1.1 Les vertèbres

Le rachis cervical, qui nous intéresse spécifiquement dans ce projet, est composé de sept vertèbres mobiles (C1 à C7) (Figure 1-2). La première vertèbre cervicale est appelée atlas et s'articule avec le crâne au niveau du trou occipital. La deuxième vertèbre cervicale est appelée axis et possède une apophyse verticale qui permet le pivotement de l'atlas et les mouvements de rotation du crâne. Ces deux premières vertèbres sont les plus petites du rachis et disposent d'une structure particulière. Les vertèbres C3 à C7 ont une géométrie très rapprochée et le corps vertébral est composé d'os spongieux recouvert d'os cortical permettant de résister aux charges en compression. L'apophyse épineuse et les apophyses transverses servent de point d'intersection et de levier pour les muscles et les ligaments. La moelle épinière se situe quant à elle dans le canal vertébral. Les facettes articulaires permettent de guider les mouvements entre deux vertèbres qui se suivent.

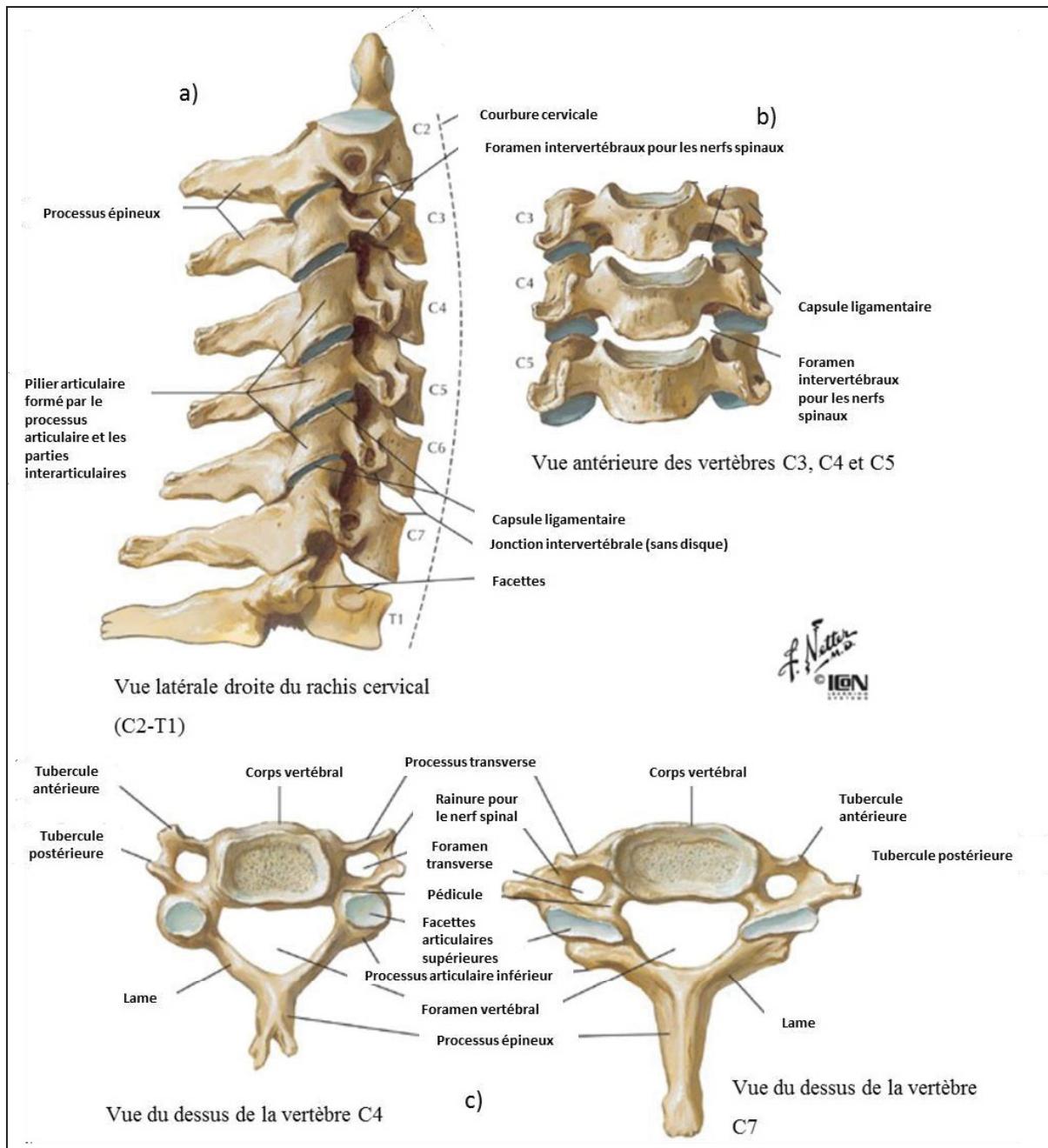


Figure 1-2 a) Vue latérale droite du rachis cervical (C2 à T1, première vertèbre thoracique).
 b) Vue antérieure des vertèbres C3/C4/C5. c) Vue du dessus de la vertèbre C4 4) Vue du dessus de la vertèbre C7. Adaptée de (Netter, 2014)

1.1.2 Les ligaments

La mobilité et la stabilité du rachis sont assurées par les ligaments spinaux constitués de bandes de tissus fibreux (Figure 1-3). Le ligament longitudinal postérieur (PLL) et le ligament

longitudinal antérieur (ALL) assurent la liaison entre les corps vertébraux et limitent les mouvements en flexion et extension. Les ligaments jaunes ou *ligamentum flavum* (LF), inter-épineux (ISL), nuchal (NL, qui devient le ligament supra-épineux en dessous du niveau C7), et capsulaires (CL) permettent de protéger la moelle épinière et limitent de nombreux mouvements (flexion, extension, tension, translation et rotation axiale). Les ligaments transverses sont liés à la partie intérieure de l'atlas (C1) et autour de l'apophyse odontoïde de l'axis (C2).

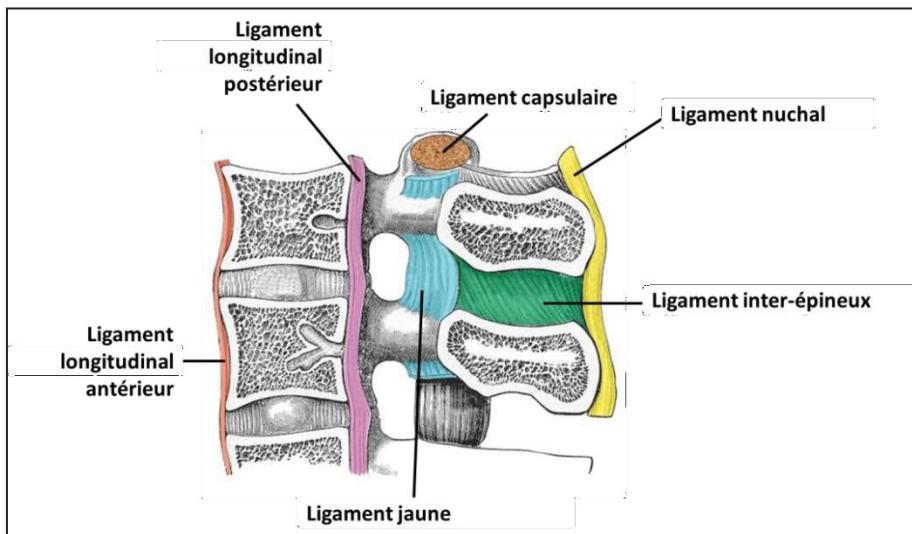


Figure 1-3 Principaux ligaments du rachis.
Adaptée de (<http://teachmeanatomy.info/neck/bones/cervical-spine/> and <http://www.marsnow.info/meninges-of-the-spinal-cord.html>)

1.1.3 Les disques intervertébraux

Les disques intervertébraux, situés entre chacune des vertèbres, permettent le maintien des vertèbres entre elles. Ces disques permettent également les mouvements entre chacune des vertèbres ainsi que l'absorption des chocs et le transfert de charges entre deux vertèbres. Il existe 23 disques intervertébraux en tout. Chacun des disques est constitué d'un anneau de cartilage fibreux avec au centre un noyau gélatineux (80 % d'eau). Ce noyau procure au disque

de l'élasticité et de la compressibilité tandis que l'anneau limite le mouvement et l'expansion du noyau. Un disque intervertébral est présenté sur la Figure 1-4.

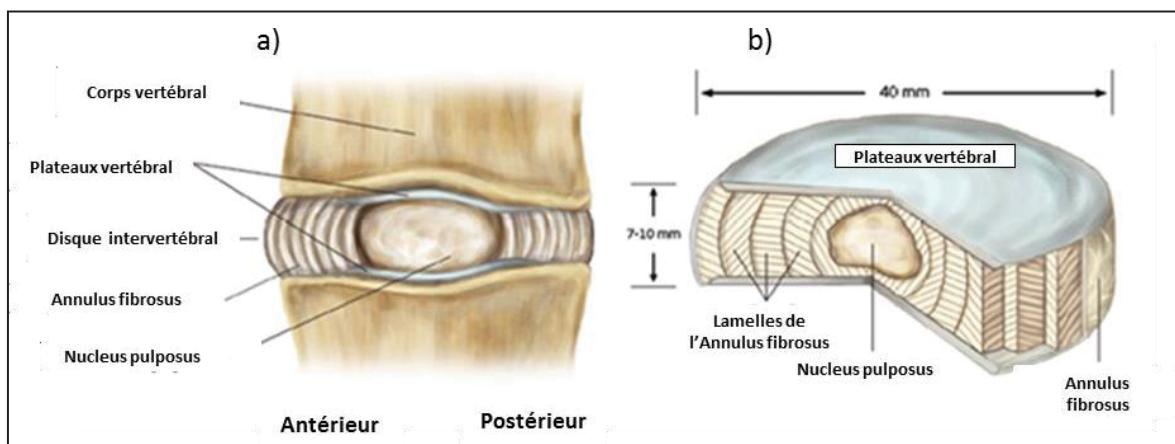


Figure 1-4 a) vue latérale d'un disque intervertébral entre deux vertèbres
b) Vue en coupe d'un disque intervertébral sein. Adaptée de (Marieb, 2005)

1.1.4 La moelle épinière et le système nerveux

La moelle épinière fait partie intégrante du système nerveux central (SNC). Sa forme s'apparente à un cylindre d'environ 1cm de diamètre et de 45 cm de longueur. Sa principale fonction est de transmettre des signaux électriques entre le système nerveux central et les différentes parties du corps. La moelle épinière passe dans le canal rachidien et est protégée par le rachis (Figure 1-5). Sa morphologie n'est pas constante sur le plan transverse et présente l'émergence de 31 paires de nerfs rachidiens qui se subdivisent en 8 nerfs cervicaux, 12 nerfs dorsaux, 5 nerfs lombaires, 5 nerfs sacrés et un nerf coccygien. Les niveaux vertébraux sont associés à différentes fonctions avec par exemple la respiration et les mouvements de la tête et du cou gérés aux niveaux C1-C4, les battements de cœur et mouvements des épaules assurés par les niveaux C4-C6 (Figure 1-5).

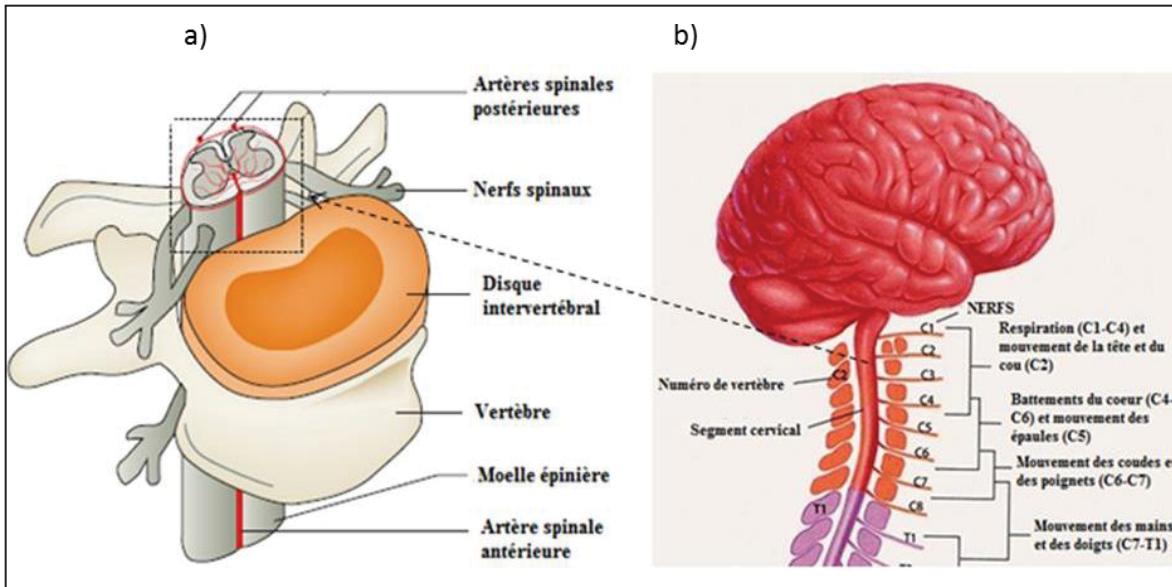
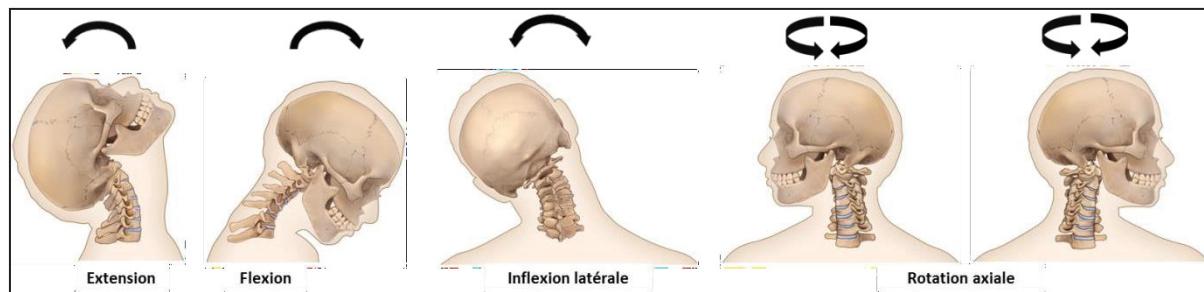


Figure 1-5 a) Moelle épinière positionnée dans le canal rachidien. Adaptée de (Ahuja et al., 2017) b) Principales fonctions étagées de la moelle épinière au niveau cervical. Adaptée de (Marieb, 2005)

1.1.5 La mobilité du rachis cervical

Le segment cervical est la zone la plus mobile du rachis et permet les mouvements de la tête dans l'espace. Un référentiel commun existe pour les amplitudes articulaires du cou qui se font selon 4 directions avec la flexion/extension sur le plan sagittal, l'inflexion latérale sur le plan frontal et la rotation axiale sur le plan transverse (Figure 1-6).



La mobilité du rachis cervical a été beaucoup étudiée ces dernières années par diverses méthodes telles que des analyses in vivo (J. Dvorak et al., 1991; Salem et al., 2013) par

imagerie (Penning & Wilmink, 1987) ou encore in vitro avec des spécimens cadavériques (Kotani et al., 2005; Wen et al., 1993). La cinématique du rachis cervical est étudiée selon une unité fonctionnelle qui est constituée de deux vertèbres adjacentes et des éléments de liaisons (disques, ligaments). Une unité fonctionnelle rachidienne dispose de 6 degrés de liberté. Le disque intervertébral a un rôle de rotule sur l'Unité Fonctionnelle Rachidienne (UFR), mais ne peut pas diriger ou contrôler avec précision les mouvements intervertébraux. Les amplitudes de mouvements des différentes unités fonctionnelles, du rachis cervical supérieur, inférieur et global étudiées dans la littérature sont regroupées dans les travaux de (Watier, 2006) et présentées dans le Tableau 1-1. Il existe deux zones distinctes concernant la mobilité du rachis cervical : le rachis cervical inférieur (C2-C7) et le rachis cervical supérieur (C0-C2). D'après (Watier, 2006), la mobilité pour le mouvement de flexion/extension est plus importante pour le rachis inférieur (85.4°) que pour le rachis supérieur (45.2°). Il en est de même pour le mouvement d'inflexion latérale (rachis inférieur : 79.50° et rachis supérieur : 20.2°). En revanche, la mobilité en rotation axiale est plus importante pour le rachis supérieur que pour le rachis inférieur (respectivement 80.4° et 59.5°).

Tableau 1-1 Amplitude de mouvement des UFR cervicale, rachis supérieur, inférieur et global lors des principaux mouvements. Adaptée de (Watier, 2006)

Valeurs moyennes (degrés)	C0-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7	Total (C0-C7)	Total (C0-C2)	Total (C2-C7)
Flexion /extension	26.9 (11.8)	18.4 (8.8)	11.2 (4.8)	16.4 (6.1)	17.1 (5.3)	18.7 (6.7)	15.9 (4.9)	116.9 (20.2)	45.2 (14.8)	85.1 (18.9)
Inflexion latérale	9.8 (2.3)	12.2 (8.5)	11.7 (7.0)	11.9 (6.0)	10.9 (4.8)	10.1 (5.2)	9.3 (4.7)	79.5 (20.8)	20.2 (7.6)	60.1 (24.9)
Rotation axiale	6.7 (6.4)	73.4 (16.3)	11.6 (8.6)	11.6 (6.6)	10.0 (5.9)	10.3 (4.3)	7.5 (4.3)	128.5 (19.4)	80.4 (16.8)	59.5 (26.9)

La mobilité articulaire du rachis cervical n'est pas significativement différente entre les hommes et les femmes alors qu'elle décroît significativement avec l'âge de par l'augmentation de la rigidité des ligaments (J. Dvorak et al., 1991; Trott et al., 1996; Watier, 2006). Les mouvements vertébraux ne sont pas strictement isolés dans un plan donné compte tenu des

complexités géométriques des surfaces articulaires. S'il y a un mouvement autour d'un seul axe, un couplage apparaît avec des rotations autour d'autres axes du repère anatomique de la vertèbre dû aux actions et réactions des surfaces articulaires sur les segments. Le comportement cinématique global du segment tête-cou résulte de la combinaison des mouvements des unités fonctionnelles rachidiennes entre l'occiput (C0) et la quatrième vertèbre lombaire (D9). Concernant les sollicitations d'inflexion latérale, un couplage systématique en rotation axiale apparaît du même côté (Bogduk & Mercer, 2000).

1.2 Types de lésions du rachis cervical

Les lésions traumatiques du rachis peuvent être classées selon plusieurs types : les lésions en compression (type A), les lésions en distraction (type B) et les lésions en cisaillement/torsion (type C). Ces familles de lésions sont détaillées dans plusieurs systèmes de classifications (Allen et al., 1982; Denis, 1983; Magerl et al., 1994; Vaccaro, 2003; Vaccaro et al., 2013). Récemment, une classification appelée AO basée sur (Magerl et al., 1994) a été créée spécifiquement pour la partie subaxiale du rachis cervical. Les différents types de lésions sont présentés selon ce système dans les sections suivantes.

1.2.1 Lésions en compression

Les lésions de type A (compression) impliquent une fracture du corps vertébral lors d'un chargement mécanique en compression (Figure 1-7). Il existe cinq sous-groupes qui sont les fractures mineures non structurelles (A0), les fractures par tassemement (A1), par fissuration (A2), comminutives incomplètes (A3) ou complètes (A4). Les lésions du type A0 induisent les lésions osseuses mineures au niveau du processus épineux. Les lésions du type A1 correspondent à un tassemement du plateau vertébral (inférieur ou supérieur) sans impacter la zone postérieure du corps vertébral. Les lésions du type A2 correspondent à une fracture par fissuration du corps vertébral dans le plan coronal impliquant le plateau supérieur et inférieur. Les lésions du type A3 induisent une fracture comminutive incomplète impliquant un seul plateau (inférieur ou supérieur). Enfin, les lésions du type A4 correspondent à une fracture comminutive complète impliquant les deux plateaux vertébraux (inférieur et supérieur). Ces

fractures comminutives peuvent entraîner une rétropulsion d'un fragment osseux dans le canal vertébral, ce qui peut induire une atteinte neurologique.

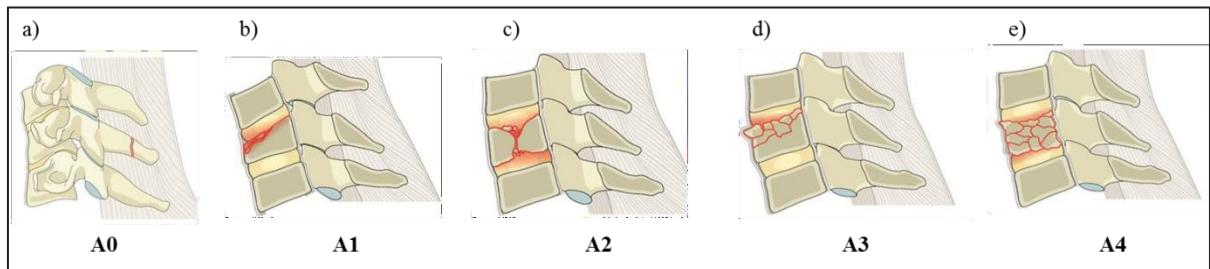


Figure 1-7 Représentation des lésions du rachis cervical en compression —a) Type A0 : fracture mineure non structurelle b) Type A1 : fracture par tassement c) Type A2 : fracture par fissuration d) Type A3 : Fracture comminutive incomplète e) Type A4 : Fracture comminutive complète. Adaptée de (R Vaccaro et al., 2015)

1.2.2 Lésions en distraction

Les lésions de type B (distraction) entraînent des lésions des complexes ligamentaires antérieurs et postérieurs (Figure 1-8). Elles se caractérisent selon trois sous-catégories : rupture postérieure à prédominance ligamentaire (type B1), rupture postérieure à prédominance osseuse (type B2) et rupture antérieure du disque intervertébral (type B3). Les lésions B1 sont induites par le mécanisme de flexion/distraction et sont associées à une rupture du complexe ligamentaire postérieur pouvant également entraîner une fracture de la partie postérieure du corps vertébral. Les lésions B2 interviennent également suite au mécanisme de flexion/distraction et correspondent à une rupture osseuse de la partie postérieure de la vertèbre ainsi que d'une rupture complète du complexe ligamentaire postérieur. Dans certains cas, ce type de lésion peut également entraîner une rupture du disque et du corps vertébral. Les lésions B3 correspondent au mécanisme d'extension/distraction et induisent une rupture antérieure du corps vertébral et/ou du disque intervertébral. Une propagation des lésions vers les éléments postérieurs est également possible.

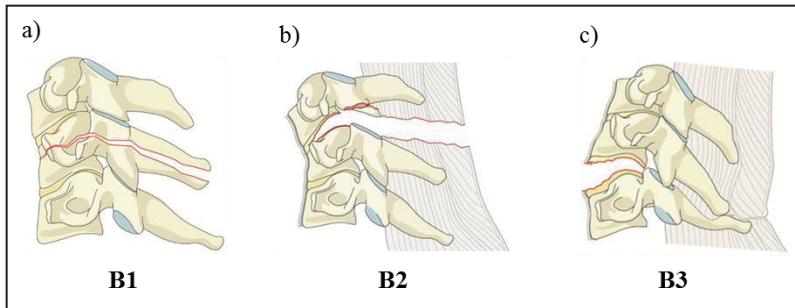


Figure 1-8 Représentation des lésions du rachis cervical en distraction
 a) Type B1 : rupture postérieure à prédominance ligamentaire
 b) Type B2 : rupture postérieure à prédominance osseuse
 c) Type B3 : rupture antérieure du disque intervertébral.

Adaptée de (R Vaccaro et al., 2015)

1.2.3 Lésions en cisaillement/torsion

Les lésions de type C apparaissent lors des mécanismes de cisaillement/torsion impliquant une translation et/ou une rotation d'un corps vertébral par rapport à un autre dans toutes les directions (Figure 1-9). Ces lésions correspondent à la combinaison de mouvements de translation et/ou de rotation avec les lésions de type A ou B. Les lésions du type C entraînent des ruptures des complexes ligamentaires antérieurs et postérieurs ainsi que des ruptures osseuses des parties antérieures et postérieures de la vertèbre. En comparaison avec les classifications spécifiques aux vertèbres thoracolombaires (Denis, 1983; Magerl et al., 1994; Vaccaro et al., 2013), ce système ne distingue pas de sous-groupe pour les lésions de type C.

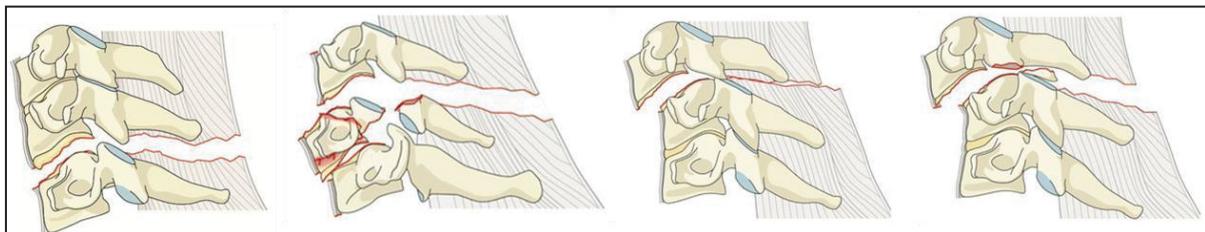


Figure 1-9 Représentation des lésions du rachis cervical en cisaillement ou en torsion.
 Adaptée de (R Vaccaro et al., 2015)

1.2.4 Autres types de lésions

A la différence d'autres systèmes, la classification AO introduit des types de lésions spécifiques aux facettes de la vertèbre et les ligaments concernés. Ces lésions se distinguent selon 4 types : F1, F2, F3 et F4 (Figure 1-10). La lésion de type F1 correspond à une fracture de la facette (inférieure ou supérieure) non déplacée avec un fragment de moins d'1 cm de longueur. La lésion de type F2 correspond à une fracture de la facette (inférieure ou supérieure) avec une instabilité potentielle et un fragment mesurant plus d'1 cm de longueur. La lésion de type F3 correspond à une rupture osseuse du pédicule et de l'apophyse, entraînant une séparation du processus articulaire inférieur et supérieur. Enfin, la lésion de type F4 correspond à une subluxation ou une dislocation complète de la facette articulaire.

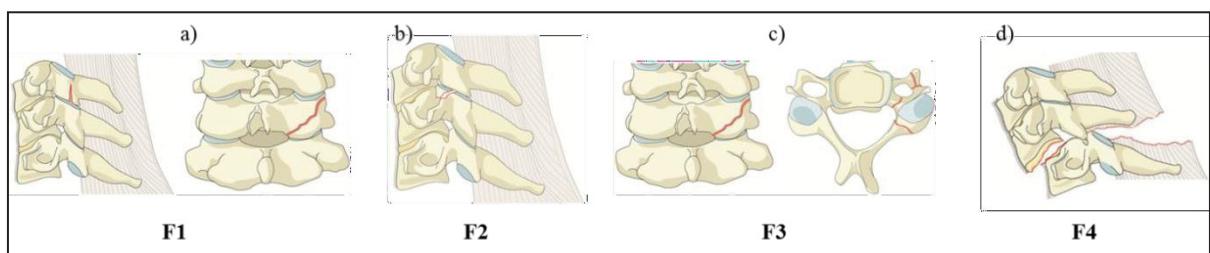


Figure 1-10 Représentation des lésions type F du rachis cervical.

- a) Type F1 : fracture facette non déplacée
- b) Type F2 : fracture facette avec déplacement
- c) Type F3 : Fracture osseuse pédicule et apophyse
- d) Type F4 : subluxation/dislocation complète de la facette.

Adaptée de (R Vaccaro et al., 2015)

1.2.5 Fréquences des lésions

Les types de lésions du rachis cervical n'apparaissent pas à la même fréquence. En effet, à partir d'une évaluation de 600 cas, (R Vaccaro et al., 2015) ont établi une répartition de la fréquence d'apparition des types de lésion (Tableau 1-2). Ce sont les lésions de type C, entraînant les conséquences les plus graves par leur instabilité qui sont les plus fréquentes avec 36.3% des cas. Ensuite, les lésions apparaissant le plus fréquemment sont B3, B2 et A4 (respectivement 13.7%, 12.8% et 11.8%).

Tableau 1-2 Fréquence des différents types de lésions du rachis cervical selon 600 cas étudiés.

Adapté de (R Vaccaro et al., 2015)

Type de lésion	Nombre	Pourcentage
A0	15	2.5
A1	34	5.7
A2	28	4.7
A3	7	1.2
A4	71	11.8
B1	1	0.2
B2	77	12.8
B3	82	13.7
C	218	36.3
F1	6	1.0
F2	30	5.0
F3	24	4.0
F4	7	1.2

1.2.6 Atteintes neurologiques

Les blessures médullaires (atteinte de la moelle épinière) peuvent être primaires à la suite de chargements mécaniques lors du traumatisme. Elles peuvent également être secondaires et apparaître à la suite de phénomènes physico-chimiques du fait de l'instabilité du rachis. Ces blessures peuvent survenir par compression transversale de la moelle épinière lors de l'impact suite au détachement d'un fragment osseux dû à la fracture d'une vertèbre. Elles sont également provoquées par une mobilité pathologique du rachis en flexion, ce qui entraîne une tension lors d'une déformation longitudinale. Ces lésions peuvent aussi être provoquées par un cisaillement lors de la translation d'une vertèbre ou d'un fragment osseux. Il est possible de classer la gravité de ces lésions médullaires selon une échelle d'atteinte neurologique : la classification ASIA (American Spinal Injury Association, Tableau 1-3). Dans cette classification ASIA, les lésions médullaires sont réparties en cinq catégories selon le degré d'atteinte neurologique. Il faut noter que plus les lésions sont proches de la tête, plus les conséquences neurologiques sont importantes.

Tableau 1-3 Échelle d’atteinte neurologique des lésions médullaires selon la classification ASIA. Adaptée de (Roberts et al., 2017)

Catégories	Définition
A	Atteinte complète : aucune motricité, ni sensibilité dans le territoire segmentaire S4-S5
B	Atteinte incomplète : la sensibilité, mais non la motricité, est préservée en dessous du niveau neurologique de la lésion et se prolonge jusqu’au territoire segmentaire S4-S5
C	Atteinte incomplète : la motricité est préservée en dessous du niveau neurologique de la lésion et la plupart ($>50\%$) des muscles majeurs (ou principaux) en dessous de ce niveau ont un score < 3
D	Atteinte incomplète : la motricité est préservée en dessous du niveau neurologique lésionnel et la plupart ($>50\%$) des muscles majeurs (ou principaux) en dessous de ce niveau ont un score ≥ 3
E	Les fonctions motrices et sensitives sont normales.

1.3 Épidémiologie des lésions du rachis chez les motocyclistes

1.3.1 Impact socio-économique

Bien que le nombre de tués impliquant des automobiles ait diminué brusquement ces dix dernières années (baisse de 22.7% entre 2008 et 2018), cette baisse qui concerne les usagers de 2RM est moins importante (baisse de 10.9% entre 2008 et 2018) (ONISR, 2018). En France en 2018, les usagers de 2RM représentaient 23% des décès. Le risque d’être tué pour un usager de 2RM, rapporté à sa proportion dans le trafic total motorisé (usagers de 2RM représentent 1.9% du trafic motorisé en 2018), est 21 fois plus élevé que pour les usagers de véhicule automobile (ONISR, 2018). Dans l’ensemble de l’Union Européenne, les tués en 2RM représentent 18% de la mortalité (automobiliste, cyclistes, piétons). Les motocyclistes sont très exposés aux blessures corporelles, notamment au niveau de la tête. Certaines tranches d’âge sont plus touchées que d’autres par les accidents de deux-roues motorisés (2RM) comme les 18-34 ans, qui représentaient 43 % des tués sur la route en 2018 (ONISR, 2018). Il faut également noter qu’il n’y a pas de différences significatives quant au risque de blessure si le motocycliste porte un casque ou non (O’Connor, 2005). Les accidents de 2RM peuvent avoir des conséquences très graves en causant des lésions directes au rachis et plus spécifiquement au segment cervical.

Les lésions du rachis chez les motocyclistes ont une incidence importante sur l'aspect socio-économique dans le monde. Aux États-Unis seulement, on observe plus de 30 000 lésions du rachis par année. Ces lésions peuvent entraîner d'importantes séquelles comme la paraplégie et la tétraplégie, mais aussi la perte de fonctions chez les accidentés. Chaque année, les séquelles entraînées par ces lésions engendrent des coûts globaux d'environ 750 millions de dollars en Amérique du Nord (Kemper et al., 2006). Il faut savoir que les accidents de la circulation sont responsables de 40 % (Leucht et al., 2009; Wood et al., 2014) des lésions du rachis cervical et sont la cause principale des lésions médullaires. Ces chiffres sont d'autant plus importants étant donné le faible pourcentage de motocyclistes sur les routes en comparaison avec les automobilistes. Par conséquent, les motocyclistes ont jusqu'à 30 fois plus de risque de décès et de blessures que les autres usagers de la route (« Traffic safety facts—2011 data (DOT HS 811 751) », 2013). Le rachis est touché dans 10 % des accidents de 2RM (Ankarath et al., 2002b).

1.3.2 Accidents chez les deux-roues motorisés (2RM)

Plus de 60 % des motocyclistes sont tués hors agglomération en 2016 (33% en agglomération et 6% sur les autoroutes). La majorité des collisions lors d'accidents de motocyclistes surviennent lorsque l'avant de la moto percute une voiture à 90 ° (Figure 1-11) (Chinn, 2001; Serre et al., 2012). De façon courante, le pilote du 2RM est éjecté au-dessus de son guidon vers l'avant. Ce type d'accident survient souvent à des vitesses faibles, autour de 30 km/h (Chinn, 2001). D'autres scénarios d'accidents impliquant des lésions du rachis aux motocyclistes sont également à considérer. Elles peuvent être caractérisées par 3 paramètres, d'après une étude de (Zulkigli et al., 2012): le type de d'impact, la configuration de l'impact et le type d'objet percuté.

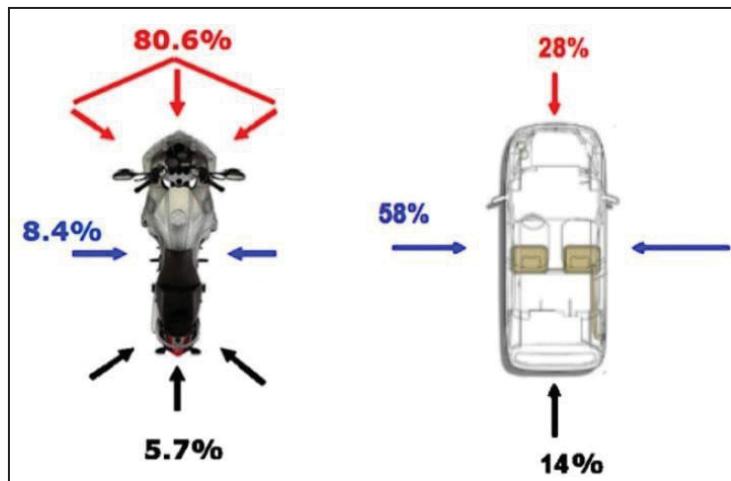


Figure 1-11 Orientation de l'impact pour les deux-roues motorisés (2RM) et les véhicules automobiles. Tirée de (T. Serre et al., 2012)

Le type d'impact se distingue en fonction des véhicules impliqués. Deux types existent : l'impact impliquant plusieurs véhicules dans 72 à 80 % des cas (T. Serre et al., 2012) et l'impact impliquant seulement un véhicule dans 20 à 28 % des cas. En 2016, 38 % des motocyclistes ont été tués dans un accident sans autre véhicule impliqué et 38% suite à la collision avec un véhicule automobile. L'accident de 2RM impliquant un seul autre véhicule augmente le risque d'être touché au rachis cervical chez le motocycliste. Les collisions peuvent avoir lieu avec des objets non fixes (véhicule automobile) ou des objets fixes (glissière de sécurité, arbres, poteaux). Les impacts impliquant des objets fixes causent des lésions du rachis bien plus importantes qu'avec des objets non fixes. Par ailleurs, on peut relever que l'objet percuté par le motocycliste est la plupart du temps fixe avec une surface plane ou arrondie (MOSAFIM, 2013).

Pour une majorité des accidents, les motocyclistes sont projetés hors de leur véhicule deux roues et la tête ou le segment thoracique entre les omoplates vient percuter un objet (Kupferschmid et al., 1989; Shrosbree, 1978; Zulkipli et al., 2012) (Figure 1-12). Si l'on exclut les lésions mineures, on peut noter que l'ensemble des lésions du rachis cervical sont causées par un traumatisme indirect lors d'un impact au niveau de la tête (Chinn et al., 2001; MOSAFIM, 2013).

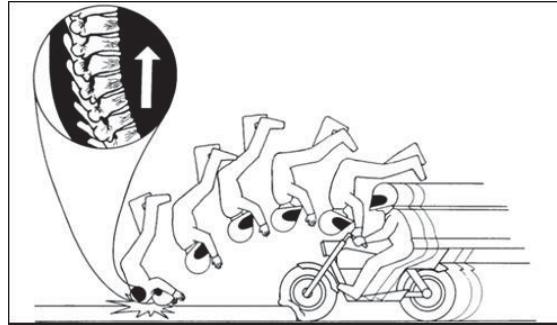


Figure 1-12 Schéma d'un motocycliste éjecté de son 2RM lors d'un accident. Tirée de (Kupferschmid et al., 1989)

Il est également possible de localiser et connaître la vitesse moyenne des impacts sur le casque lors des lésions du rachis cervical (Figure 1-13). La majorité des chocs au casque se situent au niveau de la mentonnière (27%) à une vitesse moyenne de 55km/h. Les chocs latéraux (x), frontaux au-dessus de la visière (b) et arrière (R) apparaissent dans les mêmes proportions (22%) à des vitesses d'impact respectives de 35km/h, 35km/h et 50km/h. D'après (T. Serre et al., 2012) lors d'un accident de 2RM, la décélération maximale que subit le rachis cervical est d'environ 150G.

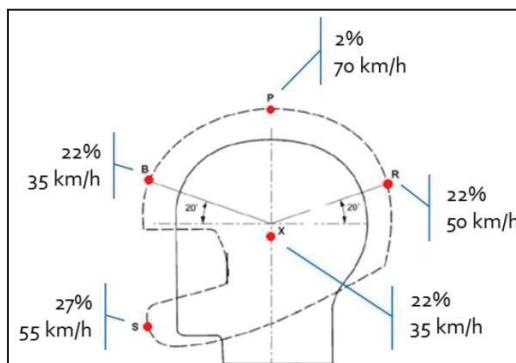


Figure 1-13 Position et vitesse d'impact sur le casque lors des lésions du rachis cervical.
Adaptée de (MOSAFIM, 2013)

Les configurations d'impacts par l'avant et par les cotés constituent ensemble plus de 70 % des configurations affectant les motocyclistes. Il existe une échelle qui permet de classer la gravité des lésions : « Maximum Abbreviated Injury Scale (MAIS) of motorcyclists ». Les niveaux MAIS 1, 2, 3, 4, 5 et 6 correspondent respectivement à des lésions mineures, modérées,

sérieuses, sévères, critiques et maximales. Selon les différents types de collisions et d'accidents (total de 140 accidents), une répartition est réalisée en pourcentage selon la sévérité des lésions (Chinn et al., 2001). Il existe 7 types de collisions spécifiques pour les 2RM (Preusser et al., 1995). La collision de type 1 correspond à un impact d'un véhicule sur la partie avant du 2RM, la collision de type 2 correspond à une collision frontale entre l'avant du véhicule et l'avant du 2RM et les collisions de type 3 et 4 correspondent à un impact de l'avant du 2RM sur le côté du véhicule ou sur le « coté avant » et « coté arrière » du véhicule. Les collisions de type 5 et 6 correspondent à un impact de l'avant du 2RM sur l'arrière du véhicule et un impact de l'avant du véhicule sur l'arrière du 2RM. Enfin, la collision du type 7 correspond à toutes collisions impliquant un piéton, un cycliste ou un objet fixe (mur, arbre, poteau). On peut s'apercevoir à travers le Tableau 1-4 que l'accident de type 2 est celui qui engendre les lésions les plus graves chez le motocycliste avec un MAIS de 5/6, qui représente un stade critique.

Tableau 1-4 Niveau de lésion MAIS du motocycliste en fonction du type de collision du 2RM. Tiré de (Chinn et al., 2001)

collision types	total n=402 100%	Injury Severity of motorcyclist			
		uninjured	MAIS 1	MAIS 2-4	MAIS 5/6
type 1	4,5%	-	76,2%	23,8%	-
type 2	16,2%	-	71,0%	28,0%	1,0%
type 3	5,1%	-	84,1%	15,9%	-
type 4	23,9%	3,7%	62,4%	33,5%	0,4%
type 5	12,2%	6,0%	68,3%	23,7%	2,0%
type 6	-	-	-	-	-
type 7	38,1%	11,3%	60,3%	27,2%	1,2%

1.3.3 Mécanismes lésionnels

Les mécanismes lésionnels du rachis cervical liés aux accidents de 2RM ont été beaucoup étudiés ces dernières années (R. W. Nightingale et al., 1996; Panjabi et al., 1998; Panjabi, Ito, et al., 2004; Panjabi, Pearson, et al., 2004; Teo & Ng, 2001; Tropiano et al., 2003b). Ces mécanismes peuvent se distinguer selon quatre types : la flexion, l'extension, l'infexion latérale et la compression. Ces diverses études ont montré la complexité de ces mécanismes étant donné la multiplicité de configurations d'accidents de 2RM. Le choc de la tête du motocycliste sur le véhicule percuté, le sol ou un objet fixe entraîne des mouvements de la tête qui peuvent se traduire par des lésions du rachis cervical. Ces lésions du rachis cervical sont caractérisées par des mécanismes lésionnels. Une étude des blessures du rachis cervical chez les motocyclistes en Malaisie (Ooi et al., 2004) a permis de mettre en avant la fréquence d'apparition des mécanismes lésionnels (flexion, extension, infexion latérale et compression) en fonction de la configuration d'impact du 2RM. Il semble que lors des impacts frontaux, la flexion soit le mécanisme lésionnel apparaissant le plus fréquemment, suivie de l'extension. Pour les impacts arrière, la flexion et l'extension sont également les mécanismes lésionnels les plus fréquemment apparus. Pour les impacts latéraux, l'infexion latérale est le mécanisme lésionnel le plus représenté (Figure 1-14).

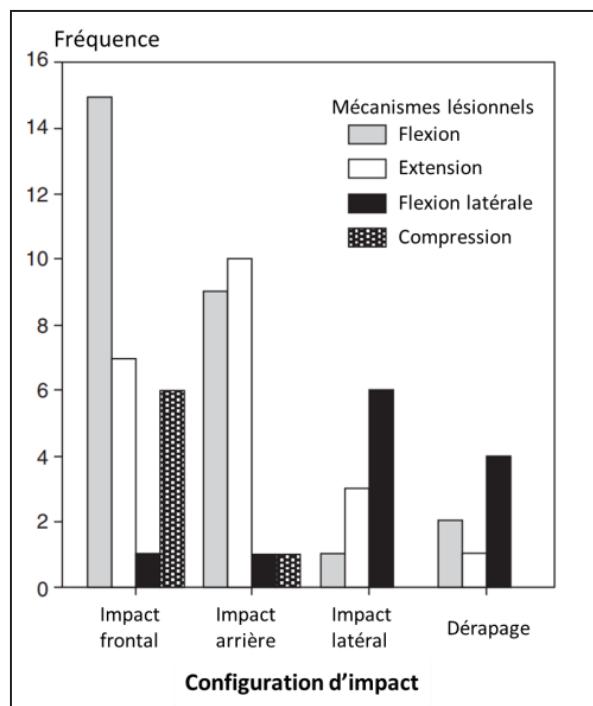


Figure 1-14 Mécanismes lésionnels du rachis cervical observés pour différentes configurations d'accident de motocyclistes. Adaptée de (Ooi et al., 2004)

Cependant, les mécanismes lésionnels du rachis cervical chez les motocyclistes lors d'accidents sont souvent combinés, c'est-à-dire qu'ils mettent en jeu plusieurs mécanismes avec des conditions de chargement multidirectionnelles (Exemple : flexion/compression, extension/compression). Ces mécanismes multidirectionnels sont essentiels à prendre en compte pour la protection du rachis cervical chez les motocyclistes.

1.3.4 Lésions associées aux accidents de 2RM

Les blessures associées aux accidents de 2RM peuvent être multiples. Il est vrai que nous nous intéressons particulièrement aux lésions du rachis, mais il faut également prendre en compte les blessures touchant les autres parties du corps humain. Des études (MAIDS, 2010; Thierry Serre, 2015) ont permis d'établir les répartitions et localisations des blessures chez les

motocyclistes. Il s'avère que les membres inférieurs et supérieurs (Figure 1-15) sont les plus touchés lors des accidents de 2RM. Une autre étude a permis de notifier que le rachis cervical était la région du rachis la plus affectée suite à l'analyse des lésions de 11 800 2RM en France entre 1996 et 2005 (T. Serre et al., 2012).

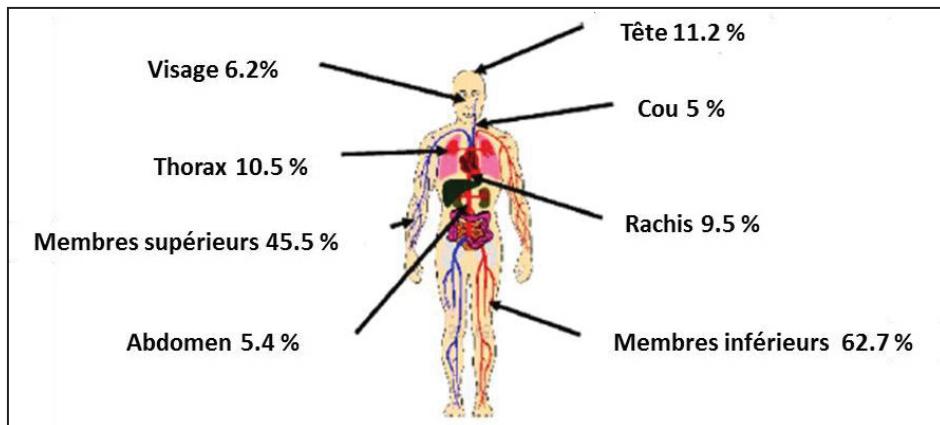


Figure 1-15 Emplacement des blessures avec répartition en pourcentage chez le motocycliste. Tirée de (T. Serre et al., 2012)

Parmi les lésions du rachis chez les motocyclistes, 10 à 27 % (Ankarath et al., 2002b; Forman et al., 2012; A. Robertson et al., 2002a) affectent directement le rachis cervical. Une étude montre que les lésions du rachis cervical sont liées au plus haut taux de mortalité. En effet, 15 % du taux de mortalité est lié aux lésions du rachis thoracique et 53 % est lié aux lésions du rachis cervical (Ankarath et al., 2002b).

Une étude menée sur les blessures à la tête et au rachis chez les motocyclistes suite à une collision entre la tête et un objet fixe a été réalisée (Bambach & Mattos, 2015). À partir de ce travail, il a été possible de localiser sur le rachis (Figure 1-16) les vertèbres les plus touchées lors des traumatismes. Les vertèbres cervicales ressortent comme étant les plus touchées. Il est donc pertinent de s'intéresser plus en détail à ces vertèbres.

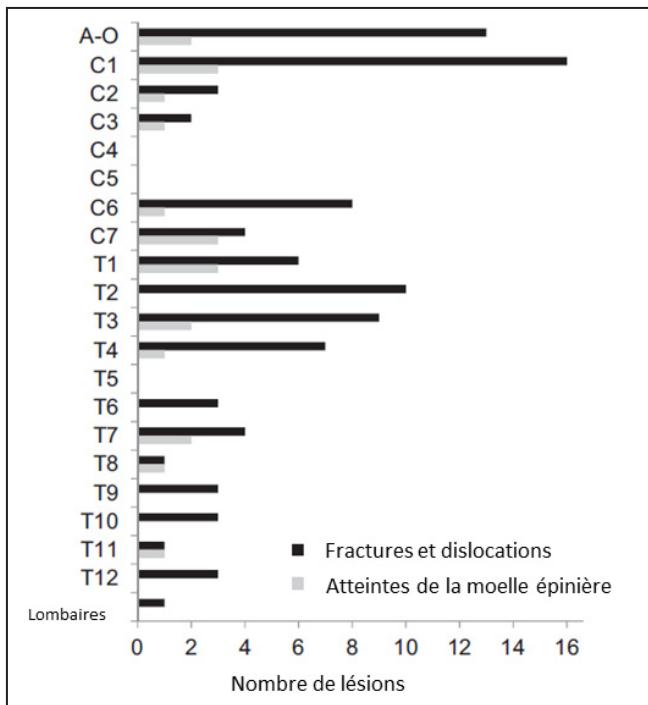


Figure 1-16 Lésions du rachis pour
44 motocyclistes.
Tirée de (Bambach & Mattos, 2015)

Les lésions dominantes du rachis cervical sont localisées dans la partie supérieure (C1 à C3) et inférieure (C5 à C7). Ces deux sections présentent des fragilités notables. Deux types de lésions peuvent atteindre le rachis cervical : les lésions articulaires et les lésions osseuses. Les lésions osseuses apparaissent la plupart du temps après les lésions articulaires, que cela soit au niveau du rachis cervical inférieur ou supérieur.

1.3.5 Critères lésionnels du rachis cervical

Plusieurs critères lésionnels existent dans les cas d'études liées au rachis, mais ils ne sont cependant pas nécessairement adaptés aux cas des motocyclistes, notamment en ce qui concerne l'aspect multidirectionnel des traumatismes. Il est tout de même important de s'y intéresser pour identifier leurs principes de fonctionnement et leurs différences.

1.3.5.1 Critère NIC

Le critère NIC (Neck Injury Criterion) a été développé à partir d'expérimentations sur des animaux, (Bostroem et al., 1996). Ce critère concerne les lésions du rachis suite à un impact par l'arrière et est exprimé par l'accélération relative entre la partie haute et basse du rachis, en m/s^2 et la vitesse relative. L'équation (1.1) permet de calculer ce critère.

$$NIC = a_{rel}(t) \times L \times v^2_{rel}(t) \quad (1.1)$$

Avec $a_{rel}(t)$: Accélération relative selon la direction antéro-postérieure entre les vertèbres T1 et C1; $v_{rel}(t)$: Vitesse relative selon la direction antéro-postérieure entre les vertèbres T1 et C1; L : Longueur du segment cervical (0.2m)

1.3.5.2 Critère Nij

Le critère Nij a été développé par la NHTSA (US National Highway traffic Safety Administration) (Kleinberger et al., 1998) dans le but de pouvoir travailler sur les lésions graves du rachis suite aux impacts frontaux. Ce critère prend en compte la combinaison de forces axiales et des moments de flexion/extension pour obtenir un indicateur complexe de lésions du rachis. L'équation (1.2) permet de calculer ce critère.

$$N_{ij} = \frac{F_Z}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}} \quad (1.2)$$

Avec F_Z : Force résultante selon axe z (axiale) au point de transition entre la tête et le cou ; F_{int} : Valeur de force critique (dépend du modèle anthropomorphe utilisé); M_y : Moment total en flexion/extension ; M_{int} : Valeur de moment critique (dépend du modèle utilisé)

1.3.5.3 Critère Nkm

Il s'avère que l'évaluation du Nij pour les collisions par l'arrière a amené des difficultés sur l'interprétation des résultats obtenus. Le critère Nkm (Schmitt et al., 2001) qui s'applique aux collisions par l'arrière à faibles vitesses a donc été développé. Il s'agit d'un critère basé sur la combinaison linéaire de force en cisaillement et des moments en flexion/extension. L'équation (1.3) permet de calculer ce critère.

$$N_{km}(t) = \frac{F_x(t)}{F_{int}} + \frac{M_y(t)}{M_{int}} \quad (1.3)$$

Avec $F_x(t)$: Force en cisaillement selon la direction antéro-postérieure ; F_{int} : Valeur de force critique interceptée ; $M_y(t)$: Moment en flexion/extension ; M_{int} : Valeur de moment critique interceptée

1.3.5.4 Critère LNL

Un autre critère de lésion du rachis appelé LNL (Lower Neck Load) (Munoz et al., 2005) a été développé afin d'évaluer les risques de lésions sur les tissus mous, prenant en compte trois composantes de force et deux composantes de moment mesurées à la base du rachis. Le mannequin BioRID-II est utilisé pour la mise en place de ce critère. Pour effectuer l'évaluation de ce critère, il est nécessaire d'équiper le mannequin d'une cellule de charge sur la partie inférieure du rachis (T1). L'équation (1.4) permet de calculer ce critère.

$$LNL(t) = \left| \frac{M_{ylower}(t)}{C_{moment}} \right| + \left| \frac{F_{xlower}(t)}{C_{shear}} \right| + \left| \frac{F_{zlower}(t)}{C_{tension}} \right| \quad (1.4)$$

Avec $M_{ylower}(t)$: Moment mesuré en flexion extension ; $F_{xlower}(t)$: Force mesuré selon la direction antéro-postérieure; $F_{zlower}(t)$: Force mesurée selon la direction cranio-caudal; C : Valeurs de références (C_{moment} : moment critique établi à 15N.m, C_{shear} : force critique établie à 250 N, $C_{tension}$: force critique établie à 900 N)

1.3.5.5 Critère NDC

Le critère NDC (Neck Displacement Criterion) (Viano & Davidsson, 2002) est basé sur les déplacements angulaires et linéaires de la tête par rapport à la vertèbre T1 pour des impacts arrières. Plus précisément, ce critère est évalué selon les déplacements et les rotations du condyle occipital (OC). Les trois déplacements suivants définissent le critère :

- Déplacement du condyle occipital en mm par rapport à la vertèbre T1 selon la direction crano-caudal : $Z_{OC \ T1}$
- Déplacement angulaire du condyle occipital en degrés par rapport à la vertèbre T1 selon le plan médian : $\theta_{OC \ T1}$
- Déplacement du condyle occipital en mm par rapport à la vertèbre T1 selon la direction crano-caudal : $X_{OC \ T1}$

Les valeurs obtenues pour chacun des déplacements sont comparées selon le Tableau 1-5.

Tableau 1-5. Échelle d'évaluation du critère NDC

Excellent	$Z_{OC \ T1} < -15mm \quad \theta_{OC \ T1} < 25^\circ; X_{OC \ T1} < 35mm$
Bon	$Z_{OC \ T1} < -25mm \quad \theta_{OC \ T1} < 40^\circ; X_{OC \ T1} < 55mm$
Acceptable	$Z_{OC \ T1} < -35mm \quad \theta_{OC \ T1} < 55^\circ; X_{OC \ T1} < 75mm$
Médiocre	Tous déplacements se situant en dehors du corridor pour des amplitudes de mouvements naturelles, ou $Z_{OC \ T1} > -35mm \quad \theta_{OC \ T1} > 55^\circ; X_{OC \ T1} > 75mm$

1.3.5.6 Critère WIC

Le mouvement du rachis lors d'un impact par l'arrière étant complexe, un critère appelé WIC (Whiplash Injury Criterion) a été développé (Munoz et al., 2005). Ce critère est basé sur les mesures faites aux deux extrémités du rachis cervical dans le but de décrire les deux états de phase du « S.-shape », ce qui permettrait de ne pas utiliser des accéléromètres ou l'analyse d'images. Le « S-shape » correspond à un phénomène qui se caractérise par la flexion des vertèbres cervicales supérieures et par l'hyperextension des cervicales inférieures. L'équation (1.5) permet de calculer ce critère.

$$WIC = M_{yoc} - M_{ylw} \quad (1.5)$$

Avec M_{yoc} : moment en flexion/extension au niveau du condyle occipital ; M_{ylw} : moment en flexion/extension mesuré au niveau de la cellule de charge positionnée en T1

1.3.5.7 Critère IV-NIC

Le critère IV-NIC est défini par le ratio entre l'amplitude intervertébrale avant traumatisme en chargement et les limites de mouvements physiologiques. Ce critère est évalué pour les impacts arrières (Panjabi et al., 2005). Il a pour avantage de pouvoir être plus précis sur la sévérité des lésions des tissus mous dans différentes parties du rachis cervical. Ce critère est basé sur l'hypothèse que les lésions du cou apparaissent lorsque les angles intervertébraux dépassent les limites physiologiques. L'équation (1.6) permet de calculer ce critère.

$$IV - NIC = \frac{\sigma Trauma}{\sigma Physiologique} \quad (1.6)$$

Avec $\sigma Trauma$: mouvements intervertébraux sous conditions de chargement traumatique; $\sigma Physiologique$: enveloppe de mouvements physiologiques mesurée en situation quasi-statique grâce à des tests sur spécimens cadavériques intacts.

1.3.5.8 Critères « Payne »

Selon (Payne et al., 2001), le critère global de lésions du rachis cervical se distingue selon 5 différents critères liés à la partie supérieure du rachis cervical (C1-C3). Ces 5 critères sont énumérés ci-dessous : critère "compression" (KN), critère "tension" (KN), critère "cisaillement/torsion" (KN), critère "moment longitudinal en extension" (Nm), critère "moment longitudinal en flexion" (Nm)

Les lésions du rachis cervical sont caractérisées par quatre niveaux de tolérance pour chacun des cinq critères. Chacun des critères a des références de tolérances différentes allant d'aucune

lésion à une lésion de niveau AIS 4. L'échelle AIS (Abbreviated Injury Scale) est une échelle qui permet de classifier et de décrire la sévérité des lésions. Ces niveaux de lésions AIS sont associés aux différents critères présentés dans le Tableau 1-6.

Tableau 1-6 Niveaux de tolérance AIS associés aux cinq critères de blessure du rachis cervical supérieur. Adapté de Payne et al. (2001)

Critère lésionnel		Niveau de tolérance				
Critère	Unité	Niveau 0	Niveau 1	Niveau 2	Niveau 3	Niveau 4
		Aucune lésion	Lésions mineures	Lésions majeures	Lésions graves	Mort potentielle
Compression	(N)	< 1500	1500 – 4000 Lésions mineures aux ligaments et muscles AIS 1-3		>4000 Fracture majeure et dislocation AIS 4-6	
Traction	(N)	< 1200	1200 – 3300 Lésions mineures aux ligaments et muscles AIS 1-3		>3300 Fracture majeure et dislocation AIS 4-6	
Cisaillement/torsion	(N)	< 1100	1100 – 3300 Lésions mineures aux ligaments et muscles AIS 1-3		>3300 Fracture majeure et dislocation AIS 4-6	
Moment en flexion	(Nm)	< 61	61 – 190 Lésions mineures aux ligaments et muscles AIS 1-3		190 – 203 Fracture majeure AIS 3-5	>203 Dislocation du cou AIS 6
Moment en extension	(Nm)	< 47	47 – 57 Lésions mineures aux ligaments et muscles AIS 1-3		>57 Fracture majeure et dislocation AIS 4-6	

Il existe cependant un problème majeur quant à la prévision des lésions du rachis cervical. En effet, il faut noter qu'il n'y a pas d'augmentation graduelle de la gravité des lésions en fonction de l'augmentation du chargement (Payne et al, 2001). Avec une combinaison spécifique de

chargement qui varie de façon non négligeable dans un échantillon de population, il est difficile de prédire l'apparition de lésions entraînant des conséquences fatales.

1.3.5.9 Bilan des critères lésionnels

Les critères lésionnels existants du rachis cervical ne sont pas utilisés pour les mêmes types de travaux et ne prennent pas en compte les mêmes éléments pour leurs calculs. L'analyse comparative de ces critères permet entre autres de comprendre leurs différences de principes de fonctionnement et les informations qu'ils apportent quant aux lésions du rachis. La comparaison de ces différents critères lésionnels du rachis cervical est présentée dans le Tableau 1-7.

Tableau 1-7. Tableau comparatif des différents critères existants des lésions du rachis cervical

Critères	Grandeur mises en jeu	Directions impacts étudiées	Niveaux étudiés	Vitesses étudiées	Remarques
NIC	Accélération, vitesse (selon T1 et C1)	Arrière	Rachis cervical complet	Faibles	/
Nij	Forces axiales (tension/compression), moments flexion/extension	Frontal	Rachis cervical complet	Non spécifiées	Effets combinés en extension et tension non considérés
Nkm	Forces en cisaillement, moments flexion/extension	Arrière	Rachis cervical complet	Faibles	/
LNL	Forces axiales, forces critiques, moments en flexion/extension et moments critiques	Arrière	Rachis cervical inférieur	Non spécifiées	Etude spécifique des tissus mous
NDC	Déplacements angulaires (condyle occipital par rapport à T1) ; déplacements linéaires (verticaux)	NC	Rachis cervical complet	Non spécifiées	/

	(condyle occipital par rapport à T1)				
WIC	Moments selon axe sagittal au niveau du condyle occipital, Moments selon axe sagittal vertèbre T1	Arrière	Rachis cervical complet	Non spécifiées	/
IV-NIC	Amplitudes intervertébrales mesurées Enveloppe de mouvements physiologiques	Arrière	Rachis complet	Non spécifiées	/
Payne	Forces axiales, forces cisaillement, moment en flexion/extension	Tous types	Rachis cervical supérieur	Non spécifiées	Pas de combinaison des chargements prise en compte

Cette étude comparative montre qu'aucun des critères lésionnels existants ne prend en compte la combinaison de chargements lors d'un impact 2RM. Ces critères sont établis pour deux types d'impacts : frontaux (1 critère) et arrières (5 critères). De plus, les grandeurs mises en jeu pour le calcul de chacun des critères ne sont pas les mêmes. Certains utilisent les accélérations et les vitesses relatives, d'autres les forces et les moments ou encore des déplacements (linéaires ou angulaires). La plupart des critères lésionnels existants sont valables pour l'ensemble du rachis cervical. Deux des critères (LNL et Payne) se concentrent respectivement sur le rachis cervical inférieur et supérieur. Enfin, les vitesses d'impacts étudiées pour chacun des critères peuvent varier. La plupart des critères (Nij, LNL, NDC, WIC, IV-NIC ; Payne) ne spécifient pas la vitesse mise en jeu ; on déduit donc que toutes les vitesses peuvent être utilisées (faibles, moyennes et élevées). NIC et Nkm sont spécifiques aux vitesses d'impact faible (respectivement 4 et 8km/h). Cette comparaison des critères permet de mettre en avant de façon claire qu'il n'existe pas de standard dans l'utilisation des critères lésionnels. En effet, chacun des critères a des spécificités qui lui sont propres. De plus, on note qu'ils mettent tous en jeu une seule direction d'impact (arrière ou frontal), ou alors qu'ils ne combinent pas les

chargements proposés (Payne et al, 2001). Ces critères peuvent donc être qualifiés comme étant unidirectionnels. L'étude des mécanismes lésionnels présentée précédemment montre que le cas des accidents de 2RM implique des impacts multidirectionnels. Ces critères existants ne peuvent donc pas être utilisés de manière exhaustive tels que définis. Cependant, leurs principes de fonctionnement doivent servir de base pour la définition de critères lésionnels multidirectionnels du rachis cervical.

1.4 Outils de simulation numérique

Afin d'étudier en détail les lésions du rachis cervical lors des accidents de 2RM, la simulation numérique semble être un outil essentiel. On peut noter que des approches différentes ont été utilisées concernant les recherches sur les lésions du rachis cervical avec des études expérimentales sur des sujets volontaires humains (Goldsmith & Ommaya, 1984; Mertz & Patrick, 1971; Payne et al, 2001), sur des sujets cadavériques humains (dons de corps à la science) (Crowell et al., 1993) et des études numériques impliquant l'utilisation de modèles multi-corps ou par éléments finis (DeWit & Cronin, 2012; Erbulut et al., 2014; Mustafy et al., 2016).

Les modèles par éléments finis se sont notamment révélés comme étant des outils indispensables quant au développement et à l'optimisation des systèmes de protection. Ils présentent plusieurs avantages sur les études expérimentales. Ils permettent d'éliminer la variation biologique existante entre les différents spécimens cadavériques, généralement âgés, et de faire varier plusieurs paramètres pour étudier diverses situations traumatiques du rachis, sans nécessiter une population importante. Ils permettent également d'obtenir des données ne pouvant pas être acquises expérimentalement et de faire des économies de temps et d'argent non négligeables. Enfin, ces outils permettent d'analyser les contraintes et les déformations des structures en tout point du modèle, ce qui n'est pas possible sur spécimen cadavérique.

La comparaison des différents modèles par éléments finis existants du corps humain complet et du rachis cervical (Tableaux 1.8 et 1.9) permet de s'apercevoir de certaines différences importantes, notamment concernant les segments caractérisant les modèles. En effet, alors que

certains modèles se limitent au rachis cervical, d'autres modèles intègrent la tête ou l'ensemble du corps humain. Ceci implique des différences quant à leur mode d'application mais surtout par rapport à leur niveau de précision. Plus le nombre d'éléments est important et plus le niveau de détail des résultats lors des simulations est avancé. Cependant, il ne faut pas négliger les temps de calculs de simulation pour ces modèles très raffinés. Finalement, certains modèles ne sont pas validés pour tous types d'impacts, ce qui peut être une limite aux modèles et à leur utilisation.

1.4.1 Modèles complets du corps humain

1.4.1.1 Modèle THUMS

Le THUMS (Chawla et al., 2005) (Figure 1-17) est un modèle complet simplifié du corps humain développé par (Watanabe et al., 2001). Il est particulièrement utilisé pour tester les dispositifs de protection lors de la conception des véhicules automobiles et simuler les réponses du corps humain quant à sa capacité à encaisser les impacts. Le THUMS contient les vertèbres (incluant l'interaction des facettes articulaires), les disques intervertébraux, les ligaments spinaux et les muscles. Il comporte environ 60000 nœuds et 80000 éléments à l'échelle du modèle complet. Il est validé pour des cas d'impacts frontaux et arrières provoquant au rachis cervical de la flexion, de la compression axiale et de la torsion. Les logiciels utilisés pour ce modèle sont LS-DYNA (Livermore Software Technology, Livermore, USA) et PAM-CRASH (ESI Group, Rungis, Paris).



Figure 1-17 Modèle THUMS –
Corps humain complet et segment cervical.
Adaptée de (Chawla et al., 2005)

1.4.1.2 Modèle HUMOS

Le modèle HUMOS (Robin, 2001) (Figure 1-18) est un modèle par élément fini d'un homme du 50e centile européen en position de base dite de « conduite automobile ». Il a été développé pour réaliser des tests de résistances aux chocs (exemple : accident de voiture). Le maillage de ce modèle comporte environ 50 000 éléments et inclut les organes pleins et creux, la peau, les tendons, les muscles, les os ainsi que le crâne. Les propriétés des différents matériaux qui composent le modèle numérique ont pu être déterminées à partir de tests spécifiques réalisés dans le cadre du projet HUMOS (Tropiano et al., 2003b). Il faut noter que les os corticaux et spongieux ont été modélisés par des éléments élastoplastiques, les tissus mous comme les ligaments, tendons, muscles et organes sont définis comme viscoélastiques ou élastiques. Finalement, la peau et le cartilage sont considérés comme des éléments élastiques (Tropiano et al., 2003b). Le segment cervical du modèle HUMOS est validé en dynamique pour la flexion/extension et l'infexion latérale.

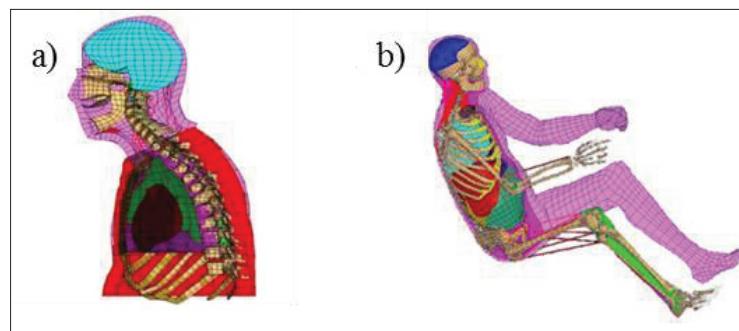


Figure 1-18 Modèle HUMOS

a) Section sur le plan sagittal du maillage de la partie supérieure du modèle HUMOS.

Tirée de (Robin, 2001)

b) Maillage du modèle HUMOS :

Modèle humain complet.

Adaptée de (T. Serre, 2015)

1.4.1.3 Modèle GHBMC

Le modèle GHBMC (Figure 1-19) (“Global Human Models Consortium”) a été créé à partir d'un homme de 26 ans appartenant au 50^e percentile européen positionné pour la conduite automobile. Le rachis cervical de ce modèle possède un maillage comportant environ 100 000 éléments. Une unité fonctionnelle a permis de réaliser la validation du modèle à partir de plusieurs chargements quasi-statiques en flexion et extension sans avoir pour objectif d'atteindre la rupture (Roger W. Nightingale et al., 2002, 2007; Wheeldon et al., 2008). Ces validations ont également été réalisées pour des chargements dynamiques en flexion et extension (Barker et al., 2014). En ce qui concerne les ligaments, les vertèbres et l'interface entre le disque et le plateau vertébral, des lois de rupture ont été intégrées. Le logiciel utilisé avec ce modèle numérique est LS-DYNA (Livermore Software Technology, Livermore, USA).

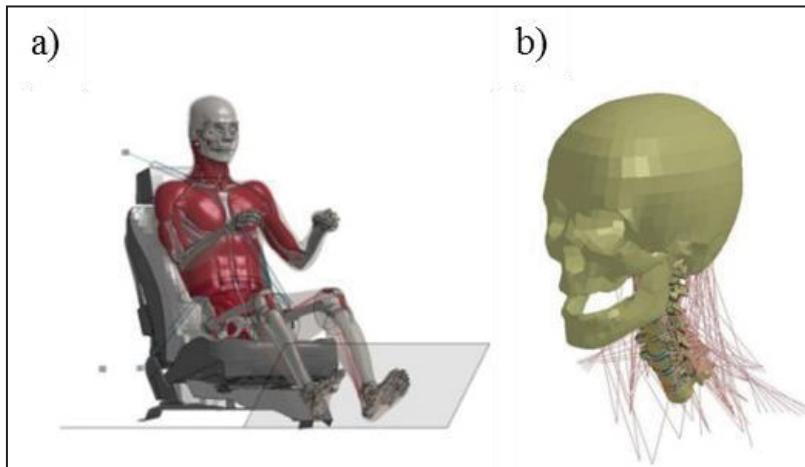


Figure 1-19 Modèle GHBMC – Corps humain entier et rachis cervical/tête. Adaptée de
(Panzer et al., 2011)

1.4.2 Modèles rachis cervical

1.4.2.1 Modèle de Kallemeijn et al., (2010)

Le modèle numérique de (Kallemeijn et al., 2010) (Figure 1-20) a été développé à partir d'images tomodensitométriques d'un spécimen cadavérique âgé de 74 ans. Les vertèbres (C2-C7), les ligaments et les disques intervertébraux sont modélisés. Ce modèle a été calibré et validé en quasi-statique pour des mouvements de flexion/extension, inflexion latérale gauche/droite et rotation axiale gauche/droite. La calibration du modèle est réalisée selon les résultats des tests *in vitro* réalisés sur le spécimen cadavérique ayant servi pour le développement de la géométrie. Le modèle contient un total de 130 000 éléments.

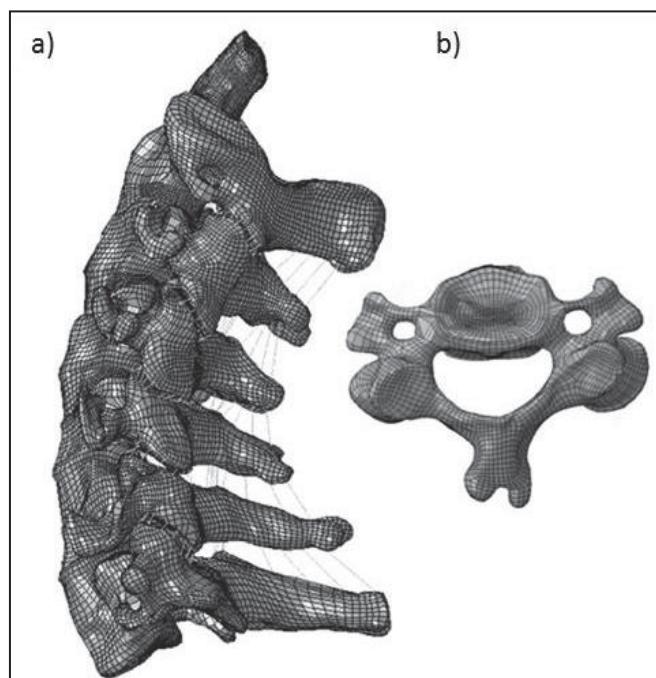


Figure 1-20 Modèle de Kallemeijn
a) Segment cervical (C2-C7) en vue latérale
b) Vue dans le plan horizontal de la vertèbre C4.
Adaptée de (Kallemeijn et al., 2010)

1.4.2.2 Modèle de Cronin et al., (2012)

Le modèle numérique de (DeWit & Cronin, 2012) (Figure 1-21) est basé sur la géométrie d'un autre modèle développé par Deng et al., (1999). Il a été créé à partir de données géométriques du rachis cervical d'un homme appartenant au 50ième percentile (viewpoint DataLab, Orem, Utah). Ce modèle comprend la vertèbre T1, l'ensemble des vertèbres cervicales (C0-C7) ainsi que le crâne. Les disques intervertébraux, les ligaments et les muscles sont également modélisés. Ce modèle est validé en flexion/extension et traction en situation quasi-statique ainsi qu'en dynamique pour des impacts frontaux. Ce modèle dispose d'un maillage comportant environ 108 354 éléments.

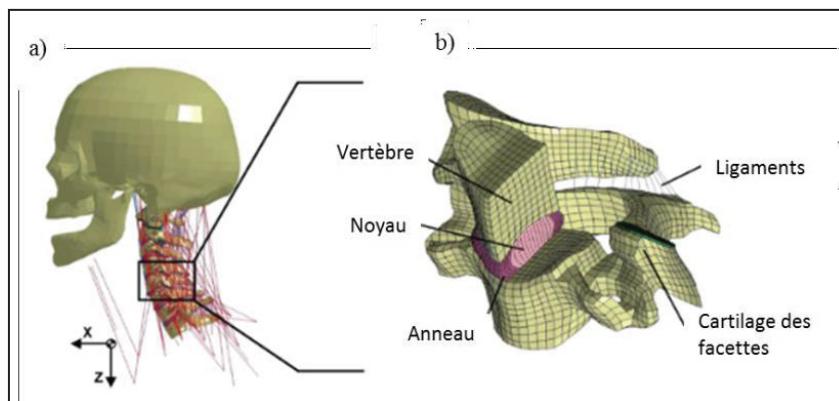


Figure 1-21 Modèle de Cronin a) Segment cervical et crâne en vue latérale b) Vertèbres C4-C5 du modèle en vue isométrique. Adaptée de (DeWit & Cronin, 2012)

1.4.2.3 Modèle de Erbulut et al., (2014)

Le modèle numérique de (Erbulut et al., 2014) (Figure 1-22) a été développé afin d'étudier le rôle des tissus mous dans la stabilité du rachis. Des images tomodensitométriques du rachis cervical d'un spécimen cadavérique (homme, 35 ans) ont été utilisées pour le développement de sa géométrie. Ce modèle dispose des vertèbres, des ligaments et des disques intervertébraux. Les muscles et la moelle épinière ne sont pas inclus dans ce modèle. Le modèle a été calibré à partir de la mesure des amplitudes de mouvements des unités fonctionnelles, de la pression

intra discale et de la force de chargement au niveau des facettes, en comparaison avec des études biomécaniques *in vitro* (Guan et al., 2006; Roger W. Nightingale et al., 2002, 2007). Le modèle est validé en quasi-statique pour des chargements purs induisant l'extension, la flexion, l'inflexion latérale droite et la rotation axiale droite.

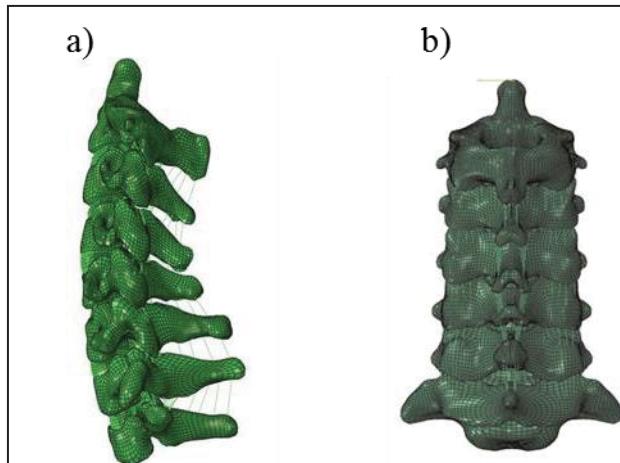


Figure 1-22 Modèle de Erbulut.
 a) Vue latérale du segment cervical C2-T1
 b) Vue arrière dans le plan coronal.
 Adaptée de (Erbulut et al., 2014)

1.4.2.4 Modèle SM2S

Le modèle numérique SM2S (Figure 1-23) est un modèle raffiné du rachis complet d'un sujet sain appartenant au 50^e percentile européen. Il permet d'étudier en détail les conditions lésionnelles et traumatiques du rachis à l'échelle macroscopique. Le segment cervical isolé qui dispose d'environ 740 000 éléments, a été élaboré grâce à l'utilisation d'images tomodensitométriques (Tranches 0.6mm) d'un volontaire Européen sain appartenant au 50^e percentile n'ayant eu aucun problème cervical récent. La compatibilité des dimensions géométriques obtenues à partir de ces images est contrôlée selon le modèle thoraco lombaire du SM2S et le modèle HUMOS. Le segment cervical du SM2S contient les vertèbres (os spongieux et os cortical), les ligaments, les disques intervertébraux (Noyau, anneau et fibres collagénées) et la moelle épinière. Le modèle SM2S a été calibré puis validé en quasi-statique

pour des chargements en compression et flexion/extension. Le modèle est également validé en dynamique pour de la flexion/extension (Beauséjour et al., (2020) ; Bailly et al., (2020)).

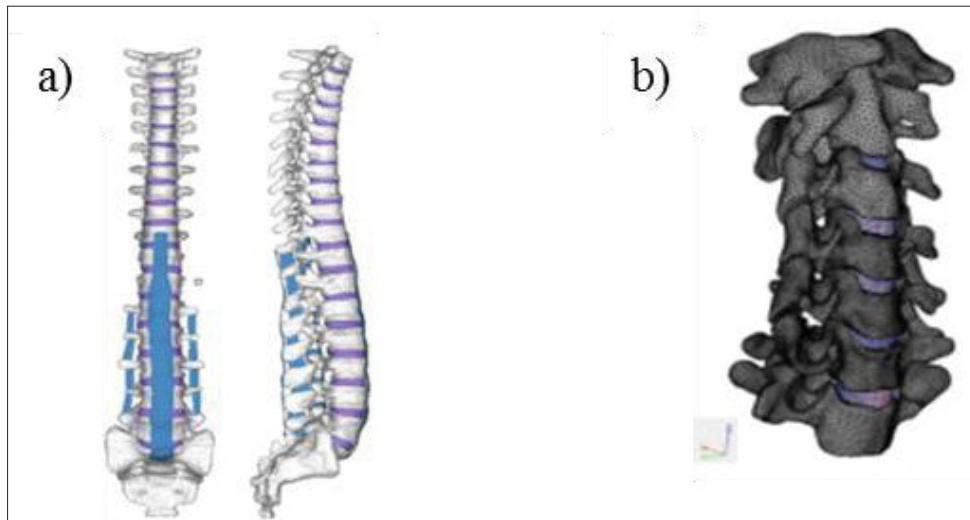


Figure 1-23 Modèle SM2S
 a) Complet en vue frontale et sagittale. Tirée de (E. Wagnac et al., 2012)
 b) Modèle cervical de SM2S. Tirée de (Jingchao Sun, 2012)

1.4.3 Bilan comparatif

Le Tableau 1-8 et le Tableau 1-9 présentent respectivement une synthèse comparative des modèles du corps entier et des modèles du segment cervical.

Tableau 1-8. Bilan comparatif des modèles « Corps humain entier »

Modèle	THUMS	HUMOS	GHBMC
Segment	Corps humain entier	Corps humain entier	Corps humain entier
Validations dynamiques segment cervical	Dynamique en flexion, compression axiale et torsion	Dynamique flexion/extension, inflexion latérale	Dynamique flexion/extension
Nombre d'éléments	Environ 80 000 pour le corps humain entier	Environ 50 000 pour le corps humain entier	Environ 100 000 pour le corps humain entier

Tableau 1-9. Bilan comparatif des modèles du rachis cervical

Modèle	Kallemeyn	Cronin	Erbulut	SM2S
Segment	C2-C7	Crane et C0-T1	C2-T1	C2-T1
Contenu	Vertèbres, disques intervertébraux et ligaments	Vertèbres, disques intervertébraux, ligaments et muscles	Vertèbres, disques intervertébraux et ligaments	Vertèbres, disques intervertébraux, ligaments et moelle épinière
Validation quasi- statique et dynamique du segment cervical	Quasi-statique en flexion/extension, inflexion latérale et rotation axiale	Quasi-statique en flexion/extension, traction Dynamique en flexion/extension	Quasi-statique en flexion/extension, inflexion latérale et rotation axiale	Quasi-statique en compression et flexion/extension Dynamique en flexion/extension
Nombre d'éléments	Environ 130 000 pour le segment cervical	Environ 108 354 pour le segment cervical	/	Environ 740 000 pour le segment cervical

1.5 L'évaluation de la protection du rachis cervical chez les motocyclistes

Les dispositifs de protection du rachis cervical existent depuis plusieurs années et visent à protéger le cou et les épaules du motocycliste en limitant les amplitudes de mouvements de la tête. Deux grandes catégories de dispositifs de protection du rachis cervical existent pour les motocyclistes : les dispositifs passifs et les dispositifs actifs. À l'origine, les dispositifs passifs ont été conçus pour le domaine de la course à moto, mais ils sont aujourd'hui disponibles pour tous les utilisateurs de 2RM. Trois types de dispositifs passifs existent : le dispositif léger simple et les dispositifs semi-rigide et rigide. En ce qui concerne les dispositifs de protection actifs, ils fonctionnent avec un système de coussin gonflable qui se déclenche lors du choc afin de limiter en particulier les mouvements de flexion-extension, d'inflexion latérale et de compression axiale. La réglementation qui concerne ces équipements est présentée dans cette section ainsi que les évaluations diverses réalisées par les fabricants et les groupes de recherche.

1.5.1 Dispositifs de protection

Les dispositifs de protection existants du rachis cervical peuvent se classer selon 4 catégories distinctes : les dispositifs passifs légers simples, les dispositifs passifs semi-rigides, les dispositifs passifs rigides et les dispositifs actifs. Ces différents types de dispositifs sont présentés dans les sections suivantes.

1.5.1.1 Dispositifs passifs légers simples

Les dispositifs de protection passifs légers simples sont tous conçus sur le même principe : des couches de mousse entourent le cou et viennent s'appuyer sur les épaules du motocycliste sans aucune fixation, ni sur le thorax, ni sur le casque. Ils utilisent en général une fermeture par velcro ou par sangle. L'ensemble des dispositifs disponibles sur le marché sont en vente à des prix relativement bas (inférieur à 50 euros) comparativement aux autres types de dispositifs. Le poids de ces dispositifs ne dépasse pas 300g. Nous n'avons pas d'information détaillée sur le type de mousse utilisé pour la fabrication de ces dispositifs légers simples. Un modèle de dispositif passif léger simple est présenté dans le tableau 1-10.

1.5.1.2 Dispositifs passifs semi-rigides

Les dispositifs passifs de type semi-rigide se fixent pour la plupart directement sur le thorax du motocycliste à l'aide de sangles réglables et sont en appui sur les épaules. Ces dispositifs sont appelés comme tels car ils sont fabriqués en deux parties : une partie en matériau souple (mousse de polyuréthane) et une partie en matériau rigide (fibres de carbone). Ce type de dispositif a pour but de réduire l'amplitude articulaire de la tête du motocycliste via le contact du casque avec sa structure afin de limiter le risque de lésion au niveau du rachis cervical. Les dispositifs semi-rigides sont relativement légers (inférieur à 500 grammes) en comparaison avec les dispositifs rigides. Deux modèles de dispositif passif semi-rigides sont présentés dans le tableau 1-10.

1.5.1.3 Dispositifs passifs rigides

Les dispositifs rigides sont pour la plupart fixés indirectement sur le thorax du motocycliste, c'est-à-dire qu'ils sont installés sur les épaules du motocycliste avec l'appui de supports sur le haut du dos et sur le thorax. Les matériaux de fabrication principalement utilisés sont la fibre de carbone, la fibre de verre renforcée de polyamide, le polyuréthane et le polycarbonate. Les dispositifs de type rigide sont relativement lourds (poids supérieur à 500 grammes) étant donné le choix des matériaux. De plus, les matériaux et la technologie utilisés étant plus coûteux, ces types de dispositifs sont disponibles sur le marché à des prix plus importants que les dispositifs légers et semi-rigides. Bien que plus dispendieux, les dispositifs rigides sont les plus populaires sur le marché. Trois modèles de dispositif passif rigide sont présentés dans le tableau 1-10.

1.5.1.4 Dispositifs actifs

Les dispositifs de protection actifs disponibles aujourd'hui ne sont pas exclusivement utilisés pour la protection du rachis cervical. En effet, ces dispositifs ont souvent pour but de protéger les zones vitales exposées lors des accidents telles que le rachis entier, le thorax et l'abdomen. Ces dispositifs fonctionnent avec un système de coussin gonflable qui se déclenche lors du choc. Au niveau du rachis cervical, le coussin gonflable permet de limiter les amplitudes articulaires. Deux types de système d'activation du coussin gonflable existent : par capteurs et filaire. Les systèmes par capteurs fonctionnent sans-fil. Ils sont installés sur le 2RM et captent les chocs (accélération) et les pertes de contrôle (gyroscope). Le système d'activation filaire relie le motocycliste à son 2RM. Lorsque le motocycliste est expulsé de son 2RM, le système de câble se met en tension et déclenche le gonflement du coussin gonflable. Ces dispositifs actifs sont en moyenne plus lourds que les systèmes passifs présentés précédemment. Un modèle de dispositif actif est présenté dans le tableau 1-10.

1.5.1.5 Bilan comparatif des dispositifs existants

Le Tableau 1-10 présente un comparatif de dispositifs de protection existants et leurs caractéristiques techniques.

Tableau 1-10. Comparatif de plusieurs dispositifs de protections existants

Produit	Type	Caractéristiques techniques	Prix	Photo
EVS Sports	Passif léger simple	Matériaux : PU et nylon balistique Sans fixation (simple attache autour du cou) Poids : 300 g	Environ 50 euros	
Ortema	Passif semi-rigide	Matériaux : Mousse polyuréthane et fibre de carbone Fixation en appui sur les épaules et le haut du dos Poids : 400g	Environ 340 euros	
Omega	Passif semi-rigide	Matériaux : Alliage de plastique dur Fixation sur le thorax avec appui sur le haut du dos et le torse Poids : 450g	Environ 280 euros	
Alpinestar-Bionic	Passif rigide	Matériaux : Fibre de verre renforcée de polyamide, le polyuréthane et le polycarbonate Fixation en appui sur le torse, les épaules et le haut du dos Poids : 810 g	Environ 250 euros	
EVS RC - Evolution	Passif rigide	Matériaux : Polycarbonate et mousse polyester Fixation en appui sur le torse, les épaules et le haut du dos Poids : 640 g	Environ 200 euros	

Leatt Brace KTM	Passif rigide	Matériaux : Fibre de verre renforcée de polyamide, le polyuréthane et le polycarbonate Fixation en appui sur le torse, les épaules et le haut du dos Poids : 790g	Environ 280 euros	
Bering Airbag moto	Actif	Gonflage à Air comprimé Gonflage maximum en 80 ms Protection optimale en 0.08s Capteur de choc, capteur de perte de contrôle sans fil Intégré à une veste Poids : 1750g	Environ 900 euros	

1.5.2 Évaluation et règlementation

L'évaluation des équipements de protection est souvent en lien direct avec une réglementation stricte qui se caractérise par l'utilisation de normes applicables au niveau national et international. Cette section présente les normes existantes en matière de protection des motocyclistes ainsi que les évaluations diverses menées ces dernières années.

1.5.2.1 Normes et règlementation

Il n'existe actuellement aucune norme qui concerne spécifiquement les dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes. L'absence de norme à ce sujet est en lien très étroit avec le manque de preuves concernant l'efficacité des dispositifs de protection existants. Une directive appelée 89/686/EEC (*Directive 89/686/EEC - personal protective equipment - Santé et sécurité au travail — EU-OSHA, s. d.*) indique les normes à respecter afin d'obtenir une certification européenne en ce qui concerne les équipements de protection individuelle. Bien que n'ayant pas de normes spécifiques, les dispositifs de protection du rachis cervical doivent respecter certaines normes en vigueur. La norme EN 1621-2 (*NF EN 1621-2 - Vêtements de protection contre les chocs mécaniques pour motocyclistes - Partie 2 :*

protecteurs dorsaux - Exigences et méthodes d'essai, s. d.) traite de la protection contre les chocs mécaniques. Elle est basée sur un test qui consiste à utiliser un impacteur de 5 kg pour réaliser 5 impacts de 50 joules sur l'équipement de protection. Suite aux tests, il est possible, grâce aux forces moyennes (résiduelles) et forces maximales (résiduelles) mesurées sur les 5 impacts, de déterminer le niveau d'homologation de l'équipement. La norme EN ISO 13688 (*ISO 13688:2013 - Vêtements de protection -- Exigences générales*, s. d.) est utilisée afin de spécifier les exigences générales de performances relatives à l'ergonomie, à l'innocuité, à la désignation des tailles, au vieillissement, à la compatibilité et au marquage des vêtements de protection. Une norme supplémentaire EN 1621-4 a récemment été créée et concerne les dispositifs actifs avec coussin gonflable. Cette norme indique que le temps de déploiement maximum du dispositif doit être de 200 ms. Ce test est effectué grâce à des caméras à haute vitesse. Enfin, la norme ISO 13232 : 2005 (*ISO 13232-1:2005 - Motocycles -- Méthodes d'essai et d'analyse de l'évaluation par la recherche des dispositifs, montés sur les motocycles, visant à la protection des motocyclistes contre les collisions -- Partie 1: Définitions, symboles et généralités*, s. d.) vise la protection des motocyclistes contre les collisions. Cette norme, spécifique aux motocyclistes, indique les méthodes à suivre pour évaluer les dispositifs de protection pour motocyclistes. Aucune section de cette norme ISO ne concerne spécifiquement les dispositifs de protection du rachis cervical. A partir de cette norme, des travaux ont été réalisés quant à la modification du mannequin Hybrid III dans le but d'obtenir un mannequin MATD (Withnall et al., 2003) (« Motorcycle Anthropometric Testing Device »).

1.5.2.2 Évaluation par les manufacturiers

Outre l'aspect normatif, les dispositifs de protection du rachis cervical sont également évalués et testés par les fabricants. Ces méthodes d'évaluation sont propres à chacun des fabricants et aucune méthode d'évaluation standard n'existe aujourd'hui. L'entreprise Leatt, à l'origine de la création de dispositifs de protection du rachis cervical, a établi un rapport présentant le développement complet de leurs produits ainsi que les travaux justifiant ses performances de protection (Leatt, 2007). Des tests avec le mannequin anthropomorphe Hybrid III (Foster et al., 1977) (Figure 1-24) du 50^e percentile ont été réalisés en se basant sur le critère lésionnel

Nij. Afin d'être plus précis quant aux résultats de leurs essais, un MATD (Motorcycle Anthropomorphic Test Dummy) neck a été intégré aux essais afin de mettre en place des conditions de tests sans ceinture de sécurité (pas de retenue au niveau du thorax). Ils mentionnent que le mannequin Hybrid III est utilisé selon la norme FMVSS 208 et représente un standard de test fédéral aux Etats-Unis pour la sécurité chez les 2RM. Le fabricant Leatt mentionne également la prise en compte des règlements ECE en Europe.



Figure 1-24 Mannequin Hybrid III 50^e percentile chez Leatt – Tirée de (*Leatt Brace website, s. d.*)

1.5.2.3 Évaluations récentes dans le domaine de la recherche

Une étude a été menée par (J Sun et al., 2012, p. 201) afin d'évaluer différents dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes existants sur le marché. Ces travaux ont été réalisés à partir du modèle humain par éléments finis (HUMOS) d'un homme appartenant au 50^{ème} percentile. L'étude consiste à comprendre comment les mécanismes lésionnels et la sévérité des blessures sont impactés par le port de dispositifs de protection du rachis cervical. Des conditions d'impacts multidirectionnels ont été simulées sur un segment isolé « tête-cou-thorax » en utilisant 3 modèles de dispositifs de type passif léger simple, passif semi-rigide et

passif rigide (respectivement Thuasne, Leatt Brace et EVS RC) et une simulation de référence sans aucun dispositif de protection. Ces tests ne mettent pas en évidence de changements significatifs concernant la cinématique du cou. Les dispositifs semi-rigides et rigides montrent un déplacement des lésions du rachis cervical supérieur vers le rachis cervical moyen. Il n'y a que très peu de changement concernant les lésions au niveau du rachis cervical inférieur. Le dispositif de protection léger simple (mousse) ne montre aucune preuve d'efficacité de protection en comparaison avec les résultats de simulation à vide (sans dispositif). Le modèle HUMOS utilisé comporte certaines limites notamment au niveau de la simplification des structures anatomiques. En effet, le segment du rachis cervical qui est au centre de l'étude n'est que très peu raffiné (environ 4500 éléments), limitant l'interprétation des résultats.

Un autre projet récent traitant de l'évaluation des protecteurs cervicaux est le projet MOSAFIM (MOSAFIM, 2013). Ce projet européen avait pour objectif de renforcer la sécurité routière chez les motocyclistes en améliorant la performance des équipements de protection. Au niveau du rachis cervical, il s'agit plus particulièrement de mettre en place une nouvelle méthode d'évaluation des protecteurs cervicaux. L'absence de standard sur les protections durachis cervical mène donc à des travaux portant sur la définition de séries de tests afin d'étudier les comportements du cou (rachis cervical) et ensuite d'observer la compatibilité des dispositifs de protection du cou avec les autres types de protection. La série de tests réalisés s'inspire du standard européen sur les casques de protection de motocyclistes (ECE 22.05). Quatre tests sont réalisés dans ce projet : impacts frontaux, arrières et latéraux du casque ainsi qu'un impact à l'arrière du thorax. Pour les trois premiers tests, le mannequin Hybrid III (homme 50^e percentile) (Foster et al., 1977) est utilisé. L'impact au niveau de la tête (casque) est simulé grâce à un impacteur linéaire muni d'une masse plane de 8.75 kg avec une vitesse initiale de 7.5 m/s. Pour ces 3 tests, des valeurs seuils de forces et moments sont définies pour la jauge de déformation dans la partie haute du cou du mannequin. La norme espagnole UNE 135900, qui concerne les barrières de sécurité, définit ces valeurs seuils. Les données mesurées dans ces tests sont la force longitudinale (Fz) au niveau du cou, la force en cisaillement antéro-postérieure (Fy) correspondant à la direction de l'impact et le moment en inflexion latérale (Mx). En ce qui concerne le quatrième test qui implique un impact arrière sur le thorax, un

deuxième mannequin est utilisé : le mannequin BioRID (Chinn et al., 2001; MOSAFIM, 2013). L'impacteur utilisé est le même que pour les tests précédents et la vitesse initiale est de 6 m/s. Les données mesurées sont les forces et moments sur les parties supérieures et inférieures du cou. Plusieurs critères lésionnels sont utilisés pour ce test, tels que le critère Nkm, qui prédit les lésions des tissus mous du cou à partir d'une combinaison de forces et moments dans le haut du cou. En ce qui concerne les lésions dans la partie basse du cou, le critère LNL est utilisé. Le dernier critère, appelé Nij, est utilisé pour prédire les lésions dans le haut du cou. À partir de la batterie de tests mise en place et l'utilisation des critères de lésions, l'objectif principal de ces travaux est donc de définir une méthode d'évaluation des protecteurs cervicaux qui permettra d'apporter des connaissances importantes quant à l'amélioration des dispositifs existants.

Plus récemment, une étude s'est intéressée à l'activité musculaire du cou du motocycliste lors de l'utilisation de dispositifs de protection du rachis cervical. En effet, ces travaux montrent que les dispositifs de protection du rachis cervical ont une influence significative sur l'activité musculaire du cou qui varie selon le design et le principe de fonctionnement des dispositifs. Les données sur l'activité musculaire induite par l'utilisation de dispositifs de protection du rachis cervical pourraient être utilisées et intégrées dans une démarche évaluative. Il serait cependant nécessaire de répéter ces expérimentations sur une cohorte de sujets volontaires plus importante afin d'apporter de la robustesse aux résultats obtenus.

Une étude récente (Meyer et al., 2018) s'est focalisée sur l'évaluation de dispositifs de protection du rachis cervical en utilisant la simulation numérique et les modèles par éléments finis. Cette étude avait pour objectif d'évaluer, sous différentes conditions d'impact, un dispositif de protection en se focalisant sur le critère lésionnel du rachis cervical Nij. Ces travaux concluent que le dispositif de protection testé réduit le risque de lésion du rachis cervical seulement pour les vitesses inférieures à 5.5 m/s. Bien que les simulations réalisées fassent varier les angles d'impact (100° ; 90° ; 80°) du modèle numérique humain par rapport à la plaque, il paraît difficile de comparer ces différentes configurations avec les mécanismes lésionnels combinés et multidirectionnels caractérisant les accidents de 2RM. De plus, le

critère Nij utilisé ne prend pas en considération l'aspect multidirectionnel des mécanismes. Dans ce sens, et comme mentionné précédemment dans cette revue des connaissances, le critère lésionnel utilisé dans cette étude n'est d'ailleurs pas adapté pour des mécanismes lésionnels multidirectionnels

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

Cette revue de la littérature a permis de faire un état de l'art de plusieurs thématiques en lien avec ce projet de recherche et de mettre en évidence plusieurs points présentés ci-après :

- La mobilité articulaire du cou, tant à l'échelle d'une unité fonctionnelle que sur l'ensemble du segment cervical, apparaît comme un paramètre déterminant en ce qui concerne la protection et la vulnérabilité du rachis cervical chez les motocyclistes. Par ailleurs, cette mobilité articulaire, liée directement aux amplitudes de mouvements de la tête ne semble jamais avoir été prise en compte en ce qui concerne l'évaluation de la sécurité de conduite du motocycliste.
- Les classifications existantes des lésions spécifiques du rachis cervical permettent d'identifier les types de lésions qui apparaissent le plus fréquemment ainsi que les mécanismes lésionnels associés. Il s'agit d'éléments essentiels quant à la caractérisation des lésions du rachis cervical observées à la suite des traumatismes subis en 2RM. Le type de lésions ne semble pas avoir été utilisé dans une démarche d'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical.
- Les lésions du rachis cervical dues aux accidents en 2RM apparaissent lors d'impacts indirects de la tête sur le véhicule, le sol ou les objets fixes. Ces impacts sont multidirectionnels et induisent donc la présence de mécanismes lésionnels combinés, facteur aggravant quant à l'apparition de lésions du rachis cervical ; ce qui rend inappropriée l'utilisation isolée des critères lésionnels du rachis cervical existants. En effet, les nombreux critères existants pour les lésions du rachis cervical ne tiennent pas compte de l'aspect combiné de ces impacts. L'utilisation de critères multidirectionnels semble essentielle pour l'élaboration d'une démarche d'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical.

- Les outils de simulation tels que les modèles numériques par éléments finis du corps humain sont multiples et apparaissent aujourd’hui comme un outil indispensable pour la recherche sur la protection du rachis cervical chez les motocyclistes.
- Bien que toujours en développement, les dispositifs de protection du rachis cervical demeurent peu populaires aujourd’hui. L’absence de normes spécifiques aux dispositifs de protection du rachis cervical chez les motocyclistes semble être une des raisons de cette faible popularité. Des études ont tenté de démontrer la capacité de protection de ces équipements, mais aucun standard d’évaluation n’existe aujourd’hui à ce sujet.

2.1 **Questions de recherche**

L’état de l’art réalisé permet de mettre en avant une question centrale de recherche sur ces travaux : Comment renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes sans compromettre leur sécurité et satisfaction de conduite ? Pour répondre à cette question centrale de recherche, trois sous-questions sont élaborées :

Q1 : Quels sont les critères à prendre en considération dans l’évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical chez les motocyclistes ?

Q2 : Par quelles voies est-il possible d’évaluer ces différents critères considérés essentiels ?

Q3 : Comment l’évaluation de ces critères peut favoriser l’amélioration des dispositifs existants ainsi que le développement de nouveaux concepts ?

2.2 Objectifs de recherche

2.2.1 Objectif général

Pour répondre à la question de recherche de cette thèse, un objectif général est élaboré. Il s'agit de mettre au point une méthode permettant l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes. Plus précisément, cette méthode utilisant la voie numérique et la voie expérimentale devra permettre d'évaluer deux aspects fondamentaux: la capacité d'un dispositif à protéger le motocycliste contre les traumatismes du rachis cervical et la capacité d'un dispositif à maintenir la sécurité et la satisfaction de conduite du motocycliste.

2.2.2 Objectifs spécifiques

Pour répondre aux différentes sous-questions de recherche de ces travaux de thèse, quatre objectifs spécifiques sont également définis. Ces objectifs sont les suivants :

Q1 : Élaborer un cahier des charges permettant de formaliser le besoin et les exigences pour renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes sans impacter leur sécurité et leur satisfaction de conduite.

Q2 : Déployer une méthode pour évaluer les différents critères prioritaires liés à la capacité de protection et le niveau de sécurité/satisfaction de conduite des motocyclistes.

Q3 : Evaluer deux dispositifs de protection existants du rachis cervical à partir de la méthode développée.

Q4 : Amorcer le développement de dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes.

2.3 Organisation de la recherche

Les chapitres 3 à 6 de cette thèse présentent les études réalisées pour répondre aux quatre objectifs définis précédemment (voir figure 2-1).

Afin de répondre au premier objectif, une phase préliminaire permet d'étudier en détail le marché visé et les besoins autour de la protection du rachis cervical. Ceci a permis, d'une part, de définir les exigences et contraintes associées à ce type de produit et, d'autre part, d'en caractériser ses spécifications techniques pour établir un cahier des charges complet. C'est à partir de ce cahier des charges que les critères à prendre en considération dans l'évaluation des dispositifs de protection seront définis.

Le deuxième objectif est traité dans le chapitre 4 de cette thèse. Pour évaluer les différents critères définis dans le chapitre 3, une méthode d'évaluation multicritères est développée selon deux volets d'évaluation : un volet utilisant la voie numérique qui traite de l'évaluation de la capacité de protection des dispositifs et un volet utilisant la voie expérimentale qui traite de l'évaluation de la sécurité et la satisfaction de conduite du motocycliste.

Le troisième objectif est traité dans le chapitre 5. Il s'agit de l'application de la méthode d'évaluation multicritères développée sur des dispositifs de protection du rachis cervical existants. Ce chapitre a un rôle double puisqu'il permet d'évaluer des dispositifs de protection existants mais également de tester la méthode développée.

Le quatrième objectif est traité dans le chapitre 6. Il s'agit du développement préliminaire de concepts innovants de dispositifs de protection du rachis cervical. Ce développement est basé selon les critères élaborés dans le cahier des charges.

Le dernier chapitre de cette thèse présente une discussion générale autour de la question centrale de recherche et des sous-questions associées. Il s'agira également de statuer sur l'objectif principal ainsi que sur les objectifs spécifiques de cette thèse.

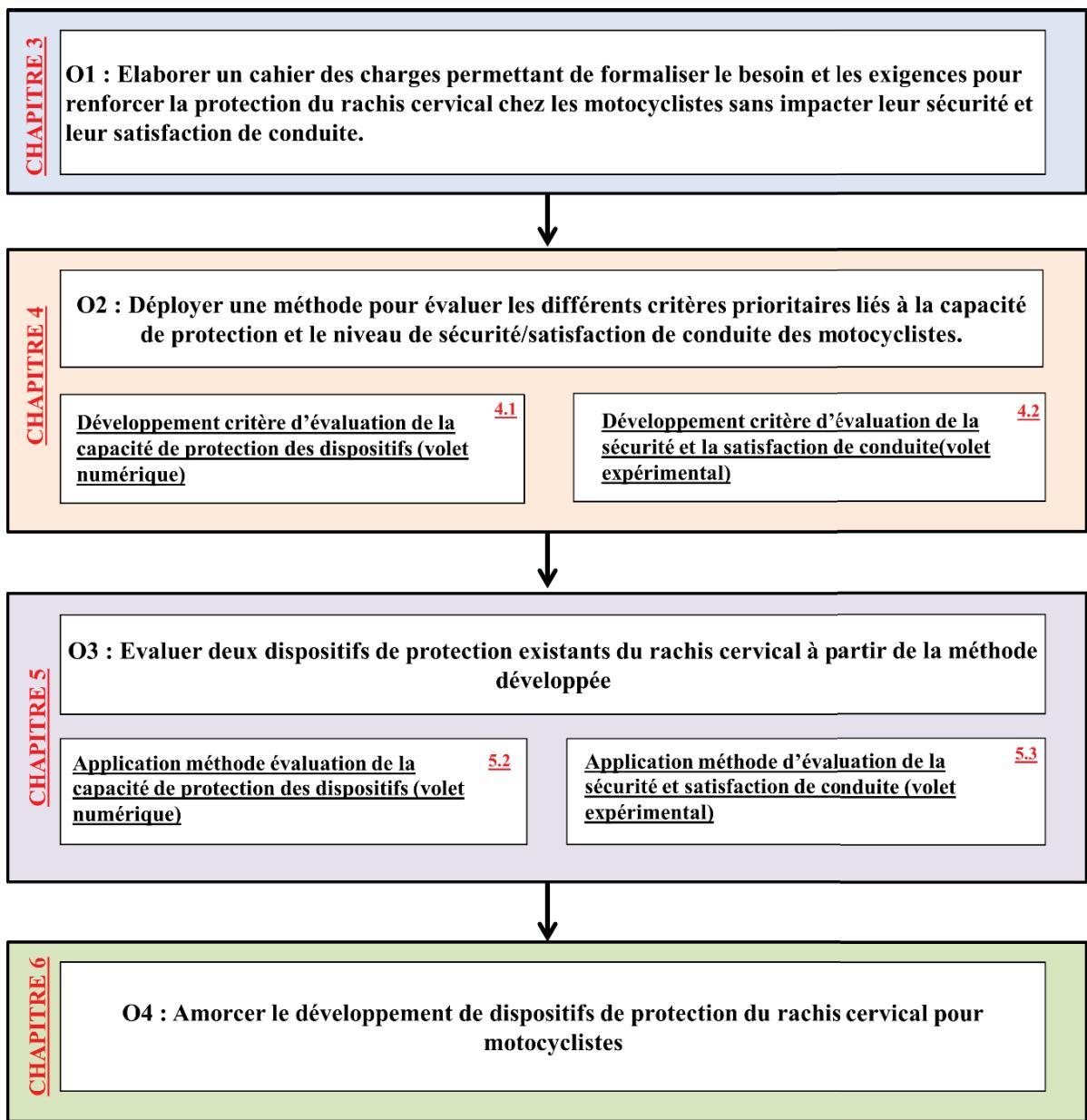


Figure 2-1 Organisation du projet avec la présentation des objectifs spécifiques

CHAPITRE 3

CAHIER DES CHARGES

La phase préliminaire du développement d'un produit correspond à l'analyse du problème qui passe par l'élaboration d'un cahier des charges. Dans le cadre de ces travaux de thèse, cette étape permet de formaliser le besoin et les contraintes autour des dispositifs de protection du rachis cervical pour motocycliste. Cette formalisation du besoin se traduit par un cahier des charges détaillé et constitue une base de travail essentielle pour renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes. Le cahier des charges est élaboré à partir de la méthode du déploiement de la qualité (Bechard et al., 1997). Trois phases sont mises en place dans cette méthode pour construire la maison de la qualité (MDQ). La première phase consiste à établir et prioriser les besoins et restrictions du client. La deuxième phase permet de définir les critères de conception relatifs aux besoins du client. Enfin, la troisième et dernière phase vise à définir les priorités des critères de conception à l'aide des relations entre les critères de conception et les besoins du client. Ce chapitre permet de répondre à l'objectif 1 de cette thèse (Figure 2-1) qui est d'élaborer un cahier des charges pour formaliser les besoins et les restrictions afin de renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes sans affecter leur sécurité et leur satisfaction de conduite.

3.1 Identification des attributs clients et restrictions

3.1.1 Définition du produit

Le dispositif de protection du rachis cervical pour motocycliste est le produit au centre de l'élaboration de ce cahier des charges. Ce produit vise à protéger le rachis cervical du motocycliste lors d'accident de 2RM. L'absence de méthode d'évaluation pour ces dispositifs complexifie les avancées autour du renforcement de la protection du rachis cervical.

3.1.2 Identification du client

Une étude de marché permet d'identifier la clientèle concernée par le dispositif de protection du rachis cervical. Cette définition de la clientèle est réalisée en amont de la définition des attributs clients. Deux types de clientèles sont identifiés : la clientèle interne, qui investit dans le développement du produit, et la clientèle externe, qui utilise le produit. Dans le cas des dispositifs de protection du rachis cervical, le client interne correspond aux compagnies d'équipementier pour 2RM (acheteurs/concepteurs). Le client externe correspond aux motocyclistes ainsi qu'aux associations qui les représentent telles que la FIM (fédération internationale de motocyclisme).

3.1.3 Attributs clients et hiérarchisation

L'identification des attributs clients permet de mettre en avant les besoins autour des dispositifs de protection du rachis cervical. Dans le but de définir ces besoins, une enquête détaillée de forums de motocycliste traitant du sujet de la protection cervicale chez les motocyclistes ainsi que l'analyse de l'existant et des descriptions techniques ont permis d'identifier leurs besoins. Cette enquête et cette analyse de l'existant sont présentées en ANNEXE I. Les attributs clients ressortis sont les suivants :

- Le dispositif améliore la protection du rachis cervical chez les motocyclistes
- Le dispositif permet une visibilité sécuritaire de conduite au motocycliste.
- Le dispositif est simple à utiliser par le motocycliste.
- Le dispositif est confortable.
- Le dispositif s'adapte aux différents types de 2RM, aux différents équipements de protection et aux différentes morphologies de motocyclistes
- Le dispositif est discret visuellement.
- Le dispositif est abordable.
- Le dispositif est facile à entretenir

L'enquête sur les forums ainsi que l'analyse de l'existant ont également permis l'attribution d'une cote d'importance à chacun des attributs clients du point de vue des motocyclistes et des compagnies d'équipementiers. Cette cote d'importance allant de 0 (aucune importance) à 5 (très grande importance) permet de hiérarchiser les attributs clients. Le détail de l'interprétation et de la définition de ces cotes d'importance est présenté en ANNEXE I. La cote d'importance moyenne est calculée selon l'équation (3.1).

$$Cote \text{ moyenne} = \frac{Cote \text{ attribut (motocycliste)} + Cote \text{ attribut (compagnies)}}{2} \quad (3.1)$$

Chacune des cotes moyennes est arrondie au nombre entier supérieur ou inférieur. Lorsque la cote moyenne contient un demi (0.5 ou 2.5 par exemple), la cote est arrondie au nombre entier supérieur. Le présente les cotes finales assignées aux attributs clients.

Tableau 3-1 Évaluation des attributs clients

Attribut client	Motocyclistes	Compagnies équipementiers 2RM	Cote moyenne	Cote finale
Amélioration de la protection du rachis cervical	5	5	5	5
Visibilité sécuritaire de conduite	4	3	3.5	4
Simple d'utilisation	3	1	2	2
Confortable	4	2	3	3
Adaptable	2	4	3	3
Discret visuellement	4	1	2.5	3
Abordable	4	1	2.5	3
Facile à entretenir	1	1	1	1

3.1.4 Restrictions

Le cahier des charges doit également prendre en compte les contraintes liées aux dispositifs de protection du rachis cervical. Ces contraintes sont assimilées à des restrictions dans cette section. Si ces éléments de restriction ne sont pas respectés, le dispositif de protection n'est pas considéré comme viable (principe du « Go no Go »).

Une des premières restrictions concerne la protection du rachis cervical. En effet, l'utilisation du dispositif de protection doit diminuer la vulnérabilité du rachis cervical du motocycliste. Pour contrôler cette restriction, une comparaison des atteintes du rachis cervical (type de lésion, contraintes mécaniques aux différentes zones anatomiques, etc.) entre la configuration « avec dispositif » et la configuration « sans dispositif » doit être menée grâce à l'utilisation de la simulation numérique. Si l'utilisation du dispositif augmente la vulnérabilité du rachis cervical, la restriction n'est pas respectée et le dispositif n'est donc pas considéré comme viable.

Par ailleurs, l'utilisation du dispositif de protection doit maintenir une visibilité sécuritaire de conduite impliquant une mobilité de la tête supérieure à 50% par rapport à la configuration « sans dispositif ». Si la mobilité de la tête est réduite de plus de 50%, cela pourrait atteindre la sécurité de conduite du motocycliste. Cette réduction de mobilité se mesure grâce à la comparaison des amplitudes articulaires de la tête « avec dispositif » et « sans dispositif ». Les amplitudes articulaires de la tête mesurées concernent les mouvements de flexion/extension, inflexion latérale, rotation axiale, translation selon X (normal au plan coronal), Y (normal au plan sagittal) et Z (normal au plan transverse). Si l'une de ces amplitudes de mouvements est réduite de plus de 50%, alors la restriction n'est pas respectée et le dispositif de protection n'est pas considéré comme viable.

Le dispositif de protection doit être confortable pour le motocycliste. Pour cela, il est considéré que la masse totale du dispositif doit être inférieure à celle du dispositif de protection le plus lourd existant sur le marché aujourd'hui. Ce dispositif le plus lourd pesant 2000g, le dispositif de protection doit peser moins de 2000 grammes. D'une masse supérieure à 2000g, le dispositif n'est pas considéré comme viable.

3.2 Formulation des spécifications techniques

L'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical est menée grâce à l'élaboration de spécifications techniques (ST) pour chaque attribut. Chacune des spécifications techniques est

caractérisée par un objectif et une cible. Ces spécifications techniques sont au nombre de 11, réparties selon les différents attributs clients définis précédemment.

3.2.1 Protection du rachis cervical

Le dispositif protège le rachis cervical chez les motocyclistes. Pour évaluer cette capacité de protection, il est nécessaire de comparer les deux configurations suivantes : le motocycliste porte un dispositif de protection et le motocycliste ne porte pas de dispositif de protection. Pour ce faire, la simulation numérique est utilisée afin de représenter virtuellement les traumatismes fréquents du rachis cervical chez le motocycliste. Ces simulations sont effectuées à partir de modèles par éléments finis du corps humain et du rachis cervical. Deux spécifications techniques caractérisent cet attribut : le pointage du type de lésions et la réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical.

ST1 : Pointage du type de lésions

Cible : 5 points (↑)

Justification : Le pointage du type de lésion est évalué grâce à l'utilisation d'un modèle par éléments finis du rachis cervical, soumis à des sollicitations se rapprochant de celles que peut subir un motocycliste lors d'un accident. Ce modèle va permettre de caractériser les lésions apparues aux différents niveaux cervicaux selon le score SLIC (Subaxial Injury Classification) élaboré par (M. F. Dvorak et al., 2007). Un score va être calculé pour la configuration « avec dispositif » et « sans dispositif » à chaque niveau cervical puis comparé. Plus le score est élevé, plus la lésion est considérée comme grave. Si le score est supérieur dans la configuration « sans dispositif » par rapport à la configuration « avec dispositif » à un niveau cervical donné, un pointage de 1 est attribué. Si le score est supérieur ou égal dans la configuration « avec dispositif » par rapport à la configuration « sans dispositif » à un niveau cervical donné, un pointage de 0 est attribué. Compte tenu des 5 niveaux cervicaux à prendre en considération (C2/C3, C3/C4, C4/C5, C5/C6, C6/C7), l'addition entraîne un pointage maximal possible de 5. L'objectif étant de maximiser le nombre de points et tendre vers 5.

ST2 : Réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical

Cible : 100% (↑)

Justification : La réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical est mesurée grâce à la comparaison des deux configurations (« avec dispositif » et « sans dispositif »). Cela permet de mesurer la réduction des contraintes au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical qui sont les disques intervertébraux, les vertèbres, les ligaments et la moelle épinière. Pour les vertèbres, disques intervertébraux et la moelle épinière, il s'agit des contraintes maximales de Von Mises. Pour les ligaments, il s'agit des déformations maximales. Cette réduction de contrainte (ou de déformation) est transcrit sous forme de pourcentage. Il est considéré que plus le pourcentage est élevé, plus la réduction des contraintes (ou des déformations) est importante et donc meilleure est la protection du rachis cervical engendrée par l'utilisation du dispositif. Un dispositif qui réduit les contraintes (ou les déformations) de 100% est considéré comme optimal concernant l'amélioration de la protection du rachis cervical. Cette réduction des contraintes doit être maximisée et tendre vers 100%.

3.2.2 Visibilité sécuritaire de conduite

L'utilisation d'un dispositif de protection du rachis cervical permet une visibilité sécuritaire de conduite du motocycliste sur son 2RM. Cette visibilité de conduite est évaluée à partir de la réduction des amplitudes articulaires de la tête en rotation et en translation. Les réductions d'amplitudes articulaires de la tête en rotation concernent les mouvements de flexion/extension (angle maximal entre la flexion et l'extension dans le plan sagittal de la tête), inflexion latérale (angle maximal entre l'inflexion à droite et l'inflexion à gauche dans le plan coronal de la tête) et rotation axiale (angle maximal entre la rotation à droite et la rotation à gauche dans le plan transverse de la tête). Les réductions d'amplitudes articulaires de la tête en translation concernent les mouvements en translation selon les axes X (normal au plan coronal), Y (normal au plan sagittal) et Z (normal au plan transverse). Cette réduction d'amplitude articulaire est calculée à partir de la comparaison entre les deux configurations suivantes : le motocycliste

porte un dispositif de protection et le motocycliste ne porte pas de dispositif de protection. Lorsque le motocycliste ne porte pas de dispositif, cela revient à étudier les amplitudes physiologiques des mouvements de la tête.

ST3 : Réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et translation

Cible : 0 % (↓)

Justification : La réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et translation correspond respectivement aux mouvements de flexion/extension, d'infexion latérale et de rotation axiale et aux mouvements selon les trois axes X (direction antéro-postérieure), Y (direction latérale) et Z (direction crano-caudale). Cette réduction se détermine grâce à la mesure de cette amplitude lorsque le dispositif de protection est porté et à la même mesure lorsque le dispositif n'est pas porté. A partir de ces deux mesures, un pourcentage de réduction est calculé. Plus ce pourcentage de réduction est faible, plus la visibilité de conduite est sécuritaire. Il est donc souhaité que cette réduction soit minimisée et tende vers 0%.

3.2.3 Simplicité d'utilisation

La simplicité d'utilisation du dispositif de protection du rachis cervical permet de favoriser son emploi. Chez le motocycliste, le nombre d'équipements peut être conséquent (Dorsal, Blouson, gants, casque, chaussures, etc.). S'équiper en entier peut être complexe pour un motocycliste. La simplicité d'utilisation est évaluée à partir du nombre d'étapes d'installation du dispositif par le motocycliste.

ST4 : Nombre d'étapes d'installation

Cible : 3 (↓)

Justification : Mettre un casque peut être effectué en 3 étapes (enfiler le casque, attacher le casque, ajuster la fermeture) ou mettre une dorsale peut être effectué en 3 étapes (enfiler la dorsale, fixer la dorsale à l'aide des attaches et ajuster le serrage de la dorsale). Afin de veiller à cette même simplicité d'utilisation, l'installation du dispositif de protection doit être minimisée et ne doit pas nécessiter plus de 3 étapes.

3.2.4 Confortable

Le confort que procure le port du dispositif aux motocyclistes est primordial à prendre en compte pour une utilisation sur des temps de trajets plus ou moins longs. Le confort que procure l'utilisation du dispositif est évalué à partir de sa masse totale. Si le dispositif est trop lourd, il peut entraîner une gêne du motocycliste en situation de conduite sur le court, le moyen et le long terme.

ST5 : Masse du dispositif

Cible : 400 grammes (↓)

Justification : Le confort que procure l'utilisation du dispositif de protection du rachis cervical est souvent subjectif et peut varier selon les utilisateurs. Cependant on considère que la masse globale du dispositif peut avoir un impact direct sur le confort et ceci qu'importe l'utilisateur. Le dispositif de protection du rachis cervical le plus léger sur le marché pèse 400g. Il est donc souhaité que la masse du dispositif soit minimisée et tende vers 400 grammes.

3.2.5 Adaptable

L'adaptabilité des dispositifs de protection du rachis cervical permet une adaptation selon les équipements de protection portés et la morphologie du motocycliste. Cette adaptabilité est évaluée par le nombre de types d'équipements adaptables au dispositif ainsi que le nombre d'ajustements pour fixation et de tailles de dispositifs.

ST6 : Nombre de types d'équipements : nombre de types d'équipements de protection qui s'adapte au dispositif de protection du rachis cervical.

Cible : 5 (↑)

Justification : Les motocyclistes portent plusieurs équipements de types différents. Les principaux équipements à l'heure actuelle sont les casques de protection, les vestes de protection, les vestes avec coussins gonflables de protection, les dorsales de protection et les sacs à dos. Il est primordial d'avoir un dispositif compatible pour ces 5 types d'équipements

de motocycliste. Il est donc souhaité que le nombre de types d'équipements soit maximisé et tende vers 5.

ST7 : Nombre d'ajustements pour fixation : un ajustement correspond à un moyen d'adaptation du dispositif aux variations de morphologie du motocycliste

Cible : 5 (↑)

Justification : Le dispositif de protection est adaptable avec précision selon la variation de morphologie des différentes zones anatomiques en lien avec la fixation du dispositif. Deux ajustements au niveau des épaules (ex : serrage du dispositif sur l'épaule droite et l'épaule gauche), deux ajustements au niveau du thorax (serrage du dispositif autour du thorax à droite et gauche) et un ajustement au niveau du cou sont visés pour assurer la fixation du dispositif.

3.2.6 Discret visuellement

La discréption visuelle qu'induit le port du dispositif de protection est importante d'un point de vue esthétique chez le motocycliste. La discréption visuelle est évaluée par la capacité du dispositif à s'intégrer à la silhouette du motocycliste lors de l'utilisation d'un 2RM. Ceci se caractérise par la distance de dépassement (proéminence) entre la structure du dispositif et l'alignement du dos et du thorax dans le plan sagittal. Cela se caractérise également par l'encombrement entre les épaules et la partie basse du casque de motocycliste

ST8 : Distance de dépassement (proéminence) : distance qui sépare la partie la plus avancée/reculée de la structure du dispositif par rapport au torse/dos du motocycliste.

Cible : 0 mm (↓)

Justification : Le dispositif de protection est discret visuellement grâce à une proéminence (avant/arrière) la plus faible possible. Moins le dispositif de protection du rachis cervical dépasse du torse/dos du motocycliste et mieux il s'intègre à la silhouette du motocycliste. Cette distance de dépassement doit donc être minimisée et tendre vers 0 mm pour une discréption visuelle optimale.

ST9 : Encombrement : Distance occupée par le dispositif entre le haut des épaules et la partie basse du casque de motocycliste.

Cible : 0 mm (↓)

Justification : Le dispositif de protection est discret visuellement grâce à un encombrement le plus faible possible. Moins la distance occupée par le dispositif entre le haut des épaules et la partie basse du casque est importante, plus l'on considérera le dispositif comme discret visuellement. Cet encombrement doit donc être minimisé et tendre vers 0 mm pour une discrémination visuelle optimale.

3.2.7 Abordable

Le dispositif de protection du rachis cervical est vendu à un prix abordable afin de favoriser son acquisition par les motocyclistes. Pour ce faire, le coût de fabrication du dispositif doit être minimisé en favorisant la simplicité de fabrication ainsi que le choix de matériaux économiques sans négliger leurs performances.

ST10 : Coût de fabrication

Cible : 20 Euros (↓)

Justification : Les équipements de protection pour motocyclistes coûtent cher à leurs utilisateurs. Le coût de fabrication du dispositif doit être minimisé afin de rendre le dispositif abordable à l'achat. On estime à 20 euros le coût de fabrication des dispositifs de protection du rachis cervical les plus bas de gamme (dispositifs passifs simples). Le coût de fabrication doit donc être minimisé et tendre vers 20 euros.

3.2.8 Facile à entretenir

Le dispositif de protection du rachis cervical est facile à entretenir par son utilisateur. Pour évaluer la facilité d'entretien du dispositif, le temps d'entretien complet du dispositif est pris en compte.

ST11 : Temps d'entretien

Cible : 45 min (↓)

Justification : Le temps estimé pour l'entretien d'un casque de motocycliste est d'environ 45min. L'entretien d'un dispositif de protection du rachis cervical est réalisé selon ce temps de base. Ce temps sera donc minimisé et doit tendre vers 45min.

3.3 Relations spécifications techniques/attributs client

Pour évaluer l'importance de chaque spécification technique déterminée en amont à satisfaire les attributs clients, il est nécessaire de définir les relations entre spécifications techniques et attributs clients. Une spécification technique aura une grande importance si elle a un effet significatif sur la satisfaction de plusieurs attributs clients importants. Une cote d'importance est donc attribuée à chaque interaction ST/Attribut client, ce qui permettra finalement de hiérarchiser les spécifications techniques.

3.3.1 Définition des relations

La définition des relations entre les spécifications techniques et les attributs clients est caractérisée par une cote d'importance. Quatre cotes peuvent être attribuées : 0 (case vide) si la variation de la spécification technique n'entraîne pas de variations de la satisfaction de l'attribut client, 1 si la variation de la spécification technique entraîne une légère variation de la satisfaction de l'attribut client, 3 si la variation de la spécification technique entraîne une variation sensible de la satisfaction de l'attribut client et enfin 5 si la variation de la spécification technique entraîne une variation significative de la satisfaction de l'attribut client. Ces différentes cotes peuvent prendre une valeur positive ou négative selon l'effet sur la satisfaction de l'attribut. Lorsque l'objectif d'une spécification technique affecte négativement l'attribut client concerné, une cote négative est attribuée. A l'inverse, lorsque l'objectif d'une spécification technique affecte positivement l'attribut client concerné, une cote positive est attribuée. La maison de la qualité (MDQ) est présentée sur la Figure 3-1. Les explications détaillées des différentes relations entre les spécifications techniques ainsi que les cotes associées sont présentées en ANNEXE II.

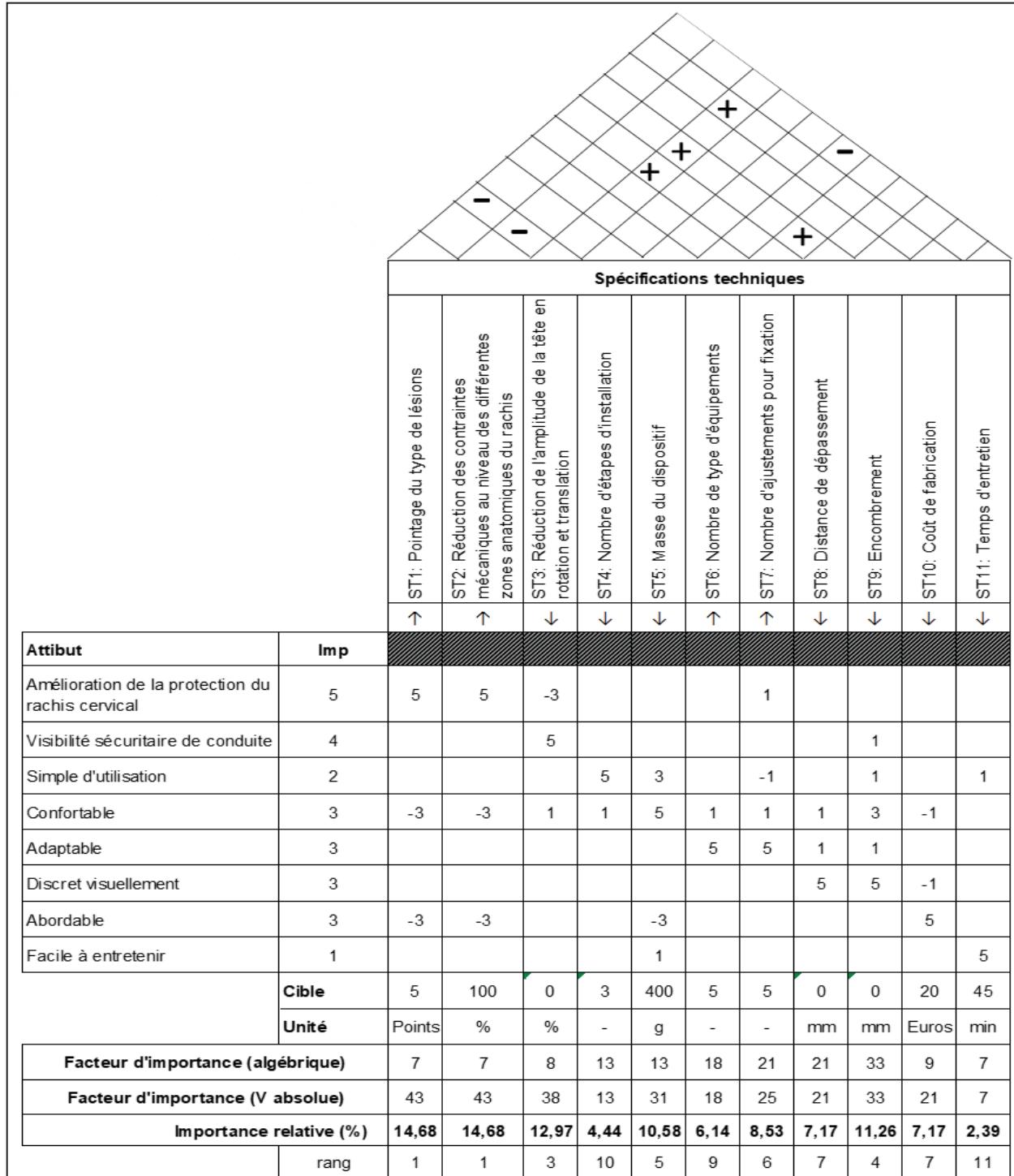


Figure 3-1 Maison de la qualité (MDQ) pour l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical

3.3.2 Hiérarchisation des spécifications techniques

A partir de la définition des relations entre les spécifications techniques et les attributs, il est possible de hiérarchiser les spécifications techniques afin de mettre en évidence celles ayant le plus d'impact sur la satisfaction des attributs clients. L'utilisation de la cote d'importance attribuée à chaque attribut client permet la pondération de chaque cote attribuée aux relations ST/attributs clients. L'addition de l'ensemble de ces cotes pondérées pour chaque spécification technique permet d'obtenir un facteur d'importance. Le facteur d'importance permet d'obtenir finalement l'importance relative (%) de chacune des spécifications techniques. La hiérarchisation de ces spécifications techniques est présentée dans le Tableau 3-2.

Tableau 3-2 Hiérarchisation des spécifications techniques

Ordre	Spécifications techniques	Importance relative (%)	Cote Attribut client associé	Importance relative (%)
1	ST1: Pointage du type de lésions	14,68	5	14,68
1	ST2: Réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis	14,68	5	29,35
3	ST3: réduction amplitude articulaire de la tête en rotation et translation	12,97	4	42,32
5	ST9 encombrement	11,26	3	53,58
6	ST5: Masse	10,58	3	64,16
7	ST7: Nombre d'ajustements pour fixation	8,53	3	72,70
8	ST8: Distance de dépassement	7,17	3	79,86
8	ST10: Coût de fabrication	7,17	3	87,03
10	ST6: Nombre de types d'équipements	6,14	3	93,17
11	ST4: Nombre d'étapes d'installation	4,44	2	97,61
12	ST11: Temps d'entretien	2,39	1	100,00

Le Tableau 3-2 présente la hiérarchisation des spécifications techniques. Cela permet également de contrôler la cohérence entre cette hiérarchisation des spécifications techniques et les cotes d'importance assignées aux attributs clients associés.

Les deux premières spécifications techniques ST1 et ST2 selon la hiérarchisation ayant une importance relative de 29.36% ($14,68\%+14,68\%$) sont associées avec l'attribut client amélioration de la protection du rachis cervical qui dispose de la cote d'importance la plus haute (5/5). La spécification technique ST3 se situe en troisième position avec une importance relative de 12.97% et est associée avec l'attribut client visibilité sécuritaire de conduite qui dispose d'une cote d'importance de 4/5. L'encombrement (ST9) se situe en quatrième position avec une importance relative de 11,26% et est associé avec l'attribut client discréption visuelle qui dispose d'une cote d'importance de 3/5. La masse (ST5) se situe en cinquième position avec une importance relative de 10,58% et est associée avec l'attribut client confortable qui dispose d'une cote d'importance de 3/5. Le nombre d'ajustements (ST7) se situe en sixième position avec une importance relative de 8,53% et est associé à l'attribut adaptable qui dispose d'une cote d'importance de 3/5. Le coût de fabrication (ST10) et la distance de dépassement (ST8) sont classés septième exæquo avec une importance relative de 7,17%. Le coût de fabrication est associé à l'attribut abordable qui dispose d'une cote d'importance de 3/5 et la distance de dépassement est associée à l'attribut discréption visuelle qui dispose également d'une cote de 3/5. Le nombre de types d'équipements (ST6) se classe neuvième avec une importance relative de 6,14% et est associé à l'attribut adaptable qui dispose d'une cote d'importance de 3/5. Le nombre d'étapes d'installation (ST4) se classe dixième avec une importance relative de 4,44% et est associé à l'attribut simplicité d'utilisation qui dispose d'une cote d'importance de 2/5. Enfin, le temps d'entretien (ST11) se situe en onzième et dernière position avec une importance relative de 2.39% et est associé à l'attribut facilité d'entretien qui dispose de la cote d'importance la plus basse de 1/5. Une cohérence existe entre cette hiérarchisation des spécifications techniques et les cotes d'importances associées aux attributs clients associés.

3.3.3 Diagramme de Pareto

Le diagramme de Pareto présente chacune des spécifications techniques par ordre d'importance selon la phase de hiérarchisation menée précédemment (Figure 3-2). Ce diagramme présente également les importances relatives cumulées pour chacune des spécifications techniques. Ceci permet de mettre en avant les spécifications techniques à prendre en compte pour satisfaire les besoins clients. Dans ce cas-là, il a été choisi d'établir un seuil à 80% qui permet de considérer toutes les spécifications techniques les plus importantes qui totalisent 80% des besoins du client. Ainsi, cette méthode permet d'exclure les spécifications techniques suivantes : le coût de fabrication, le nombre de types d'équipements, le nombre d'étapes d'installation et le temps d'entretien.

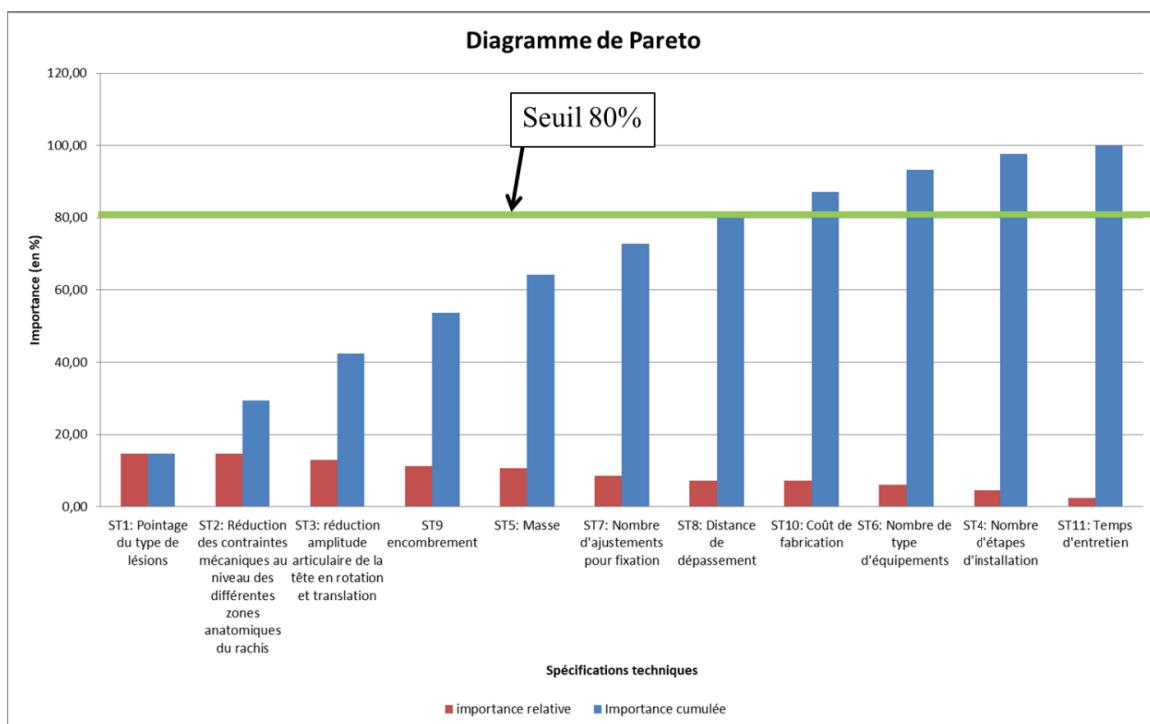


Figure 3-2 Diagramme de Pareto

3.4 Évaluation des interactions entre spécifications techniques

Les spécifications techniques peuvent avoir des interactions entre elles. Il est donc primordial de les évaluer afin de caractériser l'impact qu'elles peuvent avoir les unes sur les autres.

Lorsque le déploiement d'une spécification technique favorise le déploiement d'une autre, l'interaction sera considérée comme positive et appelée synergie. En revanche, quand le déploiement d'une spécification technique peut affecter de façon négative le déploiement d'une autre spécification technique, l'interaction sera considérée comme négative et appelée compromis. Cette évaluation des interactions est représentée par des « - » et « + » dans la partie haute de la MDQ présentée dans la Figure 3-1.

3.4.1 Synergie entre les spécifications techniques.

Les spécifications techniques ayant des interactions positives correspondent à des synergies et sont présentées dans cette section. La diminution du pourcentage de réduction des amplitudes articulaires de la tête en rotation et en translation (ST3) est favorisée par l'augmentation du nombre de types d'équipements (ST6), par l'augmentation du nombre d'ajustements pour fixation (ST7) et la diminution de l'encombrement du dispositif (ST9). Par ailleurs, l'augmentation du nombre d'ajustements de fixation du dispositif (ST7) est favorisée par l'augmentation du nombre de types d'équipements adaptés (ST11).

3.4.2 Compromis entre les spécifications techniques

Les spécifications techniques ayant des interactions négatives correspondent à des compromis et sont présentées dans cette section. L'augmentation du pointage du type de lésions (ST1) et l'augmentation du pourcentage de réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis (ST2) peut affecter négativement la réduction des amplitudes articulaires de la tête pour les mouvements en rotation et translation (ST3). Par ailleurs, la diminution de la masse (ST5) du dispositif peut affecter négativement le coût de fabrication (ST10) du dispositif, c'est-à-dire l'augmenter. Grâce au facteur d'importance absolue (calculé dans la MDQ) associé à chaque spécification technique, il est possible de déterminer la spécification technique prioritaire au sein du compromis. En effet, il est nécessaire de privilégier la spécification technique ayant le facteur d'importance le plus élevé. ST1 et ST2 disposent d'un facteur d'importance plus élevé que celui de ST3 (respectivement 43 et 38). Le pointage du type de lésions et la réduction des contraintes mécaniques au niveau

des différentes zones anatomiques du rachis doivent donc être prioritaires sur la réduction des amplitudes articulaires de la tête pour les mouvements en rotation et translation. Par ailleurs, la masse (ST5) dispose d'un facteur d'importance plus fort que celui du coût de fabrication (ST10) (respectivement 31 et 21). La masse du dispositif doit donc être prioritaire sur son coût de fabrication.

3.5 Barème d'évaluation

Les sept spécifications techniques retenues dans ce cahier des charges sont chacune associées à un critère d'évaluation. Un barème d'évaluation est élaboré afin de déterminer la performance de chacun de ces sept critères (Tableau 3-3). Ce barème constitue la base de la méthode d'évaluation développée dans ces travaux.

Tableau 3-3 : Barème d'évaluation des sept critères d'évaluation associés aux spécifications techniques retenues

Spécification technique	Nom du critère d'évaluation associé	Objectif	Cible	Cote	Performance
ST1 : Pointage du type de lésions	Critère de protection qualitatif	↑	5 points	5	P = 5 points
				4	P = 4 points
				3	P = 3 points
				2	P = 2 points
				1	P = 1 points
				0	P = 0 points
ST2 : Réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical	Critère de protection quantitatif	↑	100 %	5	Réduction = 100 %
				4	60 % < Réduction < 100 %
				3	40 % < Réduction ≤ 60 %
				2	20 % < Réduction ≤ 40 %
				1	0 % < Réduction ≤ 20 %
				0	Réduction = 0 %
ST3 : Réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et translation	Critère de visibilité sécuritaire de conduite	↓	0 %	5	Réduction = 0 %
				4	0 % < Réduction < 20 %
				3	20 % ≤ Réduction < 30 %
				2	30 % ≤ Réduction < 40 %

				1	$40 \% \leq \text{Réduction} < 50 \%$
				0	$\text{Réduction} \geq 50 \%$
ST9 : Encombrement	Critère d'encombrement	↓	0 mm	5	Encombrement = 0 mm
				4	$0 \text{ mm} < \text{Encombrement} < 20 \text{ mm}$
				3	$20 \text{ mm} \leq \text{Encombrement} < 30 \text{ mm}$
				2	$30 \text{ mm} \leq \text{Encombrement} < 40 \text{ mm}$
				1	$40 \text{ mm} \leq \text{Encombrement} < 50 \text{ mm}$
				0	$\text{Encombrement} \geq 50 \text{ mm}$
ST5 : Masse	Critère de masse	↓	420 g	5	$\text{Masse} \leq 420 \text{ g}$
				4	$420 \text{ g} < \text{Masse} < 600 \text{ g}$
				3	$600 \text{ g} \leq \text{Masse} < 800 \text{ g}$
				2	$800 \text{ g} \leq \text{Masse} < 1000 \text{ g}$
				1	$1000 \text{ g} \leq \text{Masse} < 1200 \text{ g}$
				0	$\text{Masse} \geq 1200 \text{ g}$
ST7 : Nombre d'ajustements pour fixation	Critère d'ajustement	↑	5 ajustements	5	5 ajustements
				4	4 ajustements
				3	3 ajustements
				2	2 ajustements
				1	1 ajustement
				0	Aucun ajustement
ST8 : Distance de dépassement	Critère de dépassement	↓	0 mm	5	Dépassement = 0 mm
				4	$0 \text{ mm} \leq \text{Dépassement} < 15 \text{ mm}$
				3	$15 \text{ mm} < \text{Dépassement} < 30 \text{ mm}$
				2	$30 \text{ mm} \leq \text{Dépassement} < 45 \text{ mm}$
				1	$45 \text{ mm} \leq \text{Dépassement} < 60 \text{ mm}$
				0	$\text{Dépassement} \geq 60 \text{ mm}$

3.6 Conclusion

Ce chapitre 3 permet de répondre au premier objectif de cette thèse visant à élaborer un cahier des charges pour formaliser les besoins et les contraintes afin de renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes sans impacter leur sécurité et satisfaction de conduite. Le déploiement de la fonction qualité qui constitue la base de l'élaboration du cahier des charges permet d'identifier avec précision les attributs clients et les spécifications techniques

en lien avec les dispositifs de protection du rachis cervical. Au total, huit attributs ont pu être identifiés ainsi que onze spécifications techniques. Le déploiement de la fonction qualité a permis de hiérarchiser ces spécifications techniques pour finalement n'en garder plus que sept, selon le principe de Pareto. Ces sept spécifications techniques jugées prioritaires sont associées à sept critères d'évaluation. Ces différents critères seront la base de la méthode d'évaluation des dispositifs de protection et seront classés selon deux catégories distinctes. Une première catégorie correspondant à l'évaluation de la capacité de protection qui intègre le critère protection qualitatif et le critère protection quantitatif. Une seconde catégorie correspondant à l'évaluation de la sécurité et la satisfaction de conduite qui intègre le critère visibilité-sécuritaire de conduite, le critère encombrement, le critère masse, le critère ajustement et enfin le critère dépassement.

CHAPITRE 4

MÉTHODE D'ÉVALUATION MULTICRITERES

Le cahier des charges élaboré dans le chapitre 3 a permis de définir les besoins et les contraintes autour des dispositifs afin de renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes sans impacter leur sécurité et la satisfaction de conduite. Ceci a permis de définir des attributs clients et des spécifications techniques pour finalement aboutir à l'émergence de sept critères d'évaluation. Ces critères vont être évalués grâce à l'élaboration d'une méthode. Ce chapitre permet donc de répondre à l'objectif 2 qui vise à développer une méthode d'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical qui intègre la capacité de protection ainsi que la sécurité et la satisfaction de conduite. Cette méthode d'évaluation multicritères va s'articuler selon deux volets : un volet numérique permettant d'évaluer la capacité d'un dispositif à protéger le rachis cervical chez le motocycliste (2 critères d'évaluation) et un volet expérimental permettant d'évaluer la sécurité et la satisfaction de conduite du motocycliste (5 critères d'évaluation) (Figure 2-1)

4.1 Évaluation de la capacité de protection des dispositifs (volet numérique)

L'évaluation de la capacité de protection des dispositifs, premier des deux volets de cette méthode est associée à l'attribut client qui traite de l'amélioration de la protection du rachis cervical chez les motocyclistes. Les spécifications techniques évaluées dans ce volet sont donc le pointage du type de lésion et la réduction des contraintes (et des déformations) mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical. L'objectif de ce volet est d'évaluer les deux critères : le critère de protection quantitatif et le critère de protection qualitatif. Pour ce faire, la simulation numérique est utilisée. Le protocole de simulation numérique utilisé est présenté suivi de l'utilisation des résultats afin d'aboutir à l'évaluation des critères de protection qualitatifs et quantitatifs.

4.1.1 Protocole de simulation numérique

Pour évaluer la capacité de protection des dispositifs, il est nécessaire de suivre un protocole de simulation numérique détaillé basé sur l'utilisation de modèles par éléments finis du corps humain. Ce protocole permet de modéliser les traumatismes du rachis cervical que peuvent subir les motocyclistes lors des accidents de 2RM. Ce protocole est développé à partir des modèles numériques disponibles au sein du iLab-Spine : le modèle HUMOS (HUman Model for Safety) et le modèle SM2S (Spine Model for Safety and Surgery). Ce protocole est défini selon quatre étapes successives : la définition des cas de chargement responsable des traumatismes en 2RM, la première phase de simulation avec le modèle HUMOS, la seconde phase de simulation avec le modèle SM2S et l'analyse des résultats pour effectuer le calcul des deux critères de protection (Figure 4-1).

Le modèle HUMOS est composé d'un ensemble tête/cou/tronc, indispensable pour le positionnement du dispositif de protection à évaluer. Cet ensemble sur lequel est rajouté le casque de protection peut alors être soumis à des impacts représentant les chocs que peuvent subir les motocyclistes lors des accidents de 2RM. Le modèle SM2S, qui ne possède ni tronc, ni tête, ni peau ne peut pas être assemblé directement avec un dispositif de protection. Il sera donc utilisé dans un second temps à partir des résultats de la phase 1. Ce modèle SM2S a l'avantage de proposer un niveau de détails et de bio-fidélité important pour mener à bien cette évaluation.

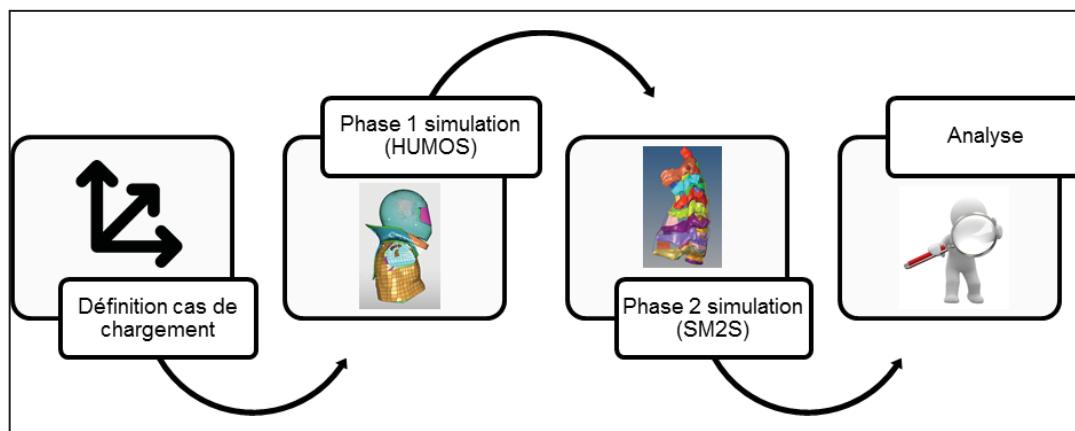


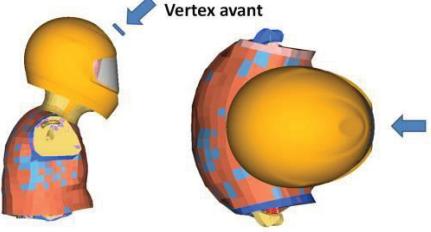
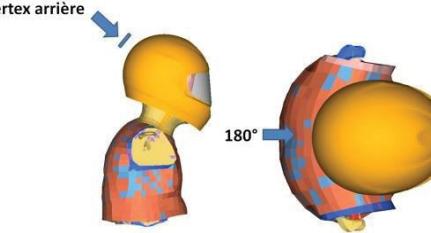
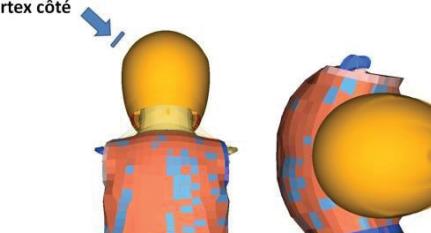
Figure 4-1 Processus d'évaluation de la capacité de protection des dispositifs

4.1.1.1 Définition des cas de chargement

Pour mener l'évaluation de la capacité des dispositifs à protéger le rachis cervical, il est nécessaire d'identifier les mécanismes lésionnels impliqués lors des traumatismes du rachis cervical lors d'accident de 2RM. On distingue quatre types de mécanismes lésionnels : la flexion, l'extension, l'inflexion latérale et la compression (R. W. Nightingale et al., 1996; Panjabi et al., 1998; Panjabi, Ito, et al., 2004; Panjabi, Pearson, et al., 2004; Teo & Ng, 2001; Tropiano et al., 2003b). Ces mécanismes lésionnels du rachis apparaissent suite à un choc de la tête du motocycliste sur le véhicule percuté, sur le sol ou encore sur un objet fixe. Du fait de la multiplicité des configurations d'accidents en 2RM, ces mécanismes lésionnels peuvent être complexes et combinent souvent les mouvements en rotation avec un chargement en compression, effet aggravant sur les lésions du rachis cervical. Une étude (Ooi et al., 2005) a permis d'identifier des corrélations entre la fréquence d'apparition des mécanismes lésionnels et les configurations d'impact du 2RM. L'impact frontal du 2RM sur un autre véhicule est la configuration d'accident qui apparait en grande majorité avec 80.6% des cas (Thierry Serre et al., 2012). Ces impacts frontaux induisent en majorité, selon l'étude (Ooi et al., 2005), la combinaison des mécanismes de flexion et de compression. Pour cette même configuration d'accident, la deuxième combinaison des mécanismes la plus fréquente est l'extension et la compression. Les impacts par le coté apparaissent dans 8.6% des cas et induisent en majorité le mécanisme d'inflexion latérale, suivi de l'extension et de la flexion. Enfin, l'impact par l'arrière, troisième configuration d'accident que peut subir un 2RM, apparaît dans 5.7% des cas. Pour cette configuration, les mécanismes lésionnels prédominants sont la flexion et l'extension.

Les résultats de ces études permettent donc de finalement identifier les trois mécanismes lésionnels combinés suivant : la flexion/compression, l'extension/compression et l'inflexion latérale/compression. La capacité d'un dispositif à protéger le rachis cervical va donc être évaluée à partir de la reproduction de ces trois mécanismes lésionnels combinés. Pour cela, trois cas de chargement critiques différents sont élaborés comme présentés dans le Tableau 4-1.

Tableau 4-1 Mécanismes lésionnels et cas de chargement associés

Mécanisme lésionnel combiné	Cas de chargement	Illustration
Extension + compression	1) Impact frontal sur le vertex avant (partie avant haute du casque)	
Flexion + compression	2) Impact arrière sur le vertex arrière (partie arrière haute du casque)	
Inflexion latérale + compression	3) Impact latéral sur le vertex côté (partie côté haute du casque)	

Afin d'analyser ces trois situations critiques ainsi que les mécanismes lésionnels qui y sont associés, trois simulations sont réalisées en considérant le tronc en conditions d'encastrement et en appliquant un impact sur le vertex du casque pour différentes orientations et vitesses. Le choix de la vitesse imposée à cet impacteur est notamment basé sur des normes existantes pour les casques de motocyclistes. En effet, les différentes normes européennes et internationales utilisent pour ces tests normatifs des vitesses d'impact allant de 5.2 m/s à 7.5 m/s. Par ailleurs, la littérature présente plusieurs études réalisées sur les dispositifs de protection du rachis cervical. L'étude de (Meyer et al., 2018) a mis en jeu des vitesses allant de 5.5 m/s à 8.5 m/s, l'étude de (Gobbi et al., 2019) utilise deux vitesses : 3.2 m/s et 3.75 m/s, l'étude de (Khosroshahi et al., 2019) utilise une vitesse de 7.5 m/s et l'étude de (J Sun et al., 2012) met en jeu une vitesse de 5m/s. Enfin, des travaux de recherche réalisés dans le cadre d'un projet sur la vulnérabilité et la protection des usagers des 2RM (SECU2RM 2018) ont permis

d'identifier, grâce à l'utilisation de simulation multi-corps, les vitesses moyennes d'impacts du casque de motocycliste avec la voiture et le sol. Ces vitesses moyennes sont égales à 7.4 m/s et 3.8 m/s pour respectivement le contact avec la voiture et le sol. A partir de l'ensemble de ces informations, deux vitesses d'impact sont utilisées sur chacun des trois cas de chargement : 3 m/s et 7 m/s. L'efficacité de protection du dispositif est donc testée à partir de ces deux vitesses d'impact. A partir de cette définition (direction et zone d'impact, vitesse d'impact) des cas de chargements, un plan de simulation est établi et permet de mener à bien l'évaluation de la capacité de protection des dispositifs. Ce plan de simulation est élaboré selon une démarche comparative avec deux configurations différentes testées : sans dispositif (SD) et avec dispositif (AD) (Figure 4-2). Les 6 cas de chargements mis en jeu sont donc le cas de chargement en extension/compression à 3m/s (C1V3), le cas de chargement en flexion/compression à 3m/s (C2V3), le cas de chargement en inflexion latérale/compression à 3m/s (C3V3), le cas de chargement en extension/compression à 7m/s (C1V7), le cas de chargement en flexion/compression à 7m/s (C2V7) et le cas de chargement en inflexion latérale/compression à 7m/s (C3V7).

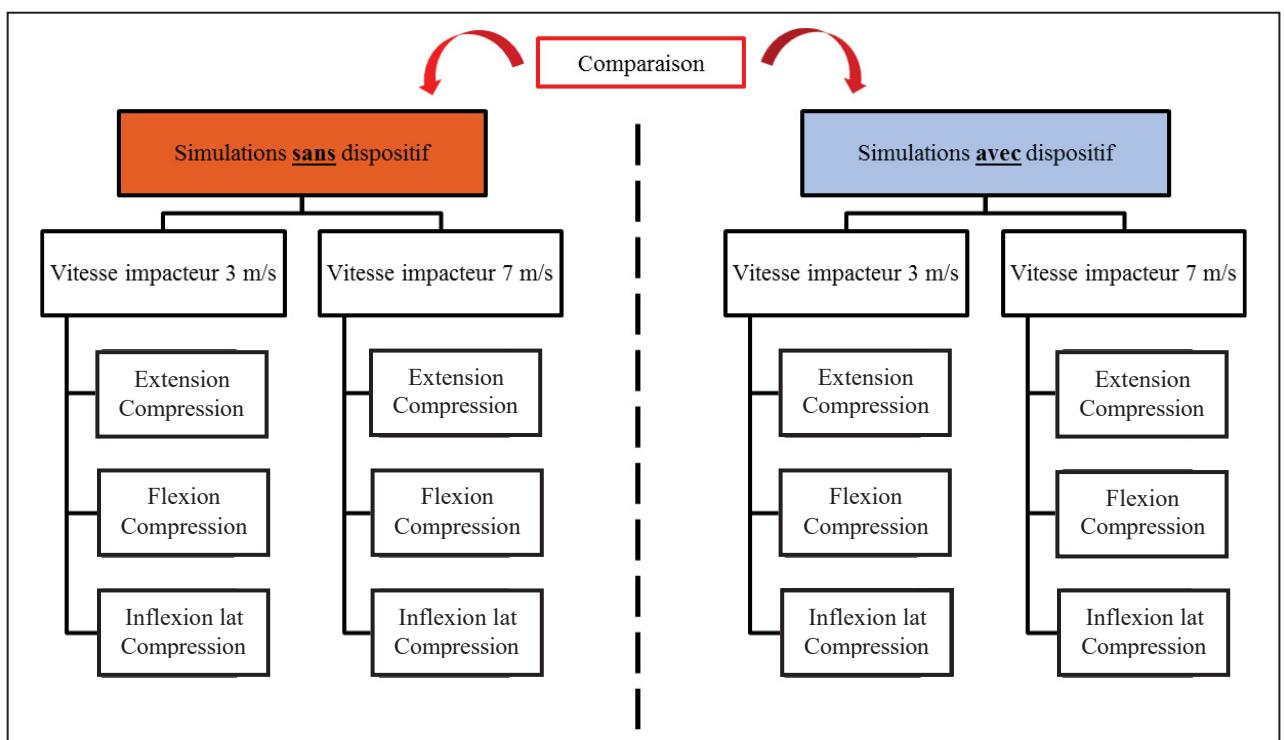


Figure 4-2 Plan de simulation pour l'évaluation de la capacité de protection des dispositifs

4.1.1.2 Simulation sur le modèle HUMOS

Comme mentionné précédemment dans le plan de simulation, la première phase de simulation implique l'utilisation du modèle HUMOS. La description détaillée du modèle est présentée en ANNEXE II. Pour réaliser ces simulations numériques, le logiciel Hyperworks est utilisé (V17, Altair Engineering Inc., MI, USA). Le modèle HUMOS est initialement composé d'un corps humain entier. Dans le cadre de cette étude, il n'est utilisé que partiellement puisque seul l'ensemble tête/cou/tronc est intégré. Le modèle HUMOS est positionné de sorte que l'axe X soit perpendiculaire au plan frontal, l'axe Y soit perpendiculaire au plan sagittal et l'axe Z soit perpendiculaire au plan transverse (Figure 4-3). Par ailleurs, un modèle numérique de casque est assemblé au modèle HUMOS. Le casque utilisé est un casque de la marque SHARK, modèle RSF3. Le modèle numérique de ce casque a été développé lors d'un projet appelé « Bio-Casque project » (Tinard et al., 2011). Le modèle RSF3 est modélisé par des éléments « shell » (4 nœuds) pour les surfaces extérieures, la visière et les sangles d'attache ainsi que par des éléments hexaédriques (8 noeuds) pour les mousses. De plus, entre la tête et la mousse EPS, une fine couche de mousse polyuréthane a été reconstruite.

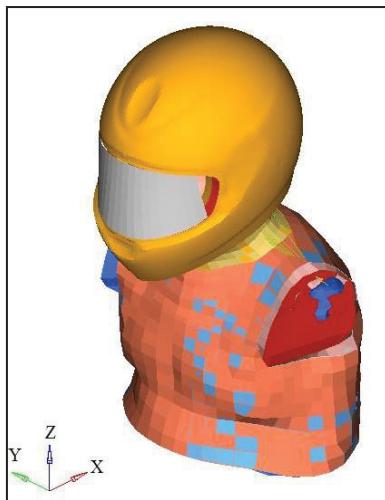


Figure 4-3 Position du modèle de casque sur le modèle HUMOS (tête/cou/tronc)

Avant de mettre en place le plan de simulation présenté précédemment, les conditions aux limites doivent être définies. Certains travaux récents utilisant des modèles par éléments finis pour étudier les dispositifs de protection du rachis cervical (Khosroshahi et al., 2019; Meyer et al., 2018) ont fait le choix d'imposer une vitesse à leur modèle numérique humain afin qu'il impacte un support encastré représentant la voiture, le sol ou un objet fixe. Dans le cadre de ces travaux numériques, la partie « tronc » du modèle HUMOS est encastrée, laissant libre le cou, et la tête assemblée du casque de motocycliste. Cette configuration est mise en place dans le but de se rapprocher des tests normatifs expérimentaux réalisés pour évaluer les équipements de protection de 2RM (casque, airbag). L'encastrement du tronc permet également un gain au niveau du temps de calcul pour les simulations numériques. L'impacteur utilisé est un disque rigide auquel une masse est ajoutée reproduisant l'effet d'inertie de l'ensemble tête/cou/tronc d'un Homme européen ayant entre 18 et 65 ans appartenant au 50^{ème} percentile (73.7 kg selon (*DINBelg 2005 - tableau anthropométrie*, s. d.) ainsi que du poids moyen d'un casque de motocycliste (1.6kg). Selon l'étude de (de Leva, 1996), les coefficients de masse en pourcentage des segments sont présentés dans le Tableau 4-2.

Tableau 4-2 Table anthropométrique utilisée pour calculer la masse d'un segment exprimée en % de la masse corporelle.

Segments	Tête + Cou	Tronc supérieur	Tronc inférieur	Bras	Avant-bras	main
Coefficient de Masse	6.94%	15.96%	27.5%	2.71%	1.62%	0.61%

Le coefficient de masse totale pour l'ensemble tête/cou/tronc est de 55.34%, ce qui donne un poids de 40.8 kg. La masse ajoutée à l'impacteur est donc de 42.2 kg (ensemble tête/cou/tronc + casque). L'impacteur est positionné selon trois configurations correspondant aux trois cas de chargements critiques présentés dans la Figure 4-4. Les deux vitesses imposées à l'impacteur sont de 3 m/s et 7 m/s comme définies précédemment. La direction d'impact de l'impacteur est perpendiculaire au plan de l'impacteur qui forme un angle fixe de 30° avec la verticale (Figure 4-4).

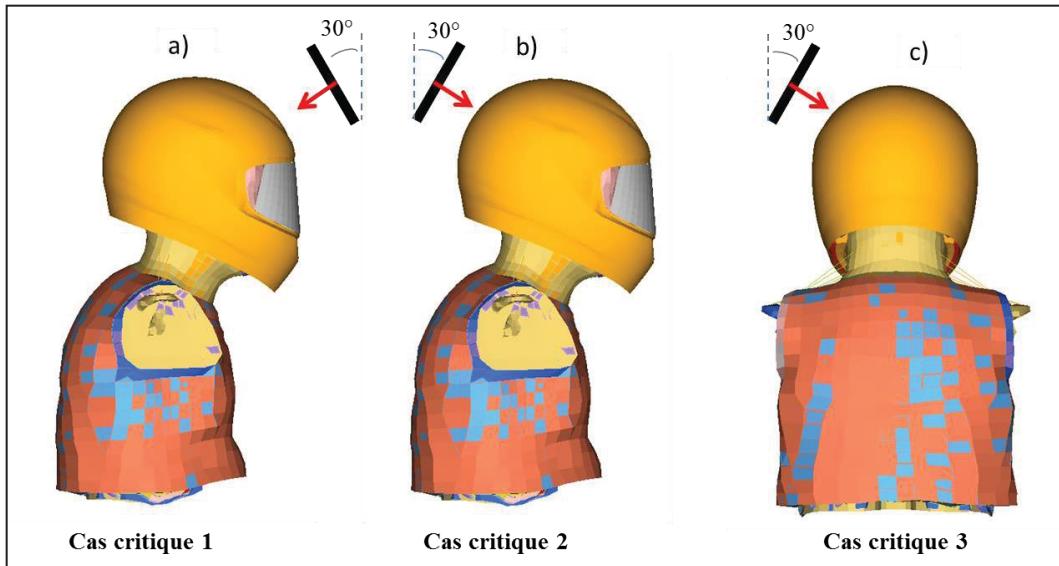


Figure 4-4 Présentation des trois cas critiques pour la mise en place de l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical sur le modèle HUMOS a) Cas critique 1 b) Cas critique 2 c) Cas critique

Le modèle numérique de dispositif devra être défini en fonction de caractéristiques spécifiques (géométrie, matériaux, etc.) du dispositif évalué. Cette description détaillée du modèle des dispositifs qui seront évalués dans cette thèse est présentée dans le chapitre 5 de mise en application de la méthode. Le modèle numérique du dispositif de protection testé est assemblé au modèle HUMOS. Les interactions HUMOS/dispositif et casque/dispositif sont définies à partir d'interfaces de contact. Un coefficient de friction coulomb de 0.5 est utilisé pour caractériser ces deux interfaces (Mills et al. 2009). L'objectif des simulations réalisées sur le modèle HUMOS (sans dispositif et avec dispositif testé) est d'extraire les données de déplacements de la vertèbre C2 selon les directions X, Y et Z à partir du noeud correspondant à l'origine du repère local créé. Pour ceci, un repère local est créé sur la vertèbre C2 du modèle HUMOS à partir du plateau inférieur de la vertèbre (Figure 4-5).

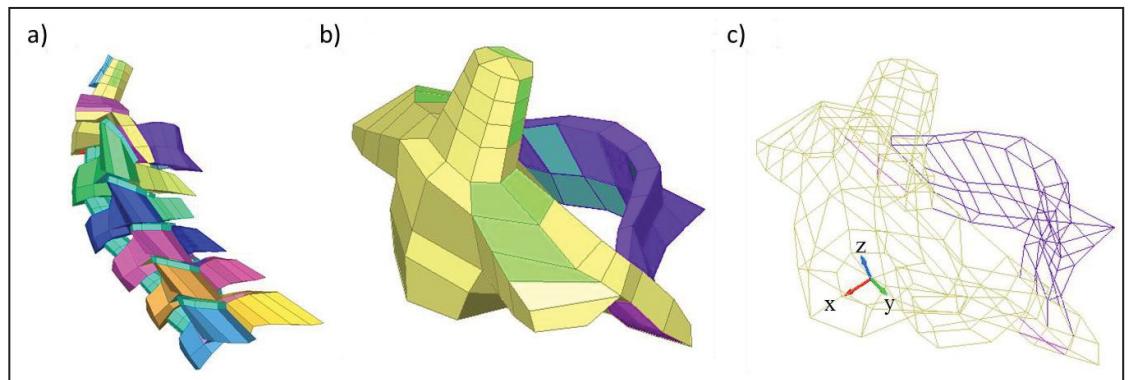


Figure 4-5 Segment cervical HUMOS
 a) Vertèbres C2-T1 modèle HUMOS
 b) Vertèbre C2 HUMOS
 c) Vertèbre C2 HUMOS avec repère local positionné sur le plateau vertébral inférieur.

Pour chacun des cas de chargement avec les deux vitesses d'impact (6 simulations sans dispositifs et 6 simulations avec les dispositifs testés), les courbes de déplacement linéaires (D_x , D_y et D_z) et rotationnels (R_x , R_y et R_z) de la vertèbre C2 sont extraites. Ces mesures de déplacement selon les trois directions constituent les données d'entrée pour la deuxième phase de simulation sur le modèle SM2S.

4.1.1.3 Simulation sur le modèle SM2S

A partir des données de déplacement extraites de la première phase de simulation selon le plan de simulation élaboré, la deuxième phase de simulation est réalisée grâce à l'utilisation du modèle SM2S. Pour cette phase, le segment cervical avec la première vertèbre thoracique du modèle SM2S est isolé (T1-C2). La description détaillée du modèle SM2S est présentée en ANNEXE II.

Afin d'utiliser les données de déplacement extraites des simulations réalisées dans la phase 1, il est nécessaire de créer un repère local de la vertèbre C2 sur le modèle SM2S correspondant à celui créé sur la vertèbre C2 du modèle HUMOS. Ce repère est donc placé sur le plateau vertébral inférieur de la vertèbre C2 comme présenté sur la Figure 4-6.

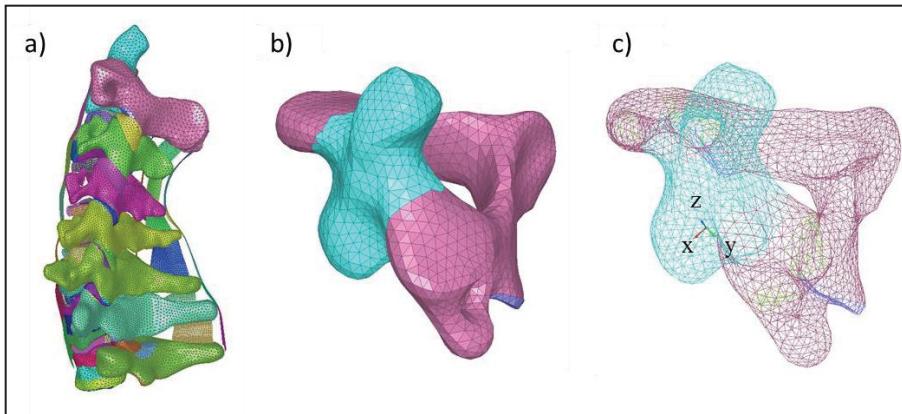


Figure 4-6 Segment cervical SM2S
 a) Vertèbres C2-T1modèle SM2S
 b) Vertèbre C2 SM2S c) Vertèbre C2 SM2S avec repère local
 positionné sur le plateau vertébral inférieur

Les conditions aux limites à appliquer sur le modèle SM2S sont les mêmes que sur le modèle HUMOS, ce qui signifie que la vertèbre T1 est encastrée. Les courbes de déplacements (D_x , D_y , D_z , R_x , R_y , R_z) en fonction du temps extraites de la phase 1 sont intégrées comme fonctions sur le modèle SM2S. Ceci permet de créer six déplacements imposés appliqués au nœud correspondant à l'origine du repère local créé.

4.1.1.4 Extraction des résultats et analyse

A partir des résultats extraits suite à l'application du plan de simulation, il est nécessaire de mettre en place une analyse qualitative pour l'évaluation du critère de protection qualitatif et une analyse quantitative pour l'évaluation du critère de protection quantitatif. L'évaluation de ces deux critères est présentée dans les sections suivantes.

4.1.2 Évaluation critère de protection qualitatif

Pour évaluer le critère de protection qualitatif, le pointage du type de lésion est utilisé. Ce pointage est calculé à partir de l'analyse des résultats de simulation de chacun des cas de chargement dans la configuration « sans dispositif » et la configuration « avec dispositif testé ». Il s'agit donc d'observations qualitatives des lésions. Comme précisé dans la section

3.2.1, il s'agit ici de comparer les lésions apparues grâce à leur caractérisation sous-forme de score selon la classification SLIC (Subaxial Injury Classification, (M. F. Dvorak et al., 2007)). Cette section présente le principe de calcul de score SLIC, les différents indicateurs utilisés avec leur principe de calcul et enfin le bilan final permettant d'évaluer le critère de protection qualitatif.

4.1.2.1 Calcul de score SLIC

Initialement utilisée à partir d'images tomodensitométriques, d'IRM ou de radiologie, cette échelle de score SLIC s'appuie, dans le cadre de cette évaluation, sur les résultats de simulation obtenus. L'objectif, grâce à cette analyse des résultats, est de déterminer un score SLIC à chaque niveau cervical pour chacun des six cas de chargement simulés dans chacune des deux configurations. Le score SLIC est déterminé à partir d'une échelle basée sur trois catégories : la morphologie de la lésion, l'atteinte du complexe disco-ligamentaire et le statut neurologique (Tableau 4-3).

Tableau 4-3 Échelle de score SLIC

Catégorie	Description	Points
Morphologie de la lésion	Absence d'anomalie	0
	Compression	1
	« Burst »	+1 = 2
	Distraction (hyper extension)	3
	Rotation/translation (dislocation des facettes, fracture « tear drop » instable, lésion flexion compression à un stade avancé)	4
Complexé Disco-ligamentaire (DLC)	Intact	0
	Indéterminé (élargissement zone inter-épineuse)	1
	Rupture (élargissement espace au niveau du disque intervertébral et dislocation)	2
Statut neurologique	Intact	0
	Lésion des racines	1
	Atteinte complète de la moelle épinière	2
	Atteinte incomplète de la moelle épinière	3
	Compression continue de la moelle épinière	+1

A ce stade d'avancement, la catégorie « statut neurologique » n'est pas incluse dans l'évaluation qualitative car la version du modèle SM2S utilisée dans ces travaux ne dispose pas d'une moelle épinière. Afin de déterminer la morphologie de la lésion et les atteintes du complexe disco-ligamentaire (DLC), des lois de rupture sont utilisées sur le modèle SM2S. Ces lois de rupture sont basées sur plusieurs études de la littérature pour les ligaments (Cusick et al., 1996; Kleinberger, 1993; E. Wagnac et al., 2012; Yang et al., 1998) et pour les disques intervertébraux (O'Connell et al., 2011; Schmidt et al., 2015; Werbner et al., 2019). Les propriétés des matériaux du modèle SM2S associées aux lois de ruptures sont présentées en ANNEXE III. Cette échelle permet donc d'obtenir un score SLIC* allant de 0 à 6 pour chaque niveau cervical à chaque cas de chargement pour la configuration « sans dispositif » et « avec dispositif ». La dénomination « Score SLIC* » correspond au score SLIC sans la prise en compte de la catégorie « statut neurologique ». Le score SLIC* est calculé grâce à l'addition du score « morphologie » et du score « DLC ».

4.1.2.2 Indicateurs et sous-indicateurs

Le pointage du type de lésion est déterminé à partir du calcul de 6 indicateurs correspondant aux six cas de chargement. Chaque indicateur est lui-même calculé à partir de l'addition de 5 sous-indicateurs correspondant aux 5 niveaux cervicaux étudiés. Chaque sous-indicateur est calculé grâce à la comparaison des scores SLIC* déterminés en amont (Tableau 4-3). Lorsque pour un niveau cervical étudié, le score SLIC* dans la configuration « avec dispositif testé » est inférieur au score SLIC* dans la configuration « sans dispositif », cela signifie que l'utilisation du dispositif entraîne une potentielle diminution de la gravité de la lésion. Un pointage de 1 est donc attribué. En revanche, pour un niveau cervical étudié, si le score SLIC* pour la configuration « avec dispositif testé » est supérieur ou égal au score SLIC* dans la configuration « sans dispositif », cela signifie que l'utilisation du dispositif entraîne une lésion de gravité similaire voire potentiellement plus élevée. Un pointage de 0 est donc attribué. Lorsque le score SLIC* est nul dans les deux configurations, cela signifie qu'aucune lésion n'est identifiable, avec ou sans le dispositif testé. Un pointage de 1 est donc attribué. Le pointage de chacun des 6 indicateurs (6 cas de chargement) est calculé grâce à l'addition des

pointages obtenus pour les 5 sous-indicateurs (Pointage de 0 ou 1), ce qui permet d'obtenir un score noté sur 5. La Figure 4-7 présente l'exemple de principe de calcul de l'indicateur C1V3.

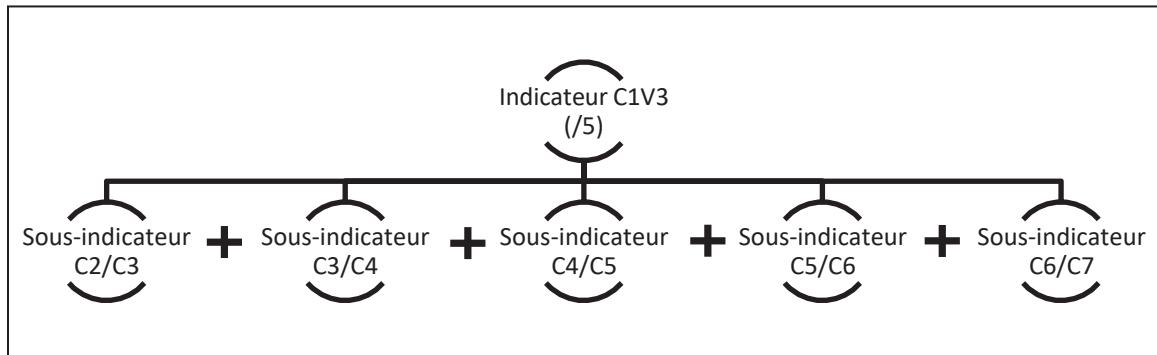


Figure 4-7 Principe de calcul indicateur C1V3

4.1.2.3 Score final du critère de protection qualitatif

A partir du score (/5) de chacun des 6 indicateurs (C1V3, C2V3, C3V3, C1V7, C2V7 et C3V7), une moyenne est calculée permettant d'obtenir le pointage final du type de lésion pour le dispositif testé (Figure 4-8).

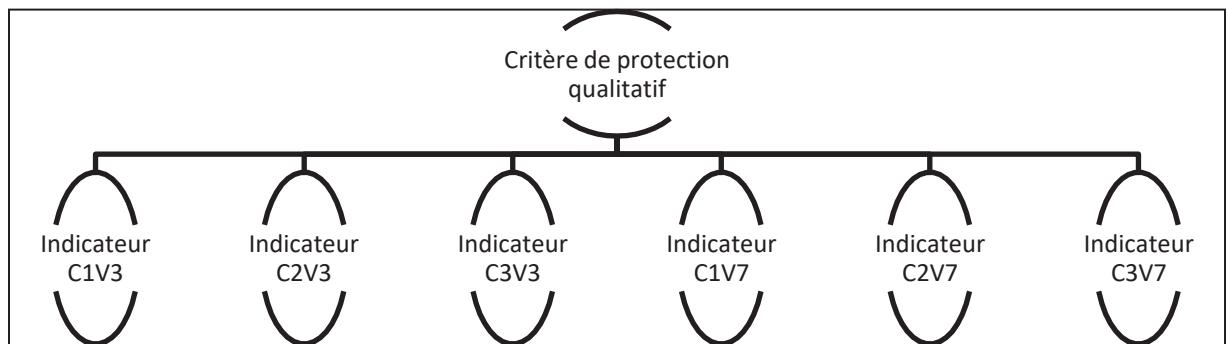


Figure 4-8 Principe de calcul du pointage final du critère de protection qualitatif.

Le score du pointage final est arrondi à l'unité puis associé à un score selon le barème présenté dans le Tableau 4-4. Ce barème est noté selon un score allant de 0 à 5.

Tableau 4-4 Barème d'évaluation du critère de protection qualitatif.

Spécification technique	Nom du critère d'évaluation associé	Objectif	Cible	Cote	Performance
ST1 : Pointage du type de lésions	Critère de protection qualitatif	↑	5 points	5	P = 5 points
				4	P = 4 points
				3	P = 3 points
				2	P = 2 points
				1	P = 1 points
				0	P = 0 points

4.1.3 Évaluation critère de protection quantitatif

Pour évaluer le critère de protection quantitatif, la réduction des contraintes et des déformations au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical est utilisée. Cette réduction est calculée à partir des résultats de simulations de chacun des cas de chargement. Comme précisé dans la section 3.2.1, il s'agit de comparer ces contraintes et déformations dans la configuration « avec dispositif testé » et « sans dispositif ». Cette section présente le principe d'extraction des données, les différents indicateurs utilisés et leur principe de calcul ainsi que le bilan final permettant de calculer le critère de protection quantitatif.

4.1.3.1 Extraction des données de simulation

Le niveau de détail du modèle SM2S permet d'extraire des résultats de simulation sur des éléments anatomiques précis du rachis. En effet, pour chacun des cas de chargement simulé, les contraintes ou déformations maximales sont extraites pour chaque zone anatomique (ligaments, vertèbres, disques intervertébraux et moelle épinière) aux différents niveaux cervicaux (5 niveaux). Pour les ligaments, il s'agit des déformations plastiques maximales. Pour les disques intervertébraux, les vertèbres et la moelle épinière, il s'agit des contraintes maximales de Von Mises. L'extraction est réalisée de façon automatique grâce à l'utilisation d'un modèle de fichier créé en amont. La réduction des contraintes est déterminée sous forme de pourcentage par comparaison entre la configuration « avec dispositif testé » et « sans

dispositif ». Le principe de calcul des réductions de contraintes est le même pour l'ensemble des zones anatomiques. Cette équation générale (4.1) est la suivante :

$$\text{Pourcentage réduction contraintes} = \frac{C \text{ config SD} - C \text{ config AD}}{C \text{ config SD}} \times 100 \quad (4.1)$$

Avec $C \text{ config SD}$: Contraintes maximales en configuration sans dispositif et $C \text{ config AD}$: Contraintes maximales en configuration avec dispositif.

4.1.3.2 Sous-indicateurs et indicateurs

L'évaluation du critère de protection quantitatif est réalisée à partir de 6 indicateurs correspondant aux 6 cas de chargement simulés. Chaque indicateur est lui-même déterminé par quatre sous-indicateurs correspondant aux quatre zones anatomiques étudiées. Cette section présente les sous-indicateurs puis les indicateurs.

Le sous-indicateur ligament est déterminé en effectuant la moyenne des pourcentages de réduction des déformations plastiques pour les 6 ligaments (le ligament nuchal, le ligament jaune, les capsules articulaires, le ligament longitudinal antérieur, le ligament longitudinal postérieur et le ligament intra-épineux) aux 5 niveaux cervicaux (Figure 4-9).

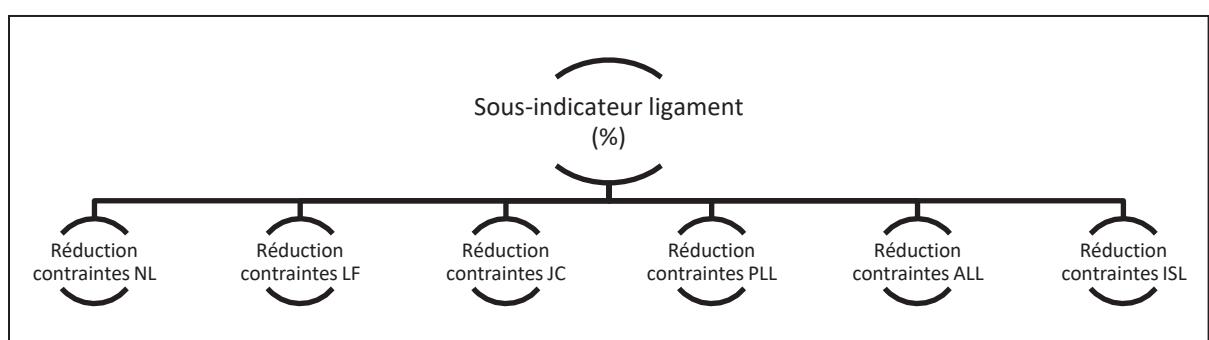


Figure 4-9 Principe de calcul pour le sous-indicateur ligament. Avec NL : Ligament Nuchal, LF : Ligament jaune, JC : Capsules articulaires, PLL : Ligament longitudinal postérieur, ALL : Ligament longitudinal antérieur et ISL : Ligament inter-épineux

Le sous-indicateur disques intervertébraux est déterminé en effectuant la moyenne des pourcentages de réduction de contraintes de Von Mises pour l'annulus et le nucleus aux 5 niveaux cervicaux (Figure 4-10).

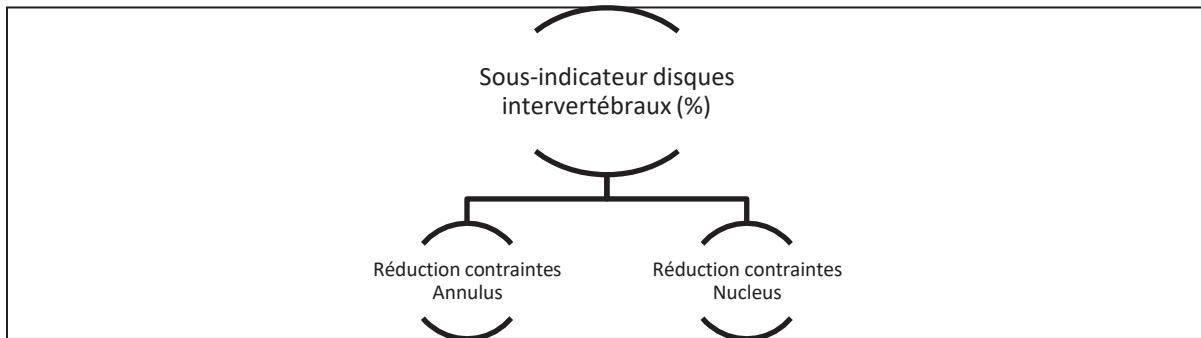


Figure 4-10 Principe de calcul pour le sous-indicateur disques intervertébraux

Le sous-indicateur vertèbres est déterminé en effectuant la moyenne des pourcentages de réduction de contraintes de Von Mises pour l'os cortical, l'os spongieux, l'apophyse épineuse et l'enveloppe externe de l'apophyse épineuse (shell) aux 5 niveaux cervicaux.

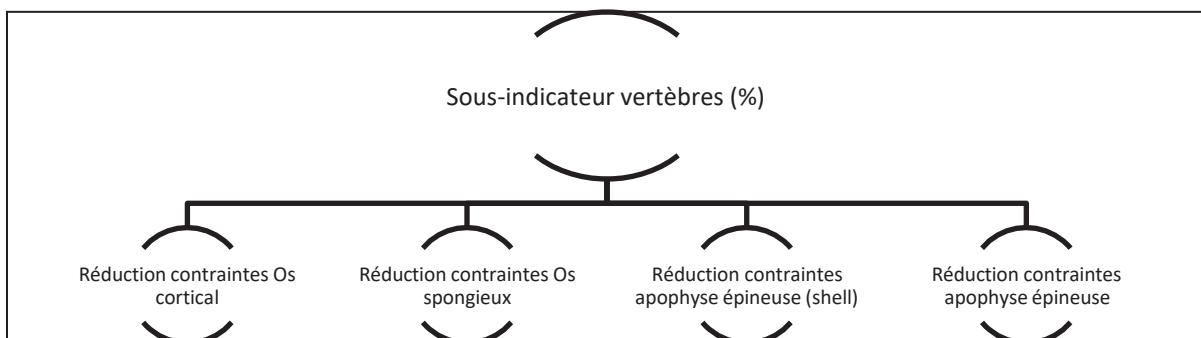


Figure 4-11 Principe de calcul pour le sous-indicateur vertèbres

La valeur du sous-indicateur moelle épinière est déterminée en effectuant la moyenne des pourcentages de réduction de contraintes de Von Mises pour la substance grise et la substance blanche sur l'ensemble du rachis cervical.

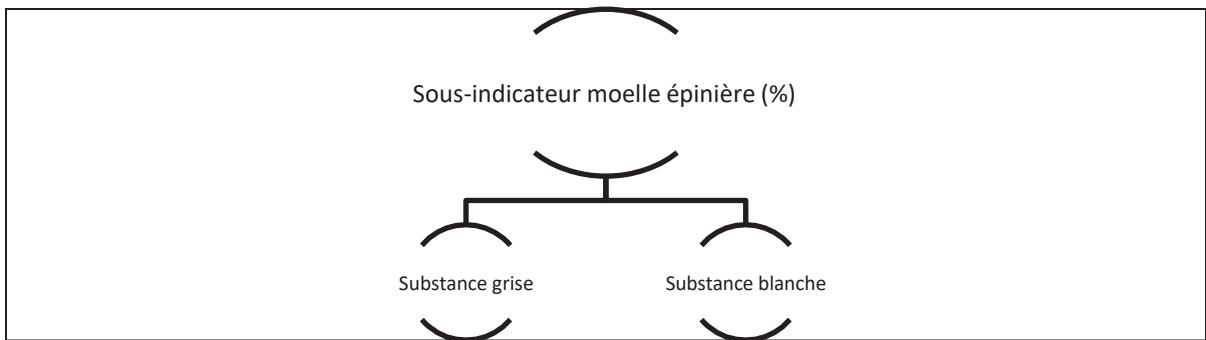


Figure 4-12 Principe de calcul pour le sous-indicateur moelle épinière

Les 6 indicateurs correspondant aux 6 cas de chargement simulés peuvent être déterminés indépendamment en effectuant la moyenne des pourcentages de réduction de contraintes des quatre sous-indicateurs comme présenté dans la Figure 4-13 (exemple de l'indicateur pour le cas de chargement 1 à la vitesse de 3m/s).

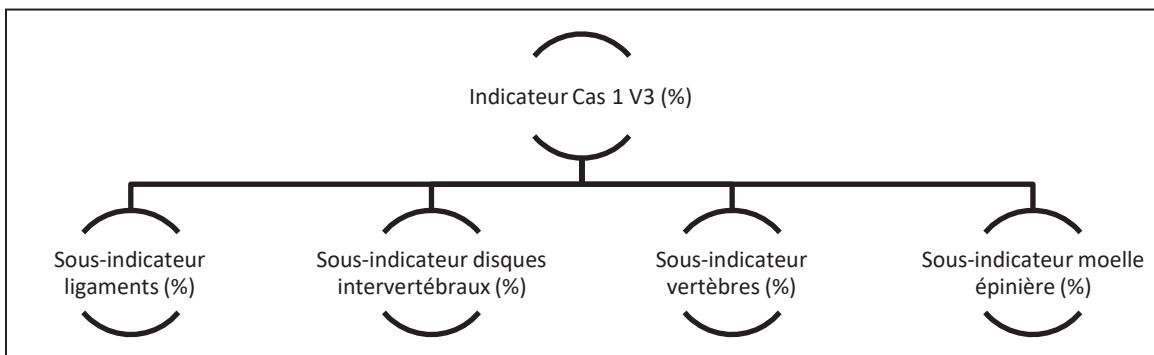


Figure 4-13 Principe de calcul pour l'indicateur Cas 1 V3.

4.1.3.3 Score final du critère de protection quantitatif

Une fois les 6 indicateurs calculés, il est désormais possible de déterminer le score final du critère de protection quantitatif. En effet, la moyenne des 6 indicateurs permet d'obtenir une valeur finale, toujours sous forme de pourcentage de réduction des contraintes (Figure 4-14).

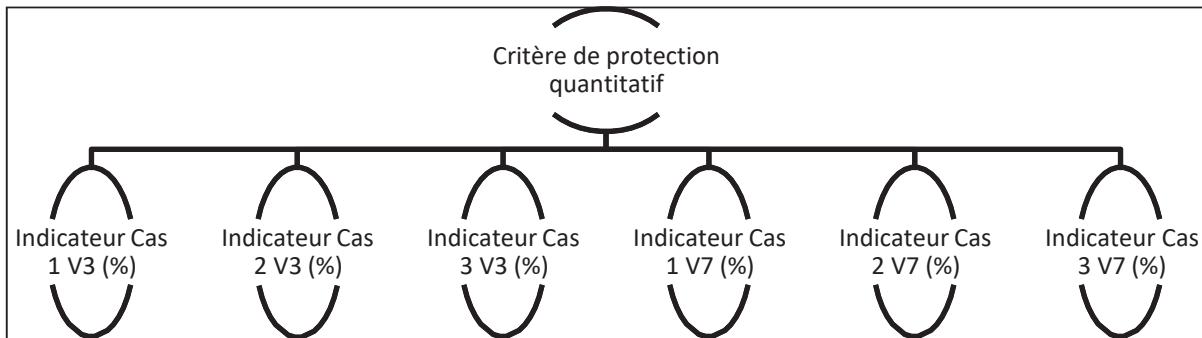


Figure 4-14 Principe de calcul de la réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical pour évaluer le critère de protection qualitatif.

Le pourcentage final de réduction de contraintes est associé à un score selon le barème présenté dans le Tableau 4-5 . Ce barème est noté selon un score allant de 0 à 5.

Tableau 4-5 Barème d'évaluation du critère de protection quantitatif

Spécification technique	Nom du critère d'évaluation associé	Objectif	Cible	Cote	Performance
ST2 : Réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical	Critère de protection quantitatif	↑	100 %	5	Réduction = 100 %
				4	60 % < Réduction < 100 %
				3	40 % < Réduction ≤ 60 %
				2	20 % < Réduction ≤ 40 %
				1	0 % < Réduction ≤ 20 %
				0	Réduction = 0 %

4.1.4 Bilan de l'évaluation de la capacité de protection

L'objectif de ce premier volet était de développer une méthode afin d'évaluer la capacité des dispositifs à protéger le rachis cervical chez les motocyclistes, représenté par l'attribut client qui traite de l'amélioration de la protection du rachis cervical. Cette évaluation est associée à deux spécifications techniques : le pointage du type de lésion évalué à partir du critère d'évaluation qualitatif et la réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical évaluée à partir du critère d'évaluation quantitatif. La simulation numérique est au cœur de ce volet évaluatif avec l'utilisation de modèles éléments finis tels que le modèle HUMOS et le modèle SM2S. Afin d'être validée, cette méthode

d'évaluation numérique doit être mise en application sur des dispositifs de protection existants. Ceci permettra de confirmer son principe de fonctionnement et d'identifier des points à améliorer.

4.2 Évaluation de la sécurité et la satisfaction de conduite (volet expérimental)

Le second volet de cette méthode permet d'évaluer la sécurité et la satisfaction de conduite des motocyclistes lorsqu'un dispositif de protection du rachis cervical est utilisé. Ce volet est issu des quatre attributs clients suivants : « visibilité sécuritaire de conduite », « discretvisuellement », « confortable » et « adaptable ». L'objectif de ce volet est d'évaluer, par la voie expérimentale, les cinq critères suivants. : critère de visibilité sécuritaire de conduite, critère d'encombrement, critère de masse, critère d'ajustement et critère de dépassement. Cette section présente en détail la méthode utilisée pour évaluer chacun des critères.

4.2.1 Évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite

Les dispositifs de protection existants ont pour but d'améliorer la protection du rachis cervical des motocyclistes lors des accidents de 2RM. Pour y parvenir, ces dispositifs semblent viser à restreindre la mobilité articulaire du rachis cervical, étroitement liée aux amplitudes de mouvements de la tête. Cette restriction de l'amplitude articulaire de la tête pourrait avoir un impact sur la visibilité de conduite du motocycliste, ce qui pourrait altérer sa sécurité de conduite lors de l'utilisation d'un 2RM. L'état des connaissances et l'élaboration du cahier des charges réalisés dans le chapitre 3 confirment l'importance de la prise en compte de la sécurité de conduite pour la conception et l'évaluation de dispositifs de protection du rachis cervical. L'objectif dans cette section est donc d'évaluer la spécification technique qui traite de la réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et translation à partir d'un critère appelé visibilité sécuritaire de conduite. Ce critère intègre comme paramètre, la réduction de l'amplitude articulaire de la tête entraînée par l'utilisation du dispositif de protection. Cette réduction est calculée grâce à une étude comparative entre la configuration « avec dispositif testé » et « sans dispositif ». Cette étude comparative est menée selon deux types de postures de conduite induites par l'utilisation de deux types de 2RM. La méthode d'évaluation de ce

critère s'articule de la façon suivante : une présentation de la technique d'acquisition des amplitudes de mouvements et du protocole de mesure, la définition d'indicateurs et sous-indicateurs avec leur principe de calcul et enfin le bilan final permettant d'évaluer le critère de visibilité sécuritaire de conduite.

4.2.1.1 Technique d'acquisition

Cette section met en avant brièvement la technique d'acquisition développée dans de précédents travaux. Cette technique d'acquisition présente la spécificité d'intégrer la combinaison d'amplitudes de la tête en rotation et en translation. Ces déplacements de la tête sont mesurés sur sujets volontaires grâce à l'utilisation d'un système d'acquisition optoélectronique appelé Codamotion (Codamotion, Charnwood Dynamics Ltd.). Les coordonnées 3D de six marqueurs optoélectroniques positionnés sur le casque (SHARK, S800, taille L) sont mesurées afin de déterminer les amplitudes de mouvements des sujets. Les amplitudes de mouvements en rotation sont déterminées grâce à l'utilisation d'une matrice de rotation en considérant la position initiale et finale des marqueurs suite aux mouvements. Les amplitudes de mouvements en translation selon les trois axes (l'axe X aligné avec la direction antéropostérieure du sujet, l'axe Y orienté vers la gauche du sujet et l'axe Z normal au plan horizontal) sont déterminées à partir de la position initiale et finale du marqueur virtuel (appelé C sur la Figure 4-15) correspondant au centroïde de la tête. Sur la Figure 4-15, les marqueurs placés sur la couronne (A) et sur la partie la plus reculée (B) du casque sont identifiés. La fréquence d'acquisition était de 100 Hz (par marqueurs) et l'amplitude RMS de bruit était inférieure à 0.1 mm sur les axes X et Z et inférieure à 0.3 mm sur l'axe Y. La latence du système d'acquisition de mouvement est comprise entre 5 et 10 millisecondes. L'ensemble des détails de cette technique d'acquisition et de son évaluation est présenté dans un article publié en 2019 et disponible en ANNEXE IV.

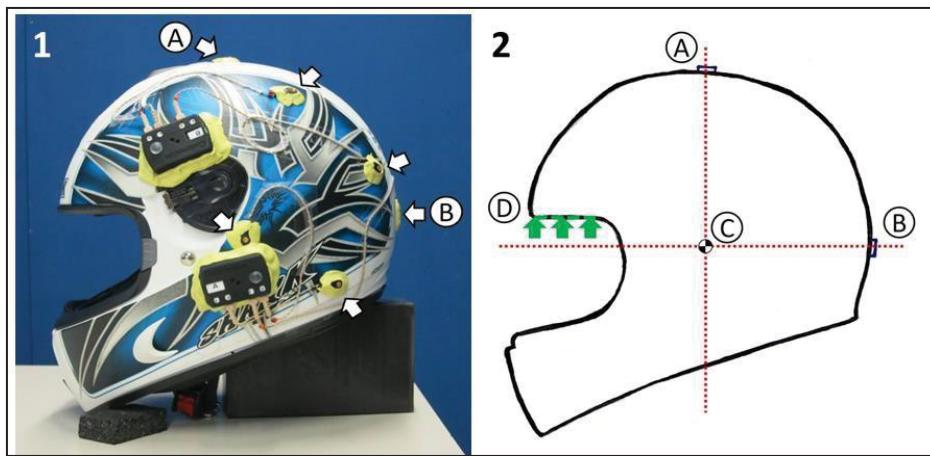


Figure 4-15 1) Casque de motocycliste avec les marqueurs optoélectroniques identifiés par les flèches blanches 2) Schéma du casque avec le positionnement du marqueur A, du marqueur B, du marqueur virtuel C.

4.2.1.2 Protocole de mesure

Le protocole de mesure de l'amplitude de mouvement de la tête s'appuie sur la technique d'acquisition présentée précédemment. L'application de ce protocole va permettre de déterminer la réduction de l'amplitude de mouvement de la tête qu'induit l'utilisation d'un dispositif de protection du rachis cervical. Ce protocole de mesure est mis en place grâce au recrutement de sujets volontaires. Les volontaires recrutés n'avaient pas d'historique médical (chirurgie, traumatismes, lésions et pathologies) comprenant des événements en lien avec le rachis cervical. Il s'agit dans ce protocole, de mesurer les amplitudes de mouvements en rotation et en translation sans dispositif et avec le dispositif à évaluer. La mesure de l'amplitude de mouvements est réalisée selon deux postures de conduite différentes, représentées par l'utilisation d'un scooter (SYM Joyride ; 125 cc) et d'une moto de course (ZXR 750 Kawasaki) (Figure 4-16). Pour ces mesures, les deux 2RM ont été modifiés : un support pour le dos a été ajouté sur le scooter et un support pour le thorax a été ajouté sur la moto de course, ceci afin d'obtenir une position reproductible du tronc pour se concentrer uniquement sur la mobilité de la tête et du cou.

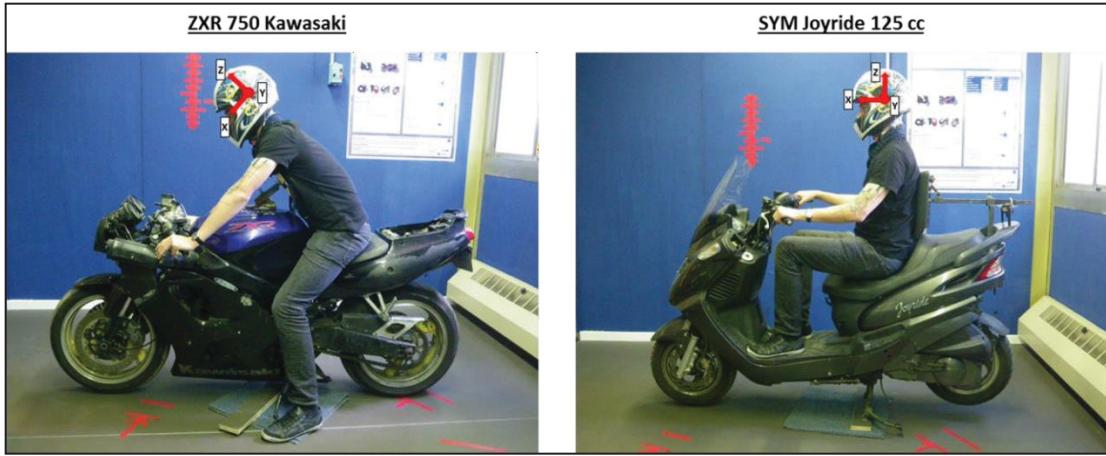


Figure 4-16 Les 2RM (scooter et moto de course) testés avec sujet volontaire pour le protocole de mesure

Pour l’expérimentation, chaque sujet volontaire adoptait une position neutre en s’appuyant sur le support ajouté (appui sur le thorax pour la moto de course, appui sur le dos pour le scooter), avec le regard pointé vers un marqueur placé sur le mur, représentant l’horizon. Une session préliminaire a été menée sans enregistrement afin de permettre au sujet de se familiariser avec l’environnement expérimental. Le sujet réalisait ensuite la première session de mouvement de la tête sans enregistrement : flexion/extension, rotation axiale droite/gauche, inflexion latérale droite/gauche. Une deuxième session avec la réalisation de la même séquence de mouvements a ensuite été enregistrée. Cette séquence a été effectuée trois fois de suite. Le sujet a effectué une troisième session lui permettant de faire des mouvements libres pendant 60 secondes. Enfin, une quatrième et dernière session, correspondant exactement à la deuxième, a été réalisée (Figure 4-17).

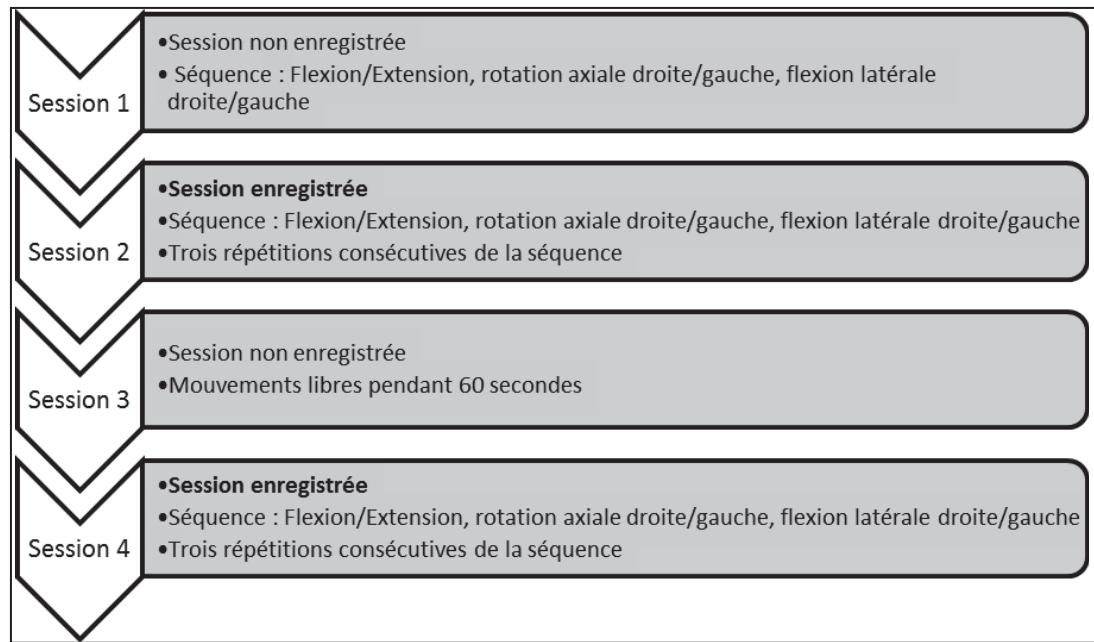


Figure 4-17 Protocole de test complet pour les mesures d'amplitudes de mouvements de la tête pour chaque sujet volontaire (12) avec chaque configuration de test (4).

Dans ce protocole de mesure, quatre configurations sont testées dans un ordre aléatoire : une première configuration avec le dispositif évalué sur scooter, une deuxième configuration avec dispositif évalué sur moto de course, une troisième configuration sans dispositif sur scooter et enfin une quatrième configuration sans dispositif sur moto de course. Pour chaque session, les amplitudes de mouvements sont calculées pour les six mouvements suivants : rotation axiale (AR), inflexion latérale (LB) droite/gauche, flexion/extension (F/E) et les translations pour les directions X, Y et Z. Cette analyse est effectuée dans un système de coordonnées défini pour chaque session. Le pourcentage de réduction de mouvement selon les différentes configurations de test est calculé comme un ratio entre les mesures faites avec et sans dispositif. Le pourcentage de réduction de l'amplitude pour chacun des six mouvements se calcule selon l'équation (4.2). C'est à partir de ce pourcentage de réduction que l'évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite peut être menée.

$$= \left(\frac{\text{moyenne amplitude de mouvement sans dispositif} - \text{moyenne amplitude avec dispositif}}{\text{moyenne amplitude avec dispositif}} \right) \times 100 \quad (4.2)$$

4.2.1.3 Sous-indicateurs et indicateurs

L'évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite est réalisée à partir de 6 indicateurs correspondant aux 6 mouvements analysés et les pourcentages de réduction associés. Chaque indicateur est lui-même déterminé par deux sous-indicateurs correspondant aux deux types de postures étudiés (Scooter et moto de course). Cette section présente la méthode de calcul des indicateurs et sous-indicateurs. La valeur de chaque sous-indicateur correspond au pourcentage de réduction de l'amplitude de mouvement étudiée selon l'utilisation d'un des deux types de 2RM. La moyenne des deux sous-indicateurs (sur scooter et moto de course) permet d'obtenir la valeur de l'indicateur en pourcentage également. La Figure 4-18 présente l'exemple de calcul de l'indicateur Flexion/extension avec les sous-indicateurs associés.

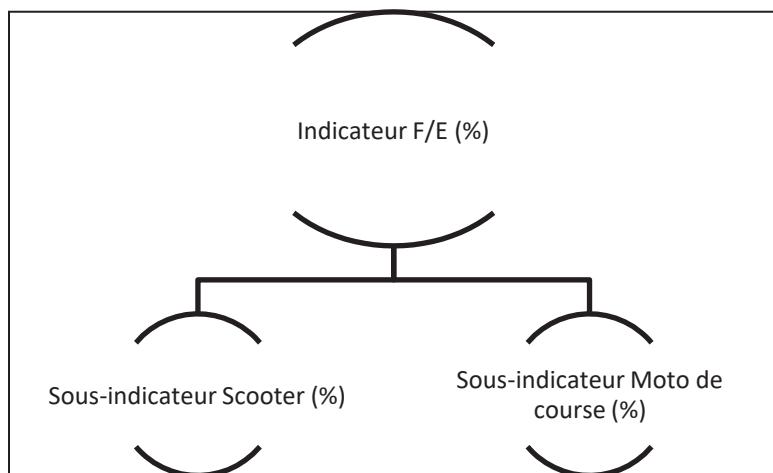


Figure 4-18 Principe de calcul pour l'indicateur F/E (flexion/extension)

4.2.1.4 Score final du critère de visibilité sécuritaire de conduite

Grâce à la valeur de chaque indicateur (%), il est possible de calculer la réduction globale de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et en translation. La moyenne des valeurs des 6 indicateurs permet d'obtenir ce pourcentage de réduction globale (Figure 4-19). Ce

pourcentage final est associé à un score de 0 à 5 selon le barème du critère de visibilité sécuritaire de conduite présenté dans le Tableau 4-6.

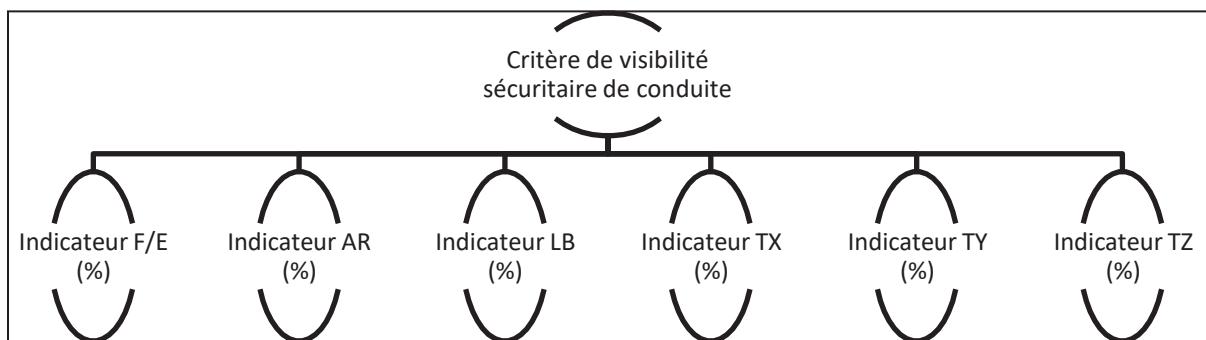


Figure 4-19 Principe de calcul de la réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et translation pour évaluer le critère de visibilité sécuritaire de conduite.

Tableau 4-6 Barème d'évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite

Spécification technique	Nom du critère d'évaluation associé	Objectif	Cible	Cote	Performance
ST3 : Réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et translation	Critère de visibilité sécuritaire de conduite	↓	0 %	5	Réduction = 0 %
				4	0 % < Réduction < 20 %
				3	20 % ≤ Réduction < 30 %
				2	30 % ≤ Réduction < 40 %
				1	40 % ≤ Réduction < 50 %
				0	Réduction ≥ 50%

4.2.2 Évaluation du critère d'encombrement

Le critère d'encombrement est associé à la spécification technique encombrement et à l'attribut discréption visuelle. Cet encombrement est caractérisé par la distance (mm) occupée par le dispositif entre le haut des épaules et la partie basse du casque de motocycliste. Moins la distance occupée par le dispositif est importante, plus l'on considérera le dispositif testé comme discret visuellement. Cet encombrement doit donc être minimisé et tendre vers 0 mm pour une discréption visuelle optimale. Le barème d'évaluation du critère d'encombrement est présenté dans le Tableau 4-7. Un score allant de 0 à 5 est attribué pour ce critère.

Tableau 4-7 Barème d'évaluation du critère d'encombrement

Spécification technique	Nom du critère d'évaluation associé	Objectif	Cible	Cote	Performance
ST9 : Encombrement	Critère d'encombrement	↓	0 mm	5	Encombrement = 0 mm
				4	0 mm < Encombrement < 20 mm
				3	20 mm ≤ Encombrement < 30 mm
				2	30 mm ≤ Encombrement < 40 mm
				1	40 mm ≤ Encombrement < 50 mm
				0	Encombrement ≥ 50 mm

4.2.3 Évaluation du critère de masse

Le critère de masse est associé à la spécification technique masse et à l'attribut confortable. Cette masse est caractérisée par la simple pesée (en gramme) du dispositif sur une balance du type crochet peseur. Moins la masse du dispositif sera importante, et plus il sera considéré comme confortable pour le motocycliste. Cette masse doit donc être minimisée et tendre vers 400 grammes, masse du dispositif de protection du rachis cervical le plus léger existant aujourd'hui sur le marché. Le barème d'évaluation du critère de masse est présenté dans le Tableau 4-8. Un score allant de 0 à 5 est attribué pour ce critère.

Tableau 4-8 Barème d'évaluation du critère de masse

Spécification technique	Nom du critère d'évaluation associé	Objectif	Cible	Cote	Performance
ST5 : Masse	Critère de masse	↓	420 g	5	Masse ≤ 420 g
				4	420 g < Masse < 600 g
				3	600 g ≤ Masse < 800 g
				2	800 g ≤ Masse < 1000 g
				1	1000 g ≤ Masse < 1200 g
				0	Masse ≥ 1200 g

4.2.4 Évaluation du critère d'ajustement

Le critère d'ajustement est associé à la spécification technique du nombre d'ajustements pour fixation et à l'attribut adaptable. Cet ajustement est caractérisé par le nombre d'ajustements présents sur le dispositif afin de s'adapter aux variations morphologiques du motocycliste. L'idéal est d'avoir 5 ajustements sur le dispositif, ce qui correspond à deux ajustements pour les épaules (droite et gauche), deux ajustements pour le thorax et un ajustement pour le cou. Plus le nombre d'ajustements s'approche de 5, plus le dispositif sera considéré comme adaptable au motocycliste. Ce nombre d'ajustements doit donc être maximisé et tendre vers 5. Le barème d'évaluation du critère d'ajustement est présenté dans le Tableau 4-9. Un score allant de 0 à 5 est attribué pour ce critère.

Tableau 4-9 Barème d'évaluation du critère d'ajustement

Spécification technique	Nom du critère d'évaluation associé	Objectif	Cible	Cote	Performance
ST7: Nombre d'ajustements pour fixation	Critère d'ajustement	↑	5 ajustements	5	5 ajustements et plus
				4	4 ajustements
				3	3 ajustements
				2	2 ajustements
				1	1 ajustement
				0	Aucun ajustement

4.2.5 Évaluation du critère de dépassement

Le critère de dépassement est associé à la spécification technique de la distance de dépassement et à l'attribut discréption visuelle. Ce dépassement est caractérisé par la distance (mm) qui sépare la partie la plus avancée du dispositif avec le torse du motocycliste et la partie la plus reculée du dispositif avec le dos du motocycliste. La distance de dépassement par rapport au torse et la distance de dépassement par rapport au dos sont moyennées afin d'obtenir une distance de dépassement globale. Moins cette distance de dépassement est grande, plus le dispositif testé est considéré comme discret visuellement. Cette distance de dépassement globale doit donc être minimisée et tendre vers 0 mm pour une discréption visuelle optimale. Le

barème d'évaluation du critère de dépassement est présenté dans le Tableau 4-10. Un score allant de 0 à 5 est attribué pour ce critère.

Tableau 4-10 Barème d'évaluation du critère de dépassement

Spécification technique	Nom du critère d'évaluation associé	Objectif	Cible	Cote	Performance
ST8 : Distance de dépassement	Critère de dépassement	↓	0 mm	5	Dépassement = 0 mm
				4	0 mm < Dépassement < 15 mm
				3	15 mm ≤ Dépassement < 30 mm
				2	30 mm ≤ Dépassement < 45 mm
				1	45 mm ≤ Dépassement < 60 mm
				0	Dépassement ≥ 60 mm

4.2.6 Bilan de l'évaluation de la sécurité et satisfaction de conduite

L'objectif de ce second volet était de développer une méthode afin d'évaluer la sécurité et la satisfaction de conduite qu'entraîne l'utilisation d'un dispositif de protection du rachis cervical. Les attributs clients traités dans ce volet sont la visibilité sécuritaire de conduite, l'adaptabilité, le confort et la discréetion visuelle. Ce volet, basé sur de l'analyse expérimentale se distingue par cinq critères d'évaluations, chacun associé à une spécification technique prioritaire identifiée dans le cahier des charges. L'analyse expérimentale est au cœur de ce second volet d'évaluation avec l'utilisation de modèles physiques de dispositifs de protection et la participation de sujets volontaires. Afin d'être validée, cette méthode d'évaluation expérimentale doit être mise en œuvre sur des dispositifs de protection existants. Son mode de fonctionnement pourra notamment être confirmé et certains points d'amélioration pourront être proposés.

4.3 Bilan global de la méthode d'évaluation

4.3.1 Calcul de la performance finale du dispositif évalué

L'ensemble des sept critères évalués à partir du volet numérique et du volet expérimental sont regroupés afin de calculer la performance finale du dispositif évalué. Chacun des 7 critères évalués sur un score allant de 0 à 5 est associé à un coefficient de pondération. Ce coefficient de pondération est tiré de la valeur absolue des facteurs d'importance calculés dans le chapitre 3 (cf. maison de la qualité Figure 3-1). Le Tableau 4-11 présente les sept critères, leurs scores ($x_1, x_2, x_3, x_4, x_5, x_6$ et x_7) et la pondération associée.

Tableau 4-11 Critères d'évaluation, scores et coefficients de pondération associés

	Score (/5)	Coefficient de pondération (facteur d'importance)
Critère de protection qualitatif (ST1)	x_1	43
Critère de protection quantitatif (ST2)	x_2	43
Critère de visibilité sécuritaire de conduite (ST3)	x_3	38
Critère d'encombrement (ST9)	x_4	33
Critère de masse (ST5)	x_5	31
Critère d'ajustement (ST7)	x_6	25
Critère de dépassement (ST8)	x_7	21

L'équation (4.3) permet de calculer la performance finale du dispositif selon les différents scores et coefficients de pondération. Ce score de performance finale est également noté de 0 à 5.

$$\frac{(x_1 \times 43) + (x_2 \times 43) + (x_3 \times 38) + (x_4 \times 33) + (x_5 \times 31) + (x_6 \times 25) + (x_7 \times 21)}{43 + 43 + 38 + 33 + 31 + 25 + 21} \quad (4.3)$$

A partir de ce score, le dispositif évalué est classé dans 5 catégories permettant de qualifier sa performance. Le Tableau 4-12 présente les cinq niveaux de performance associés au score final.

Tableau 4-12 Association score du critère final de performance et le niveau de performance

Score du critère final de performance	Niveau de performance
4 < Score critère < 5	Excellent
3 < Score critère < 4	Très bon
2 < Score critère < 3	Bon
1 < Score critère < 2	Passable
0 < Score critère < 1	Médiocre

4.3.2 Conclusion

Ce chapitre 4 présente le développement d'une méthode d'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical, permettant de répondre au deuxième objectif de ces travaux de recherche. Issus du cahier des charges, ce sont sept critères qui permettent l'évaluation de la performance finale du dispositif de protection du rachis cervical. Pour y parvenir, la méthode d'évaluation est divisée en deux volets. D'une part, un volet numérique qui se concentre sur la capacité du dispositif à protéger le rachis cervical du motocycliste. Grâce à la simulation numérique avec l'utilisation de modèles par éléments finis du corps humain, cette méthode permet l'évaluation du critère de protection qualitatif et du critère de protection quantitatif. D'autre part un volet expérimental qui traite de la sécurité et satisfaction de conduite qu'entraîne l'utilisation de ce même dispositif. L'évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite nécessite la participation de sujets volontaires alors que les critères d'encombrement, de masse, d'ajustement et de dépassement sont évalués grâce à de simples mesures et observations. Cette méthode développée doit être à présent testée à travers son application sur des dispositifs de protection existants. Ceci permettra non seulement d'identifier certains défauts et axes d'amélioration qui seront discutés dans le dernier chapitre de cette thèse, mais également de mener une évaluation complète de dispositifs disponibles sur le marché.

CHAPITRE 5

MÉTHODE D'ÉVALUATION : MISE EN APPLICATION

Le chapitre 5 de cette thèse traite de la mise en application de la méthode développée pour évaluer les dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes. Ce chapitre permet de répondre à l'objectif 3 qui vise à évaluer des dispositifs de protection du rachis cervical existants à partir de la méthode d'évaluation multicritères développée. Le volet numérique et le volet expérimental sont donc mis en place sur deux dispositifs de protection existants sur le marché (Figure 2-1) : EVS RC Évolution et Leatt Brace Kart. Ce chapitre s'organise en quatre sections : la présentation des dispositifs testés, l'évaluation de la capacité de protection des dispositifs EVS et Leatt, l'évaluation de la sécurité et satisfaction qu'entraîne leur utilisation et enfin un bilan global de leur niveau de performance.

5.1 Présentation des dispositifs de protection évalués

Les deux dispositifs testés pour l'application de la méthode développée sont l'EVS RC Evolution et le Leatt Brace Kart. Ces deux dispositifs ont été achetés par le Laboratoire de Biomécanique Appliquée et sont présentés en détails dans cette section.

5.1.1 Dispositif EVS RC - EVOLUTION

5.1.1.1 Présentation

Le dispositif EVS RC – EVOLUTION (EVS Sports, Rancho Dominguez, Etats-Unis) appartient au type passif rigide. Il se positionne sur les épaules et le haut du dos du motocycliste (Figure 5-1). Il est possible de le fixer autour du tronc grâce à l'utilisation de sangles d'ajustements amovibles. Il est composé de deux parties distinctes : une structure rigide et une structure souple. La structure en mousse est fixée sur la structure rigide à l'aide de velcro. L'EVS pèse 420 grammes tout compris. Un guide de tailles est disponible avec l'utilisation d'une association taille/masse de l'utilisateur comme ceci : $25 \text{ kg} < \text{masse de l'utilisateur} < 45$

kg = S (Small), 45 kg < masse de l'utilisateur < 65 kg = M (Medium), 65 kg < masse de l'utilisateur < 85 kg = L (Large), Masse de l'utilisateur > 85 kg = XL (Extra Large). Le dispositif EVS RC Evolution est homologué CE. Il est possible d'en faire l'acquisition sur des sites de revente d'équipementiers pour motocycliste. Son prix de vente est d'environ 200 euros en France et peut varier selon la situation géographique.

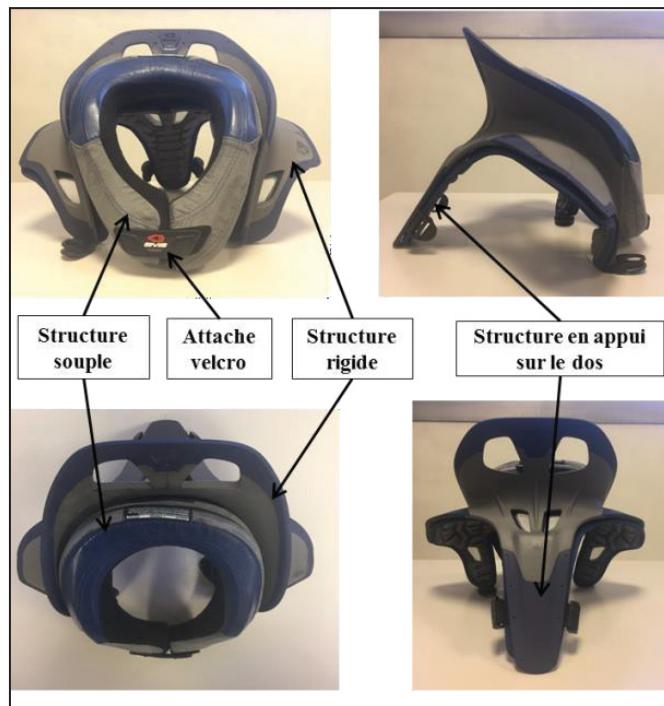


Figure 5-1 Présentation du modèle EVS RC – Evolution

5.1.1.2 Modèle numérique

Pour l'application du volet numérique de cette méthode, le dispositif EVS RC – Évolution doit être disponible sous forme de modèle 3D. Ce modèle a été développé en amont au Laboratoire de Biomécanique Appliquée grâce à l'utilisation d'un bras faro (<https://www.faro.com/fr-fr/>). Une fois modélisé, le modèle du dispositif est maillé à partir du logiciel Hypermesh (V17, Altair Engineering Inc., MI, USA) (Figure 5-2). Ce modèle est composé de trois structures différentes (Figure 5-2).

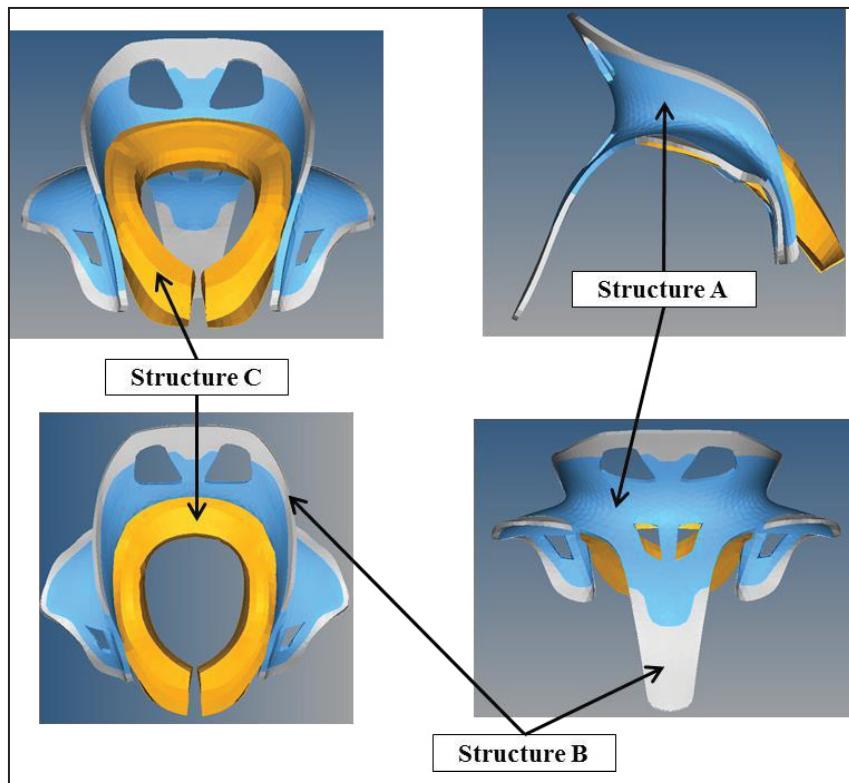


Figure 5-2 Présentation de la géométrie 3D
du modèle EVS RC - EVOLUTION

Une loi de comportement élastique linéaire est utilisée pour les différentes structures du dispositif. La structure rigide se décompose en deux parties A et B (A plus rigide que B). Nous faisons l'hypothèse que ces deux parties sont fabriquées en deux types de Polypropylène différents. La structure A et la structure B disposent respectivement de 3456 et 1345 éléments de type tétraédrique. Par ailleurs, nous faisons l'hypothèse que la structure souple (C) est fabriquée en élastomère thermoplastique (TPE). La structure C dispose de 1426 éléments de type brique. Les propriétés des matériaux associées sont présentées dans le Tableau 5-1.

Tableau 5-1 Propriétés matériau des différentes structures du modèle numérique EVS

Structures	Matériaux	Densité	Module d'Young	Coefficient de Poisson
Structure A	PP 1	1^{E-3} g/mm ³	1200 MPa	0.2
Structure B	PP 2	1^{E-3} g/mm ³	800 MPa	0.4
Structure C	TPE	1^{E-4} g/mm ³	1 MPa	0.05

Le modèle numérique du dispositif EVS est assemblé au modèle HUMOS (Figure 5-3) grâce à la création de 9 interfaces présentées dans le Tableau 5-2. Deux types d'interface sont utilisés. Les interfaces de type conditions cinématiques, qui lient la cinématique d'une surface ou plusieurs éléments à un ou plusieurs nœuds. Les interfaces de type contact, afin d'empêcher l'interpénétration de structures environnantes. Pour les interfaces du type conditions cinématiques, il est nécessaire de fixer la distance (mm) à laquelle les segments maîtres sont impliqués dans l'interface (paramètre nommé « Dsearch » sur le logiciel Hypermesh ((V17, Altair Engineering Inc., MI, USA)). Pour les interfaces de type contact, il est nécessaire de définir un coefficient de friction ainsi que la distance (mm) entre le nœud et la surface à partir de laquelle l'interface de contact est activée (paramètre nommé « Gapmin » sur le logiciel Hypermesh ((V17, Altair Engineering Inc., MI, USA)). Les travaux de (Khosroshahi et al., 2019) ont montré que la variation du coefficient de friction (0.3 – 1) pour le casque/dispositif de protection et casque/corps n'avait pas d'impact sur les réponses au niveau du rachis cervical. Par conséquent, pour l'ensemble de ces interfaces, un coefficient de 0.3 est choisi.

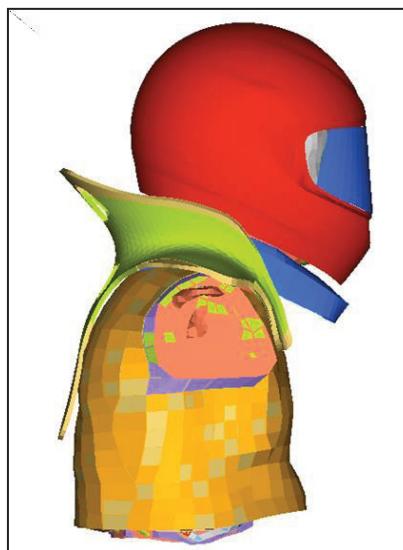


Figure 5-3 Dispositif EVS assemblé
au modèle HUMOS

Tableau 5-2 Définition des interfaces du modèle EVS RC Evolution

Interface	Interaction	Type	Coefficient de friction (coulomb)	Gap min (mm)	Dsearch (mm)
Interface 1	Attache de la structure C sur la structure A par un velcro	Cinématique	/	/	0
Interface 2	Contact entre la structure C et le cou (peau)	Contact	0.3	1	/
Interface 3	Contact entre la structure A et le casque de motocycliste	Contact	0.3	1	/
Interface 4	Contact entre la structure B et le casque de motocycliste	Contact	0.3	1	/
Interface 5	Contact entre la structure C et le casque de motocycliste	Contact	0.3	1	/
Interface 6	Contact entre la structure C et la structure A	Contact	0.3	1	/
Interface 7	Attache de la structure C entre elle par un velcro	Cinématique	/	/	15
Interface 8	Contact entre la structure A et le thorax/épaule	Contact	0.3	1	/
Interface 9	Contact entre la structure C et le thorax/épaule	Contact	0.3	1	/

5.1.2 Dispositif Leatt Brace Kart

5.1.2.1 Présentation

Le dispositif Leatt Brace Kart (Leatt, Cape Town, Afrique du Sud) appartient également au type passif rigide (Figure 5-4). Il est le premier dispositif de protection du rachis cervical créé et est associé à un brevet (WO 2010/061348 A1, Leatt, 2007). A l'origine, ce modèle de dispositif a été créé pour les motocyclistes en compétition de motocross (<https://www.leatt.com/>). Ce dispositif se positionne sur les épaules, le thorax et le haut des épaules. Il y a la possibilité d'ajouter des sangles d'ajustement au niveau du thorax. Il est fabriqué en une seule structure rigide fabriquée en polyamide. Le Leatt Brace pèse 790

grammes tout compris. Un guide de tailles est disponible, avec l'utilisation d'une association taille dispositif/tour de poitrine de l'utilisateur, présenté comme ceci : Junior : tour de poitrine compris entre 74 et 82 cm, S/M : tour de poitrine compris entre 82 et 94 cm, L/XL : tour de poitrine compris entre 94 et 110 cm, XXL : tour de poitrine compris entre 110 et 122 cm. Le dispositif Leatt Brace est homologué CE. Son prix de vente est d'environ 300 euros en France et peut varier selon la situation géographique.



Figure 5-4 Présentation du modèle
Leatt Brace Kart

5.1.2.2 Modèle numérique

Comme pour le dispositif EVS, le dispositif Leatt Brace doit être disponible sous forme de modèle 3D afin d'être évalué au travers du volet numérique. Ce modèle a également été développé en amont au Laboratoire de Biomécanique Appliquée grâce à l'utilisation d'un bras faro.

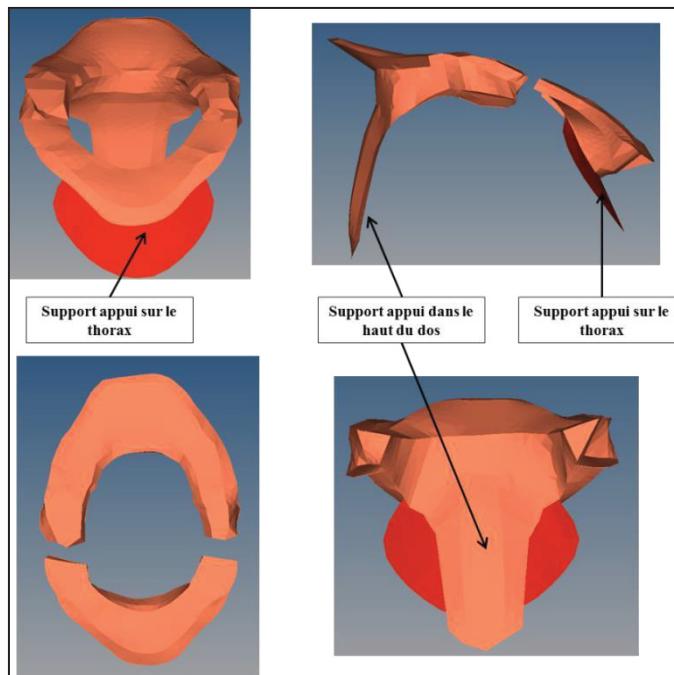


Figure 5-5 Présentation de la géométrie 3D du modèle Leatt Brace Kart

Une loi de comportement élastique linéaire est utilisée pour l'unique structure du dispositif. Nous faisons l'hypothèse que cette structure est fabriquée en polyamide (PA). Cette structure est composée de 7297 éléments de type hexaédrique à x nœuds. Les propriétés matériaux associées sont présentées dans le Tableau 5-3.

Tableau 5-3 Propriétés matériaux des différentes structures du modèle numérique Leatt Brace

Structures	Matériau	Densité	Module d'Young	Coefficient de Poisson
Structure rigide	PA	1.37 ^{E-3} g/mm ³	6000 Mpa	0.1

Le modèle numérique du dispositif Leatt Brace est assemblé au modèle HUMOS (Figure 5-6) grâce à la création d'interfaces. Ces 3 interfaces de contact sont présentées dans le Tableau 5-4 . Afin de définir ces interfaces, il est nécessaire de définir un coefficient de friction ainsi que la distance (mm) entre le nœud et la surface à partir de laquelle l'interface de contact est activée (paramètre nommé « Gapmin » sur le logiciel Hypermesh ((V17, Altair Engineering Inc., MI, USA)). Selon les travaux de (Khosroshahi et al., 2019), le coefficient de friction est fixé à 0.3.



Figure 5-6 Dispositif Leatt Brace assemblé au modèle HUMOS

Tableau 5-4 Définition des interfaces du modèle Leatt Brace

Interface	Interaction	Type	Coefficient de friction (coulomb)	Gap min (mm)
Interface 1	Contact entre la structure et le cou (peau)	Contact	0.3	1
Interface 2	Contact entre la structure et le casque de motocycliste	Contact	0.3	1
Interface 3	Contact entre la structure et le thorax/épaule	Contact	0.3	1

5.2 Évaluation de la capacité de protection des dispositifs EVS et Leatt Brace (volet numérique)

Le premier volet, basé sur les simulations numériques, va permettre d'évaluer la capacité de protection des dispositifs EVS et Leatt Brace. Pour ce faire, le protocole de simulation numérique présenté dans la section 4.1.1 a donc été appliqué. Cette évaluation est menée parallèlement sur les deux dispositifs testés. Les trois cas de chargements (extension + compression, flexion + compression et inflexion latérale + compression) ont donc été mis en place aux vitesses de 3 et 7 m/s sur le modèle Humos dans un premier temps dans les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ». Cette première phase de simulation a permis d'extraire les données de déplacements de la vertèbre C2 en rotation et translation sur une durée totale fixée de 30ms. La seconde étape du

processus de simulation consistait à appliquer les déplacements extraits du modèle SM2S, toujours sur un temps de simulation de 30ms. C'est à partir des résultats de simulation que les critères de protection quantitatifs et qualitatifs peuvent être évalués. Les deux sections suivantes présentent ces évaluations.

5.2.1 Évaluation du critère de protection qualitatif

L'évaluation du critère qualitatif est basée sur la comparaison des scores SLIC obtenus entre la configuration « sans dispositif » et la configuration « avec dispositif testé » aux différents niveaux cervicaux pour chacun des cas de chargement. La première phase consiste à identifier la « morphologie » des lésions et les atteintes du complexe disco-ligamentaire afin de calculer les scores SLIC. La deuxième phase présente le calcul des différents indicateurs grâce aux scores SLIC. La troisième et dernière phase établit le bilan du critère de protection qualitatif. Le principe de calcul détaillé du critère est présenté dans la section 4.1.2.

5.2.2 Identification des lésions et sous-indicateurs

Comme présenté dans la section 4.1.2.1, les résultats de simulation sont analysés pour chaque cas de chargement aux deux vitesses d'impact. Cette analyse permet d'identifier à chaque niveau cervical (5 niveaux), la morphologie des lésions et les atteintes du complexe disco-ligamentaire afin d'aboutir à un score SLIC*. Le score SLIC* est donc comparé par niveaux entre les deux configurations étudiées (« avec dispositif testé » et « sans dispositif »). Pour chaque niveau cervical, la vertèbre inférieure est étudiée (exemple niveau C3/C4, la vertèbre C4 est étudiée). Cette section présente le processus complet d'identification des lésions pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 3m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ». Les différents sièges anatomiques tels que les vertèbres, les ligaments et les disques intervertébraux sont analysés. L'utilisation de seuils lésionnels pour chacun des sièges (os cortical, os spongieux, annulus, nucleus et les 6 différents ligaments) permet d'identifier la morphologie des lésions ainsi que les atteintes (ou non) du complexe disco-ligamentaire. A noter que la moelle épinière n'est pas incluse dans cette version du modèle SM2S. Pour ce cas de chargement, aucune atteinte du complexe disco-

ligamentaire n'est identifiée. En revanche, des lésions sont identifiables aux corps vertébraux. La Figure 5-7 présente les contraintes de Von Mises au niveau de l'os spongieux de chacune des vertèbres pour les trois configurations au cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 3 m/s. Lorsque le seuil (limite à la rupture) est atteint, les corps vertébraux se colorent selon une échelle représentant les contraintes de Von Mises. Lorsque le seuil n'est pas atteint, les corps vertébraux restent grisés.

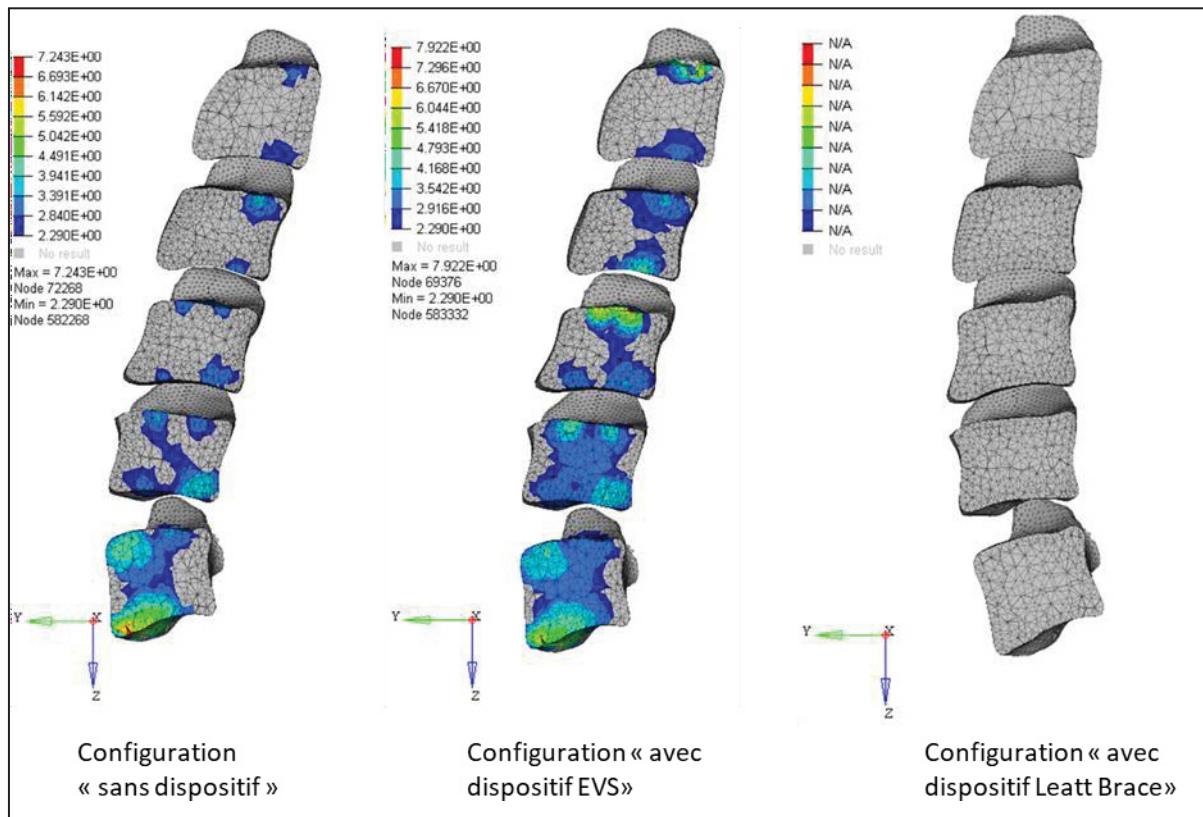


Figure 5-7 Présentation des résultats de simulation (contraintes de Von Mises (MPa) supérieur à la limite à la rupture pour l'os spongieux de la vertèbre) pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 3m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

Pour la configuration « sans dispositif », des lésions de type compression sont identifiables aux niveaux C2/C3, C3/C4 et C4/C5. Cela se traduit, selon le Tableau 4-3 par un score morphologie égal à 1 par niveau. Une lésion de type compression + « Burst » est identifiable aux niveaux C5/C6 et C6/C7. Cela se traduit, selon le Tableau 4-3 par un score Morphologie égal à 2 par

niveau. Aucune atteinte du complexe disco-ligamentaire n'est identifiée. Cela se traduit, selon le Tableau 4-3 par un score DLC égal à 0. Pour la configuration « avec dispositif EVS », des lésions par compression sont identifiables aux niveaux C2/C3 et C3/C4, ce qui correspond à un score morphologie de 1 par niveau. Une lésion de type compression + « Burst » est identifiable aux niveaux C4/C5, C5/C6 et C6/C7, ce qui correspond à un score morphologie de 2 par niveau. Aucune atteinte du complexe disco-ligamentaire n'est identifiée, ce qui correspond à un score DLC égal à 0. Pour la configuration « avec dispositif Leatt Brace », aucune lésion n'est identifiée, ni pour la vertèbre, ni pour le complexe disco-ligamentaire. Les scores morphologie et DLC sont donc de 0 par niveau.

Le bilan des scores SLIC* pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 3 m/s est présenté dans la section suivante. Cette démarche est menée de façon identique pour les 5 autres cas de chargement. A partir du calcul des scores SLIC* pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace », il est possible de calculer le pointage des 5 sous-indicateurs (5 niveaux cervicaux) pour le dispositif EVS et le dispositif Leatt Brace. Les Tableau 5-5 et Tableau 5-6 présentent ces résultats. Pour rappel, le pointage s'effectue de la façon suivante : Si le score SLIC* avec dispositif est inférieur au score SLIC* sans dispositif, un pointage de 1 est attribué ; Si le score SLIC* avec dispositif est supérieur ou égal au score SLIC* sans dispositif, un pointage de 0 est attribué ; Si le score SLIC* est nul (score morphologie = 0 et score DLC = 0) pour la configuration avec dispositif et la configuration sans dispositif, un pointage de 1 est attribué.

Tableau 5-5 Calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 3m/s pour le dispositif EVS

	Niveau C2/C3	Niveau C3/C4	Niveau C4/C5	Niveau C5/C6	Niveau C6/C7
	SLIC* (M + DLC)				
Sans dispositif	1 (1+0)	1 (1+0)	1 (1+0)	2 (2+0)	2 (2+0)
EVS	1 (1+0)	1 (1+0)	2 (2+0)	2 (2+0)	2 (2+0)
Pointage Sous-indicateur	0	0	0	0	0

Tableau 5-6 Calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 3m/s pour le dispositif Leatt Brace

	Niveau C2/C3	Niveau C3/C4	Niveau C4/C5	Niveau C5/C6	Niveau C6/C7
	SLIC* (M + DLC)				
Sans dispositif	1 (1+0)	1 (1+0)	1 (1+0)	2 (2+0)	2 (2+0)
Leatt Brace	0 (0+0)				
Pointage Sous-indicateur	1	1	1	1	1

Cette démarche d'identification des lésions, de calcul de scores SLIC* et de pointage des sous-indicateurs est réalisée pour les 6 cas de chargement simulés. Les résultats détaillés sont présentés en ANNEXE V.

5.2.2.1 Indicateurs

A partir du calcul des sous-indicateurs pour les dispositifs EVS et Leatt Brace dans les 6 cas de chargement différents, les indicateurs par cas de chargement peuvent être calculés. Comme présenté dans la section 4.1.2.2, chaque indicateur est déterminé grâce à l'addition des 5 sous-indicateurs associés. Le Tableau 5-7 présente le bilan des sous-indicateurs et indicateurs pour chaque cas de chargement pour les deux dispositifs testés.

Tableau 5-7 Critère qualitatif : Bilan des sous-indicateurs et indicateur pour les dispositifs EVS et Leatt Brace pour chacun des six cas de chargement.

		Sous-indicateur niveau C2/C3	Sous-indicateur niveau C3/C4	Sous-indicateur niveau C4/C5	Sous-indicateur niveau C5/C6	Sous-indicateur niveau C6/C7	Indicateur (/5)
C1V3	EVS	0	0	0	0	0	0
	Leatt Brace	1	1	1	1	1	5
C2V3	EVS	0	0	0	0	0	0
	Leatt Brace	0	0	1	0	0	1

C3V3	EVS	0	0	1	1	0	2
	Leatt Brace	1	1	1	1	0	4
CIV7	EVS	0	1	0	0	0	1
	Leatt Brace	1	1	0	1	1	4
C2V7	EVS	1	0	0	0	0	1
	Leatt Brace	0	0	0	0	0	0
C3V7	EVS	0	0	1	0	1	2
	Leatt Brace	0	0	0	0	0	0

5.2.2.1 Bilan du critère de protection qualitatif

A partir des valeurs d'indicateurs déterminés précédemment, le critère de protection qualitatif peut être calculé. Comme précisé dans la section 4.1.2.3, le critère de protection qualitatif est déterminé grâce à la moyenne des 6 indicateurs notée sur 5 (Équations 5.1 et 5.2)

$$\text{Critère de protection qualitatif EVS} = \frac{0 + 0 + 2 + 1 + 1 + 2}{6} = 1 \quad (5.1)$$

$$\text{Critère de protection qualitatif Leatt Brace} = \frac{5 + 1 + 4 + 4 + 0 + 0}{6} = 2,33 \quad (5.2)$$

En arrondissant à l'unité, la cote du critère de protection qualitatif du dispositif EVS est de 1 et la cote du critère de protection qualitatif du dispositif Leatt Brace est de 2.

5.2.3 Évaluation du critère de protection quantitatif

L'évaluation du critère quantitatif est basée sur la comparaison des résultats de simulation obtenus entre la configuration « sans dispositif » et la configuration « avec dispositif testé ». À la suite de l'extraction des données de simulation, il s'agit de calculer les indicateurs pour

chacun des cas de chargement. Grâce à ces indicateurs, il est finalement possible d'établir le bilan du critère de protection quantitatif. Le principe de calcul détaillé du critère est présenté dans la section 4.1.3.

5.2.3.1 Extraction des données

Pour chacun des six cas de chargement, les données de simulation sont extraites puis intégrées dans un fichier d'évaluation Excel créé en amont. Ce fichier permet de calculer les pourcentages de réduction des contraintes à chaque siège anatomique du rachis cervical. La Figure 5-8 présente un exemple du principe de calcul de ces réductions pour le cas des ligaments au niveau C2-C3. Ce principe est utilisé à chaque siège anatomique (ligaments, disques intervertébraux, vertèbres et moelle épinière) afin de déterminer les sous-indicateurs et indicateurs.

Déformation plastique maximum du ligament jaune au niveau C2-C3 dans la configuration « sans dispositif »						
	Ligaments (C2-C3)					
	Déformations plastiques					
	Ligament nuchal (NL)	Ligament jaune (LF)	Capsules articulaires (JC)	Ligament longitudinal postérieur (PLL)	Ligament longitudinal antérieur (ALL)	Ligament intra épineux (ISL)
Sans Dispositif	0,55	0,38	1,02	0,56	0,04	0,34
Avec dispositif	0,55	0,37	0,97	0,51	0,03	0,33
% de réduction	0,00	2,63	4,90	8,93	25,00	2,94
% de réduction ligaments niveau C2-C3		7,40				
Déformation plastique maximum du ligament jaune au niveau C2-C3 dans la configuration « avec dispositif »		Pourcentage de réduction de la déformation plastique du ligament jaune au niveau C2-C3		Moyenne des pourcentages de réduction de la déformation plastique de l'ensemble des ligaments au niveau C2-C3		

Figure 5-8 Principe de calcul de réduction de contrainte pour le cas des ligaments au niveau C2-C3

5.2.3.2 Indicateurs

A partir de l'ensemble des sous-indicateurs calculés (%) pour chaque zone anatomique à chaque cas de chargement, les indicateurs peuvent être calculés. Le Tableau 5-8 présente le bilan des sous-indicateurs et indicateurs pour les dispositifs EVS et Leatt Brace.

Tableau 5-8 Critère quantitatif : Bilan des sous-indicateurs et indicateur pour les dispositifs EVS et Leatt Brace pour chacun des six cas de chargement.

		Sous-indicateur ligament (%)	Sous-indicateur Disques intervertébraux (%)	Sous-indicateur vertèbres (%)	Sous-indicateur Moelle épinière (%)	Indicateur cas de chargement (%)
C1V3	EVS	3,21	2,09	-1,57	-3,12	0,15
	Leatt Brace	21,65	46,76	48,33	28,16	36,22
C2V3	EVS	-1,06	-2,97	-18,02	-6,90	-7,23
	Leatt Brace	1,22	4,41	1,84	4,57	3,01
C3V3	EVS	-3,05	-2,10	-18,11	-6,21	-7,37
	Leatt Brace	6,54	10,61	7,26	6,24	7,66
C1V7	EVS	-1,07	-3,77	-13,31	-1,73	-4,97
	Leatt Brace	10,55	12,97	19,31	13,02	13,96
C2V7	EVS	-2,94	3,04	18,12	-0,41	4,45
	Leatt Brace	3,82	-5,45	4,96	-8,27	-1,23
C3V7	EVS	-3,82	3,89	6,68	4,99	4,95
	Leatt Brace	-3,47	7,08	-1,74	-3,66	-0,45

5.2.3.3 Bilan du critère de protection quantitatif

A partir des sous-indicateurs calculés précédemment, il est possible de déterminer le critère de protection quantitatif final pour chacun des deux dispositifs. La moyenne des 6 indicateurs (6 cas de chargement) permet d'obtenir le pourcentage de réduction global des contraintes engendrées par l'utilisation du dispositif EVS et du dispositif Leatt Brace. Cette moyenne est finalement associée au barème comme présenté dans la section 4.1.3.3. Les équations (5.3) et (5.4) présentent le calcul de cette moyenne.

$$\text{Pourcentage de réduction globale EVS} = \frac{0,15 + (-7,23) + (-7,37) + (-4,97) + 4,45 + 4,95}{6} = -1,67\% \quad (5.3)$$

$$\text{Pourcentage de réduction globale Leatt Brace} = \frac{36,22 + 3,01 + 7,66 + 13,96 + (-1,23) + (-0,45)}{6} = 9,86\% \quad (5.4)$$

Avec un pourcentage de réduction globale de -1,67%, le dispositif EVS dispose d'un critère de protection quantitatif de cote 0 selon le barème. Cela traduit une légère augmentation de la vulnérabilité du rachis cervical. Avec un pourcentage de réduction globale de 9,86%, le dispositif Leatt Brace dispose d'un critère de protection quantitatif de cote 1 selon le barème. Cela traduit une légère diminution de la vulnérabilité du rachis cervical.

5.3 Évaluation de la sécurité et la satisfaction de conduite des dispositifs EVS et Leatt Brace (volet expérimental)

Le second volet, qui traite de la sécurité et la satisfaction de conduite, est basé sur l'évaluation de cinq critères par voie expérimentale. Cette évaluation est menée en parallèle sur les dispositifs EVS et Leatt Brace. Chacun des critères est évalué distinctement dans les cinq sections suivantes.

5.3.1 Évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite

Comme mentionné dans la section 4.2.1, l'évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite est menée grâce à une technique d'acquisition des amplitudes de mouvements et un protocole de mesure sur sujets volontaires. Cette section s'organise en trois phases. Une première phase qui consiste à mesurer les amplitudes de mouvements de la tête dans la configuration « sans dispositif », dans la configuration « avec dispositif EVS » et dans la configuration « avec dispositif Leatt Brace » sur un scooter et une moto de course. Une deuxième phase qui consiste à calculer, à partir des mesures, les différents sous-indicateurs et indicateurs. Une dernière phase qui établit le bilan final de l'évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite.

5.3.1.1 Mesures d'amplitudes

Les mesures d'amplitudes dans la posture de conduite « scooter » et « moto de course » sont présentées respectivement dans le Tableau 5-9 et le Tableau 5-10. L'ensemble de cette expérimentation menée en amont au Laboratoire de Biomécanique Appliquée et les résultats associés ont fait l'objet d'une publication (Lecouplet et al. 2020) disponible en ANNEXE VI.

Tableau 5-9 Bilan des mesures de l'amplitude de la tête pour les différents mouvements (rotation et translation) en posture de conduite « scooter » pour l'EVS et le Leatt Brace

Mouvements	Amplitude	EVS		Leatt Brace	
		Amplitude	% de réduction	Amplitude	% de réduction
Flexion/Extension	116.92°	71.43°	<u>38.91</u>	91.20°	<u>22</u>
Rotation axiale	152.14°	102.47°	<u>32.65</u>	133.71°	<u>12.11</u>
Infexion latérale	93.42°	59.41°	<u>36.41</u>	77.89°	<u>16.62</u>
Translation X	300.87 mm	206.19 mm	<u>31.47</u>	252.86 mm	<u>15.96</u>
Translation Y	250.48 mm	159.41 mm	<u>36.36</u>	203.71 mm	<u>18.67</u>
Translation Z	110.03 mm	69.18 mm	<u>37.13</u>	74.26 mm	<u>32.51</u>

Tableau 5-10 Bilan des mesures de l'amplitude de la tête pour les différents mouvements (rotation et translation) en posture de conduite « moto de course » pour l'EVS et le Leatt Brace

	Amplitude	EVS		Leatt Brace	
Mouvements	Sans dispositif	Amplitude	% de réduction	Amplitude	% de réduction
Flexion/Extension	114.62°	78.74°	<u>31.30</u>	82.30°	<u>28.20</u>
Rotation axiale	134.93°	73.10°	<u>45.82</u>	108.38°	<u>19.68</u>
Inflexion latérale	100.15°	68.95°	<u>31.15</u>	72.13°	<u>27.98</u>
Translation X	233.53 mm	156.20 mm	<u>33.11</u>	178.49 mm	<u>23.57</u>
Translation Y	233.84 mm	131.32 mm	<u>43.84</u>	168.42 mm	<u>27.98</u>
Translation Z	224.89 mm	166.05 mm	<u>26.16</u>	147 mm	<u>34.63</u>

5.3.1.2 Calcul des indicateurs

A partir des pourcentages de réduction, les sous-indicateurs scooter et moto de course peuvent être associés afin de déterminer les indicateurs pour chaque type de mouvement. Le Tableau 5-11 et le Tableau 5-12 présentent le récapitulatif des valeurs de ces sous-indicateurs et indicateurs pour les dispositifs EVS et Leatt Brace.

Tableau 5-11 Récapitulatif des valeurs des sous-indicateurs et indicateurs pour le calcul de la moyenne finale du dispositif EVS

Mouvements	Sous-indicateur Scooter (%)	Sous-indicateur moto de course (%)	Indicateur (%)	Moyenne finale (%)
Flexion/Extension	38.91	31.30	35.10	35.35
Rotation axiale	32.65	45.82	39.23	
Flexion latérale	36.41	31.15	33.78	
Translation X	31.47	33.11	32.29	
Translation Y	36.36	43.84	40.10	
Translation Z	37.13	26.16	31.64	

Tableau 5-12 Récapitulatif des valeurs des sous-indicateurs et indicateur pour le calcul de la moyenne finale du dispositif Leatt Brace

Mouvements	Sous-indicateur Scooter (%)	Sous-indicateur moto de course (%)	Indicateur (%)	Moyenne finale (%)
Flexion/Extension	22	28.20	25.10	23.32
Rotation axiale	12.11	19.68	15.89	
Flexion latérale	16.62	27.98	22.30	
Translation X	15.96	23.57	19.76	
Translation Y	18.67	27.98	23.32	
Translation Z	32.51	34.63	33.57	

5.3.1.3 Bilan final du critère de visibilité sécuritaire de conduite

Grâce aux valeurs des 6 indicateurs correspondants aux 6 mouvements étudiés, le pourcentage de réduction globale de l'amplitude articulaire de la tête a pu être calculé pour les dispositifs EVS et Leatt Brace. Au global, l'EVS et le Leatt Brace réduisent respectivement de 35.35% et 23.32% l'amplitude de mouvement de la tête du motocycliste. Selon le barème d'évaluation présenté dans le Tableau 4-6, l'EVS et le Leatt Brace disposent respectivement d'un score de 2/5 et 3/5 pour le critère de visibilité sécuritaire de conduite.

5.3.2 Évaluation du critère d'encombrement

Le critère d'encombrement est évalué à partir de la mesure de la distance d'encombrement du dispositif concerné entre le haut des épaules et la partie basse du casque. La mesure s'effectue à l'aide d'un mètre souple comme présenté dans la Figure 5-9. La distance d'encombrement induite par l'utilisation du dispositif EVS est de 49mm. La distance d'encombrement induite par l'utilisation du dispositif Leatt Brace est de 35mm. Selon le barème d'évaluation présenté dans le Tableau 4-7, l'EVS et le Leatt Brace disposent respectivement d'un score de 1/5 et 2/5 pour le critère d'encombrement.

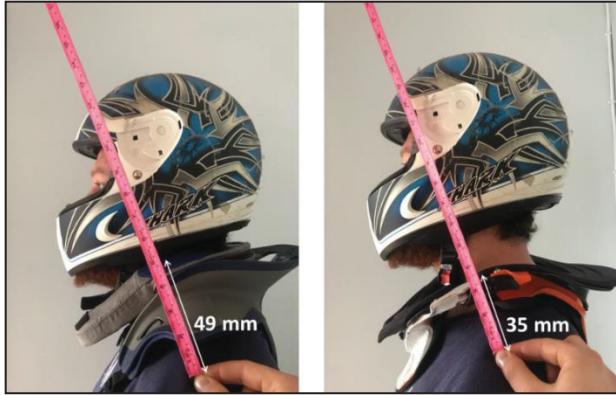


Figure 5-9 Mesure de l'encombrement des dispositifs EVS et Leatt Brace pour l'évaluation du critère d'encombrement

5.3.3 Évaluation du critère de masse

Le critère de masse est évalué à partir de la pesée du dispositif concerné grâce à l'utilisation d'une balance de type crochet peseur. Le dispositif EVS et le dispositif Leatt Brace ont respectivement une masse de 428g et 795g. Selon le barème d'évaluation présenté dans le Tableau 4-8, l'EVS et le Leatt Brace disposent respectivement d'un score de 4/5 et 3/5 pour le critère de masse.

5.3.4 Évaluation du critère d'ajustement

Le critère d'ajustement est évalué à partir du nombre d'ajustements disponibles sur le dispositif concerné afin d'assurer sa fixation sur le motocycliste. Le dispositif EVS dispose de deux ajustements au niveau des épaules (droite et gauche) et deux ajustements au niveau du thorax (droite et gauche). Le dispositif Leatt Brace dispose de deux ajustements au niveau du thorax et un ajustement au niveau du cou. Selon le barème d'évaluation présenté dans le Tableau 4-9, l'EVS et le Leatt Brace disposent respectivement d'un score de 4/5 et 3/5 pour le critère d'ajustement.

5.3.5 Évaluation du critère de dépassement

Le critère de dépassement est évalué à partir de la mesure de la distance qui sépare la partie la plus avancée du dispositif avec le torse du motocycliste et la partie la plus reculée du dispositif avec le dos du motocycliste (Figure 5-10). La distance de dépassement par rapport au torse et la distance de dépassement par rapport au dos sont moyennées afin d'obtenir une distance de dépassement globale. L'utilisation du dispositif EVS induit une distance de dépassement de 15mm sur la partie avant et de 30mm sur la partie arrière, ce qui donne une distance moyenne de dépassement de 22,5mm. L'utilisation du dispositif Leatt Brace induit une distance de dépassement de 25mm sur la partie avant et de 35mm sur la partie arrière, ce qui donne une distance moyenne de dépassement de 30mm. Selon le barème d'évaluation présenté dans le Tableau 4-10, L'EVS et le Leatt Brace disposent respectivement d'un score de 3 et 2 pour le critère de dépassement.



Figure 5-10 Mesure de la distance de dépassement des dispositifs EVS et Leatt Brace pour l'évaluation du critère de dépassement

5.4 Bilan global de l'évaluation des dispositifs EVS et Leatt Brace

A partir de l'évaluation de chacun des sept critères, il est donc possible d'effectuer un bilan global de l'évaluation des dispositifs de protection EVS et Leatt Brace. Cette section présente le calcul du niveau de performance final pour ces deux dispositifs. Comme mentionné dans la section 4.3.1, le niveau de performance final des dispositifs est calculé grâce à l'assemblage des cotes des sept critères évalués dans ce chapitre. Chacun de ces critères, noté de 0 à 5 est pondéré selon un coefficient défini dans la phase préliminaire de ces travaux (Cf. CHAPITRE 3). Le Tableau 5-13 et le Tableau 5-14 présentent les sept critères, leurs scores et la pondération associée pour chacun des deux dispositifs.

Tableau 5-13 Critères d'évaluation, scores et coefficient de pondération associés pour le dispositif EVS

	Score (/5)	Coefficient de pondération (facteur d'importance)
Critère de protection qualitatif	1	43
Critère de protection quantitatif	0	43
Critère de visibilité sécuritaire de conduite	2	38
Critère d'encombrement	1	33
Critère de masse	4	31
Critère d'ajustement	4	25
Critère de dépassement	3	21

Tableau 5-14 Critères d'évaluation, scores et coefficient de pondération associés pour le dispositif Leatt Brace

	Score (/5)	Coefficient de pondération (facteur d'importance)
Critère de protection qualitatif	2	43
Critère de protection quantitatif	1	43
Critère de visibilité sécuritaire de conduite	3	38
Critère d'encombrement	2	33
Critère de masse	3	31
Critère d'ajustement	3	25
Critère de dépassement	2	21

Le score de performance final du dispositif EVS permet d'obtenir un score final de 1,88/5. Le score de performance final du dispositif Leatt Brace permet d'obtenir un score final de 2,22/5.

$$\frac{(1 \times 43) + (0 \times 43) + (2 \times 38) + (1 \times 33) + (4 \times 31) + (4 \times 25) + (3 \times 21)}{43 + 43 + 38 + 33 + 31 + 25 + 21} = 1,88 \quad (5.5)$$

$$\frac{(2 \times 43) + (1 \times 43) + (3 \times 38) + (2 \times 33) + (3 \times 31) + (3 \times 25) + (2 \times 21)}{43 + 43 + 38 + 33 + 31 + 25 + 21} = 2,22 \quad (5.6)$$

Selon le Tableau 4-12, les dispositifs EVS et Leatt Brace sont donc considérés respectivement comme ayant un niveau de performance final passable et bon.

5.5 Conclusion

Ce chapitre 5 avait pour objectif d'expérimenter la méthode d'évaluation multicritères développée sur deux dispositifs existants sur le marché aujourd'hui. En plus de permettre l'identification des avantages et inconvénients de cette méthode, cette application a également permis de mener une évaluation complète des dispositifs EVS et Leatt Brace. Avec respectivement un score final de 1,88/5 et 2,22/5, le niveau de performance des dispositifs EVS et Leatt Brace est considéré comme passable et bon. Bien que les scores des critères liés à la satisfaction/sécurité de conduite soient tout à fait corrects (entre 2/5 et 4/5), les scores de capacité de protection qualitative et quantitative influencent inévitablement leur niveau de performance final. En effet, les dispositifs EVS (critère qualitatif 1/5, critère quantitatif 0/5) et Leatt Brace (critère qualitatif 2/5, critère quantitatif 1/5) semblent avoir un niveau de capacité de protection très limité. Ceci se caractérise donc par une influence très faible sur l'attribut client majeur défini dans le cahier des charges : l'amélioration de la protection du rachis cervical. Cette étude permet en revanche d'identifier d'importants axes d'amélioration concernant ces deux dispositifs afin de bonifier à terme leur niveau de performance global. Les résultats de ce chapitre sont discutés et interprétés plus en détail dans le chapitre 7.

CHAPITRE 6

DÉVELOPPEMENT PRÉLIMINAIRE DE CONCEPTS

Le chapitre 6 de cette thèse permet de répondre au quatrième et dernier objectif (Figure 2-1) visant à concevoir un dispositif de protection du rachis cervical innovant et performant. Il s’agit ici du développement préliminaire de concepts de dispositifs de protection du rachis cervical. À la suite de l’élaboration de la méthode d’évaluation ainsi qu’à son application sur des dispositifs existants, un travail d’innovation est initié afin de proposer des idées de concepts visant à améliorer la protection du rachis cervical. Le cahier des charges élaboré, sur lequel la méthode d’évaluation est basée, constitue également le point d’entrée de ce développement préliminaire. Ce travail est mené en trois étapes avec une recherche de solutions, une présélection des concepts prometteurs et une concrétisation de leur design.

6.1 Recherche de solution

La recherche de solution est une étape de la conception de produit qui nécessite l’implication de plusieurs acteurs. Dans le cadre de ces travaux, cette étape a été réalisée avec l’équipe de recherche du LIO (Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie) à l’Hôpital Sacré Cœur de Montréal. Une phase de remue-méninges suivie d’une organisation des idées a permis de faire émerger 9 concepts préliminaires.

6.1.1 Remue-méninges

Une fois le sujet, le problème et les enjeux bien définis, une activité de remue-méninges a été mise en place avec les différents membres de l’équipe de recherche. Cette activité avait pour but d’émettre le plus d’idées possible en lien avec la protection du rachis cervical chez les motocyclistes. Dans un premier temps, ce remue-méninges a été mené par écrit (« brainwriting ») avec la réalisation de schémas explicatifs présentant l’idée et les principes de fonctionnement. Ces idées ont été présentées de façon non structurée par l’ensemble de

l'équipe de travail. Ceci a permis de favoriser les interactions autour des propositions visant à stimuler la créativité des participants.

6.1.2 Organisation des idées

L'ensemble des idées ressorties de la séance de remue-méninges ont été révisées et clarifiées, de sorte à éliminer la redondance ainsi que les idées non pertinentes. Un classement des idées restantes a été effectué afin de mettre en avant les grands principes. Un total de 9 concepts préliminaires est ressorti de ce tri et de cette organisation. Ces concepts sont présentés succinctement selon les points suivants : description, principe de fonctionnement, scénarios d'utilisation et schéma explicatif.

6.1.2.1 Concept « Collier compressible avec fluide non newtonien »

Description et principe de fonctionnement :

Ce concept (Figure 6-1) est composé de deux parties distinctes : une partie A et une partie B. La partie A est composée de deux supports rigides attachés par un manchon. Le support supérieur se fixe sur le casque du motocycliste et le support inférieur sur la partie B. Cette partie B est fixée sur le thorax du motocycliste. À l'intérieur du manchon, un fluide spécifique est utilisé. En effet, ce concept se base sur l'utilisation d'un fluide non newtonien. Ce type de fluide peut être rhéofluidifiant ou rhéoépaississant. Dans le cas présent, un fluide rhéoépaississant est utilisé. Ces fluides ont une viscosité qui augmente lorsque la contrainte de cisaillement augmente. Autrement dit, lorsque l'on applique une force à ce type de fluide, il devient de plus en plus solide. Par conséquent, lors du choc du motocycliste, les mouvements de la tête entraînent une augmentation des contraintes de cisaillement au niveau du manchon, ce qui implique une solidification du fluide. Cette solidification permet une limitation de l'amplitude de mouvement de la tête dans toutes les directions (compression comprise) et par conséquent une diminution potentielle de la vulnérabilité du rachis cervical. Un matériau spécifique basé sur le principe des fluides non-newtonien rhéoépaississant est aujourd'hui de plus en plus couramment utilisé. Il s'agit de la mousse D3O, nom de la compagnie britannique

qui la fabrique. Cette mousse D3O est dotée d'une excellente capacité d'absorption des chocs. Elle est constituée de molécules « flottantes », qui forment un tissu souple, mais capable de se « verrouiller » ensemble instantanément en cas de choc. En effet, ce type de mousse possède la capacité de se contracter immédiatement lors d'un impact dans le but d'absorber et disperser l'énergie du choc. La mousse reprendra ensuite instantanément son état initial très flexible. Ceci permettrait donc lors du choc du motocycliste impliquant le contact du casque avec la partie A, d'amortir l'amplitude de mouvement de la tête. Quand elles reçoivent un impact, ces molécules agissent comme un filet, pour répartir la force sur une surface plus large. La réaction est instantanée (moins de 10 millisecondes) et dès lors que l'impact est passé, les molécules retrouvent leur état de haute fluidité.

Scénario d'utilisation

- 1) Installer la partie B sur le thorax à l'aide de sangles d'ajustement
- 2) Installer la partie A par la tête
- 3) Fixer la partie inférieure sur la partie B à l'aide d'attaches
- 4) Enfiler le casque de protection
- 5) Fixer la partie supérieure de la partie A sur le casque de protection à l'aide d'attaches

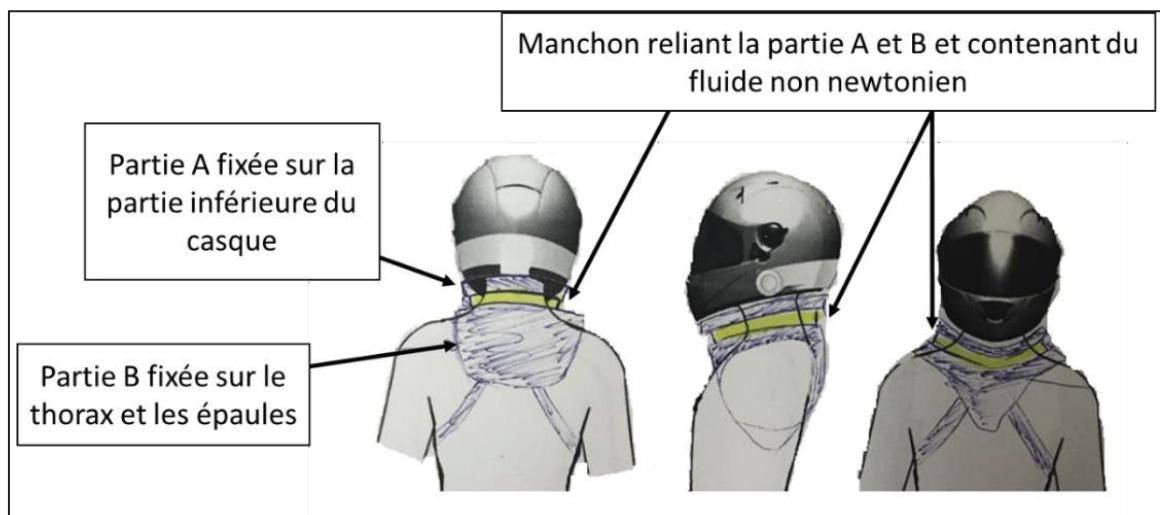


Figure 6-1 Schéma du concept « fluide non newtonien »

6.1.2.2 Concept « double glissière »

Description et principe de fonctionnement :

Ce concept (Figure 6-2) est composé de deux parties distinctes : la partie A et la partie B. La partie A est une armature en arc de cercle fixée sur le casque du motocycliste. La partie B se fixe sur le thorax du motocycliste. Cette partie B dispose d'un support rigide placé dans le dos remontant jusqu'à l'arrière du casque du motocycliste. Afin d'assembler les deux parties ensemble, une ouverture se situe sur la partie supérieure du support de la partie B, ce qui permet d'y insérer la partie A ainsi que le casque. Une fois l'ouverture fermée, certains mouvements du casque et donc de la tête sont limités. En effet, grâce à la butée formée par le support de la partie B, seuls les mouvements de flexion/extension et rotation axiale sont autorisés (inflexion latérale impossible). Par ailleurs, la course de cette butée permet également de limiter l'amplitude trop importante de la tête en flexion/extension et en rotation axiale lors des chocs.

Scénario d'utilisation

- 1) Installer la partie B sur le thorax à l'aide de sangles d'ajustement
- 2) Enfiler le casque de protection en insérant la partie A dans l'ouverture du support de la partie B
- 3) Fermer l'ouverture du support de la partie B

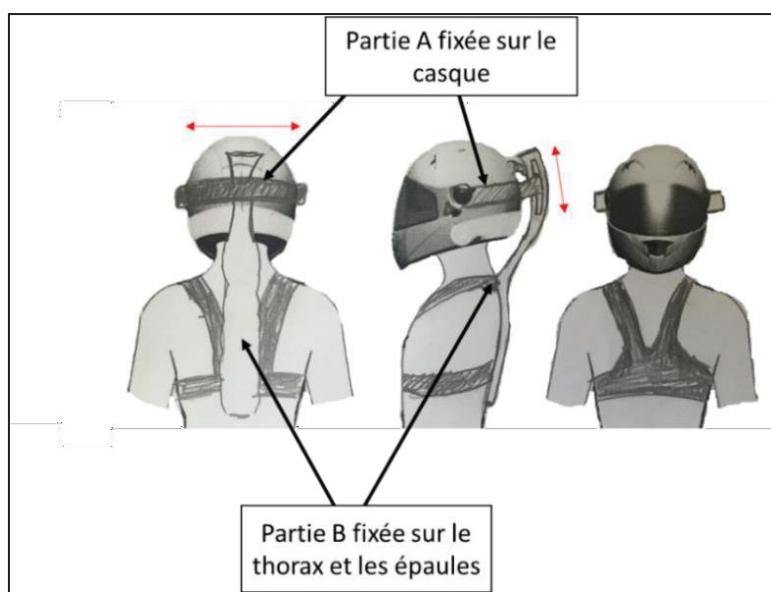


Figure 6-2 Schéma du concept « double glissière »

6.1.2.3 Concept « collier – ressort »

Description et principe de fonctionnement :

Ce concept (Figure 6-3) est composé de deux parties distinctes : une partie A et une partie B. La partie A est constituée de deux supports (inférieur et supérieur) joints par un système de ressorts/vérins. La partie B se fixe sur le thorax du motocycliste. Les supports inférieurs et supérieurs de la partie A se fixent respectivement à la partie B et au casque du motocycliste. Grâce à la liaison créée entre le casque du motocycliste et son thorax, l'amplitude de mouvement de la tête est limitée. En effet, lors des chocs, le casque entre en butée avec la partie A et ses ressorts/vérins. Ils permettent d'amortir les mouvements de la tête dans toutes les directions (compression comprise).

Scénario d'utilisation

- 1) Installer la partie B sur le thorax à l'aide de sangles d'ajustement
- 2) Installer la partie A par la tête
- 3) Fixer la partie A sur la partie B à l'aide des attaches
- 4) Enfiler le casque de protection
- 5) Fixer la partie supérieure de la partie A sur le casque de protection à l'aide d'attaches

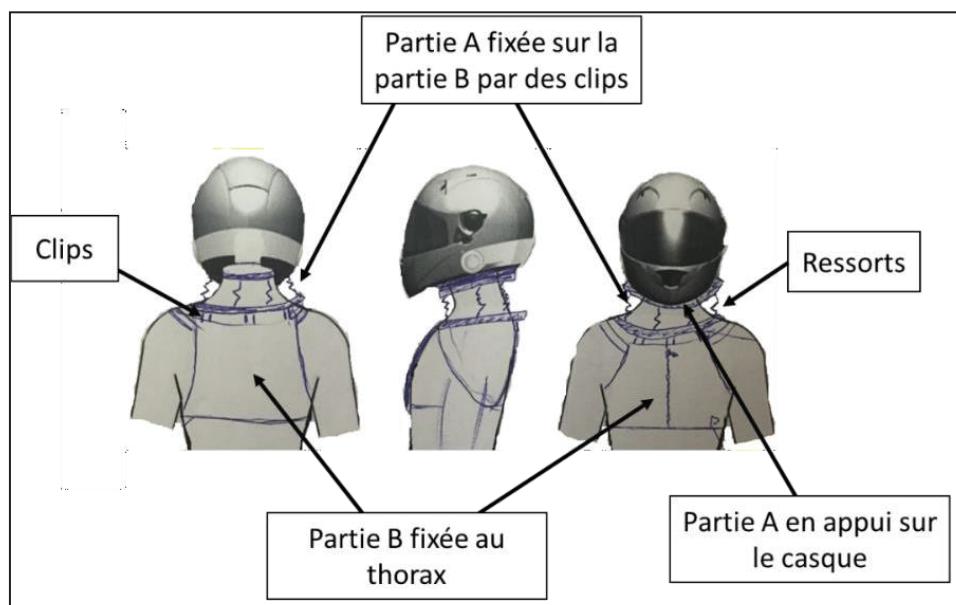


Figure 6-3 Schéma du concept « collier-ressort »

6.1.2.4 Concept « coussin gonflable inférieur »

Description et principe de fonctionnement :

Ce concept (Figure 6-4) basé sur un principe de déclenchement est composé d'une unique partie A. Cette partie A est fixée sur la partie inférieure du casque de protection du motocycliste. Des capteurs de chocs et de chutes positionnés sur le 2RM permettent le déclenchement d'un coussin gonflable en direction des épaules, du thorax et du dos. Le signal des capteurs est transmis à un boîtier électronique intégré au coussin gonflable. Ce coussin gonflable se déploie assez rapidement pour limiter l'amplitude de mouvement de la tête lors du choc (compression comprise).

Scénario d'utilisation

- 1) Installer/faire installer les capteurs de chocs et de chutes sur le 2RM
- 2) Installer la partie A sur la partie inférieure du casque (velcro, clips, pressions)
- 3) Enfiler le casque de protection

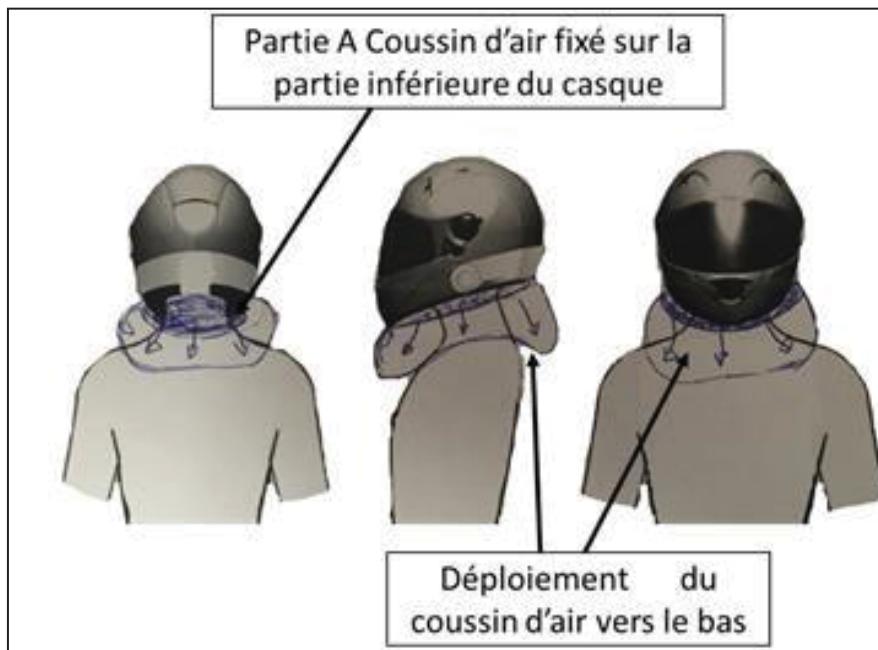


Figure 6-4 Schéma du concept « coussin gonflable inférieur »

6.1.2.5 Concept « électro-aimant »

Description et principe de fonctionnement :

Ce concept (Figure 6-5) est composé de deux parties distinctes : une partie A et une partie B. La partie A est fixée sur la partie inférieure du casque de protection. La partie B est fixée sur le thorax du motocycliste. La partie A est constituée d'un aimant (tout autour de la partie inférieure du casque). La partie B est également constituée d'un électroaimant positionné au niveau du thorax, des épaules et du dos. Ces aimants sur les parties A et B sont répulsifs, c'est-à-dire qu'ils se repoussent. Lorsque le motocycliste conduit son 2RM, l'électroaimant n'est pas actif. En revanche, lors d'une chute ou d'un choc, l'électroaimant devient actif. Les aimants devenant répulsifs permettent de maintenir la tête à l'intérieur des amplitudes physiologiques de mouvement. Ce système d'activation est assuré grâce à des capteurs de chute et de choc positionnés sur le 2RM qui transmettent un signal à un boîtier électronique relié à l'électroaimant sur la partie B.

Scénario d'utilisation

- 1) Installer/faire installer les capteurs de chocs et de chutes sur le 2RM
- 2) Installer la partie A sur la partie inférieure du casque
- 3) Installer la partie B sur le thorax à l'aide de sangles d'ajustement
- 4) Enfiler le casque de protection

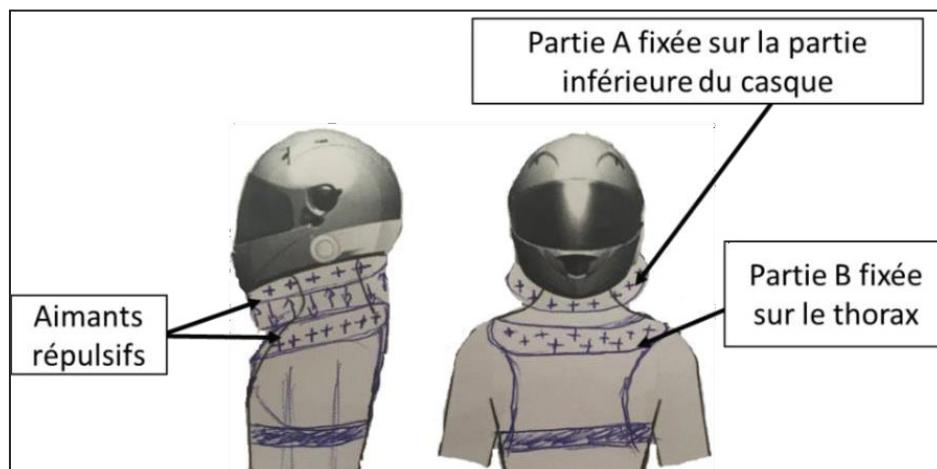


Figure 6-5 Schéma du concept « électro-aimant »

6.1.2.6 Concept « ceinture de sécurité »

Description et principe de fonctionnement :

Ce concept (Figure 6-6) est composé de deux parties distinctes : la partie A et la partie B. La partie A est constituée de 4 supports d'attache fixés sur la mentonnière, l'arrière et les flancs gauche/droite du casque. La partie B est fixée sur le thorax du motocycliste. La partie B est constituée de 4 sangles munies d'un système de blocage type « ceinture de sécurité ». Ces quatre sangles sont fixées sur les 4 supports d'attache fixés au casque de protection. Lorsque le motocycliste conduit son 2RM, les sangles se « déroulent » et se « rembobinent » sans blocage. En revanche, lorsque le motocycliste subit un choc, le système de blocage s'enclenche. Ceci permet de limiter l'amplitude de la tête pour les mouvements de flexion/extension, inflexion latérale et rotation axiale.

Scénario d'utilisation

- 1) Fixer les quatre supports d'attache de la partie A sur le casque de protection
- 2) Installer la partie B sur le thorax à l'aide de sangles d'ajustement
- 3) Enfiler le casque de protection
- 4) Fixer les quatre sangles de blocage de la partie B sur les attaches de la partie A

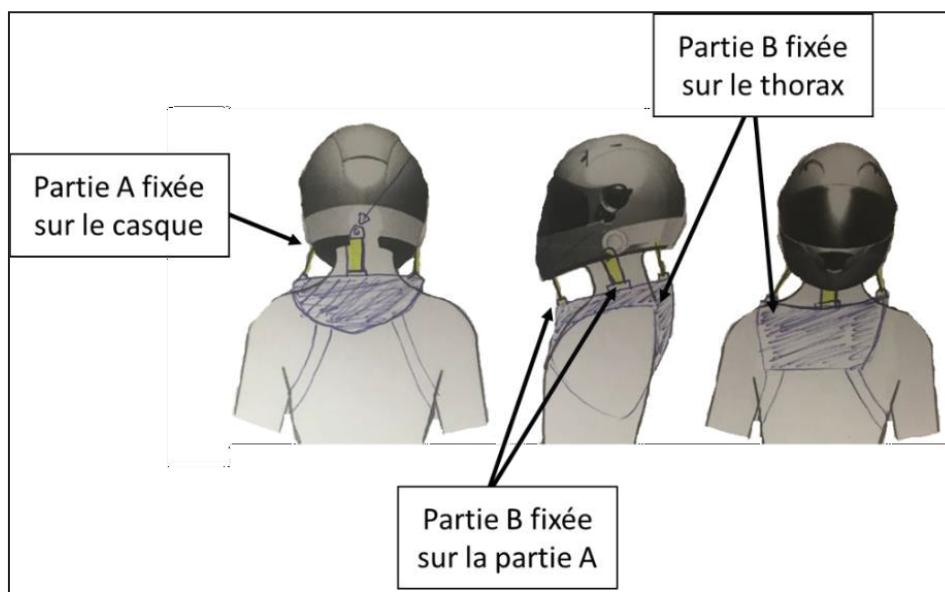


Figure 6-6 Schéma du concept « ceinture sécurité »

6.1.2.7 Concept « tissu varstiff »

Description et principe de fonctionnement :

Ce concept (Figure 6-7) est composé de deux parties distinctes. La partie A est constituée de 3 supports d'attache fixés sur le casque de protection. La partie B est fixée sur le thorax du motocycliste. Elle est composée d'un support en tissu varstiff positionné autour du cou du motocycliste et fixé au casque de protection avec les trois supports d'attache de la partie A. Le textile Varstiff est un matériau innovant qui fonctionne sur le principe suivant : le matériau est contenu dans une poche remplie d'air, lorsque l'air est présent dans cette poche, le tissu textile est malléable et peut prendre la forme que l'on décide de lui donner. Cependant, lorsque l'on effectue le vide d'air au sein de cette poche, le textile se solidifie et garde la forme qu'il avait au moment du vide d'air. Ceci permet donc une amplitude de la tête acceptable pour la conduite du 2RM et une réduction de cette amplitude lors du choc avec la solidification du tissu. La mise sous vide est assurée par une pompe positionnée sur la partie B. Cet aspirateur est relié à des capteurs de chocs et de chutes positionnés sur le 2RM.

Scénario d'utilisation

- 1) Fixer les supports d'attache de la partie A sur le casque de protection
- 2) Installer la partie B sur le thorax à l'aide de sangles d'ajustement
- 3) Enfiler le casque de protection et fixer le tissu varstiff sur les trois supports d'attache

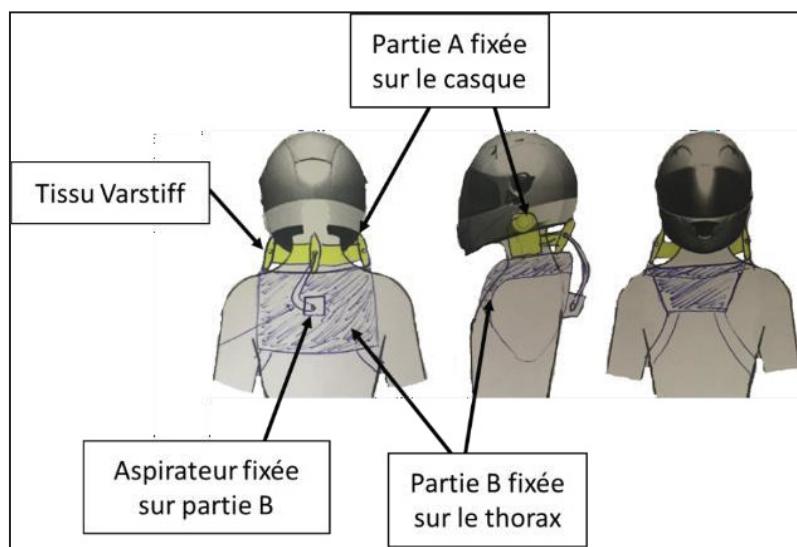


Figure 6-7 Schéma du concept « varstiff smart textile »

6.1.2.8 Concept « bandes élastiques »

Description et principe de fonctionnement :

Ce concept (Figure 6-8) est composé de deux parties distinctes : la partie A et la partie B. La partie A est constituée de 3 supports d'attache fixés sur le casque de protection (mentonnière, côté gauche/droit). La partie B est fixée sur le thorax du motocycliste. La partie B dispose de trois bandes élastiques. Ces bandes élastiques se fixent sur les trois supports d'attache de la partie A. Ces bandes élastiques de résistances variables permettent de maintenir une résistance faible à étirement lors de la conduite du 2RM. En revanche, lors du choc, l'étirement plus important entraînera une résistance plus grande. Ceci permet de limiter l'amplitude de mouvement de la tête pour les mouvements de flexion/extension et rotation axiale.

Scénario d'utilisation

- 1) Fixer les trois supports d'attache de la partie A sur le casque de protection
- 2) Installer la partie B sur le thorax à l'aide de sangles d'ajustement
- 3) Enfiler le casque de protection
- 4) Fixer les trois bandes élastiques de la partie B sur les trois supports de la partie A

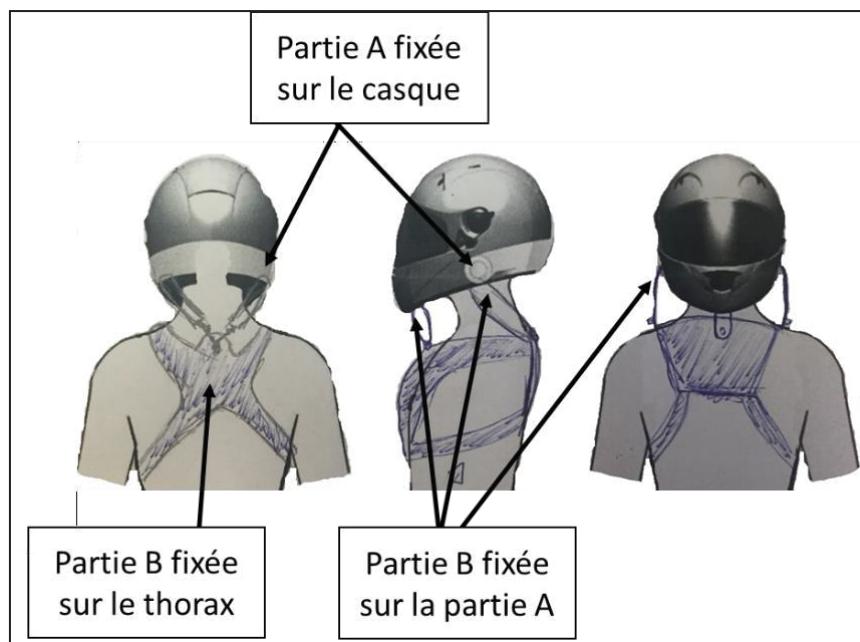


Figure 6-8 Schéma du concept « bande élastique »

6.1.2.9 Concept « lames sortantes »

Description et principe de fonctionnement :

Ce concept (Figure 6-9) est composé d'une seule et unique partie A. Cette partie A est fixée sur le thorax du motocycliste. Elle est constituée de trois « lames » amovibles. En situation de conduite, les « lames » sont en position rentrée, c'est-à-dire dans le prolongement de la partie A pour les « lames » de côté et dans le prolongement du dos pour la « lame » arrière. Lors du choc du motocycliste, un déclenchement permet de positionner les lames en configuration protection (verticale). Le casque de protection entre en contact avec ces lames, ce qui permet de limiter l'amplitude de la tête du motocycliste en extension, rotation axiale et inflexion latérale. Le système de déclenchement est assuré grâce à un des capteurs de chocs et de chutes positionnés sur le 2RM.

Scénario d'utilisation

- 1) Installer/faire installer les capteurs de chocs et de chutes sur le 2RM
- 2) Installer la partie A sur le thorax à l'aide des sangles d'ajustement
- 3) Enfiler le casque de protection

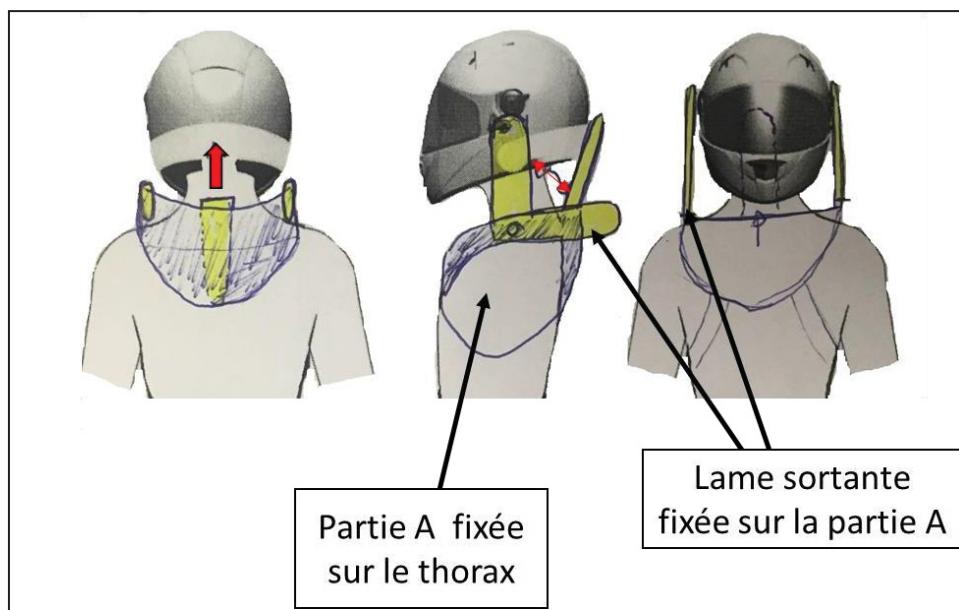


Figure 6-9 Schéma du concept « lames sortantes »

6.2 Présélection des concepts par filtrage

L'étape de recherche créative avec l'utilisation de remue-méninges, ainsi que l'étape de tri ont permis de mettre en avant 9 concepts préliminaires. Cette étape de présélection va permettre à l'aide d'une matrice de décision (Matrice de Pugh) de sélectionner les concepts les plus prometteurs. Cette sélection est réalisée à partir des sept critères d'évaluation définis dans le chapitre 3 de cette thèse. L'application de cette matrice de filtrage consiste à comparer qualitativement (et non quantitativement) un dispositif de référence avec l'ensemble des concepts préliminaires proposés. Le dispositif de référence utilisé est le Leatt Brace (appelé Ref dans la matrice) et dispose d'une cote de 0 pour chacun des critères (spécifications techniques). Si l'on considère que le concept préliminaire est plus performant que le dispositif de référence pour un critère donné, une cote de 1 est attribuée. Si l'on considère que le concept préliminaire est moins performant que le dispositif de référence pour un critère donné, une cote de -1 est attribuée. Enfin, si l'on considère la performance du concept préliminaire et du dispositif de référence similaire, une cote de 0 est attribuée. La cote de chacun des critères est multipliée par un coefficient de pondération correspondant au facteur d'importance issu du déploiement de la fonction qualité (chapitre 3). Le pointage final de chacun des concepts préliminaires correspond à l'addition des cotes pondérées des sept critères. Les concepts préliminaires avec les pointages les plus élevés seront considérés comme les plus prometteurs. Dans la matrice de filtrage, chaque concept préliminaire est associé à un chiffre (1 à 9) : Concept « fluide non newtonien » (1), concept « double glissière » (2), concept « collier ressort » (3), concept « coussin gonflable inférieur » (4), concept « électro-aimant » (5), concept « ceinture de sécurité » (6), concept « tissu varstiff » (7), concept « bandes élastiques » (8), concept « lames sortantes » (9).

Tableau 6-1 Matrice de filtrage des concepts

Critères	P	Réf	Concepts								
			1	2	3	4	5	6	7	8	9
ST1	43	0	1	-1	1	1	1	-1	1	-1	-1
ST2	43	0	1	-1	1	1	1	-1	1	-1	-1
ST3	38	0	0	-1	-1	1	1	-1	-1	-1	1
ST9	33	0	0	-1	-1	1	1	-1	-1	-1	1
ST5	31	0	-1	-1	-1	1	1	-1	-1	-1	0
ST7	25	0	-1	-1	-1	0	-1	0	0	1	-1
ST8	21	0	0	0	0	-1	0	0	0	0	0
Pointage	/	0	30	-213	-41	167	163	-188	-16	-163	-40
Rang	/	4	3	10	7	1	2	9	5	8	6

Cette application de la matrice de filtrage permet de sélectionner deux concepts : le concept « coussin gonflable inférieur » (4) et le concept « électro-aimant » (5). En effet, les pointages obtenus permettent de dégager ces deux concepts qui semblent prometteurs au regard des différents critères définis. Une phase de concrétisation peut donc être mise en œuvre.

6.3 Concrétisation des concepts prometteurs

La concrétisation des deux concepts prometteurs sélectionnés est réalisée en plusieurs phases. La première phase consiste à définir l'architecture de chacun des deux concepts grâce à l'élaboration d'un diagramme schématique. Ce diagramme permet d'identifier les différents éléments physiques du concept. Les interactions existantes entre l'ensemble de ces éléments physiques sont également établies. La phase suivante consiste à modéliser une première géométrie pour représenter virtuellement les différents éléments qui composent chacun des concepts. Un assemblage global de chacun des concepts est réalisé grâce au positionnement et à l'orientation du modèle CAO de chacune des pièces créées en amont. Ce prototype virtuel permet entre autres de visualiser le concept dans l'espace et son environnement d'utilisation. L'étape finale de cette concrétisation des deux concepts consiste à mettre en place une analyse des risques résiduels à partir de la méthode AMDEC produit (Analyse Modes Défaillances Effets Criticité). Cette étape vise notamment à proposer des actions préventives et correctives pour le raffinement de la conception de ces concepts prometteurs.

6.3.1 Concept « coussin gonflable inférieur »

6.3.1.1 Architecture

L'architecture du concept « coussin gonflable inférieur » est détaillée dans le diagramme schématique présenté sur la Figure 6-10. Doté d'un système d'activation autonome, l'ensemble des composants du concept est contenu dans le support fixé sur le casque de protection du motocycliste. Les capteurs du type gyroscope et accéléromètre permettent l'envoi d'un signal radio au boîtier électronique lorsqu'une chute ou un choc est détecté. Ce boîtier électronique retransmet cette information sous forme d'énergie électrique au générateur de gaz froid. Cette énergie électrique déclenche le détonateur du générateur de gaz, ce qui implique le déclenchement d'une charge explosive entraînant la diffusion du gaz (Dioxyde de Carbone) dans le coussin gonflable. Ce coussin gonflable se déploie de haut en bas à partir de la base du casque de protection. Le contact du coussin gonflable sur le haut du dos, les épaules et le thorax limite les mouvements de la tête en flexion/extension, inflexion latérale, rotation axiale et compression. Un émetteur de son, ainsi qu'un voyant lumineux, permettent de signaler au motocycliste que le dispositif est activé. L'ensemble du dispositif est alimenté à partir d'une batterie interne rechargeable. Le boîtier électronique est le centre de contrôle du dispositif. En effet, grâce à la batterie, il alimente l'émetteur de son, le voyant lumineux, le générateur de gaz ainsi que l'accéléromètre et le gyroscope. Il dispose également d'un rôle de récepteur de signal radio transmis par le capteur de choc et de chute. La batterie, source d'énergie, est intégrée au dispositif et se recharge par USB-C. Le type de batterie envisagé disposerait d'une capacité d'environ 2400 mAh, correspondant à une autonomie de fonctionnement d'environ 20h (selon les fabricants de coussin gonflable moto existants). La tension de la batterie doit être déterminée en fonction des autres composants électroniques du dispositif (capteurs gyroscope et accéléromètre, générateur de gaz, voyant lumineux et émetteur de son).

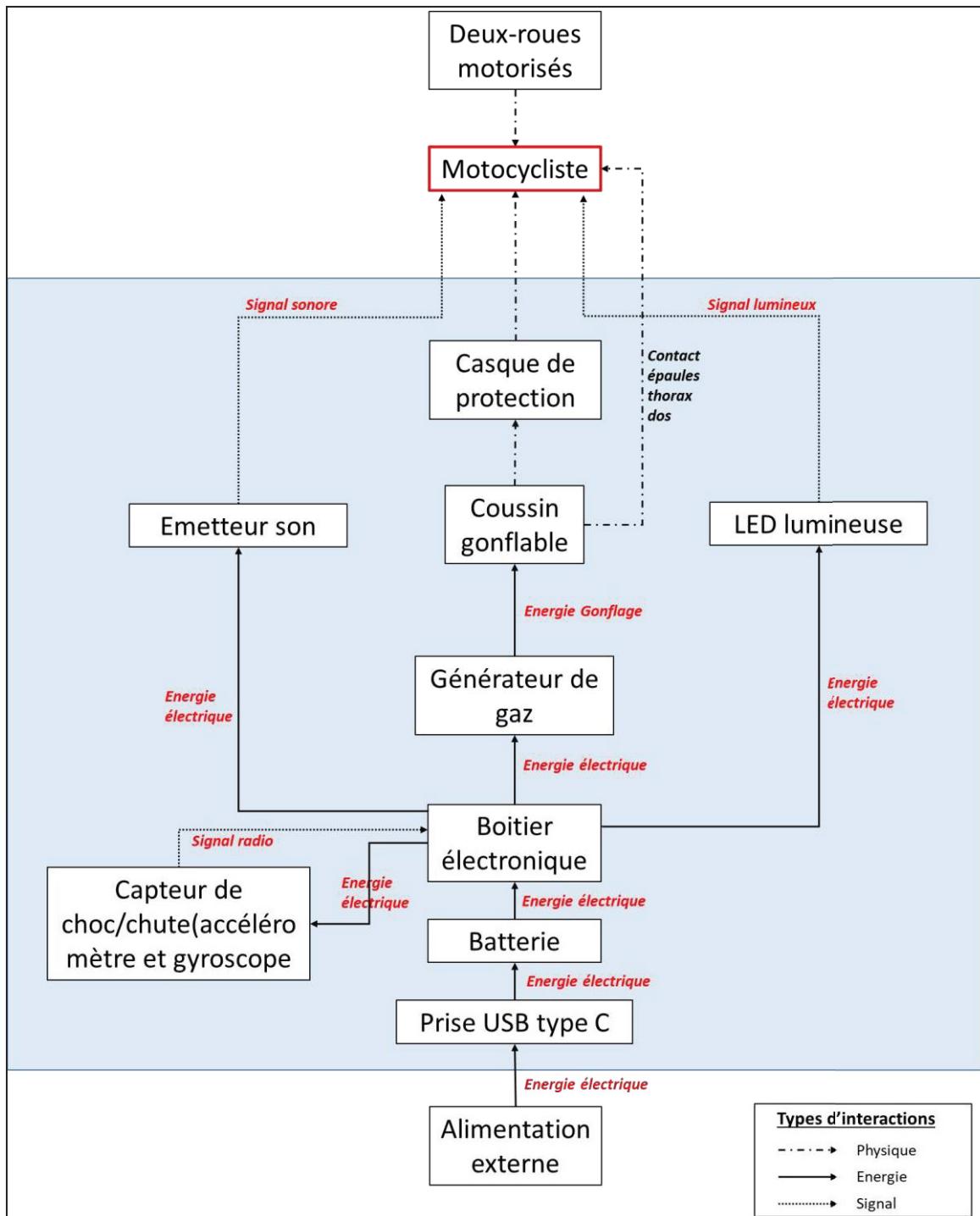


Figure 6-10 Diagramme schématique du concept « coussin gonflable inférieur » Prototype virtuel

A partir de ce diagramme schématique, la modélisation du concept est amorcée. Une phase de modélisation va permettre de représenter la géométrie des différents éléments physiques qui composent le dispositif ainsi que de visualiser l'ensemble du concept dans son environnement d'utilisation afin de mener une analyse spatiale. Une première configuration du design du concept est présentée dans cette section. Le dispositif, basé sur un principe actif, dispose donc de deux configurations (Figure 6-11). La première configuration « coussin gonflable non déployé » correspond à l'état du dispositif lors de la conduite normale du motocycliste. La deuxième configuration « coussin gonflable déployé » correspond à l'état du dispositif lorsqu'un choc a été détecté par les capteurs gyroscope et accéléromètre. Le temps de déclenchement (déttection de l'accident) ainsi que le temps de gonflage permettent le déploiement complet du coussin gonflable en moins de 80 ms. Ce temps de gonflage correspond à celui de certains dispositifs de protection du thorax, de l'abdomen et du pelvis, utilisant la technologie « coussin gonflable » (Exemple de Bering, <https://bering.fr/>).



Figure 6-11 Prototype virtuel du concept « coussin gonflable inférieur » en mode « non déployé » et « déployé »

Le dispositif positionné sur le casque de protection est présenté dans la Figure 6-12. Le dispositif est fixé sur le casque de protection. Il s'agit d'un système amovible et adaptable à tous les modèles de casque de protection intégraux. Ce système de fixation ne requiert pas de modification majeure du casque de protection. La fixation se fait grâce à un système de

« harnais » ainsi que des bandes velcros positionnées sur le support rigide. Dans un premier temps, il est nécessaire d'enlever les mousses amovibles à l'intérieur du casque. Il faut ensuite placer le harnais à l'intérieur du casque et fixer le support rigide à l'aide des bandes velcros sur la partie inférieure du casque. Enfin, il faut repositionner les mousses amovibles à l'intérieur du casque. Le dispositif est donc fixé grâce à la pression exercée de la tête sur les mousses du casque une fois porté, ainsi que par les bandes velcros sur la partie inférieure du casque.



Figure 6-12 Système de fixation du dispositif sur le casque de protection avec bandes velcros

Le coussin gonflable se déploie et se positionne en appui sur le haut du thorax, les épaules ainsi que le haut du dos du motocycliste. Ceci vise à réduire la mobilité de la tête de façon homogène pour les mouvements critiques (hyperflexion, hyperextension, inflexion latérale, rotation axiale et compression) (Figure 6-13)



Figure 6-13 Vue latérale du prototype virtuel « coussin gonflable inférieur » en mode « non déployé » et « déployé »



Figure 6-14 Vue frontale et arrière du prototype virtuel concept « coussin gonflable inférieur » en mode « non déployé » et « déployé »

En mode non déployé, le coussin gonflable se loge à l'intérieur du support rigide (Figure 6-15). Le coussin gonflable est directement connecté aux deux générateurs de gaz froid. Lorsqu'un accident est détecté, le coussin gonflable se remplit à l'aide des deux générateurs de gaz froid, ce qui permet son déploiement par le bas. La partie inférieure du support est constituée d'un tissu largable qui permet le maintien du coussin en configuration « non déployé » ainsi que la libération du coussin lors de son déploiement. Avec le dispositif fixé, le motocycliste enfile son casque comme à son habitude, avec un espace d'environ 155 mm correspondant à la largeur de tête d'une personne appartenant au 95ème percentile (*DINBelg 2005 - tableau anthropométrie, s. d.*).

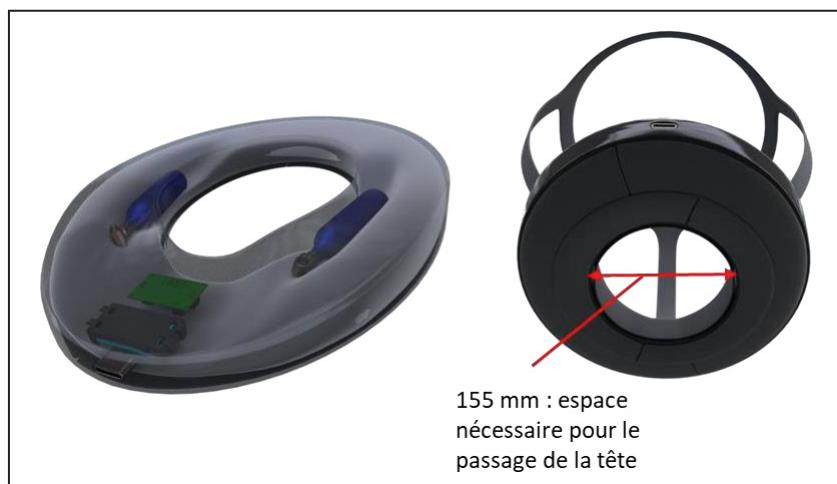


Figure 6-15 Composants internes du prototype virtuel et tissu largable sur la partie inférieure

La Figure 6-16 présente, à partir de différentes vues filaires, la nomenclature du concept avec les différents composants.

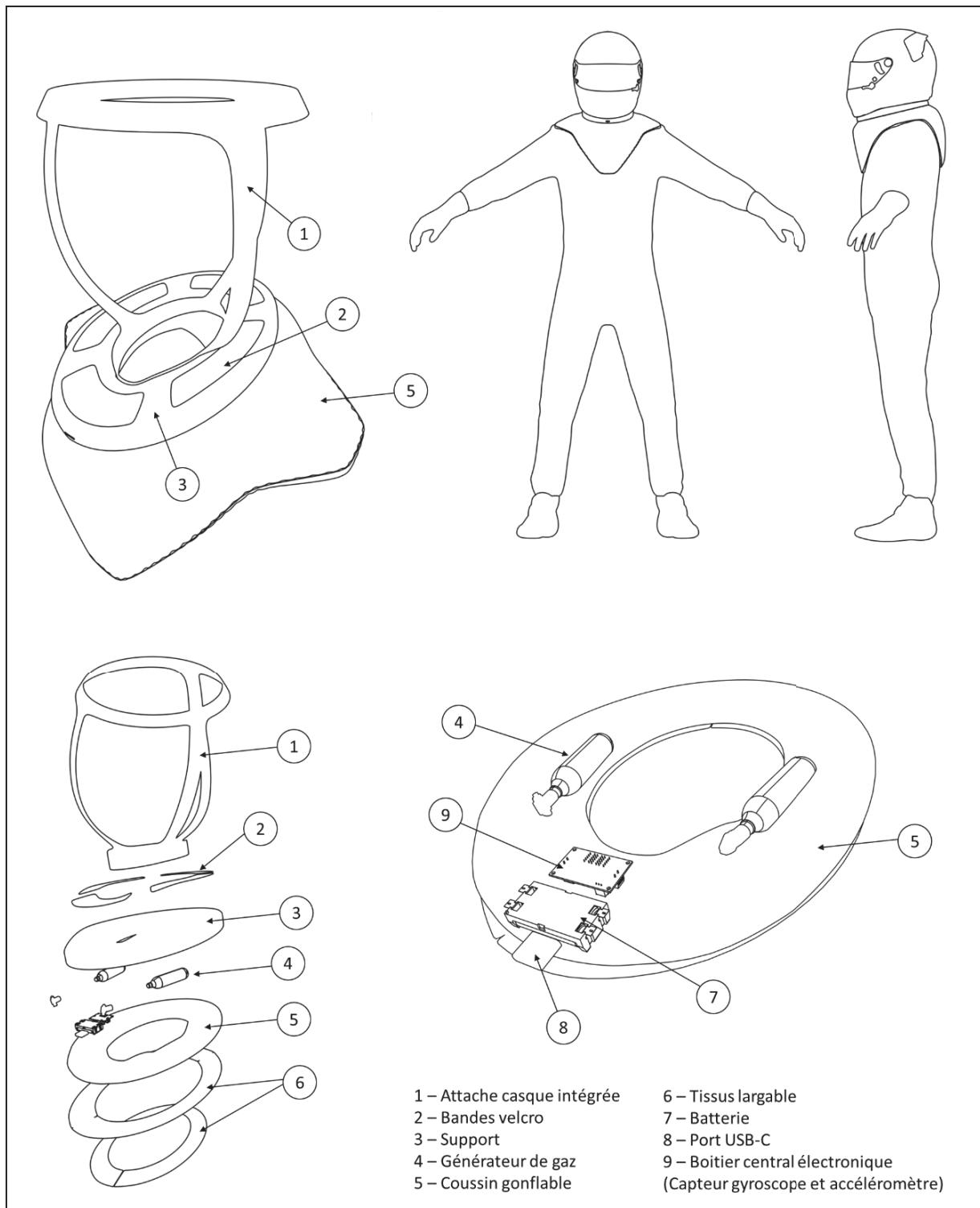


Figure 6-16 Présentation filaire du concept « coussin gonflable inférieur »

6.3.1.2 Evaluation préliminaire

A ce stade d'avancement, une évaluation uniquement préliminaire du concept « coussin gonflable inférieur » peut être mise en place à partir de la méthode développée. Les critères de masse, d'encombrement, d'ajustement, de dépassement et de visibilité sécuritaire de conduite peuvent être évalués de façon préliminaire. En revanche, au stade d'avancement actuel, il n'est pas apparu envisageable d'évaluer les critères de protection qualitatif et quantitatif. En effet, l'évaluation de ces critères requiert un modèle EF ainsi qu'un prototype physique non disponible à ce stade-ci.

Critère d'encombrement

Le critère d'encombrement est déterminé lorsque le dispositif est en configuration « non déployé ». Dans cette configuration, l'épaisseur totale du concept est estimée à 25 mm selon la mesure sur le modèle numérique. Etant directement fixé sur le casque, la distance d'encombrement de ce concept est donc égale à son épaisseur. Par conséquent, le score du critère d'encombrement est estimé à 3 selon le barème développé (Tableau 6-2).

Tableau 6-2 Estimation du score du critère d'encombrement du concept « coussin gonflable inférieur »

Nom du critère d'évaluation	Objectif	Cible	Cote	Performance	Concept « coussin gonflable inférieur »
Critère d'encombrement	↓	0 mm	5	Encombrement = 0 mm	
			4	0 mm < Encombrement < 20 mm	
			3	20 mm ≤ Encombrement < 30 mm	X
			2	30 mm ≤ Encombrement < 40 mm	
			1	40 mm ≤ Encombrement < 50 mm	
			0	Encombrement ≥ 50 mm	

Critère de masse

Afin d'évaluer le critère de masse, il était nécessaire de faire une estimation de la masse de chacun des composants du concept afin d'obtenir sa masse globale. A noter qu'il ne s'agit que d'une estimation préliminaire de la masse globale. Au total, la masse totale du concept est

établit à 880 grammes selon les estimations suivantes : attache casque intégrée 50g, bandes velcros 10g, support 150g, générateur de gaz 50g x2, coussin gonflable 50g, tissu largable 10g, batterie 400g, port USB 10g, boîtier central 100g. Le score du critère de masse est donc estimé à 2 selon le barème développé (Tableau 6-3).

Tableau 6-3 Estimation du score du critère de masse du concept « coussin gonflable inférieur »

Nom du critère d'évaluation	Objectif	Cible	Cote	Performance	Concept « coussin gonflable inférieur »
Critère de masse	↓	420 g	5	Masse ≤ 420 g	
			4	420 g < Masse < 600 g	
			3	600 g ≤ Masse < 800 g	
			2	800 g ≤ Masse < 1000 g	X
			1	1000 g ≤ Masse < 1200 g	
			0	Masse ≥ 1200 g	

Critère d'ajustement

Le critère d'ajustement permet d'évaluer le nombre d'ajustements disponibles afin d'adapter le dispositif à son utilisateur. Le cas du concept « coussin gonflable inférieur » est particulier car il ne se positionne pas directement sur le motocycliste mais sur le casque du motocycliste. Aucun ajustement ne semble donc nécessaire sur ce concept. Un score de 5 est donc estimé pour ce critère d'ajustement.

Tableau 6-4 Estimation du score du critère d'ajustement du concept « coussin gonflable inférieur »

Nom du critère d'évaluation	Objectif	Cible	Cote	Performance	Concept « coussin gonflable inférieur »
Critère d'ajustement	↑	5 ajustements	5	5 ajustements	X
			4	4 ajustements	
			3	3 ajustements	
			2	2 ajustements	
			1	1 ajustement	
			0	Aucun ajustement	

Critère de dépassement

Le critère de dépassement est évalué lorsque le concept est en configuration « non déployé ». Dans cette configuration, le concept étant dans le prolongement du casque du motocycliste, son dépassement est estimé à 0 mm. Un score de 5 est donc estimé pour ce critère de dépassement (Tableau 6-5).

Tableau 6-5 Estimation du score du critère de dépassement du concept « coussin gonflable inférieur »

Nom du critère d'évaluation	Objectif	Cible	Cote	Performance	Concept « coussin gonflable inférieur »
Critère de dépassement	↓	0 mm	5	Dépassement < 10 mm	X
			4	10 mm ≤ Dépassement < 20 mm	
			3	20 mm ≤ Dépassement < 30 mm	
			2	30 mm ≤ Dépassement < 40 mm	
			1	40 mm ≤ Dépassement < 50 mm	
			0	Dépassement ≥ 50 mm	

Critère de visibilité sécuritaire de conduite

Le critère de visibilité sécuritaire de conduite est déterminé approximativement grâce à l'assemblage du modèle numérique du concept « coussin gonflable inférieur » sur le mannequin du logiciel de conception assistée par ordinateur Catia (Figure 6-17). Le module d'analyse des postures (Human Posture Analysis) permet de simuler l'amplitude physiologique des mouvements de flexion/extension, inflexion latérale et rotation axiale de la tête. Pour évaluer la restriction qu'entraîne l'utilisation du dispositif, l'amplitude est mesurée jusqu'à ce que le dispositif entre en contact avec le mannequin numérique. Pour le mouvement en extension, le contact entre le dispositif et le haut du dos du mannequin entraîne une restriction de 17°. Pour le mouvement en flexion, le contact entre le dispositif et le thorax du mannequin entraîne une restriction de 4,5° (Figure 6-18). Pour ce mouvement flexion/extension, la restriction globale est donc de 24,5°. Pour le mouvement en rotation axiale droite, le contact entre le dispositif et les épaules entraîne une restriction de 14,5°. La restriction totale pour rotation axiale droite/gauche est donc de 29° (Figure 6-19). Pour le mouvement inflexion

latérale, le contact entre le dispositif et l'épaule du mannequin entraîne une restriction de 8° . La restriction totale pour l'infexion latérale droite/gauche est donc de 16° (Figure 6-20).

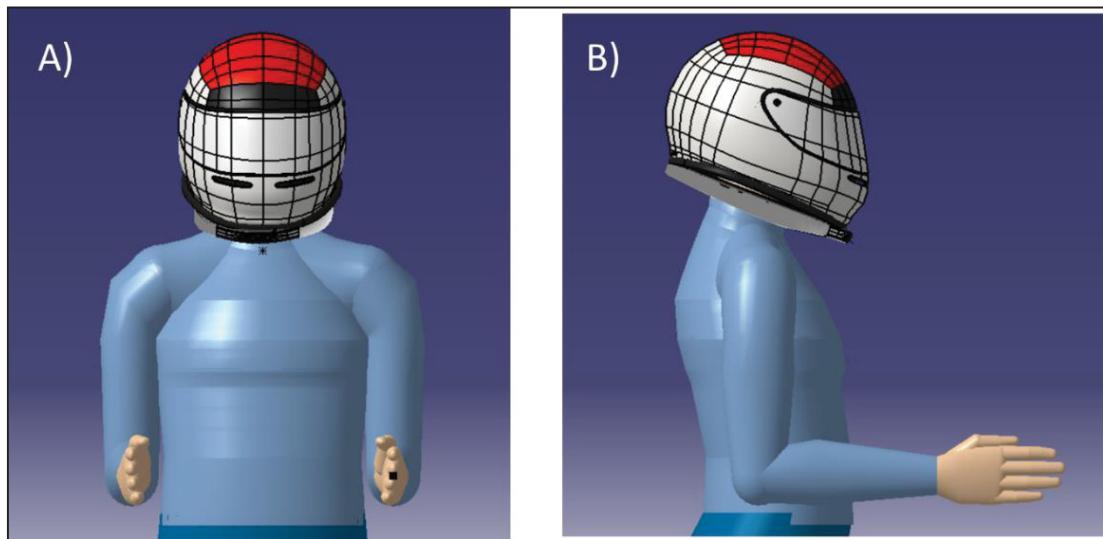


Figure 6-17 Position neutre du mannequin Catia avec le concept « coussin gonflable inférieur ». A) Vue de face B) Vue latérale

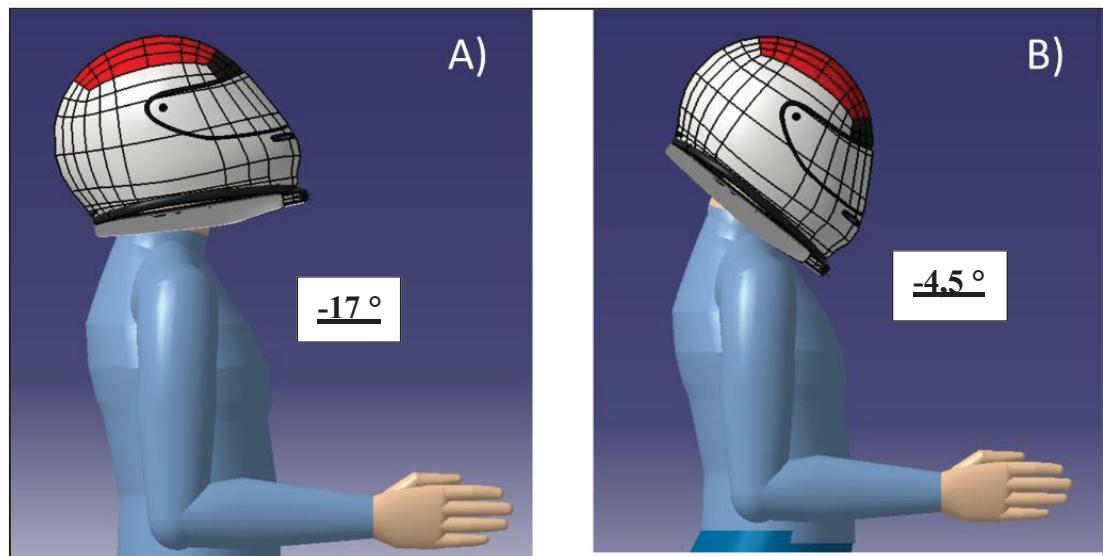


Figure 6-18 Mouvement flexion/extension du mannequin Catia avec le concept « coussin gonflable inférieur ». A) Vue latérale du mouvement d'extension B) Vue latérale du mouvement de flexion

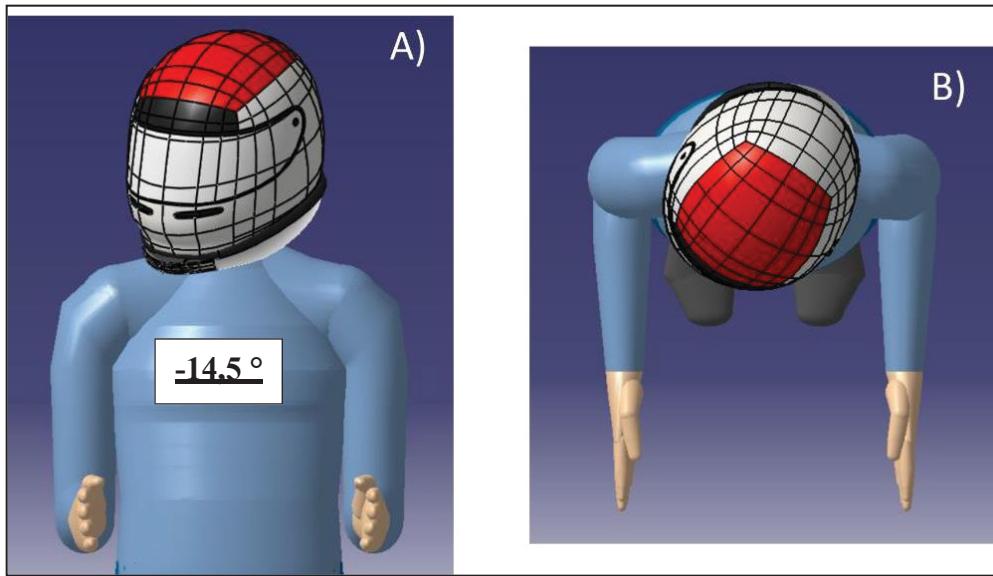


Figure 6-19 Mouvement rotation axiale droite du mannequin Catia avec le concept « coussin gonflable inférieur ».

A) Vue de face B) Vue du dessus

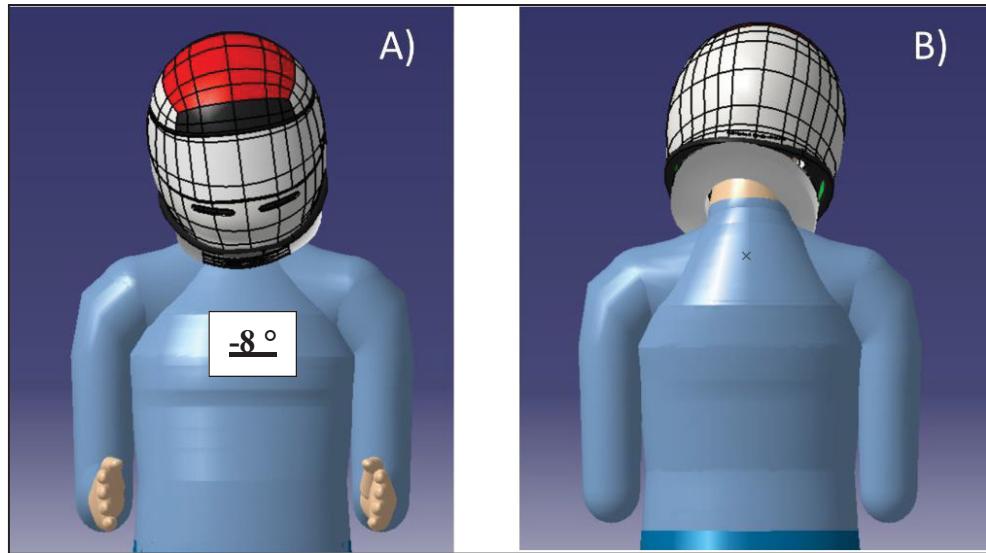


Figure 6-20 Mouvement inflexion latérale droite du mannequin Catia avec le concept « coussin gonflable inférieur ».

A) Vue de face B) Vue arrière

Dans le cadre de cette évaluation partielle du critère de visibilité sécuritaire de conduite, les sous-indicateurs « scooter » et « moto de course » sont remplacés par un unique indicateur

« position debout ». Des mesures de restriction en rotation étant seulement possible à ce stade, les translations ne sont pas évaluées à cette étape (Tableau 6-6).

Tableau 6-6 Récapitulatif des amplitudes de mouvements pour le calcul de la moyenne approximative finale de restriction du concept « coussin gonflable inférieur »

Mouvements	Amplitude de mouvement sans dispositif	Amplitude de mouvement avec le concept « coussin gonflable inférieur »	Indicateur position debout (restriction en %)	Moyenne finale (%)
Flexion/Extension	116,92°	95,42 ° (116,92 – 21,5)	18,33	18,17
Rotation axiale	152,14°	123,14° (152,14 – 29)	19,06	
Flexion latérale	93,42°	77,42° (93,42 – 16)	17,12	

Avec une restriction moyenne estimée à 18,17 %, le concept « coussin gonflable inférieur » dispose d'un score de 4/5 selon le barème (Tableau 6-7).

Tableau 6-7 Estimation du score du critère de visibilité sécuritaire de conduite du concept « coussin gonflable inférieur »

Nom du critère d'évaluation	Objectif	Cible	Cote	Performance	Concept « coussin gonflable inférieur »
Critère de visibilité sécuritaire de conduite	↓	0 %	5	Réduction = 0 %	
			4	0 % < Réduction < 20 %	X
			3	20 % ≤ Réduction < 30 %	
			2	30 % ≤ Réduction < 40 %	
			1	40 % ≤ Réduction < 50 %	
			0	Réduction ≥ 50%	

6.3.2 Concept « électro-aimants »

6.3.2.1 Architecture

L'architecture du concept « électro-aimants » est détaillée dans le diagramme schématique présenté sur la Figure 6-21. Ce concept est doté d'un système d'activation entièrement autonome. Un capteur avec gyroscope et accéléromètre permet l'envoi d'un signal radio au

boîtier électronique lorsqu'une chute ou un choc est détecté. Ce boîtier électronique retransmet cette information sous forme d'énergie électrique à l'électro-aimant. L'électro-aimant est mis sous tension, ce qui entraîne la diffusion d'un champ magnétique. Des aimants permanents sont intégrés au support fixé sur le casque. Ils diffusent également un champ magnétique mais de façon permanente. Le pôle nord est positionné vers le bas pour les aimants permanents et vers le haut pour les électro-aimants, ceci permettant de créer la force de répulsion. Cette force de répulsion permet de limiter les mouvements de la tête en flexion/extension, inflexion latérale, rotation axiale et compression. Un émetteur de son ainsi qu'un voyant lumineux permettent de signaler au motocycliste que le dispositif est activé. L'ensemble du dispositif est alimenté à partir d'une batterie interne rechargeable. Le boîtier électronique est le centre de contrôle du dispositif. En effet, grâce à la batterie, il alimente l'électro-aimant, le capteur accéléromètre/ gyroscope, l'émetteur de son et le voyant lumineux. Il dispose également d'un rôle de récepteur de signal radio transmis par le capteur de choc et de chute. La batterie, source d'énergie, est intégrée au dispositif et se recharge par USB-C. Le type de batterie envisagée disposerait d'une capacité d'environ 2400 mAh, correspondant à une autonomie de fonctionnement d'environ 20h (selon les fabricants de coussin gonflable moto existants). La tension de la batterie doit être déterminée en fonction des autres composants électroniques du dispositif (capteurs gyroscope et accéléromètre, électro-aimants, voyant lumineux et émetteur de son). En ce qui concerne le principe de fonctionnement du concept basé sur l'électromagnétisme, une étude approfondie doit être menée afin de déterminer avec précision les caractéristiques techniques des aimants utilisés. La force de répulsion générée par les champs magnétiques des aimants utilisés doit avoir la capacité de s'opposer aux forces mises en jeu de la tête avec casque lors du choc. Selon plusieurs études de la littérature (Khosroshahi et al., 2019; Meyer et al., 2018), les forces mises en jeu varient entre 5000 et 12000N selon les configurations d'impact.

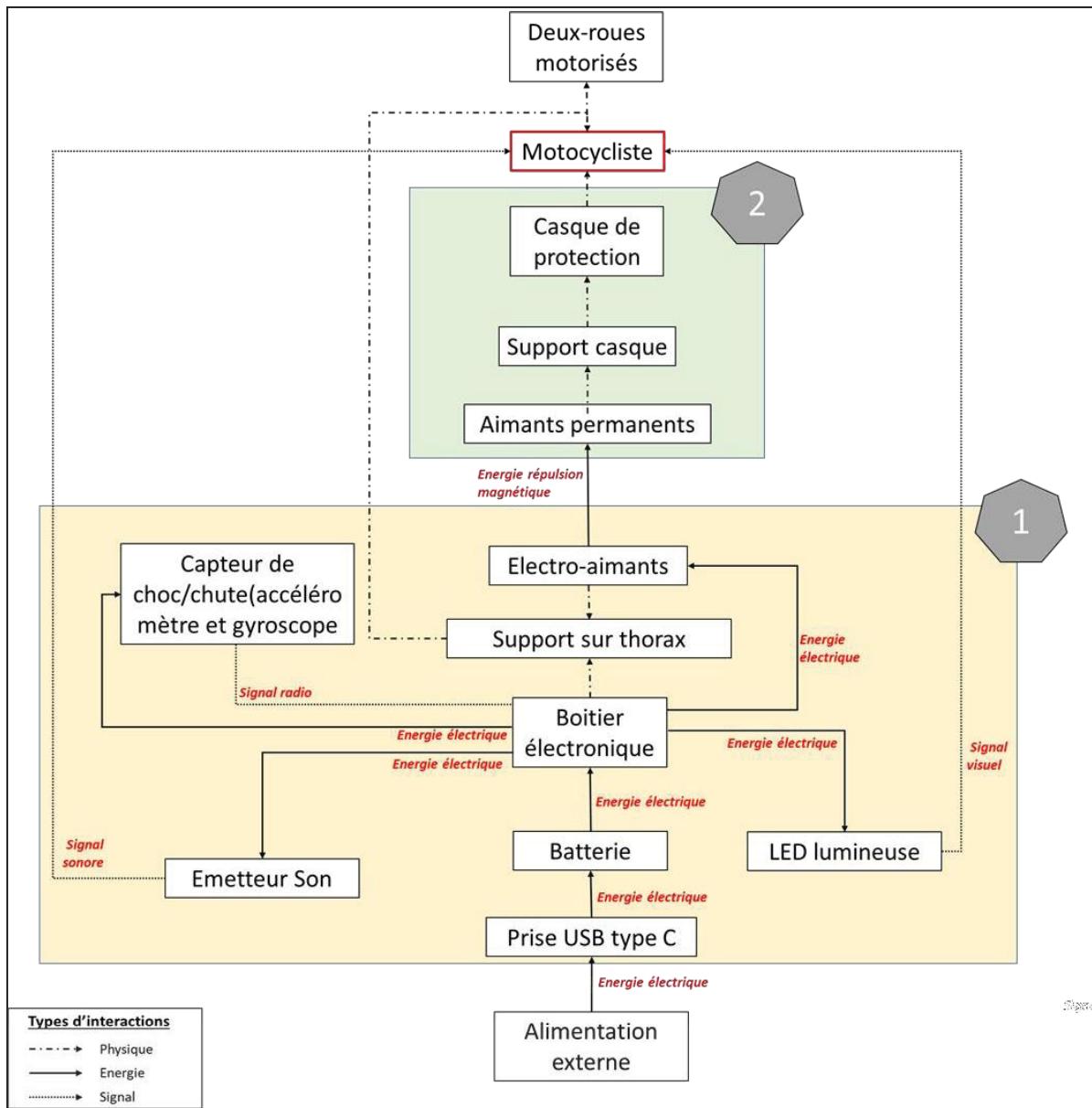


Figure 6-21 Diagramme schématique du concept « électro-aimants »

6.3.2.2 Prototype virtuel

A partir de ce diagramme schématique, la modélisation du concept « électro-aimants » est amorcée. Cette phase de modélisation va permettre de représenter la géométrie des différents éléments physiques qui composent le dispositif ainsi que de visualiser l'ensemble du concept dans son environnement d'utilisation afin de mener une analyse spatiale. Une première

configuration du design du concept est présentée dans cette section. Le dispositif est composé de deux parties distinctes (Figure 6-22). Le support casque positionné sur le casque de protection du motocycliste et le support thorax positionné sur le thorax du motocycliste. Le principe actif de ce dispositif se caractérise par deux modes de fonctionnement. Un premier mode « magnétisme inactif » correspondant à une situation de conduite normale et un second mode « magnétisme actif » correspondant à une situation de choc du motocycliste.



Figure 6-22 Prototype virtuel du concept « électro-aimants »

Les deux supports du dispositif sont fixés respectivement sur le casque de protection et sur le thorax du motocycliste. Le support du casque s'adapte à tous les modèles de casques intégraux. Pour sa fixation, aucune modification majeure du casque n'est requise. La fixation se fait grâce à un système de « harnais » ainsi que des bandes velcros positionnées sur le support rigide (Figure 6-23). Dans un premier temps, il est nécessaire d'enlever les mousses amovibles à l'intérieur du casque. Il faut ensuite placer le harnais à l'intérieur du casque et fixer le support rigide à l'aide des bandes velcros sur la partie inférieure du casque. Enfin, il est nécessaire de repositionner les mousses amovibles à l'intérieur du casque. Le dispositif est donc fixé grâce à la pression exercée de la tête sur les mousses du casque une fois porté ainsi que par les bandes velcros sur la partie inférieure du casque. Le support au thorax est quant à lui fixé à l'aide d'un harnais réglable sur le motocycliste Figure 6-23. Cette fixation par harnais permet un maintien rigide du support. La rigidité globale est essentielle pour le bon fonctionnement du dispositif.

Les réglages du harnais permettent au support au thorax d'être adaptable à la morphologie du motocycliste ainsi qu'à ses autres équipements.



Figure 6-23 Système de fixation du support du casque sur le casque de protection et système de fixation type harnais du support au thorax du motocycliste.

Comme mentionné précédemment, ce dispositif dispose de deux modes de fonctionnement. Le mode « magnétisme inactif » signifie que les électro-aimants du support thorax ne produisent pas de champ magnétique. En revanche, lorsqu'un choc ou une chute est détecté par les capteurs gyroscopes et accéléromètre, les électro-aimants deviennent actifs, ce qui entraîne le passage au mode « magnétisme actif ». Grâce au positionnement spécifique des pôles (Nord – nord ou sud-sud), le champ magnétique des électro-aimants s'oppose au champ magnétique des aimants permanents situés dans le support casque. Ceci entraîne donc une force de répulsion permettant de limiter les mouvements de la tête en flexion/extension, inflexion latérale, rotation axiale et compression. La Figure 6-24 présente différents points de vue du positionnement du dispositif sur le motocycliste.



Figure 6-24 Vue isométrique et vue latérale du prototype virtuel
« magnétisme inactif » et « magnétisme actif »

Les aimants permanents sont positionnés tout autour du support placé sur le casque de sorte que leur champ magnétique puisse interagir avec celui des électro-aimants lorsqu'ils sont actifs (Figure 6-25). De la même manière, les électro-aimants sont positionnés tout autour du support placé sur le thorax.



Figure 6-25 Positionnement des composants électroniques,
des électro-aimants et des aimants permanents.

La Figure 6-26 présente, à partir de différentes vues filaires, la nomenclature du concept avec les différents composants.

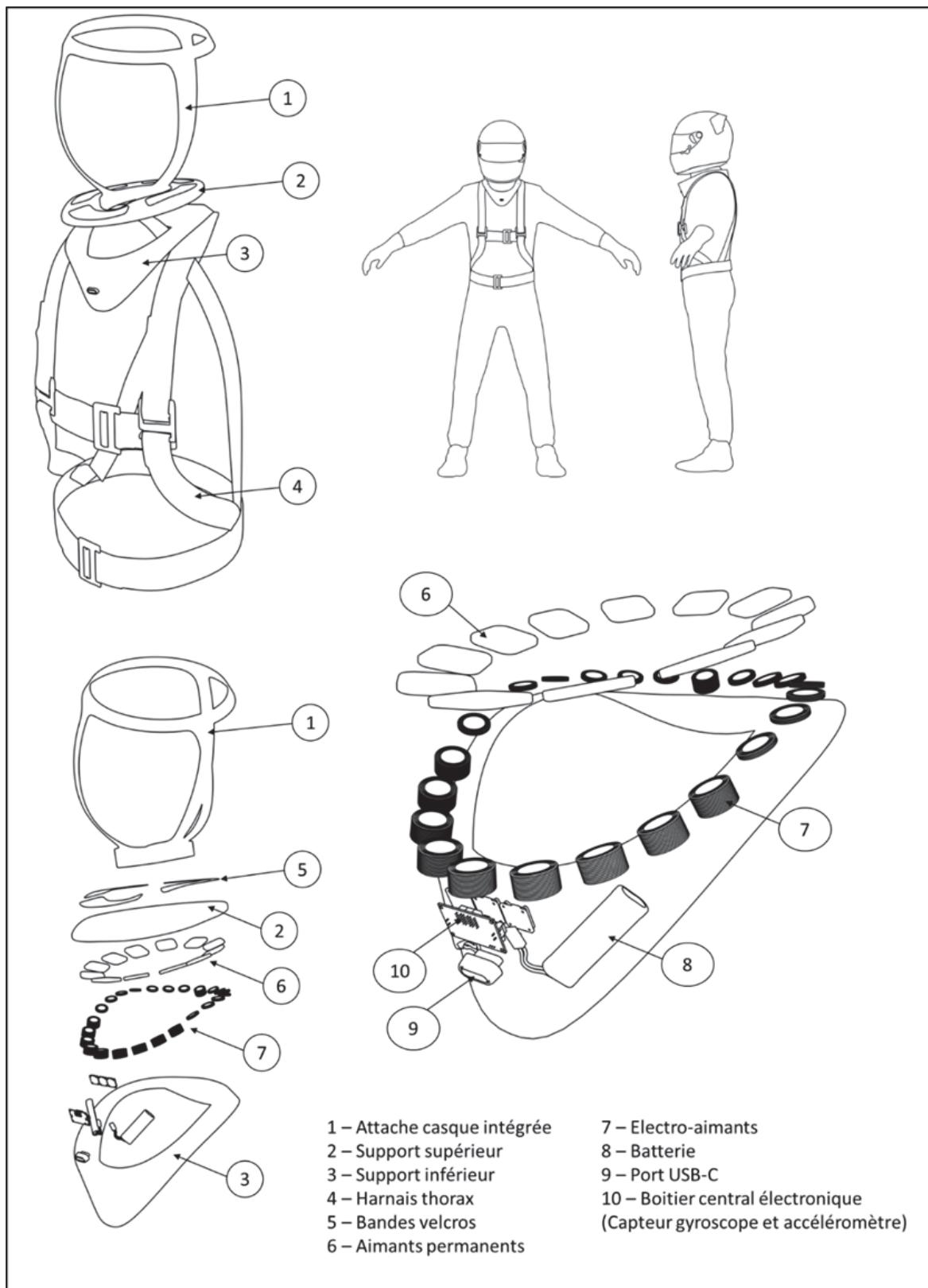


Figure 6-26 Présentation filaire du concept « coussin gonflable inférieur »

6.3.2.3 Evaluation préliminaire

Comme pour le concept « coussin gonflable inférieur », ce second concept peut être évalué préliminairement à partir de la méthode développée. Les quatre critères liés à la satisfaction de conduite sont évalués de façon approximative. Il n'est cependant pas apparu envisageable d'évaluer les critères liés à la capacité de protection et à la visibilité sécuritaire de conduite.

Critère d'encombrement

Sur ce concept, deux parties sont prises en compte pour la mesure de l'encombrement. Le support supérieur fixé sur le casque induit un encombrement d'environ 15mm. Le support inférieur fixé sur le thorax induit un encombrement de 30mm. Ces estimations sont faites grâce à des mesures sur le modèle numérique du concept. Au total, la distance d'encombrement estimée est de 45mm. Par conséquent, le score du critère d'encombrement est estimé à 1 selon le barème développé (Tableau 6-8).

Tableau 6-8 Estimation du score du critère d'encombrement du concept « Electro-aimants »

Nom du critère d'évaluation	Objectif	Cible	Cote	Performance	Concept « Electro-aimants»
Critère d'encombrement	↓	0 mm	5	Encombrement = 0 mm	
			4	0 mm < Encombrement < 20 mm	
			3	20 mm ≤ Encombrement < 30 mm	
			2	30 mm ≤ Encombrement < 40 mm	
			1	40 mm ≤ Encombrement < 50 mm	X
			0	Encombrement ≥ 50 mm	

Critère de masse

Afin d'évaluer le critère de masse, il était nécessaire de faire une estimation de la masse de chacun des composants du concept afin d'obtenir sa masse globale. A noter qu'il ne s'agit que d'une estimation préliminaire de la masse globale. La masse totale du concept est établie à 1620 grammes selon les estimations suivantes : attache casque intégrée 50g, support supérieur 100g, support inférieur 150g, harnais thorax 200g, bandes velcros 10g, aimants permanents/électro-

aimants 600g, batterie 400g, port USB 10g, boîtier central 100g. Le score du critère de masse est donc estimé à 0 selon le barème développé (Tableau 6-9).

Tableau 6-9 Estimation du score du critère de masse du concept « Electro-aimants »

Nom du critère d'évaluation	Objectif	Cible	Cote	Performance	Concept « Electro-aimants»
Critère de masse ↓	420 g		5	Masse \leq 420 g	
			4	420 g < Masse < 600 g	
			3	600 g \leq Masse < 800 g	
			2	800 g \leq Masse < 1000 g	
			1	1000 g \leq Masse < 1200 g	
			0	Masse \geq 1200 g	X

Critère d'ajustement

Le critère d'ajustement permet d'évaluer le nombre d'ajustements disponibles afin d'adapter le dispositif à son utilisateur. Ce concept présente 3 ajustements au niveau du thorax. Un score de 3 est donc estimé pour ce critère d'ajustement (Tableau 6-10).

Tableau 6-10 Estimation du score du critère d'ajustement du concept « Electro-aimants »

Nom du critère d'évaluation	Objectif	Cible	Cote	Performance	Concept « Electro-aimants»
Critère d'ajustement ↑	5 ajustements		5	5 ajustements	
			4	4 ajustements	
			3	3 ajustements	X
			2	2 ajustements	
			1	1 ajustement	
			0	Aucun ajustement	

Critère de dépassement

La distance de dépassement du concept « Electro-aimants » est mesurée directement sur le modèle numérique. Cette distance concerne le support inférieur puisque le support supérieur est intégré dans le prolongement du casque de protection. La distance de dépassement mesurée vers l'arrière est de 5mm. La distance de dépassement mesurée sur l'avant est de 20mm. La

moyenne de distance de dépassement est donc de 12,5mm. Un score de 4 est donc estimé pour ce critère de dépassement (Tableau 6-11).

Tableau 6-11 Estimation du score du critère de dépassement du concept « Electro-aimants »

Nom du critère d'évaluation	Objectif	Cible	Cote	Performance	Concept « Electro-aimants»
Critère de dépassement ↓	0 mm		5	Dépassement < 10 mm	
			4	10 mm ≤ Dépassement < 20 mm	X
			3	20 mm ≤ Dépassement < 30 mm	
			2	30 mm ≤ Dépassement < 40 mm	
			1	40 mm ≤ Dépassement < 50 mm	
			0	Dépassement ≥ 50 mm	

Critère de visibilité sécuritaire de conduite

Comme pour le concept « coussin gonflable inférieur », le critère de visibilité sécuritaire de conduite est estimé de façon préliminaire grâce à l'intégration du modèle numérique du concept « Electro-aimants » sur le mannequin du logiciel de conception assistée par ordinateur Catia (Figure 6-27). Pour le mouvement en extension, le contact entre le dispositif et le haut du dos du mannequin entraîne une restriction de 14°. Pour le mouvement en flexion, le contact entre le dispositif et le thorax du mannequin entraîne une restriction de 11° (Figure 6-28). Pour le mouvement flexion/extension, la restriction globale est donc de 29°. Pour le mouvement en rotation axiale droite, il n'y a aucun contact entre le dispositif et les épaules. La restriction totale pour rotation axiale droite/gauche est donc de 0° (Figure 6-29). Pour le mouvement inflexion latérale, le contact entre le dispositif et l'épaule du mannequin entraîne une restriction de 7°. La restriction totale pour l'inflexion latérale droite/gauche est donc de 14° (Figure 6-30).

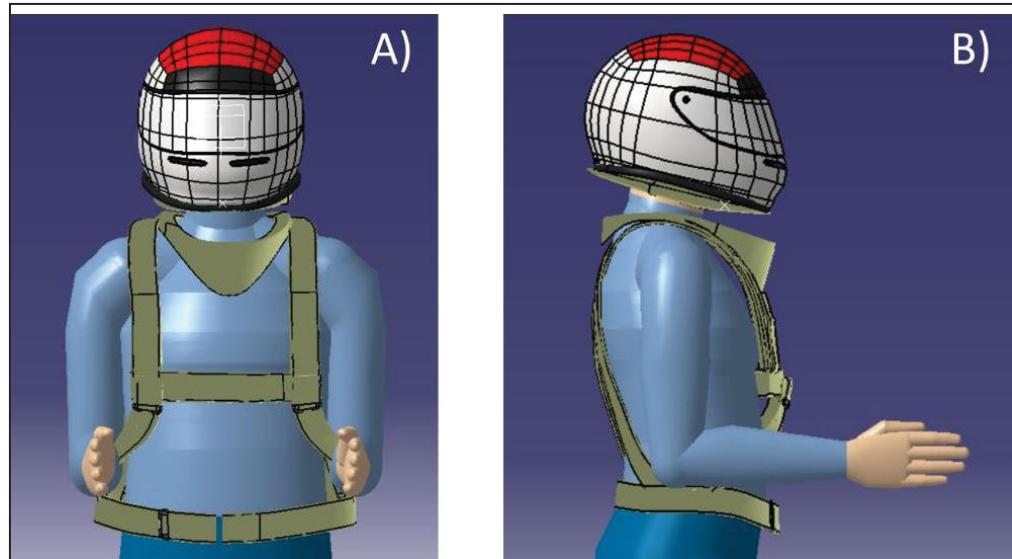


Figure 6-27 Position neutre du mannequin Catia avec le concept « Electro-aimants ». A) Vue de face B) Vue latérale

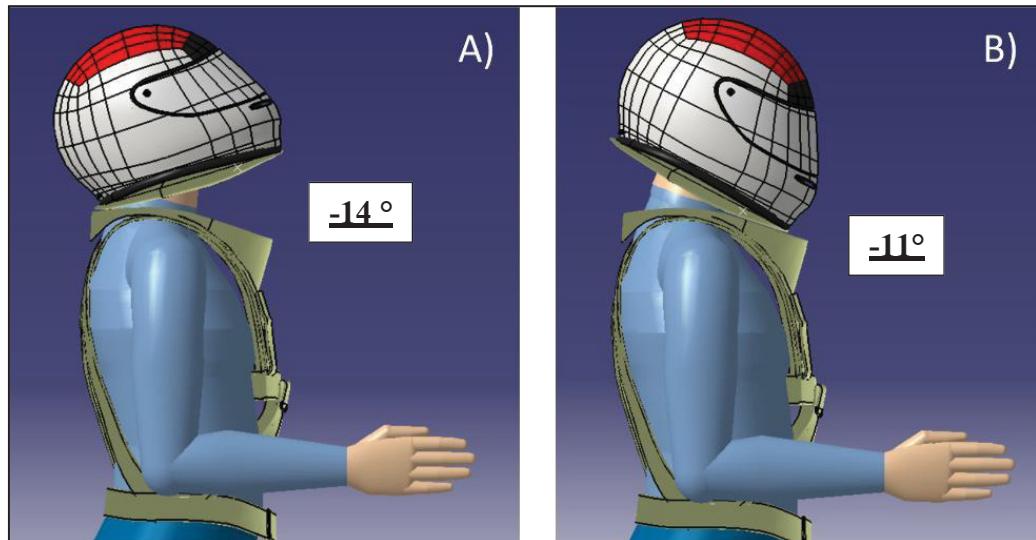


Figure 6-28 Mouvement flexion/extension du mannequin Catia avec le concept « Electro-aimants ». A) Vue latérale du mouvement d'extension
B) Vue latérale du mouvement de flexion

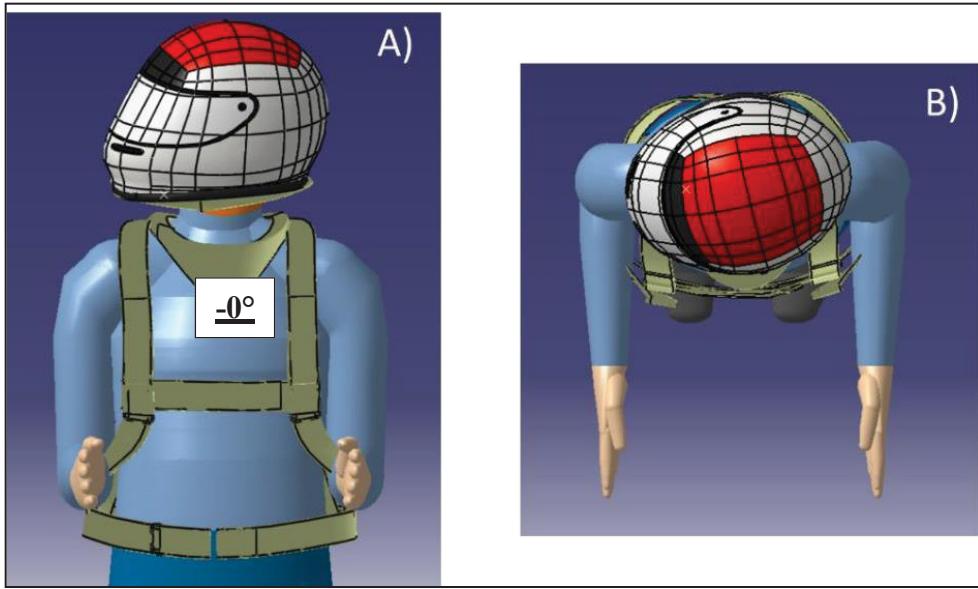


Figure 6-29 Mouvement rotation axiale droite du mannequin
Catia avec le concept « Electro-aimants ».
A) Vue de face B) Vue du dessus

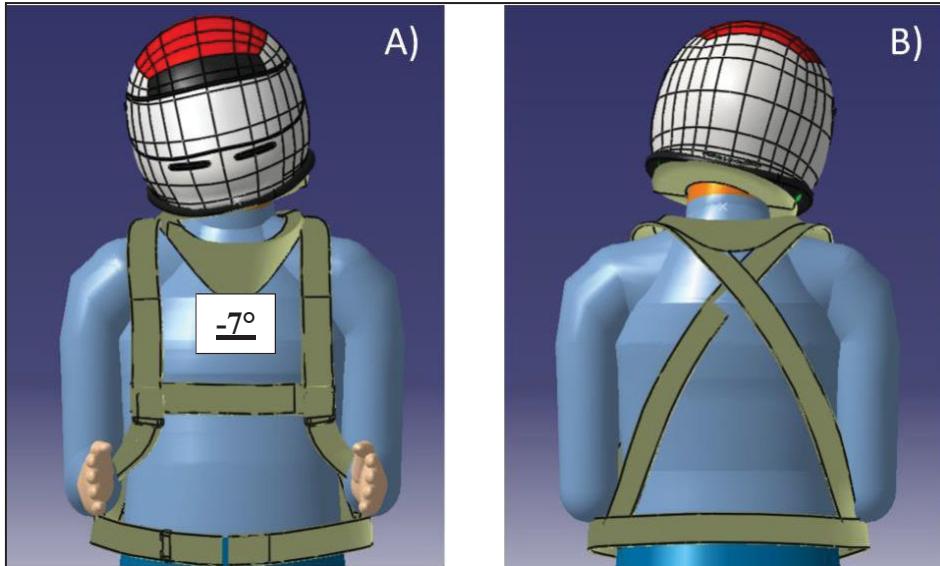


Figure 6-30 Mouvement inflexion latérale droite du mannequin
Catia avec le concept « Electro-aimants ».
A) Vue de face B) Vue arrière

Comme pour le concept « coussin gonflable inférieur », les sous-indicateurs « scooter » et « moto de course » sont remplacés par un unique indicateur « position debout » dans le cadre de l'évaluation préliminaire du critère de visibilité sécuritaire de conduite pour le concept « Electro-aimants » (Tableau 6-12).

Tableau 6-12 Récapitulatif des amplitudes de mouvements pour le calcul de la moyenne approximative finale de restriction du concept « Electro-aimants »

Mouvements	Amplitude de mouvement sans dispositif	Amplitude de mouvement avec le concept « coussin gonflable inférieur »	Indicateur position debout (restriction en %)	Moyenne finale (%)
Flexion/Extension	116.92°	87.92 ° (116.92 – 29)	24,80	13,26
Rotation axiale	152.14°	152.14° (152.14 – 0)	0	
Flexion latérale	93.42°	79.42° (93.42 – 14)	14,98	

Avec une restriction moyenne estimée à 13,26 %, le concept « Electro-aimants » dispose d'un score de 4/5 selon le barème (Tableau 6-13).

Tableau 6-13 Estimation du score du critère de visibilité sécuritaire de conduite du concept « Electro-aimants »

Nom du critère d'évaluation associé	Objectif	Cible	Cote	Performance	Concept « Electro-aimants»
Critère de visibilité sécuritaire de conduite	↓	0 %	5	Réduction = 0 %	
			4	0 % < Réduction < 20 %	X
			3	20 % ≤ Réduction < 30 %	
			2	30 % ≤ Réduction < 40 %	
			1	40 % ≤ Réduction < 50 %	
			0	Réduction ≥ 50%	

6.3.3 Bilan d'évaluation préliminaire

Bien qu'étant développé à un stade encore préliminaire, ces deux concepts ont néanmoins pu être partiellement évalués à partir de la méthode d'évaluation développée. En effet, cinq des

sept critères ont été déterminés, permettant d'évaluer approximativement la sécurité et la satisfaction de conduite. L'évaluation des performances des deux derniers critères (critère de protection qualitatif et critère de protection quantitatif) n'a pas pu être effectuée dans ces travaux. En effet, les concepts et leurs modèles numériques associés ne sont à ce jour pas assez avancés pour permettre l'évaluation détaillée de ces critères. L'évaluation préliminaire mise en place permet tout de même de faire un premier bilan comparatif entre ces deux concepts en excluant les critères de protection quantitatif et qualitatif, non évalués. (Tableau 6-14)

Tableau 6-14 Bilan de l'évaluation préliminaire du concept « Coussin gonflable inférieur »

	Coefficient de pondération	Score concept Coussin gonflable inférieur (/5)	Score concept Electro-aimants (/5)
Critère de visibilité sécuritaire de conduite	38	4	4
Critère d'encombrement	33	3	1
Critère de masse	31	2	0
Critère d'ajustement	25	5	3
Critère de dépassement	21	5	4
Score final pondéré	/	<u>3,66</u>	<u>2,32</u>

Pour la sécurité de conduite, les deux concepts semblent peu restreindre l'amplitude de mouvement de la tête (inférieur à 20% en moyenne), attestant d'une visibilité sécuritaire de conduite de très bonne qualité. Ceci met en avant des perspectives d'amélioration intéressantes vis-à-vis des dispositifs EVS et Leatt Brace testés à travers la méthode (4/5 pour le concept « coussin gonflable inférieur » ; 4/5 pour le concept « Electro-aimants » ; 2/5 pour l'EVS ; 3/5 pour le Leatt Brace). Afin de poursuivre l'évaluation de ce critère, il serait pertinent de placer le mannequin numérique en posture de conduite « scooter » et « moto de course ». Ceci permettrait d'évaluer avec plus de précision ce critère de visibilité sécuritaire de conduite. En revanche, il semble à ce jour complexe d'intégrer la mesure des restrictions en translation à partir de ce mannequin numérique et le module d'analyse associé. La satisfaction utilisateur a également pu être évaluée sur les deux concepts développés. Le concept « coussin gonflable inférieur » semble montrer un bon niveau de performance pour ce qui est de l'encombrement comparativement au concept « Electro-aimants » ainsi qu'à l'EVS et Leatt Brace (3/5 pour le

concept « coussin gonflable inférieur » ; 1/5 pour le concept « Electro-aimants » ; 1/5 pour l'EVS ; 2/5 pour le Leatt Brace). Concernant le critère de masse, les concepts « coussin gonflable inférieur » et « Electro-aimants » ont un niveau de performance respectivement passable et médiocre traduisant une baisse du niveau de performance par rapport aux dispositifs EVS et Leatt Brace (2/5 pour le concept « coussin gonflable inférieur » ; 0/5 pour le concept « Electro-aimants » ; 4/5 pour l'EVS ; 3/5 pour le Leatt Brace). Le niveau de performance d'ajustement est excellent pour le concept « coussin gonflable inférieur ». Ceci se traduit par une amélioration de la performance par rapport au concept « Electro-aimants » et aux dispositifs EVS et Leatt Brace (5/5 pour le concept « coussin gonflable inférieur » ; 3/5 pour le concept « Electro-aimants » ; 4/5 pour l'EVS ; 3/5 pour le Leatt Brace). Enfin, le critère de dépassement est d'un niveau performance respectivement excellent et très bon pour le concept « coussin gonflable inférieur » et le concept « Electro-aimants ». Une perspective d'amélioration est également mise en avant pour ce critère vis-à-vis des dispositifs EVS et Leatt Brace (5/5 pour le concept « coussin gonflable inférieur » ; 4/5 pour le concept « Electro-aimants » ; 3/5 pour l'EVS ; 3/5 pour le Leatt Brace).

Cette évaluation préliminaire des performances, qui n'intègre pas les critères de protection qualitatif et quantitatif, semble mettre en avant le concept « coussin gonflable inférieur ». Le concept « Electro-aimants » semble quant à lui procurer un niveau de performance préliminaire inférieur aux dispositifs EVS et Leatt Brace (Score de performance préliminaire : 3,66/5 pour le concept « coussin gonflable inférieur » ; 2,32/5 pour le concept « Electro-aimants » ; 2,76/5 pour l'EVS ; 2,43/5 pour le Leatt Brace).

6.3.4 AMDEC et raffinement des concepts

La méthode AMDEC appliquée aux concepts développés permet d'assurer leur fiabilité en améliorant leur conception. Pour chacun des différents composants de ces concepts, le principe est d'identifier les modes de défaillance ainsi que les causes, effets et principes de détection associés. Pour chaque mode de défaillance, un score de criticité est calculé grâce à la combinaison de trois paramètres : la détection du mode de défaillance, la probabilité

d'occurrence de la défaillance et la gravité des effets des modes de défaillances. À la suite de cette analyse, des actions préventives et correctives sont proposées pour ces différents modes de défaillances afin de minimiser le score de criticité. Le score final de criticité pour chaque mode de défaillance correspond aux risques résiduels que peut entraîner l'utilisation des concepts. Les modes de défaillances impliquant les scores de criticité supérieurs à 100 (très critique) sont présentés dans le Tableau 6-15 (concept « coussin gonflable inférieur ») et le Tableau 6-18 (concept « Electro-aimants »). L'analyse AMDEC détaillée pour ces deux concepts est présentée en ANNEXE VII.

Tableau 6-15 Modes de défaillances avec les scores de criticité supérieurs à 100 selon AMDEC pour le concept « coussin gonflable inférieur »

Composant	Mode de défaillance	Criticité avant actions	Actions correctives et préventives	Criticité finale
Capteur de choc/chute	Problème électronique	405	Sélectionner des capteurs et composants de qualité supérieure et mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable.	81
	Absence d'alimentation électrique	270	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante.	54
Coussin gonflable	Problème d'étanchéité du coussin	216	Mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable. Renforcer le coussin avec un matériau plus adéquat puis éliminer les zones de frottement potentielles à l'intérieur du support.	36
	Déploiement du coussin lors d'un événement non lié à un accident	192	Intégrer un système de détection (capteur choc/chute) sur le 2RM et non sur le motocycliste.	48

Boîtier central électronique	Problème électronique	270	Sélectionner des composants de qualité supérieure et mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable.	81
	Absence d'alimentation électrique	180	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante.	27
Générateur de Gaz	Aucun déclenchement du détonateur	315	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante.	54

L'application de la méthode AMDEC sur le concept « coussin gonflable » a permis d'identifier sept modes de défaillances considérés critiques (criticité > 100). Pour six des sept modes de défaillance, le risque final est la « non protection » du rachis cervical du fait de l'absence du déclenchement du coussin gonflable. Pour pallier à ces modes de défaillances, plusieurs actions peuvent être proposées dans un objectif d'amélioration du concept. Premièrement, un renforcement du coussin avec un matériau plus résistant permettrait d'éviter les problèmes d'étanchéité afin d'assurer un gonflement optimal. Deuxièmement, une modification de la conception du support permettrait d'éliminer les zones de frottement potentielles du coussin afin de limiter les problèmes d'étanchéité du coussin. Troisièmement, la sélection de composants (électroniques/électriques), batterie et capteurs (de choc et chute) de qualité supérieure permettrait d'éviter les problèmes de déclenchement du coussin. Pour le dernier mode de défaillance, le risque final identifié concerne la blessure du rachis cervical du fait d'un déclenchement du coussin gonflable non souhaité. Pour éviter le déclenchement non souhaité du coussin d'air, il serait pertinent d'intégrer un système de détection des chocs/chutes sur le 2RM et non sur le motocycliste. Enfin, d'un point de vue correctif, une maintenance trimestrielle du dispositif ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable devra être envisagée.

Tableau 6-16 Modes de défaillances avec les scores de criticité supérieurs à 100 selon AMDEC pour le concept « Electro-aimants »

Composant	Mode de défaillance	Criticité avant actions	Actions correctives et préventives	Criticité finale
Electro-aimants/aimants permanents	Absence du phénomène d'électromagnétisme	378	Mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque activation des électroaimants.	81
	Déclenchement non souhaité des électroaimants	315	Intégrer un système de détection (capteur choc/chute) sur le 2RM et non sur le motocycliste	54
	Augmentation de la masse et l'inertie du casque	280	Sélectionner des types d'aimants permanents et électroaimants d'une masse inférieure	48
Capteur de choc/chute	Problème électronique	112	Sélectionner des capteurs et composants de qualité supérieure et mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du système électromagnétique.	24

Concernant le concept « Electro-aimants », quatre modes de défaillance sont considérés critiques. Pour deux des quatre modes de défaillances identifiés, le risque final est la non protection du rachis cervical du fait de l'absence du phénomène d'électromagnétisme. Pour les deux autres modes de défaillance, le risque final identifié concerne la blessure du rachis cervical du fait soit d'un déclenchement non souhaité du phénomène d'électromagnétisme, soit d'une augmentation de la masse du casque et donc de l'inertie lors du choc. Pour pallier à ces modes de défaillances, plusieurs actions peuvent être proposées dans un objectif d'amélioration du concept. Premièrement, pour réduire la masse totale du casque, il serait pertinent de sélectionner des aimants permanents et des électroaimants d'une masse inférieure. Deuxièmement, pour éviter le déclenchement non souhaité du phénomène d'électromagnétisme, il serait pertinent d'intégrer un système de détection des chocs/chutes sur le 2RM et non sur le motocycliste. Troisièmement, pour éviter les problèmes du déclenchement de phénomène d'électromagnétisme, il serait pertinent de sélectionner des

composants (électroniques/électriques), batterie et capteurs (de choc et chute) de qualité supérieure. Enfin, d'un point de vue correctif, une maintenance trimestrielle du dispositif ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable devra être envisagée. Bien que des risques résiduels soient encore présents après la présentation des différentes actions, l'application de la méthode AMDEC a permis de réduire sensiblement le niveau de criticité pour chacun des composants des concepts. Ces pistes de raffinement devront donc être intégrées dans la prochaine étape de développement de ce concept.

6.4 Conclusion

L'objectif de ce chapitre était d'amorcer le développement de dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes. Une phase de recherche créative réalisée grâce à un exercice de remue-méninges a permis l'émergence de 9 concepts. L'utilisation d'une matrice de filtrage (matrice de Pugh) basée sur les différents critères du cahier des charges développés a fait ressortir deux concepts : le concept « coussin gonflable inférieur » et le concept « Electro-aimants ». Le développement de l'architecture produit suivi de l'élaboration d'un prototype virtuel ont permis d'obtenir un premier modèle numérique de chacun des deux concepts. Bien qu'étant développé à un stade encore préliminaire, ces deux concepts ont néanmoins pu être partiellement évalués à partir de la méthode d'évaluation développée. En effet, cinq des sept critères ont été évalués, permettant d'évaluer partiellement la sécurité et la satisfaction de conduite. L'évaluation des performances des deux derniers critères (critère de protection qualitatif et critère de protection quantitatif) n'a pas pu être effectuée dans ces travaux. En effet, les concepts et leurs modèles numériques associés ne sont à ce jour pas assez avancés pour permettre l'évaluation de ces critères. Enfin, l'utilisation de la méthode AMDEC sur ces deux concepts a permis d'identifier les modes de défaillance, les causes, les effets et les principes de détection associés à chacun de leurs composants. Pour les modes de défaillance avec la criticité la plus élevée, des actions préventives et correctives ont pu être proposées permettant de cibler les perspectives de raffinement de ces concepts. La phase de raffinement constituera la prochaine étape du développement de ces concepts.

CHAPITRE 7

DISCUSSION GÉNÉRALE

Ces travaux se sont articulés autour de la question de recherche suivante : comment renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes sans compromettre leur sécurité et satisfaction de conduite ? Pour y répondre, l'objectif principal de cette thèse était de mettre au point une méthode multicritères permettant l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes. Cette discussion générale s'organise en quatre sections, qui viseront à discuter des choix méthodologiques et résultats obtenus sur les grandes étapes de cette recherche : l'élaboration du cahier des charges, le développement de la méthode d'évaluation, l'évaluation des dispositifs existants et enfin le développement de concepts.

7.1 Le cahier des charges

Le cahier des charges constituait le point de départ de ces travaux de recherche et a été défini selon sept critères répartis en trois catégories : la capacité de protection, la sécurité de conduite et la satisfaction de conduite. Ce sont ces différents critères qui étaient donc à prendre en considération dans l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical chez les motocyclistes. A partir de l'analyse fine de l'existant et de la clientèle, les attentes autour de la protection cervicale ont pu être définies sous forme d'attributs et spécifications techniques. Caractérisées par des valeurs cibles et des objectifs, ces spécifications techniques ont été hiérarchisées grâce au déploiement de la fonction qualité (QFD), outil couramment utilisé dans la conception de produits. Les sept spécifications techniques considérées prioritaires selon cet outil ont pu être chacune associées à un critère d'évaluation. La première catégorie concerne la capacité de protection avec le critère de protection qualitatif et le critère de protection quantitatif. La deuxième catégorie concerne la sécurité de conduite avec le critère de visibilité sécuritaire de conduite. La troisième et dernière catégorie concerne la satisfaction utilisateur avec les critères de dépassement, de masse, d'ajustement et d'encombrement. Par ailleurs, ce cahier des charges intègre également des critères de restriction, indispensables pour confirmer la viabilité des dispositifs. Afin de finaliser ce cahier des charges, un barème a pu être élaboré

pour chacun des critères dans l'objectif d'évaluer leur niveau de performance. L'étude de la littérature n'a pas permis d'identifier des analyses détaillées des besoins autour de la protection cervicale chez les motocyclistes. Précurseur du développement de ces équipements il y a une dizaine d'année, Chris Leatt présente, dans un rapport détaillé, l'ensemble des étapes du développement de ce dispositif pour une utilisation spécifique en compétition (Leatt, 2007). A partir de son brevet (WO 2010/061348 A1, Leatt, 2007), de nombreux manufacturiers ont pu ces dernières années développer leurs propres produits en vue d'une utilisation généralisée pour tous types de motocyclistes. En revanche, aucune redéfinition du besoin ne semble avoir été effectuée, ce qui pourrait être l'une des explications quant au faible taux d'adhésion de ces dispositifs. Si l'on se base sur les travaux réalisés par Leatt, il semblerait que l'unique point commun avec le cahier des charges développé dans ces travaux concerne la prise en compte de la capacité de protection du dispositif. En effet, il ne semble s'être concentré que sur le critère de protection comme la majorité des manufacturiers aujourd'hui. Ce cahier des charges donc la particularité d'ajouter deux dimensions apparues également essentielles : la sécurité et la satisfaction de conduite des motocyclistes. Ces deux aspects ont pu émaner d'une analyse de forums d'usagers de deux roues motorisés. Des aspects tels que la visibilité de conduite, la masse du dispositif, son ajustement et l'esthétique sont apparus primordiaux aux yeux de nombreux utilisateurs. L'autre intérêt de ce cahier des charges concerne l'élaboration du barème d'évaluation de la performance des différents critères. Toujours basé sur une analyse de l'existant, des attentes et des exigences autour de la protection cervicale, ce barème ajoute un détail non négligeable en vue de l'évaluation de ces dispositifs. Enfin, une des particularités de ce cahier des charges concerne également la prise en compte de l'aspect multidirectionnel des chargements au niveau de la tête lors des chocs. En effet, la plupart des méthodes d'évaluation des risques de blessures ne tiennent pas compte de cette spécificité. Ce cahier des charges, issu d'un important travail d'analyse, constitue le pilier central de ces travaux de recherche.

7.2 La méthode d'évaluation

A partir du cahier des charges et les sept critères d'évaluation associés, une méthode d'évaluation a été développée et est constituée de deux volets : un volet numérique traitant de la capacité de protection et un volet expérimental traitant de la satisfaction/sécurité de conduite.

7.2.1 Volet numérique

Pour l'évaluation de la capacité de protection des dispositifs, la première clef de ce volet numérique concernait la définition d'un protocole de simulation facile à mettre en œuvre, adaptable selon les modèles par éléments finis utilisés et représentatif de situations réelles d'accident de 2RM. Ce protocole se caractérise par la simulation de trois cas de chargement à deux vitesses d'impact (3m/s et 7m/s) : un impact en extension/compression, un impact en flexion/compression et un impact en inflexion latérale/compression. Ce protocole numérique s'est donc distingué par l'intégration d'une dimension multidirectionnelle des impacts en prenant en compte le caractère complexe des mécanismes lésionnels liés aux traumatismes du rachis cervical lors d'accidents de 2RM. Les modèles HUMOS et SM2S, successivement utilisés dans cette étude, ont permis de mener cette évaluation de la capacité de protection. Ce type d'étude numérique lié à la protection cervicale a déjà été mené à plusieurs reprises mais différent sur certains aspects. (J Sun et al., 2012) a mis en place un plan d'expérience complet faisant varier plusieurs paramètres tels que la direction, l'orientation et la vitesse d'impact. Cependant, la simple utilisation du modèle HUMOS ne procure pas des résultats avec le même niveau de précision que lors du couplage HUMOS/SM2S comme présenté dans ces travaux. L'étude de (Meyer et al., 2018) s'est également intéressée aux effets des dispositifs sur la protection du rachis cervical notamment grâce à l'utilisation du modèle numérique SUFEHN. Bien que ce modèle soit plus raffiné que le modèle HUMOS, cette étude ne semble s'intéresser qu'aux impacts en compression avec une très légère prise en compte de l'extension ou de la flexion. Enfin, l'étude de (Khosroshahi et al., 2019) est similaire au protocole développé avec la mise en place de trois cas de chargement sur le modèle THUMS combinant extension/compression, flexion/compression et inflexion latérale/compression. Cette étude ne s'est cependant concentrée que sur une unique vitesse d'impact à 7,5m/s. les impacts

multidirectionnels sont essentiels dans la mise en œuvre dans ce protocole d'évaluation numérique. Bien qu'appliqué sur les modèles HUMOS et SM2S, ce protocole est définitivement adaptable et facile à mettre en œuvre avec d'autres modèles par éléments finis du corps humain.

Dans ce volet numérique, deux des sept critères sont évalués. Il s'agit du critère de protection qualitatif et du critère de protection quantitatif. Déterminés à partir de l'extraction et l'analyse des simulations réalisées selon le protocole numérique discuté précédemment, ces critères permettent d'obtenir des résultats détaillés concernant l'atteinte du rachis cervical. Grâce à l'utilisation d'un principe comparatif (configuration « avec dispositif » et configuration « sans dispositif »), ces deux critères ont pour objectifs de caractériser la capacité d'un dispositif à protéger le rachis cervical. Le critère quantitatif se concentre sur les contraintes de Von Mises pour les vertèbres, les disques intervertébraux et la moelle épinière et les déformations plastiques pour les ligaments. Le critère qualitatif permet quant à lui de mener une analyse plus fine des résultats de simulation grâce au pointage du type de lésion et à la classification SLIC (Subaxial Injury Classification). Après analyse détaillée de la littérature, ces typologies de critères ne semblent pas avoir déjà été utilisées dans le cas d'études des traumatismes du rachis. D'autres critères lésionnels spécifiques au rachis cervical tels que le NIC, Nij ou Nkm sont régulièrement employés pour des études numériques et expérimentales. Cependant, du fait de leur utilisation dans le cas de chargements unidirectionnels (impact arrière ou frontal), ces critères n'apparaissent pas adaptés au cas des traumatismes du rachis cervical en 2RM. Dans leurs études, (Gobbi et al., 2019; Meyer et al., 2018) ont quand même fait le choix d'utiliser les critères Nij et Nkm. Ceci est probablement dû à l'aspect quasi unidirectionnel des impacts mis en jeu dans leurs études. Par ailleurs, certains ajustements pourraient être nécessaires sur les critères quantitatifs et qualitatifs. Pour le critère quantitatif, il pourrait être pertinent d'intégrer des coefficients de pondération selon les zones anatomiques touchées afin de mettre un accent supplémentaire sur la gravité des lésions. Pour le critère qualitatif, il pourra être pertinent d'ajouter le « statut neurologique » au calcul du score SLIC grâce à l'intégration de la moelle épinière au modèle SM2S. Ces deux critères d'évaluation de la protection du rachis cervical permettent de tirer profit du niveau de détail des modèles par éléments finis tels que

le SM2S. Avec des principes de calcul facilement modifiables, ils semblent montrer des perspectives d'adaptation intéressantes permettant l'utilisation d'autres modèles tels que le THUMS ou GHBMC.

7.2.2 Volet expérimental

La visibilité sécuritaire de conduite constituait le premier des cinq critères évalués dans ce volet expérimental. Dans ce cadre, il s'agissait d'évaluer le niveau de sécurité de conduite engendré par l'utilisation d'un dispositif de protection du rachis cervical. Trois phases ont permis l'élaboration de ce critère. La première phase visait à proposer une technique permettant l'acquisition des amplitudes de la tête chez les motocyclistes en intégrant les mouvements en rotation et en translation (Lecouplet et al., 2019). La deuxième phase visait à confirmer les effets de la posture (type de 2RM utilisé) et des dispositifs de protection sur la mobilité articulaire de la tête. (Lecouplet et al. (2021)). La troisième phase visait à définir le mode de calcul de ce critère. Cette typologie de critère lié à la sécurité de conduite ne semble jamais avoir été prise en considération dans l'évaluation des dispositifs de protection. Bien que certaines études se soient intéressées aux postures de conduite chez les motocyclistes (Barone & Curcio, 2004; Karmegam et al., 2013; Ospina-Mateus & Quintana, 2019; Rajhans & Amrutkar, 2011; S. A. Robertson & Minter, 1996), aucune ne semble avoir intégré la présence de dispositifs de protection du rachis cervical. Par ailleurs, l'évaluation de ce critère de visibilité sécuritaire de conduite pourrait s'avérer parfois complexe. En effet, ce type de mesure d'amplitudes de mouvements de la tête nécessite la sollicitation de sujets volontaires. Le recrutement de ces sujets étant compliqué à mettre en place, la mesure de ces amplitudes pourrait être rendue systématique grâce à l'utilisation d'un mannequin anthropométrique articulé. Ce type de mannequin automatisé pourrait reproduire les amplitudes de mouvements physiologiques de l'homme afin d'automatiser l'acquisition. Enfin, le score de ce critère de visibilité sécuritaire de conduite est basé sur un seuil maximal de réduction fixé à 50%. A ce jour, ce seuil n'est qu'approximatif puisque la littérature ne présente aucune étude portant sur l'analyse de la mobilité articulaire de la tête nécessaire pour une conduite en sécurité. Pour déterminer une valeur seuil pour les différents mouvements, il pourrait donc être judicieux de mener par la suite, une étude de cette mobilité articulaire grâce à l'utilisation d'un simulateur

de conduite. Bien que nécessitant encore certains ajustements et travaux supplémentaires, ce critère lié à la sécurité de conduite des motocyclistes ajoute une dimension originale dans l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical.

Le volet d'évaluation expérimental se caractérisait également par la prise en compte des critères d'encombrement, de masse, d'ajustement et de dépassement. À travers ceux-ci, il s'agissait d'évaluer la satisfaction de conduite des motocyclistes engendrée par l'utilisation d'un dispositif de protection du rachis cervical. Bien que cette satisfaction utilisateur contienne une dimension subjective, il était nécessaire de la rendre mesurable grâce à la mise en place d'un barème d'évaluation pour chacun des quatre critères. L'évaluation du critère de masse et du critère d'ajustement a pu être réalisée à partir des données techniques du produit alors que les critères d'encombrement et de dépassement, caractérisant tous deux la discréption visuelle, ont été évalués à partir de mesures effectuées à l'aide d'un mètre ruban. L'étude de la littérature ne semble pas présenter de travaux prenant en considération cette dimension utilisateur dans l'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical. Dans son rapport détaillé (Leatt, 2009) ne semble pas évoquer la dimension utilisateur et ne se concentre que sur l'aspect protecteur du dispositif. Ceci pourrait s'expliquer par le contexte d'utilisation spécifique prévu lors de la conception de ce dispositif qu'est la compétition. Les études de (Gobbi et al., 2019; Khosroshahi et al., 2019; Meyer et al., 2018) n'intègrent également que la capacité de protection de ces dispositifs. Bien qu'étant prioritaire, comme le montre le cahier des charges développé dans ces travaux, cet aspect protecteur ne doit pas être l'unique paramètre à intégrer dans l'évaluation de ces équipements. Comme le critère de visibilité sécuritaire de conduite, les différents critères liés à la satisfaction utilisateur doivent être évalués avec attention. La négligence autour de cette satisfaction utilisateur pourrait être une explication supplémentaire au faible taux d'adhésion de ces équipements de protection.

7.2.3 Restrictions

Les restrictions mises en place dans le cahier des charges constituent des éléments clefs quant à la viabilité d'un dispositif de protection du rachis cervical et sont au nombre de trois. La première restriction concerne la capacité de protection. Si l'utilisation du dispositif entraîne

une augmentation de la vulnérabilité du rachis cervical, le dispositif n'est pas considéré comme viable. Pour caractériser l'augmentation de la vulnérabilité, cette première restriction s'est concentrée sur l'augmentation des contraintes/déformations pour chaque siège anatomique de façon distincte. Dans l'objectif d'améliorer la compréhension de la vulnérabilité du rachis cervical, il pourrait être pertinent de définir l'augmentation ou non de celle-ci en prenant en compte les sièges anatomiques dans leur ensemble et non un à un. Cela pourrait se traduire par une analyse du résultat obtenu pour l'indicateur à chaque cas de chargement. La deuxième restriction concerne la mobilité articulaire de la tête liée à la sécurité de conduite. Si l'utilisation du dispositif entraîne une restriction d'amplitude articulaire supérieure à la limite seuil de 50% fixée, il n'est pas considéré comme viable. Cette valeur seuil n'est fixée qu'arbitrairement puisqu'à ce jour aucune donnée de la littérature ne permet de préciser les amplitudes nécessaires pour une conduite de 2RM en sécurité. Lorsque des informations précises seront disponibles sur ces données d'amplitudes, cette restriction pourra être adaptée en conséquence. La troisième et dernière restriction concerne la masse du dispositif. Si le dispositif testé dépasse la masse de 2kg, il n'est pas considéré comme viable. Basée sur la masse des dispositifs de protection les plus lourds, la cible de cette restriction doit être davantage étudiée. En effet, à ce jour aucune étude ne met en évidence de façon claire la valeur critique à prendre en considération pour cette restriction. Un travail supplémentaire devra donc être réalisé afin de valider cette valeur critique. Bien que nécessitant encore des ajustements et développements, ces restrictions proposent un ajout pertinent à cette méthode d'évaluation afin de garantir la viabilité des dispositifs de protection du rachis cervical pour motocycliste.

7.3 Evaluation des dispositifs existants

Les résultats de l'évaluation des dispositifs EVS et Leatt Brace ont permis l'identification de leurs forces et faiblesses selon les différents critères de la méthode. Ces forces et faiblesses identifiées constitueront la base de travail pour l'amélioration de la performance de ces dispositifs. Cette section discute des résultats majeurs quant à l'évaluation de la capacité de protection, de la sécurité de conduite et de la satisfaction de conduite.

7.3.1 Capacité de protection

L’application de la méthode d’évaluation développée a permis de montrer qu’au global, les deux dispositifs testés ont une capacité de protection limitée attestant d’une faible réduction de la vulnérabilité du rachis cervical lors des accidents. Pour certaines configurations d’impact, les dispositifs semblent même augmenter cette vulnérabilité. Le dispositif EVS ne semble réduire la vulnérabilité du rachis cervical que pour deux cas de chargement sur les six testés : l’impact en flexion/compression à vitesse élevée et l’impact en inflexion latérale/compression à vitesse élevée. Cette réduction de vulnérabilité se traduit par une lésion moins grave au niveau C2/C3 dans le cas de l’impact en flexion/compression et une lésion moins grave aux niveaux C4/C5 et C6/C7 dans le cas de l’impact en inflexion latérale/compression. Les lésions aux autres niveaux cervicaux sont similaires à lorsqu’aucun dispositif n’est utilisé. Pour les quatre autres cas de chargement, le dispositif EVS ne semble avoir aucun effet protecteur puisque les lésions sont similaires voire plus graves que lorsqu’aucun dispositif n’est utilisé. Le dispositif Leatt Brace semble légèrement plus efficace que le dispositif EVS mais apparaît tout de même insuffisant. Il ne semble réduire la vulnérabilité du rachis cervical que pour la moitié des cas de chargement : l’impact en extension/compression à vitesse faible et élevée ainsi que l’impact en inflexion latérale/compression à vitesse faible. Cette réduction de la vulnérabilité se traduit par des lésions moins graves à tous les niveaux cervicaux dans le cas de l’impact en extension/compression à faible vitesse, à tous les niveaux sauf C6/C7 pour ce même impact à vitesse élevée et enfin à tous les niveaux sauf C6/C7 dans le cas de l’impact en inflexion latérale/compression à vitesse faible. Pour les trois autres cas de chargement, le dispositif Leatt Brace ne semble avoir aucun effet protecteur puisque les lésions sont similaires voire plus graves que lorsqu’aucun dispositif n’est utilisé.

Bien qu’ayant globalement une capacité de protection limitée, les deux dispositifs testés à travers la méthode d’évaluation développée présentent des différences de performance notables, selon les cas de chargement et les vitesses d’impact mises en jeu. Plusieurs paramètres pourraient être à l’origine de ces différents niveaux de performance. Les dispositifs EVS et Leatt Brace ne sont pas conçus de façon identique. En effet, ils ne sont pas fabriqués à

partir des mêmes matériaux et disposent de structures aux formes différentes. Le dispositif EVS est composé d'une structure rigide (polypropylène) et d'une structure souple (élastomère). Pour l'impact en extension/compression aux deux vitesses d'impact, le casque du motocycliste entre uniquement en contact avec la structure souple alors que la structure rigide n'est pas sollicitée. Pour ce même cas de chargement aux deux vitesses d'impact, la structure rigide du dispositif Leatt Brace entre directement en contact avec le casque du motocycliste. Ce contact semble avoir l'effet escompté puisqu'une diminution de la vulnérabilité du rachis cervical semble identifiée pour ce cas de chargement. Alors qu'à faible vitesse d'impacts en flexion/compression et inflexion latérale/compression, le dispositif EVS semble augmenter également la vulnérabilité du rachis cervical, il apparaît plus efficace à vitesse d'impact élevé. L'élastomère qui compose la structure souple de ce dispositif semble mieux absorber le choc à vitesse élevée qu'à vitesse faible. Pour ces mêmes cas de chargement, le dispositif Leatt Brace semble légèrement diminuer la vulnérabilité du rachis cervical à vitesse faible alors qu'il n'apparaît plus efficace à vitesse élevée. Ceci met en avant la limite de l'utilisation de la structure rigide de ce dispositif pour des vitesses d'impact élevées. Ces observations viennent d'ailleurs confirmer les conclusions de plusieurs études récentes. En effet, les études de (Khosroshahi et al., 2019; Meyer et al., 2018) ont également montré que l'utilisation de dispositifs composés d'une unique structure rigide entraînaient une augmentation du risque de lésion du rachis cervical lorsque la vitesse d'impact était élevée (supérieure à 6,5m/s).

L'application de cette méthode d'évaluation a permis de mettre en avant des limites quant à l'utilisation des dispositifs EVS et Leatt Brace. En effet, bien qu'efficaces dans certains cas de chargement, ils semblent, pour les autres cas, n'avoir aucun impact sur la protection du rachis cervical. Leur utilisation semble même entraîner une augmentation de cette vulnérabilité dans certains cas. Les types de matériaux utilisés et la forme des différentes structures des dispositifs semblent être deux paramètres responsables de leur efficacité de protection et sur lesquels il pourra être pertinent d'agir. Dans un objectif d'amélioration de la protection du rachis cervical

chez les motocyclistes, l'application de cette méthode sur un plus grand nombre de dispositifs pourra permettre de confirmer l'importance et l'influence de ces différents paramètres.

7.3.2 La sécurité de conduite

Évalués grâce au volet expérimental de la méthode développée, les dispositifs EVS et Leatt Brace ne semblent pas porter atteinte à la sécurité de conduite des motocyclistes lors de leur utilisation sur un scooter ou sur une moto de course. Le seuil limite de mobilité articulaire nécessaire pour une conduite de 2RM en sécurité n'étant pas encore défini, cette évaluation doit cependant considérée avec précaution. La visibilité sécuritaire de conduite que procure l'utilisation d'un dispositif de protection du rachis cervical est un critère essentiel intégré dans la méthode d'évaluation. Cette sécurité de conduite est évaluée selon 6 indicateurs correspondant aux 3 mouvements en rotation (la flexion/extension, la rotation axiale et l'infexion latérale) et aux 3 mouvements en translation (translation selon X, Y et Z). Au global, le dispositif EVS entraîne une réduction plus importante de l'amplitude articulaire de la tête que lorsque le dispositif Leatt Brace est utilisé. Les caractéristiques des structures pourraient être à l'origine de ces différences. Pour le dispositif EVS, l'épaisseur de la structure souple combinée à la forme de la structure rigide semblent entraîner un contact précoce avec le casque, notamment pour les mouvements en extension et en infexion latérale. La forme de la structure rigide du dispositif Leatt Brace induit un contact plus tardif pour ces mêmes mouvements. Les effets de ces dispositifs sur la mobilité articulaire de la tête n'ayant pas été étudiés auparavant, il est aujourd'hui difficile de comparer ces résultats à la littérature. En revanche, l'application de ce volet sur un plus grand nombre de dispositifs pourra permettre de confirmer l'influence des caractéristiques des structures sur la mobilité articulaire en vue d'une amélioration de leur performance de visibilité sécuritaire de conduite. Par ailleurs, la littérature ne présente à ce jour aucune étude portant sur l'analyse de la mobilité articulaire nécessaire pour une conduite de 2RM en sécurité. Pour compléter ce volet d'évaluation, il est donc primordial de mener des études supplémentaires permettant de déterminer ces valeurs seuils de mobilité.

7.3.3 La satisfaction de conduite

Le volet numérique a également permis d'évaluer le niveau de satisfaction de conduite induit par l'utilisation des dispositifs EVS et Leatt Brace. Bien que perfectibles sur certains critères, ils semblent globalement procurer une satisfaction de conduite correcte aux motocyclistes. Les points d'amélioration concernent l'encombrement ainsi que la distance de dépassement. Les dispositifs EVS et Leatt Brace sont respectivement très encombrant et encombrant entre la tête et les épaules du motocycliste. Liée à l'aspect visuel et esthétique, cette distance d'encombrement des deux dispositifs doit être réduite pour améliorer leur niveau de performance. Pour le dispositif Leatt Brace, il serait également pertinent de réduire la distance de dépassement ainsi que sa masse totale afin de parfaire ce niveau de satisfaction de conduite. Comme pour la sécurité de conduite, il est aujourd'hui complexe de comparer les résultats obtenus dans cette étude avec la littérature. En effet, la satisfaction de conduite des motocyclistes ne semble pas avoir été déjà étudiée et prise en compte dans les travaux liés à ce type d'équipements de protection. En revanche, pour donner une importance supplémentaire à ces résultats, il serait pertinent de les confronter avec des avis d'utilisateurs. Pour cela, il pourrait être envisageable de définir des tests utilisateurs avec ces dispositifs. Cela pourrait se traduire par la mise en place d'une période de test des dispositifs par différents types d'utilisateurs en faisant varier l'expérience (motocyclistes débutants et confirmés), le type de 2RM (scooter, moto de course, etc.) et le type d'utilisation (loisir, professionnel, compétition). Selon un barème d'évaluation similaire à la méthode développée, il s'agirait de demander aux utilisateurs de noter les quatre différents critères. L'objectif final serait de comparer ces avis d'utilisateurs à l'évaluation réalisée dans ces travaux de recherche afin de donner une importance supplémentaire aux résultats obtenus. Bien que nécessitant encore des ajustements et confrontations, l'intégration de la satisfaction de conduite dans cette méthode d'évaluation constitue un ajout original et non négligeable dans l'objectif d'amélioration des dispositifs de protection du rachis cervical pour motocycliste.

7.4 Développement de nouveaux concepts

L'amorce du développement de nouveaux concepts constituait la dernière étape de ces travaux. Cette section présente une discussion autour des deux concepts prometteurs ressortis de ce développement ainsi que sur leurs perspectives de raffinement.

7.4.1 Concepts prometteurs

Deux concepts appelés « Coussin gonflable inférieur » et « Électro-aimants » ont pu voir le jour dans la dernière étape de ces travaux. Bien que nécessitant encore un travail important de développement, ils présentent tous deux des perspectives intéressantes au vu de l'évaluation préliminaire proposée. Afin de sélectionner le concept à développer dans son entièreté, ces travaux devront être complétés par l'évaluation de la capacité de protection via l'application du volet numérique. Bien que montrant des perspectives intéressantes, ces résultats d'évaluation autour des deux concepts développés doivent tout de même être pris avec précaution. En effet, s'agissant de concepts préliminaires, l'évaluation des cinq critères a dû être mise en place à partir de modèles virtuels. Ceci s'est traduit par des mesures approximatives devant être vérifiées à l'aide de prototypes physiques. Par ailleurs, cette évaluation ne prenant pas en compte les deux critères avec le niveau de priorité le plus important liés à la capacité de protection, il n'est aujourd'hui pas envisageable de faire un choix final entre les deux concepts développés. D'une part, l'état d'avancement des modèles numériques des deux concepts n'a pas permis la mise en place de l'évaluation de leur capacité de protection. En effet, d'importants choix techniques doivent être fait, tels que le dimensionnement du coussin gonflable et des générateurs de gaz ou encore le dimensionnement des électro-aimants/aimants permanents ainsi que la source d'alimentation. D'autre part, les principes de fonctionnement actifs de ces deux concepts nécessitent encore un travail d'approfondissement. Pour le concept « coussin gonflable inférieur », l'activation/gonflage du coussin gonflable pourra être modélisée à partir du logiciel Altair (V17, Altair Engineering Inc., MI, USA), souvent utilisé pour ce type d'études. Pour simplifier dans un premier temps, le coussin gonflable pourra être modélisé en position « déployé ». Des fonctions et outils du logiciel Hyperworks (V17, Altair Engineering Inc., MI, USA)

permettront de simuler la présence du coussin gonflable. Pour ce qui est du concept « Electro-aimants », la modélisation du phénomène d'électromagnétisme pourra être réalisée à partir du logiciel FLUX (Altair Engineering Inc., MI, USA). Un travail de recherche devra être mené afin de mettre en œuvre le couplage du logiciel FLUX avec le logiciel Hypermesh (Altair Engineering Inc., MI, USA) afin d'intégrer le dispositif à un modèle numérique du corps humain (Humos, THUMS, GHBMC).

7.4.2 Perspectives de raffinement des concepts

Les deux concepts développés dans ces travaux de recherche ont fait l'objet d'une évaluation préliminaire et partielle selon la méthode développée. Bien qu'incomplète, cette évaluation permet d'ores et déjà de mettre en avant certaines perspectives d'amélioration et de raffinement des concepts. En plus de l'évaluation partielle, une analyse supplémentaire a été menée avec l'utilisation de la méthode AMDEC (Analyse des Modes de Défaillance, de leurs Effets et de leur Criticité). Appliquée à un produit, l'application de cette méthode avait pour but d'assurer la fiabilité des concepts développés en améliorant leur conception. A partir de l'évaluation partielle des concepts ainsi que grâce à l'application de la méthode AMDEC, des perspectives et propositions peuvent être faites afin de cibler les prochaines étapes de raffinement des concepts « coussin gonflable inférieur » et « Electro-aimants ».

Le concept « coussin gonflable inférieur » a présenté des résultats de performance préliminaire encourageants. Certains aspects doivent tout de même être pris en compte pour raffiner ce concept. Un travail d'optimisation est nécessaire sur la masse totale du concept. En effet, sa masse totale estimée à 880g pourrait être réduite grâce à une optimisation de ses différents composants. La batterie qui représente quasiment la moitié de la masse totale du dispositif, doit être dimensionnée pour permettre l'alimentation du boîtier central (tension en Volt) sur un temps d'utilisation adéquat (capacité en milliampère heure) pour l'utilisateur. Pour cela, un travail de recherche doit encore être mené afin de déterminer la consommation de chacun des composants électriques du système (boîtier central, voyant lumineux, détonateur, capteurs de choc/chute). Ce travail permettra de faire le choix du type de batterie nécessaire pour le bon

fonctionnement du dispositif. Par ailleurs, grâce au choix des différents composants, un travail de raffinement pourra également être fait sur le positionnement des différents composants afin de réduire au maximum l'épaisseur globale du support. Cette optimisation permettra non seulement d'améliorer le score du critère d'encombrement mais également celui du critère de visibilité sécuritaire de conduite. Afin d'évaluer les critères de protection qualitatif et quantitatif, le coussin gonflable devra également être dimensionné et modélisé afin d'obtenir une forme finale permettant la réduction de l'amplitude de la tête et l'amortissement pendant le choc. Une étude sur le pliage du coussin gonflable et son intégration dans le support devra également être menée. Par ailleurs, le type de générateur de gaz (volume, type, masse) doit également être déterminé. Enfin, le système de capteur de choc/chute doit également être conçu avec notamment la configuration de l'accéléromètre et du gyroscope. La méthode AMDEC a également permis de mettre en avant un certain nombre d'actions préventives pour palier à plusieurs modes de défaillance considérés critiques. Cette étude a mis en avant l'importance des matériaux de fabrication utilisés pour le coussin gonflable pour éviter les problèmes d'étanchéité ainsi que la conception du support le contenant afin de limiter les zones de frottement. Une attention particulière doit également être portée sur le système de déclenchement avec l'intégration de capteur choc/chute sur le 2RM plutôt que sur le motocycliste. Enfin, ce concept étant basé sur un principe d'activation, il nécessite la présence d'une énergie électrique. Le choix des composants électroniques et de la batterie est donc important afin d'éviter des dysfonctionnements lors du déclenchement. D'un point de vue correctif, une maintenance trimestrielle du dispositif ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable devra être envisagée.

Le concept « Electro-aimants » présente à ce jour des performances préliminaires moins intéressantes que le concept « coussin gonflable inférieur ». Malgré cela, les résultats obtenus permettent d'envisager un certain nombre de modifications en vue du raffinement du concept et l'amélioration de ses performances. L'encombrement du concept est important. L'optimisation de la forme du support thorax pourrait permettre la réduction de cet encombrement. Cependant, cette optimisation ne pourra être faite qu'après avoir évalué son principe de fonctionnement par le phénomène d'électromagnétisme. Le critère de masse est

quant à lui médiocre puisque la masse dépasse les 1200g (estimée à 1620g). Cette masse, directement liée à la présence des électro-aimants et aimants permanents pourra être également optimisée lorsque l'évaluation du principe de fonctionnement aura été réalisée. En effet, Le système électromagnétique doit être encore dimensionné avec le choix des types d'électro-aimants et d'aimants permettant d'entraîner la force de répulsion nécessaire. Les ajustements disponibles sur ce concept sont au nombre de trois. La mise en place d'ajustements supplémentaires (au niveau des épaules) pourra être également menée afin d'optimiser ce critère. Pour évaluer le principe de fonctionnement impliquant le phénomène d'électromagnétisme, un travail de raffinement important est nécessaire. En effet, le phénomène particulier de la répulsion nécessite des connaissances dans le domaine de l'électrotechnique. Le logiciel FLUX (Altair) pourrait être utilisé pour la modélisation de ce phénomène spécifique. L'application de la méthode AMDEC a mis en avant plusieurs modes de défaillances considérés critiques et nécessitant la mise en place d'actions préventives et correctives. Pour éviter l'augmentation du risque de blessure, il est nécessaire de faire des choix d'aimants permanents et d'électroaimants d'une masse inférieure. Comme pour le concept « coussin gonflable », pour éviter un déclenchement non souhaité du système, il serait pertinent d'intégrer un système de détection des chocs/chutes sur le 2RM et non sur le motocycliste. Enfin, comme pour le concept « coussin gonflable inférieur », ce concept est basé sur un principe d'activation nécessitant la présence d'une énergie électrique pour mettre en place le phénomène d'électromagnétisme. Le choix des différents composants électroniques du concept est donc déterminant pour éviter les défaillances lors de l'activation. D'un point de vue correctif, une maintenance trimestrielle du dispositif ainsi qu'à chaque activation du système devra être envisagée.

Le raffinement de ces deux concepts est déterminant afin de pouvoir mettre en place le dernier volet d'évaluation qui se concentrera sur leur capacité à protéger le rachis cervical des motocyclistes selon la méthode développée. C'est grâce à l'application de ce volet, qu'un choix final pourra être fait, permettant ensuite la concrétisation finale d'un concept.

CONCLUSION

Ces travaux de recherche résultent d'un constat préoccupant sur la vulnérabilité des motocyclistes et plus particulièrement sur leur exposition aux risques de lésions du rachis cervical. En effet, lorsque ces lésions ne sont pas mortelles, elles sont susceptibles d'entraîner des atteintes neurologiques et physiques non négligeables voire irréversibles, pouvant mener à la tétraplégie. A partir de ce constat, a pu émerger la question de savoir comment renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes. Il existe sur le marché depuis une dizaine d'années, des dispositifs de protection cherchant à répondre à cette question. Toutefois, les mécanismes lésionnels du rachis cervical liés aux accidents de 2RM étant mal identifiés car complexes, des interrogations existent quant à la capacité de ces dispositifs à répondre aux attentes de leurs utilisateurs. Ils sont donc peu populaires et peu utilisés à ce jour.

La première contribution de ce travail concerne la redéfinition des besoins autour de la protection cervicale. Le cahier des charges a en effet permis de comprendre que la capacité de protection était un paramètre prioritaire mais non suffisante pour répondre aux attentes. En effet, la sécurité de conduite ainsi que la satisfaction de conduite se sont avérées comme des paramètres également déterminants. La problématique a donc dû être complexifiée et pouvait s'énoncer ainsi : comment renforcer la protection du rachis cervical chez les motocyclistes sans impacter leur sécurité et leur satisfaction de conduite ? Une question vaste qui a mis rapidement en lumière le fait qu'à ce jour, il n'existe pas de moyen d'évaluer complètement les dispositifs de protection existants. Cette étape semblait pourtant indispensable pour identifier les inconvénients de ces dispositifs et leurs perspectives d'amélioration. C'est donc dans cette mesure que l'objectif principal de cette thèse était de mettre au point une méthode pour évaluer les dispositifs de protection du rachis cervical des motocyclistes.

La deuxième contribution de cette thèse concerne l'élaboration, au travers de la méthode développée, d'un volet d'évaluation numérique de la capacité de protection des dispositifs. Il s'agissait de simuler des cas de chargements représentatifs des traumatismes fréquents sur des modèles par éléments finis du corps humain. Grâce à leur niveau de détail ainsi qu'à la

précision du calcul du critère d'évaluation associé, les effets du dispositif testé peuvent être observés sur chacune des zones anatomiques du rachis cervical (ligaments, vertèbres, disques intervertébraux). Ce volet numérique a également l'avantage d'être adaptable en fonction du modèle numérique utilisé ce qui facilitera à terme son utilisation à plus grande échelle. Par ailleurs, ce volet numérique permet également de vérifier la première restriction imposée dans le cahier des charges : si l'utilisation du dispositif augmente la vulnérabilité du rachis cervical, le dispositif n'est donc pas considéré comme viable. La simulation numérique semble donc être la première clef indispensable quant au renforcement de la protection du rachis cervical chez les motocyclistes.

La troisième contribution de cette thèse concerne l'élaboration, au travers de la méthode développée, d'un volet expérimental permettant l'évaluation de la sécurité de conduite procurée par les dispositifs. Ce volet expérimental a permis d'évaluer les restrictions d'amplitudes articulaires (mouvement en rotation et translation) engendrées par l'utilisation d'un dispositif grâce à la sollicitation de sujets volontaires. Cette évaluation s'est appuyée sur le développement d'une nouvelle méthode de mesure des amplitudes articulaires de la tête qui a fait l'objet d'une publication (Lecouplet et al., 2019). Grâce à cette méthode, une étude portant sur les effets de la posture de conduite et des dispositifs de protection sur la mobilité articulaire de la tête a été menée. Cette étude, ayant également fait l'objet d'une publication (Lecouplet et al (2021)), a permis de souligner l'importance de la prise en compte de la posture de conduite (type de 2RM) dans l'évaluation des dispositifs. Ce volet expérimental permet également de vérifier la deuxième restriction imposée dans le cahier des charges : si l'une des amplitudes de mouvements est réduite de plus de 50%, le dispositif de protection n'est pas considéré comme viable. Le renforcement de la protection du rachis cervical ne devant pas être fait au détriment de la sécurité de conduite, ce volet représente une deuxième étape clef de l'évaluation des dispositifs.

La quatrième contribution de cette thèse concerne l'élaboration, au travers de la méthode développée, d'un volet expérimental permettant l'évaluation de la satisfaction de conduite. Cette satisfaction de conduite, caractérisée par le confort (critère de masse), l'adaptabilité

(critère d'ajustements) et l'esthétique (critère d'encombrement et critère de dépassement), permet l'intégration d'une dimension utilisateur autour de la protection cervicale. La satisfaction de conduite est déterminée de façon objective selon un barème d'évaluation basé sur l'analyse de l'existant. Ce volet expérimental permet également de vérifier la troisième et dernière restriction imposée dans le cahier des charges : si la masse totale du dispositif est supérieure à 2000g, il n'est donc pas considéré comme viable. Le renforcement de la protection du rachis cervical ne devant pas non plus être fait au détriment de la satisfaction de conduite, ce volet représente une troisième étape clef de l'évaluation des dispositifs.

La cinquième contribution de cette thèse concerne l'évaluation de la performance de deux dispositifs existants. En effet, grâce à l'application de la méthode développée, les forces et faiblesses de ces deux dispositifs ont pu être déterminées, permettant l'identification d'axes d'améliorations. Passés au travers de l'application du volet numérique, les dispositifs EVS et Leatt Brace semblent disposer d'une capacité de protection limitée. Dans certains cas, ces dispositifs sembleraient même augmenter la vulnérabilité du rachis cervical. Ils ne sembleraient donc pas avoir été conçus pour protéger le rachis cervical lors d'impacts multidirectionnels combinant compression avec flexion/extension/inflexion latérale. La prise en compte de ces mécanismes combinés semblerait donc être une piste prioritaire quant au renforcement de la protection cervicale chez les motocyclistes. Pour ce qui est de la sécurité et de la satisfaction de conduite, ces dispositifs paraissent globalement performants. L'évaluation de ces deux dispositifs semble mettre en avant les difficultés actuelles pour trouver ce compromis entre la capacité de protection et la sécurité/satisfaction de conduite.

La sixième et dernière contribution de cette thèse concerne l'amorce d'un travail d'innovation avec le développement préliminaire de dispositifs de protection du rachis cervical. Grâce à une phase de recherche créative, plusieurs préconcepts ont pu être élaborés. L'utilisation d'une matrice de filtrage, basée sur les critères d'évaluation définis dans le cahier des charges, a permis d'aboutir à la sélection de deux concepts considérés les plus prometteurs. La définition de l'architecture de ces deux concepts a permis ensuite le développement de prototypes virtuels. Ces concepts préliminaires ont pu faire l'objet d'une évaluation partielle grâce à

l'utilisation de la méthode d'évaluation développée en amont. De plus, l'utilisation de la méthode AMDEC a également permis l'identification des modes de défaillances. Les résultats de l'évaluation partielle couplés à l'analyse des modes de défaillances a permis d'identifier les axes de raffinement de ces deux concepts qui devront être également testés grâce au volet numérique. C'est ensuite qu'un choix final pourra être réalisé en vue de la finalisation de la conception d'un dispositif innovant et performant qui répondra du mieux que possible aux attentes des utilisateurs.

Les travaux de cette thèse auront permis de mettre au point une méthode d'évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical des motocyclistes. Malgré les avancées réalisées, plusieurs recommandations peuvent être proposées pour poursuivre ces recherches. La méthode d'évaluation développée pourrait être testée grâce à l'intégration d'autres modèles tels que le THUMS ou le GHBMC. Ceux-ci permettront d'évaluer la capacité de protection en une seule étape de simulation. Par ailleurs, pour aller plus loin concernant le volet expérimental, il serait pertinent de mener une étude permettant de déterminer les amplitudes nécessaires au motocycliste pour une conduite en sécurité. Ceci viserait d'une part à modifier le barème d'évaluation du critère de visibilité sécuritaire de conduite et d'autre part de caractériser avec précision les valeurs seuils de restriction à prendre en considération. Il serait également pertinent de tester la méthode sur un plus grand nombre de dispositifs avec notamment la prise en compte de dispositifs actifs tels que les « airbags ». Ceci viserait à mettre en évidence la capacité d'adaptation de cet outil en vue d'une potentielle généralisation de son utilisation. Enfin, pour ce qui est du développement de concepts, il sera pertinent de les évaluer de façon complète avec l'intégration du volet numérique. Ceci permettra de valider leur capacité de protection et donc de choisir l'un des deux concepts à concrétiser.

Ces travaux de recherche permettent de faire un pas de plus vers l'amélioration de la protection du rachis cervical chez les motocyclistes. La méthode d'évaluation développée doit devenir un outil clef pour l'émergence de nouveaux dispositifs innovants et performants. Cet outil pourrait-il être un jour utilisé à des fins de normalisation ? Il semble encore être trop tôt pour le dire. La poursuite de son développement ainsi que son optimisation grâce à son application

à plus grande échelle permettront de parfaire son fonctionnement. Enfin, cet outil pourrait être par ailleurs utilisé à plus grande portée avec une application dans d'autres disciplines pour lesquelles le rachis cervical est également vulnérable.

ANNEXE I

ENQUÊTE FORUM ET ANALYSE DE L'EXISTANT

I. Enquête et interprétation des forums et discussions autour des dispositifs de protection du rachis cervical

Un ensemble de douze forums différents ont été lu, observés et analysés. Ces forums sont en français et en anglais.

Liste des Forum analysés :

- <https://www.forum-extremenduro.com/t416-Neck-brace.htm>
- <http://forum.velovert.com/topic/134343-neck-brace-reellement-utile/>
- <https://www.freenduro.com/forum/equipements-pilote-enduro/movebrace-neck-brace-t5711.html>
- <https://www.terre-bitume.org/t1886-neck-brace>
- <https://moto-station.com/moto-verte/test-equipement/test-protections-cervicales-tt-le-bilan-de-moto-station-com/115457>
- <https://www.mx2k.com/fr/forums/discussion-generale/avis-alpinestar-neck-brace-le-blanc.html>
- <https://www.motarde.com/protection-cou-moto-faille/>
- <https://www.26in.fr/forums/matos/accessoires/sujet-45690-neck-brace-2015.html>
- <http://www.mxteam.com/forums/lofiversion/index.php/t43696.html>
- <https://www.vitalmx.com/forums/Moto-Related,20/NECK-BRACE,1355355>
- <https://www.emtbforums.com/community/threads/full-face-neck-brace.1049/>
- <https://www.raptorforum.com/threads/leatt-brace-neck-brace-which-one.66011/>

Sur l'ensemble de 12 forums, l'objectif était d'identifier les occurrences de termes et expressions utilisés. Ces termes et expressions ont pu être classés dans huit thématiques différentes. A noter que les termes et expressions sont présentés tels que trouvés dans les forums. Voici ces thématiques avec les termes et expressions associées ayant le plus d'occurrences :

Améliore la protection

« Protection; efficacité de protection; réduire les risques; limiter les lésions du cou; fracture du cou; ne protège rien; fracture des vertèbres; lésion cervicale; protéger le cou; protège; protect; less injuries; useless, reduce neck injuries; inefficient » (45 occurrences)

Visibilité sécuritaire de conduite

« Visibilité ; regarder partout; gêner pour voir; volumineux; encombrant; n'empêche pas de voir; tourner la tête pour regarder; field of view; cannot watch; can see everywhere » (29 occurrences)

Discréction visuelle :

« Esthétique ; volumineux; affreux; beau; discret; ne se voit pas; ne distingue pas; ugly; hideous; small; discrete » (30 occurrences)

Confortable :

« Inconfortable ; gênant; lourd; imposant; se ressent sur les épaules; le poids n'est pas gênant; se fait oublier; manque de confort; uncomfortable; inconvenient; fell nothing; annoying; heavy » (27 occurrences)

Facilité d'entretien :

« Entretien ; facile à nettoyer; impossible à nettoyer; rapidement sale; difficile à nettoyer » (5 occurrences)

Simplicité d'utilisation :

« Pas simple à utiliser ; compliquer à attacher; se fixe facilement; besoin d'aide; facile à détacher; difficile de voir la fixation; not easy to use; hard to fix » (19 occurrences)

Abordable :

« Cher ; dispendieux; hors de prix; trop cher; couteux; pas donné; pricy; expensive; cheapest; not too expensive; correct price » (31 occurrences)

Adaptable :

« S'adapte à ma veste ; convient parfaitement avec ma veste; gênant avec le blouson; pas compatible; trop grand; trop serré; bouge sur mes épaules; good fit; perfectly fit » (10 occurrences)

La répartition des occurrences selon chacune des 8 thématiques est présentée sous forme de pourcentage sur la Figure A-I 1 . On note que l'amélioration de la protection ressort comme la thématique la plus discutée dans les divers forums de discussion (23%). Les thématiques sur la visibilité sécuritaire de conduite, l'aspect abordable, le confort et la discréetion visuelle qui sont discutées en nombre quasi similaire, interviennent en second plan (respectivement 15%, 16%, 14% et 15%). La thématique de la simplicité d'utilisation intervient en troisième plan (10%). L'adaptabilité n'est que très peu mentionnée et se positionne en quatrième plan (5%). Finalement, la facilité d'entretien est la catégorie la moins discutée dans les forums et se positionne donc au cinquième et dernier plan (2%).

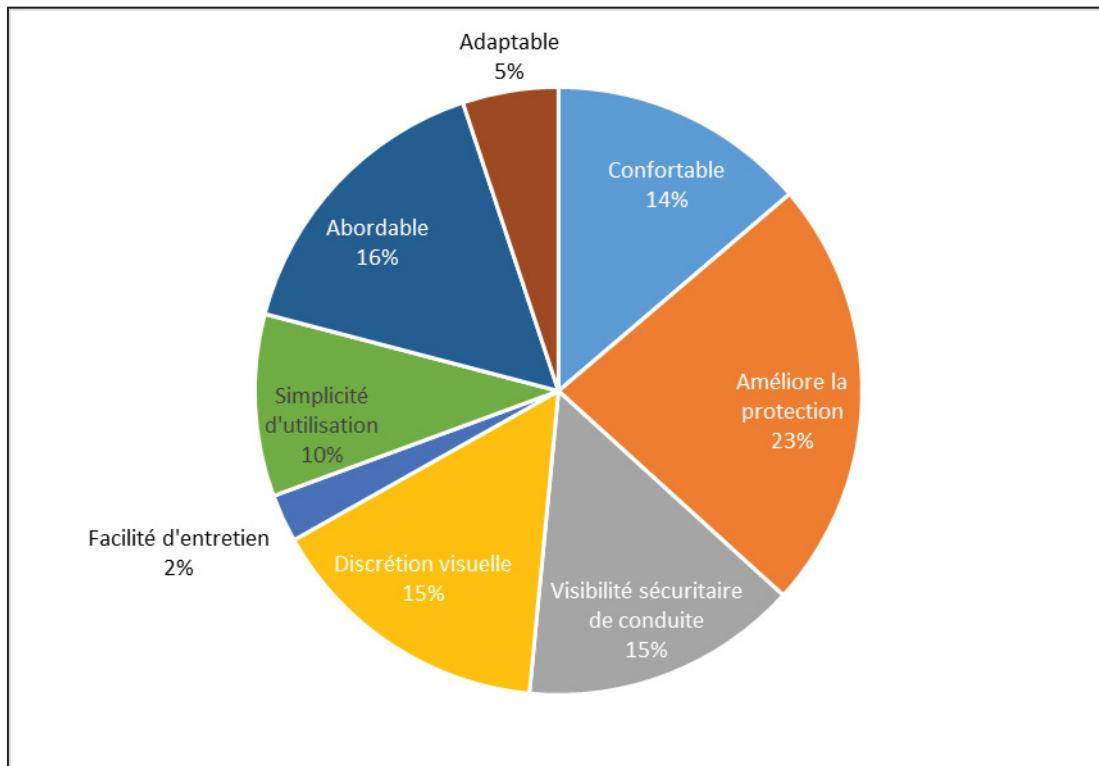


Figure A-I 1 Répartition des occurrences de termes et expressions par catégories analysés dans les forums

A partir de cette enquête sur les forums de discussions et des résultats obtenus, il est possible d'assigner une cote d'importance (de 0 à 5) à chacune de ces thématiques. Ces cotes sont présentées dans le Tableau A-I 1.

Tableau A-I 1 Association des cotes d'importance avec les thématiques identifiées selon les forums motocyclistes

Thématique	Cote d'importance
Amélioration de la protection du rachis cervical	5
Visibilité sécuritaire de conduite	4
Abordable	4
Discréction visuelle	4
Confortable	4
Adaptable	2
Simplicité d'utilisation	3
Facilité d'entretien	1

II. Interprétation de l'analyse de l'existant et des descriptions techniques

L'analyse de l'existant permet d'étudier en détail les dispositifs de protection présents aujourd'hui sur le marché. La revue de la littérature a permis d'identifier un certain nombre de dispositifs de protection du rachis cervical du type actif et passif. L'objectif de ce travail est d'interpréter cette analyse de l'existant en faisant ressortir les points essentiels abordés par les fabricants de dispositifs de protection du rachis cervical avec notamment leurs fonctions et caractéristiques techniques.

Les sites de fabricants analysés sont les suivants :

- <https://www.leatt.com/shop/moto/neck-braces/neck-brace-gpx-5-5-steel.html>
- <https://www.ortema-shop.com/de/kataloge?l=#fr>
- https://www.motocrossgiant.com/Omega_Neck_Brace_p/721200_wareh.htm
- <https://www.alpinestars.com/bns-pro>
- <https://www.fc-moto.de/fr/EVS-RC-Evolution-Neck-Brace>
- <https://www.inemotion.com/fr/moto/produits-equipes/ixon/ixon-gilet-ix-airbag-u03/>

Les termes et expressions utilisés sont majoritairement en anglais et sont présentés tels qu'écrits sur les sites internet des fabricants.

Améliore la protection :

« Independently tested and proven to reduce neck forces; up to 47% reduction of risk for a serious injury; the support in the back has the shape of a horseshoe to avoid the neck brace exerting pressure centrally on the spine, the force transmission is distributed over a larger area to avoid single pressure peaks in the region of the vertebral bodies; significantly less hyperextension of the neck during high impact; directs energy away from spine; energy dispersing design; to help prevent injury in a crash situation by dissipating and diverting impact forces away from the neck and spine; protection areas: neck; providing the ultimate in neck protection; reduce neck compression and extension related injuries » [\(12 occurrences\)](#)

Visibilité sécuritaire de conduite

« Optimal helmet rim striking platform design for a biomedical balanced head and helmet freedom of motion; offers more freedom than other neck braces; do not obstruct the field of view; less restricted ride; complete visibility; great field of view » [\(6 occurrences\)](#)

Discretion visuelle :

« Decor-sets : yellow/red; green, purple/pink, blue, white, black; it looks like a piece of high-tech art, moto jewelry » [\(2 occurrences\)](#)

Confortable :

« The device distinguishes itself by its extremely low weight; very comfortable to ride in; crucial weight-saving; light weight design » [\(4 occurrences\)](#)

Facilité d'entretien :

« Injected, durable and easy-to-clean foam padding; removable washable comfort pads » [\(2 occurrences\)](#)

Simplicité utilisation:

« Easy-to-use emergency release mechanism for injured riders; the better simplicity of use » [\(2 occurrences\)](#)

Adaptable :

« Three-way adjustability and sliding front and rear surefit adjusters to ensure optimum fit; four angle rear thoracic strut adjustments to fit most body shapes; adjustable suspension system; adjustable for custom fit; this protection device offers a highly personalized and stable fit; can be worn under motorcycle jackets; Stretch fabric allowing an optimum adjustment; modular

collar for easy ergonomic fit; designed to provide a highly customizable, secure and personalized fit » (9 occurrences)

Abordable:

« Competitive price » (1 occurrences)

L'analyse des sites internet de fabricants de dispositifs de protection permet de mettre en évidence les 8 thématiques abordées chez les motocyclistes (forum). Une répartition des occurrences est également réalisée selon chacune des thématiques sur la Figure A-I 2. On note que l'amélioration de la protection ressort comme la thématique la plus souvent abordée par les fabricants (32%). L'adaptabilité est régulièrement mise en avant également et se place au second plan (24%). La visibilité sécuritaire de conduite se place au troisième plan (16%). Le confort se place se positionne au quatrième rang (10%). Enfin, La simplicité d'utilisation, la discréction visuelle, la facilité d'entretien et l'aspect abordable du dispositif (respectivement 5%, 5%, 3% et 5%) sont des thématiques très peu abordées par les fabricants et se positionnent au cinquième et dernier rang.

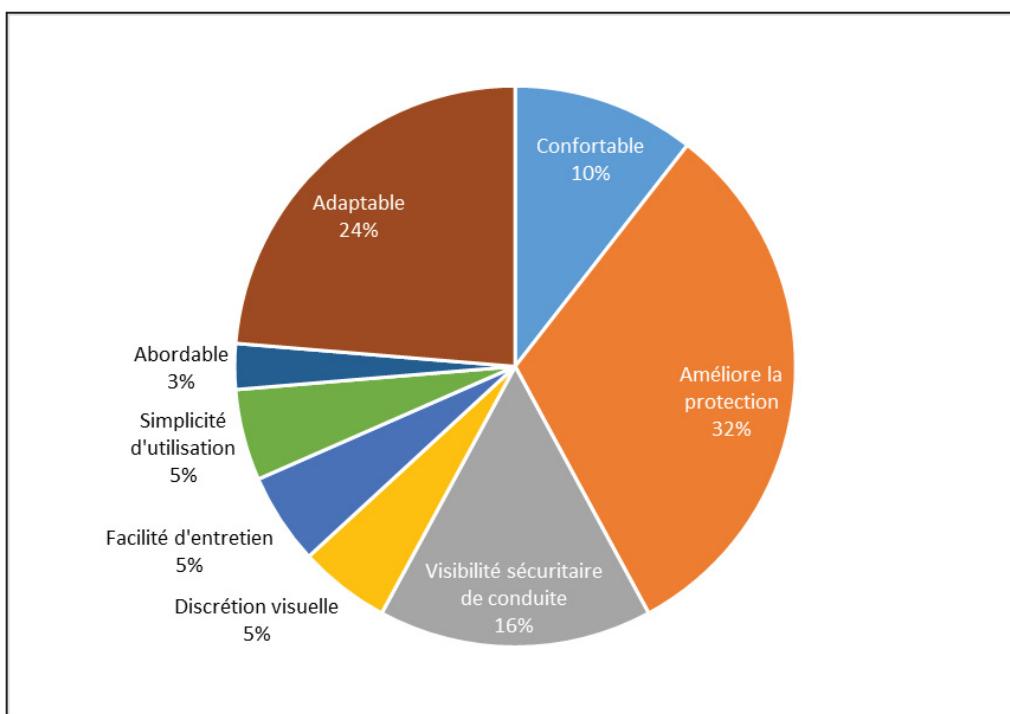


Figure A-I 2 Répartition des occurrences de termes et expressions par catégories analysés sur les sites de fabricants de dispositifs

A partir de cette étude des sites de fabricants et des résultats obtenus, il est possible d'assigner une cote d'importance (de 0 à 5) à chacune de ces thématiques. Ces cotes sont présentées dans le Tableau A-I 2.

Tableau A-I 2 Association des cotes d'importance avec les thématiques identifiées selon les sites de fabricants de dispositifs

Thématique	Cote d'importance
Amélioration de la protection du rachis cervical	5
Visibilité sécuritaire de conduite	3
Abordable	1
Discrétion visuelle	1
Confortable	2
Adaptable	4
Simplicité d'utilisation	1
Facilité d'entretien	1

ANNEXE II

EXPLICATION DES RELATIONS ENTRE LES SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES

Cette annexe présente l'explication détaillée des relations entre les spécifications techniques avec l'attribution des différentes cotes.

La variation du pointage du type de lésions (ST1) et de la réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical (ST2) entraînent la variation de la satisfaction de trois attributs. L'augmentation du pointage du type de lésions et de la réduction des contraintes mécaniques au niveau des différentes zones anatomiques du rachis cervical favorisent l'amélioration de la protection du rachis cervical de façon significative (cote =5). Ces deux spécifications techniques sont créées à partir de cet attribut client. L'augmentation de ces deux spécifications techniques pourrait entraîner une diminution sensible de la satisfaction autour du confort (cote =-3). En effet, la performance de protection du dispositif pourrait impacter de façon négative son confort d'utilisation. L'augmentation de ces deux spécifications techniques pourrait également entraîner une diminution sensible de la satisfaction autour de l'aspect abordable (cote =-3). En effet, la technologie utilisée visant la performance de protection pourrait impacter de façon négative l'aspect abordable du dispositif.

La variation de la réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et translation (ST3) entraîne la variation de la satisfaction de trois attributs. La diminution du pourcentage de réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et en translation (amplitudes plus grandes) pourrait entraîner une diminution sensible de la satisfaction autour de l'amélioration de la protection du rachis cervical (cote = -3). La diminution du pourcentage de réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et en translation favorise la visibilité sécuritaire de conduite de façon significative (cote = 5). Enfin, la diminution du pourcentage de réduction de l'amplitude articulaire de la tête en rotation et en translation favorise légèrement le confort d'utilisation du dispositif de protection (cote = 1)

La variation du nombre d'étapes d'installation (ST4) entraîne une variation de la satisfaction de 2 attributs clients. La diminution du nombre d'étapes d'installation favorise significativement la simplicité d'utilisation du dispositif (cote = 5). Cette spécification technique est créée à partir de cet attribut client. La diminution du nombre d'étapes d'installation favorise légèrement le confort d'utilisation du dispositif (cote = 1).

La variation de la masse du dispositif (ST5) entraîne une variation de la satisfaction de 4 attributs clients. La diminution de la masse du dispositif favorise sensiblement sa simplicité d'utilisation (cote = 3). La diminution de la masse du dispositif favorise significativement le confort du motocycliste (cote = 5). Cette spécification technique est créée à partir de cet attribut client. La diminution de la masse du dispositif pourrait entraîner une diminution sensible de son aspect abordable du fait du choix des matériaux de fabrication (cote = -3). Enfin, la diminution de la masse du dispositif favorise légèrement sa facilité d'entretien (cote = 1).

La variation du nombre de types d'équipements (ST6) entraîne une variation de la satisfaction de 2 attributs clients. L'augmentation du nombre de types d'équipements favorise légèrement le confort du motocycliste (cote = 1). L'augmentation du nombre de types d'équipements favorise de façon significative l'adaptabilité du dispositif de protection (cote=5). Cette spécification technique est créée à partir de cet attribut client.

La variation du nombre d'ajustements pour fixation (ST7) entraîne une variation de la satisfaction de 4 attributs clients. L'augmentation du nombre d'ajustements pour fixation du dispositif favorise légèrement l'amélioration de la protection du rachis cervical (cote = 1). L'augmentation du nombre d'ajustements pour fixation pourrait entraîner une diminution légère de la simplicité d'utilisation (cote = -1). L'augmentation du nombre d'ajustements pour fixation favorise légèrement le confort d'utilisation du dispositif (cote = 1). Enfin, l'augmentation du nombre d'ajustements pour fixation favorise significativement l'adaptabilité du dispositif de protection (cote = 5).

La variation de la distance de dépassement (ST8) entraîne une variation de la satisfaction de 3 attributs clients. La diminution de la distance de dépassement favorise légèrement le confort du motocycliste (cote = 1). La diminution de la distance de dépassement favorise légèrement l'adaptabilité du dispositif (cote = 1). La diminution de la distance de dépassement favorise significativement la discréction visuelle du dispositif (cote = 5). Cette spécification technique est créée à partir de cet attribut client.

La variation de l'encombrement (ST9) entraîne une variation de la satisfaction de 5 attributs clients. La diminution de l'encombrement favorise légèrement la visibilité sécuritaire de conduite du motocycliste (cote = 1). La diminution de l'encombrement favorise légèrement la simplicité d'utilisation du dispositif (cote = 1). La diminution de l'encombrement favorise sensiblement le confort du motocycliste (cote = 3). La diminution de l'encombrement favorise légèrement l'adaptabilité du dispositif (cote = 1). Enfin, La diminution de l'encombrement favorise de façon significative la discréction visuelle du dispositif de protection (cote = 5). Cette spécification technique est créée à partir de cet attribut client.

La variation du coût de fabrication du dispositif (ST10) entraîne la variation de la satisfaction de 3 attributs clients. La diminution du coût de fabrication du dispositif pourrait entraîner une légère diminution de la satisfaction du confort du motocycliste du fait du choix des matériaux (cote = -1). La diminution du coût de fabrication du dispositif pourrait entraîner une légère diminution de la satisfaction de la discréction visuelle du fait du choix des matériaux également (cote = -1). Enfin, la diminution du coût de fabrication du dispositif favorise significativement son aspect abordable du fait du choix des matériaux (cote = 5)

La variation du temps d'entretien (ST11) entraîne la variation de la satisfaction de 2 attributs clients. La diminution du temps d'entretien favorise légèrement la simplicité d'utilisation du dispositif (cote = 1). La diminution du temps d'entretien favorise significativement la simplicité d'utilisation du dispositif (cote = 5). Cette spécification technique est créée à partir de cet attribut client.

ANNEXE III

DETAIL DES MODÈLES ÉLÉMENTS FINIS HUMOS ET SM2S

I. HUMOS

Le modèle HUMOS a été créé en 1997 et amélioré sous forme d'une version II en 2004. L'objectif du développement de ce modèle était de construire un modèle numérique du corps humain pouvant servir de standard européen et pouvant être utilisé dans le domaine du crash pour l'optimisation et l'amélioration des dispositifs de protection. Le but était d'améliorer les standards des équipements de protection dans le domaine de la prévention routière grâce à ce modèle. Ce modèle a été créé à partir du spécimen cadavérique d'un homme européen appartenant au 50^{ème} percentile et positionné dans un cockpit de voiture. La reconstruction 3D a été utilisée pour développer ce modèle. Le modèle HUMOS utilisé dispose d'un maillage composé d'environ 50 000 éléments (variation selon le modèle utilisé) et contient les organes pleins et creux, la peau, les tendons, les muscles, les os et le contenu intracrânien. Les propriétés des différents matériaux qui composent le modèle numérique ont pu être déterminées à partir de tests spécifiques réalisés dans le cadre du projet HUMOS (Tropiano et al., 2003a)(Tropiano et al., 2003b). Il faut noter que les os corticaux et spongieux ont été modélisés par des éléments élasto-plastiques, les tissus mous tels que les ligaments, tendons, muscles et organes sont définis comme viscoélastiques ou élastiques. Finalement, la peau et le cartilage sont considérés comme des éléments élastiques (Tropiano et al., 2003b). La validation du modèle HUMOS a été réalisée en plusieurs étapes. Dans un premier temps, les propriétés mécaniques des différents matériaux isolés ont été calibrées et validées grâce à des essais de compression, de traction et de cisaillement à partir des données de la littérature (Linde, 1994; Nyquist et al., 1985; Shuck & Advani, 1972). Par la suite, la validation a été menée sur des sous-segments (tête, cou, thorax, pelvis, abdomen, membre supérieur et membre inférieur) grâce à des impacts frontaux, latéraux et obliques ainsi qu'avec la cinématique du modèle. En ce qui concerne la validation du complexe tête/cou, elle a été réalisée à partir de l'étude du comportement d'une unité fonctionnelle du rachis cervical ainsi que sur des essais sur le corps

humain complet en situation de chocs frontaux, latéraux et obliques selon les études expérimentales (Ewing et al., 1976; Moroney et al., 1988; Wen et al., 1993). Le complexe tête/cou est donc validé en dynamique pour la flexion/extension et l'infexion latérale. Le modèle HUMOS est présenté sur la Figure A-III 1 et ses propriétés matériau sont présentées dans le

Tableau A-III 1.

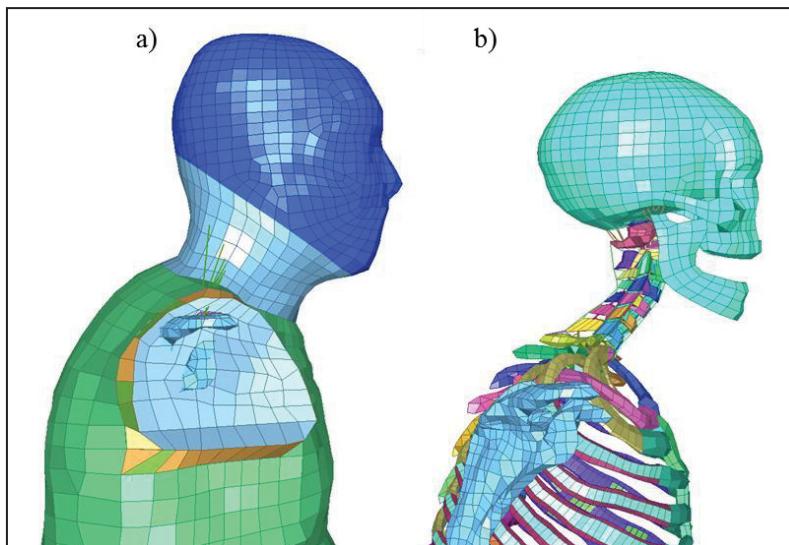


Figure A-III 1 HUMOS a) Vue latérale de l'ensemble tête/cou/tronc avec la peau b) Vue latérale de l'ensemble tête/cou/tronc sans la peau

Tableau A-III 1 Propriétés matériau HUMOS – Segment tête/cou Tiré de (Tropiano et al., 2003b)

	Élément anatomique	Propriétés géométriques	Propriétés matériau	Nombre d'éléments
Tête	Crâne	« shell »	Elasto plastique Densité (ρ) : 0.002 Module d'Young E : $5.5^E 3$ Coefficient de poisson (ν): 0.22 Limite élastique (MPa): 100	1610
	Espace intracrânien	« solid »	Viscoélastique $\rho:1.04^E-3$	1434

Coul			Module d'élasticité isostatique : 2050	
	Cuir chevelu	« solid »	Viscoélastique $p: 1.2^E-3, E: 0.532, v: 0.43$ Coefficient viscosité en cisaillement pur : 20	926
	Peau	« shell »	Élastique $p: 1^E-3, E: 1, v: 0.3$	216
	Tissus mous	« solid »	Viscoélastique $p: 1^E-3, E: 0.532, v: 0.43$ Coefficient viscosité en cisaillement pur : 20	1790
	Corps vertébraux	« solid » « shell »	Elasto plastique Spongieux : $p: 1^E-3, E: 5^E2, v: 0.2$ Cortical : $p: 2^E-3, E: 1.5^E4, v: 0.2$	310 986
	Pédicules et facettes	« solid » « shell »	Elasto plastique $p: 4^E-3, E: 90, v: 0.45$	52 380
	Ligaments	Ressort « shell »	Fonction définit Élastique (ligament transverse) $p: 1^E-3, E: 20, v: 0.33$	201 30
	Disques intervertébraux (C2/T1)	« solid »	Linéaire élastique Noyau : $p: 1^E-3, E: 1, v: 0.45$ Anneau : $p: 1^E-3, E: 4, v: 0.45$	144
	Muscles	Ressort « solid »	Fonction définit Linéaire viscoélastique $p: 1^E-3, E: 0.532, v: 0.43$ Coefficient viscosité en cisaillement pur : 20	167

II. SM2S

Le modèle numérique SM2S (Figure A-III 2) est un modèle détaillé par éléments finis du rachis entier dont la géométrie provient d'images tomodensitométriques de 0,6 mm d'épaisseur d'un

sujet sain adulte du 50ème centile européen (32 ans, 1.75m et 75.5kg). Ce modèle qui permet d'étudier en détail les conditions lésionnelles et traumatiques du rachis a été conjointement développé depuis 2006 au sein du laboratoire internationale ILab-Spine regroupant des chercheurs de Marseille (IFSTTAR, Aix-Marseille-Université et CNRS) et de Montréal (Ecole Polytechnique de Montréal et Ecole de Technologie Supérieure). Pour cette première section, le segment cervical incluant T1 est isolé (T1/C2). Ce modèle isolé contient environ 700 000 éléments et est constitué de 7 vertèbres, 6 disques intervertébraux, les ligaments associés à chaque niveau ainsi que du système nerveux central.

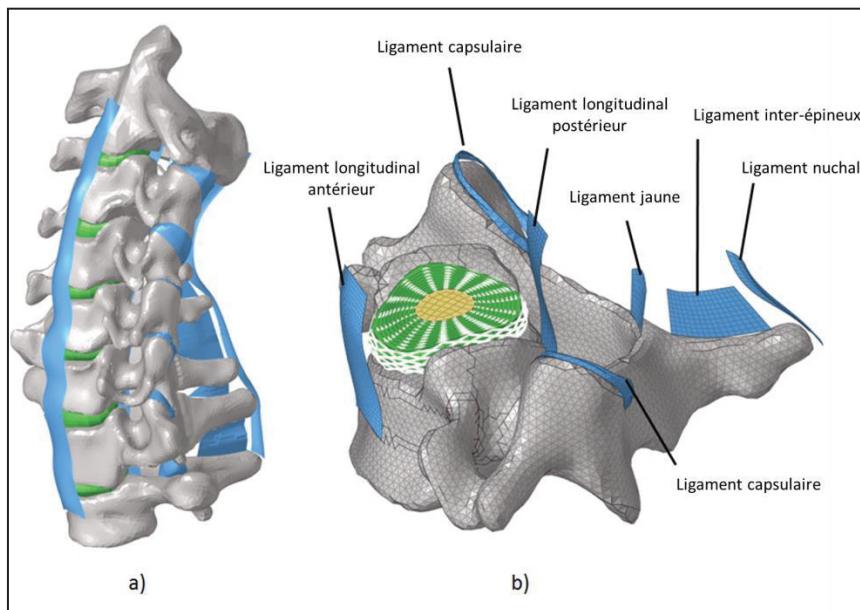


Figure A-III 2 a) Segment cervical modèle SM2S
b) Vertèbre C5 modèle SM2S avec ligaments et disque intervertébral

Les vertèbres sont modélisées à partir d'éléments coques (triangulaires) de différentes épaisseurs pour l'os cortical et à partir d'éléments solides (tétraédriques) pour l'os spongieux. Les vertèbres suivent une loi de comportement matériaux Elasto-plastique (Johnson-cook). Les propriétés matériaux diffèrent selon 7 subdivisions de l'os spongieux (Figure A-III 3) et son présentées dans le Tableau A-III 2.

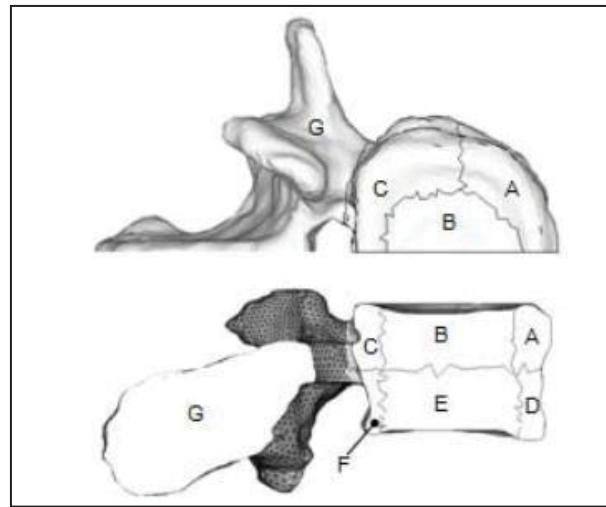


Figure A-III 3 Vertèbre avec subdivision de l'os spongieux en 7 zones avec des propriétés matériau

Tableau A-III 2 Propriétés matériaux vertèbres

Les disques intervertébraux sont modélisés entre les plateaux vertébraux adjacents de C2 à T1 à partir d'éléments solides (hexaédriques), divisés en noyaux pulpeux (20% du volume du disque (Park et al., 2015)), anneau fibreux et fibres collagènes. L'anneau fibreux est subdivisé en trois sections (antérieure, postérieure et latérale) pour lesquelles les courbes force/déplacement non linéaires des fibres collagènes sont dimensionnées par des facteurs spécifiques (Beauséjour et al., 2019). Les disques intervertébraux suivent une loi hyper-élastique du premier ordre suivant le modèle Moonley-Rivlin. Les propriétés sont présentées dans le Tableau A-III 3 et le Tableau A-III 4.

Tableau A-III 3 Propriétés matériau disques intervertébraux (Modèle Moonley Rivlin) tiré de Beauséjour et al., (2020)

Propriétés matériaux	Disques		Fibres collagènes	Référence
	Noyau	Anneau		
Densité (E-6kg/mm3)	1	1.2	-	(Schmidt et al., 2006) f = facteur de calibration
Coefficient poisson, v	0.495	0.45	-	
E	-	1.36		
C10	Voir Tableau A-III 4		-	
C01			-	
Courbes Force/déplacements	-	-	Non-linéaire	(Shirazi-Adl et al., 1986)
Facteur de calibration pour les fibres collagènes courbes forces/déplacements	Région antérieure	-	1.2	(Schmidt et al., 2006)
	Région latérale	-	1.03	
	Région postérieure	-	0.85	

Tableau A-III 4 Coefficients pour la loi matériau hyper-élastique Mooney-Rivlin pour le noyau et l'anneau de chaque unité fonctionnelle du rachis cervicale. Tiré de Bailly et al., (2020)

Unité fonctionnelle		C2-C3	C3-C4	C4-C5	C4-C5	C5-C6	C6-C7	C6-C7	C7-T1
Anneau antérieur	C ₁₀	0,72	2,88	0,11	0,36	0,72	0,72	7,20	10,80
	C ₀₁	- 0,18	- 0,72	- 0,03	- 0,09	- 0,18	- 0,18	-1,80	-2,70
Anneau latéral	C ₁₀	0,72	2,88	0,11	0,36	0,72	0,18	10,80	10,80
	C ₀₁	- 0,18	- 0,72	- 0,03	- 0,09	- 0,18	- 0,05	-2,70	-2,70

Anneau postérieur	C ₁₀	0,72	5,76	0,45	0,36	5,76	0,07	10,80	5,76
	C ₀₁	-	-	-	-	-	-	-2,70	-1,44
Noyau	C ₁₀	0,96	7,68	1,92	0,48	0,96	0,96	0,96	14,40
	C ₀₁	-	-	-	-	-	-	-0,72	-
		0,72	5,76	1,44	0,36	0,72	0,72		10,80

Les ligaments modélisés dans ce modèle du rachis cervical sont au nombre de 6 avec : le ligament longitudinal antérieur (ALL), le ligament longitudinal postérieur (PLL), le ligament capsulaire (CL), le ligament jaune (LF), le ligament inter-épineux (ISL) et le ligament nuchal (NL). La géométrie et les points d'insertion des ligaments sont issus d'études anatomiques et histologiques (Frank A Pintar et al., 1992; Przybylski et al., 1996) et sont modélisés par des éléments coques (quadrangles). Les ligaments suivent une loi de comportement viscoélastique selon le modèle Kelvin-Voigt. Les propriétés matériau sont présentées dans le Tableau A-III 5.

Tableau A-III 5 Propriétés matériaux ligaments (Modèle Kelvin-Voigt)

Propriétés des ligaments					
	ALL	PLL	LF	CL	ISL
E (Mpa)	0,188	0,269	0,259	0,392	0,079
E1 (Mpa*ms)	0,0003	0,0002	0,0008	0,0002	0,0001
E2 (Mpa)	0,188	0,269	0,259	0,392	0,079
Contraintes maximales à la rupture	0,322	0,334	0,475	0,915	0,313

La moelle épinière, composée de la matière blanche, la matière grise, la pie mère et de la dure mère sont également modélisées dans ce modèle SM2S. Les géométries de la matière blanche et de la matière grise proviennent de l'application d'une méthode appelée AMU₂₀ (Taso et al., 2015) récemment développée. Une acquisition IRM à haute résolution d'un jeune sujet sain de 20 ans a permis de déterminer ces géométries en utilisant cette méthode. La matière blanche, la matière grise, la pie mère et de la dure mère sont modélisées selon une loi tabulée effort/déplacement, à partir de données ex-vivo de la littérature (Ichihara et al., 2001; Ozawa et al., 2004; Runza et al., 1999). Les propriétés matériau et lois matériau du modèle sont présentées dans le Tableau A-III 6.

Tableau A-III 6 Propriétés matériaux moelle épinière

	Type d'éléments	Loi matériaux	Paramètres matériaux (unités : g, mm, ms)	Références
Matière grise	Brick pentaèdre	Tabulée effort/déplacement	Courbes de Fradet et al. 2016	(Fradet et al., 2016)
Matière blanche	Brick pentaèdre	Tabulée effort/déplacement	Courbes de Fradet et al. 2016	(Fradet et al., 2016)
Pie-mère	Quadratique	Linéaire élastique	$\rho = 0.001; \nu = 0.45; E = 2.3$	(Fradet et al., 2016)
Dure-mère	Quadratique	Linéaire élastique	$\rho = 0.001; \nu = 0.45; E = 5$	(Fradet et al., 2016)
Ligament dentelé	Quadratique	Linéaire élastique	$\rho = 0.001; \nu = 0.45; E = 10$	(Fradet et al., 2016)

Le modèle SM2S est également composé d'interfaces de contact définies entre les différentes structures anatomiques. Deux types d'interface sont utilisés : les interfaces de type conditions cinématiques, qui lient la cinématique d'une surface ou plusieurs éléments à un ou plusieurs nœuds. Ces interfaces ont été utilisées pour relier les disques intervertébraux aux plateaux vertébraux, ainsi que les ligaments aux parties d'os cortical adjacentes. Le deuxième type d'interface utilisé est l'interface de type contact, afin d'empêcher l'interpénétration de structures anatomiques environnantes. Ces interfaces ont été utilisées entre les facettes articulaires et les éléments postérieurs des vertèbres adjacentes, entre la dure-mère et le canal vertébral, et entre la pie-mère et la dure-mère (hypothèse : frottement de coulomb nul). Le segment cervical du modèle SM2S a été validé en condition statique, quasi-statique et dynamique. De par le contexte d'étude lié aux traumatismes du rachis cervical et au développement de cette méthode, le modèle SM2S est utilisé en conditions dynamiques. Le segment cervical a été récemment calibré au niveau des disques et des ligaments, ce qui a permis de valider le modèle en flexion et d'extension (Bailly et al., 2020; Beauséjour et al., 2019).

ANNEXE IV

ASSESSING THE GLOBAL RANGE OF MOTION OF THE HELMETED HEAD THROUGH ROTATIONAL AND TRANSLATIONAL MEASUREMENTS

Author Names

Brieg Lecouplet^{a,b,d,e}, Dominic Boisclair^{a,b,c}, Morgane Evin^{a,b}, Eric Wagnac^{b,d,e}, Yvan Petit^{b,d,e}, Carl-Eric Aubin^{b,c,f}, and Pierre-Jean Arnoux^{a,b}

^a Aix Marseille Université, IFSTTAR, LBA Marseille, France

^b iLab-Spine - Laboratoire international en imagerie et biomécanique du Rachis, Marseille, France

^c Department of Mechanical Engineering, Polytechnique Montréal, Montreal, Canada

^d Department of Mechanical Engineering, École de technologie supérieure, Montréal, Québec, Canada.

^e Research Center, Sacré-Cœur Hospital, Montreal, Quebec, Canada.

^f Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center, Montreal, Quebec, Canada.

Abstract

This work aimed to describe the helmeted head mobility as a combination of rotations and translations during functional head movements. A motion capture system was used to follow six optoelectronic markers placed on a motorcycle helmet worn by volunteers performing head motions (flexion-extension, axial rotation and lateral bending). Maximum angular rotations and linear displacements were computed to assess intra-class correlation coefficients, standard errors of measurement and minimal detectable changes. Rotational range of motion was 101.9° (SD 17.8°) for flexion-extension, 78.8° (SD 13.8°) for lateral bending and 124.7° (SD 27.5°) for axial rotation. Linear range of motion was 255.8 mm (SD 53.5 mm), 217.6 mm (SD 35.7 mm) and 74.7 mm (SD 26.3 mm) respectively for anteroposterior, lateral, and inferior displacements. Assessing rotational and translational mobility of the helmeted head could also support validation of human models and evaluate how safety devices could restrain head neck mobility before crash.

Keywords: Range of motion; physiological measurement; measurement reliability; head mobility; helmet; head protection device

I. Introduction

Accurate data on the head mobility are routinely used by biomechanical researchers to create and validate the behavior of numerical models used for head-neck injury investigations and to compare the dynamic response of anthropometric dummies to external loading (Anderst et al., 2015; Barker, s. d.). Head mobility restriction is a key point in the design of cervical spine safety devices (such as neck brace used by car racing competitors and motorcyclists). A wide variety of measurement protocols are available to assess and provide data on the head mobility, sometimes referred as the cervical mobility or cervical spine range of motion. Those protocols aim to assess the rotational range of motion of the head using motion capture systems (Amiri et al., 2003; Bechara et al., 2012; Cattrysse et al., 2012; Sforza et al., 2002), inclinometers (I. Audette et al., 2010; Yoo et al., 2011; Youdas et al., 1991), goniometers (Hostler et al., 2009; Youdas et al., 1992) or radiographic/cineradiographic acquisitions (Lador et al., 2011; Ono et al., 1997; Wolfenberger et al., 2002). Alas, measurement of the head mobility with rotational values alone gives a partial representation of how much the head and fasten helmet may move from its initial neutral position.

Head motion is the result of intervertebral rotations with minimal translational displacements between vertebrae (Anderst et al., 2015; Watier, 2006) Yet, when studied independently, the head is capable of complex motions that cannot be characterized as rotational displacements alone. For instance, combination of antagonist intervertebral motions such as flexion of the lower cervical levels and extension of the upper cervical levels may result in head protraction displacements (Reitman et al., 2004) that can hardly be measured by currently available protocols. Also, different head motion patterns and muscle activation strategies may result in various head positions that rotational measurements alone cannot discriminate; thus, impeding on the analysis and documentation of the head kinematic. To address these issues, a measurement protocol that is capable of measuring head rotational and

translational displacements could be useful to give a more comprehensive description of the helmeted head kinematic.

The objective of this study was to develop a method to measure the helmeted head mobility as a combination of rotational and linear displacements in healthy subjects and to assess its reliability and precision.

II. Materials and Methods

Subjects

15 volunteers were recruited for the study. Inclusion criteria were as follow: (a) subject was between the age of 21 and 50 at the time of the study; (b) subject was able to sign and agree a written informed consent and (c) subject is available for the duration of the study. Subjects were excluded if they had underlying, current medical and physical condition defined by historical cervical surgery, neck treatment in progress, evidence of specific pathology such as neurological disease, fracture, malignancy, or rheumatic disease which could disturb cervical region and cervical movements.

Subjects were randomly divided in two groups (Table A-IV 1). The method proposed by (Doros & Lew, 2010) was used to estimate the required sample size and number of sessions. Group (A) was used to assess the intra-trial reliability and was composed of 12 subjects. Group (B) was used to assess the test-retest reliability and was composed of 8 different subjects. No comparisons between groups were performed. Volunteers were instructed of the protocol and gave their written consent prior to the measuring sessions. This experimental setting took place in a certified part of our laboratory for healthy volunteer testing (label from the Agence Régionale de Santé for experiments on healthy volunteers (agreement N°2017-5)).

Table A-IV 1 Demographic data. Average values with SD in parentheses

Group	A	B
Female/Male	4/8	3/5
Age (y.o.)	25.0 (2.1)	24.8 (2.7)
Height (m)	1.73 (0.10)	1.72 (0.06)
Weight (kg)	66.9 (11.6)	67.9 (8.8)

Helmeted head motion measurements

Subject helmeted head displacements were measured with a motion capture system (Codamotion, Charnwood Dynamics Ltd.). Acquisition was performed at a frequency of 100Hz (per markers) and RMS amplitude of noise is less than 0.1mm in the X and Z axes and less than 0.3mm in the Y axe. The latency of the motion capture system is between 5 and 10 milliseconds.

The system included a sensor unit composed of three factory calibrated cameras enclosed in an aluminium casing. The sensor unit was used to track the position of eight optoelectronic markers emitting at specific frequencies allowing the system to differentiate each marker. The sensor unit was connected to a compatible PC and the data feed was analysed through a proprietary software (ODIN, Charnwood Dynamics Ltd.).

Two markers were placed on the subject's acromion processes in order to track the shoulder motions while six markers were placed on a motorcycle helmet worn by the subject (SHARK, S800, size L): one marker was positioned at the helmet's crown (A), one at the rearmost end (B) and remaining markers were placed evenly in the left and rear area (Figure A-IV 1). A custom-built jig was used to precisely position the crown and rearmost markers in the median plane. Markers' relative position to each other was mapped and recorded as the reference marker position using the motion capture system. The virtual marker (C; Figure A-IV 1) was defined at the median plane of the helmet, vertically aligned with the marker placed at the crown and horizontally aligned with the marker placed at the rearmost end (B) of the helmet. The x-axis of the helmet was defined using the superior flat surface of the eye port (Figure A-IV 1), which was hypothesized to be horizontal when the helmet is worn. The virtual marker resulting position for the motorcycle helmet (SHARK, S800, size L) was 149.7 mm under the crown marker and 148.3 mm in front of the rear most marker. Positioning of the virtual marker was governed by three rationales: it had to be close to the head centroid, it had to be easy to reproduce by external investigators and its position had to be influenced as less as possible by the helmet geometry. System axes alignment was redefined before each session: with the Z-axis normal to the horizontal plane, the X-axis aligned with the subject's anteroposterior direction and the positive Y-axis oriented toward the subject's left side. A text file containing the coordinates of each marker (6 optoelectronics markers and 1 virtual marker

(C)) for all time step was exported and processed post hoc with the use of an analysis script of specific data under the software MatLab (MathWorks, Inc. R2016b). Head's 3D rotation was measured in degrees and head's 3D translation was measured in millimeters. Acquisition was performed at a frequency of 100Hz (per markers) and RMS amplitude of noise is less than 0.1mm in the X and Z axes and less than 0.3mm in the Y axe. The latency of the motion capture system is between 5 and 10 milliseconds.

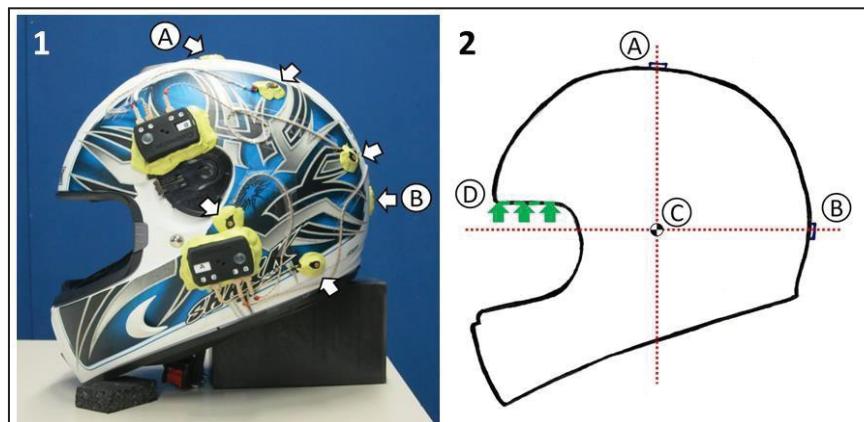


Figure A-IV 1 – Motorcycle helmet with optoelectronic markers pointed by white arrows. Marker placed at the crown (A) and at the rear most area (B) are identified. 2 – Placement of the virtual marker (C) on the helmet. Marker placed at the crown (A), marker at the rear most area (B) and flat surface of the eyeport (D) used as the horizontal plane are identified.

The coordinates of the eight optoelectronics markers were used to calculate the head torso movement. An algorithm was used for the calculation of missing markers coordinates when markers were hidden from the Codamotion camera unit during the experimentation. This algorithm used the initial location of all markers when they are all visible by the camera unit. A first step was done to find if any calibrate markers were lost (missing x, y or z coordinates) at any given time step and then calculate how many markers were lost. The next step was done to find the time steps when three markers were missing. Missing coordinates of lost markers have been replaced by coordinates at initial position. To fill blanks (missing coordinates), two temporary matrices with all coordinates at specific missing time step was build: one matrix as the coordinates of the missing marker at the initial time step and one matrix at the time step of

missing coordinates. Lines where coordinates were missing were removed in both matrices. The next step was to compute the optimal rotation matrix between both set of coordinates (initial and time step missing) and applied this rotation matrix to selected reference markers. The rotation matrix was calculated by using the Kabsch algorithm characterized by singular value decomposition. The last step was to compute translation vector between both matrices to replace missing coordinates of each marker. The translational head movements are computed from the initial position of the virtual marker (C) and his position after the application of the rotation matrix. Three planes are defined by Y-Z plane (coronal plane), X-Zplane (sagittal plane) and X-Y plane (transverse plane). Theoretical coordinates in the coronalplane of the crown marker and center marker correspond respectively to Ycrown, Zcrown, Ycenter and Zcenter. Theoretical coordinates in the sagittal plane of the crown marker and center marker correspond respectively to Xcrown, Zcrown, Xcenter and Zcenter. LiCe corresponds to a vector created from theoretical coordinates of C marker and center marker. NoCe corresponds to a vector created from theoretical coordinates of side and crown markers. The lateral flexion is computed from the initial position and final position of the (center) marker and (crown) marker as the inclination in the Y-Z plane, defined by Eq (1). The flexion-extension was computed from similar marker locations as inclination in the X-Z plane (sagittalplane), defined by Eq (2). The axial rotation was computed as the angle between LiCe vector and NoCe vector.

$$\text{Lateral flexion} = \tan \left(\frac{Y_{\text{crown}} - Y_{\text{center}}}{Z_{\text{crown}} - Z_{\text{center}}} \right) \quad (1)$$

$$\text{Flexion/Extension} = \tan \left(\frac{X_{\text{crown}} - X_{\text{center}}}{Z_{\text{crown}} - Z_{\text{center}}} \right) \quad (2)$$

Two measurement procedures were used: one to assess the intra-trial reliability on volunteer group A (Procedure A) and one to assess the test-retest reliability on volunteer group B (Procedure B). In each procedure, subjects were asked to sit tall on a wooden chair with their back rested, their feet flat and hands resting on their thighs (Figure A-IV 2). Prior to any measurements, subjects were instructed to move their head in all directions for approximately one minute to warm up and to familiarize them with the added weight of the motorcycle helmet. Subjects were then asked to look straight and pick a visual reference mark on a hatched image

posted on the wall they faced. This stance was defined as the initial position and recorded at the beginning of each session. Following head motions were computed relative to this position. Head motions had to be performed with the subject's back resting against the chair backrest throughout the session. Sessions were restarted if one shoulder marker moved more than 15 mm in any direction. Measuring sessions were postponed if on the scheduled days the subjects felt temporary neck stiffness or discomfort.

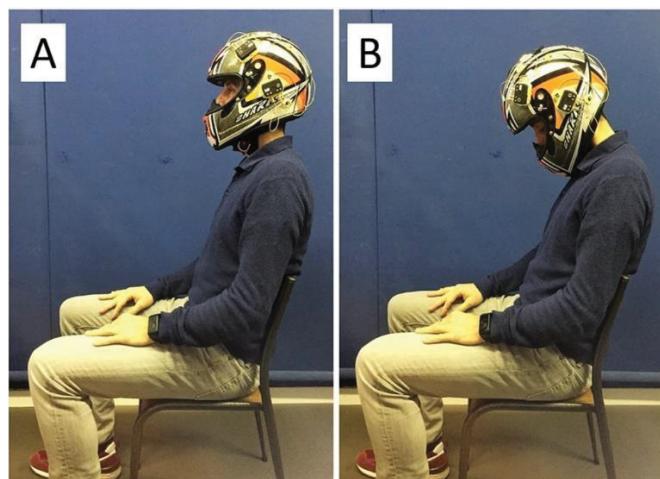


Figure A-IV 2 A– Initial seating position of the helmeted volunteer with sensors. B – Flexion movement of the helmeted volunteer with sensors.

Procedure A was divided in three consecutive parts, one for each head motion: flexion-extension (FE), axial rotation (AR) and lateral bending (LB). Motions order was randomized between subjects. Subjects were asked to execute the appropriate head motion 12 times in a reciprocating fashion at a comfortable pace. Subjects had to look straight between each head motion to return to a position close to the initial position. Subjects were instructed to reach the maximum rotation they could achieve without moving their shoulders.

Procedure B was divided in five identical non-consecutive sessions separated by one to three days. For each session, the subjects were asked to perform all three head motions (FE, AR and LB) 12 times each in a reciprocating order. Motion order was randomized between subjects and sessions. Subjects had to execute each head motion at a comfortable pace, they

had to return to a position close to their initial position after each head motion and they had to achieve maximum head rotation without moving their shoulders.

III. Results

Average maximum rotational and translational displacements based on values compiled from Procedure A and B are reported in Table A-IV 2. Figure A-IV 3 shows typical plots of rotation and translation displacements, respectively. No obvious outliers were detected with visual inspection of the Quantile-Quantile plots. All maximum values were normally distributed according to Shapiro-Wilk W tests. ICC, SEM and MDC values for the intra-trial reliability of each measurement are reported in Table A-IV 3

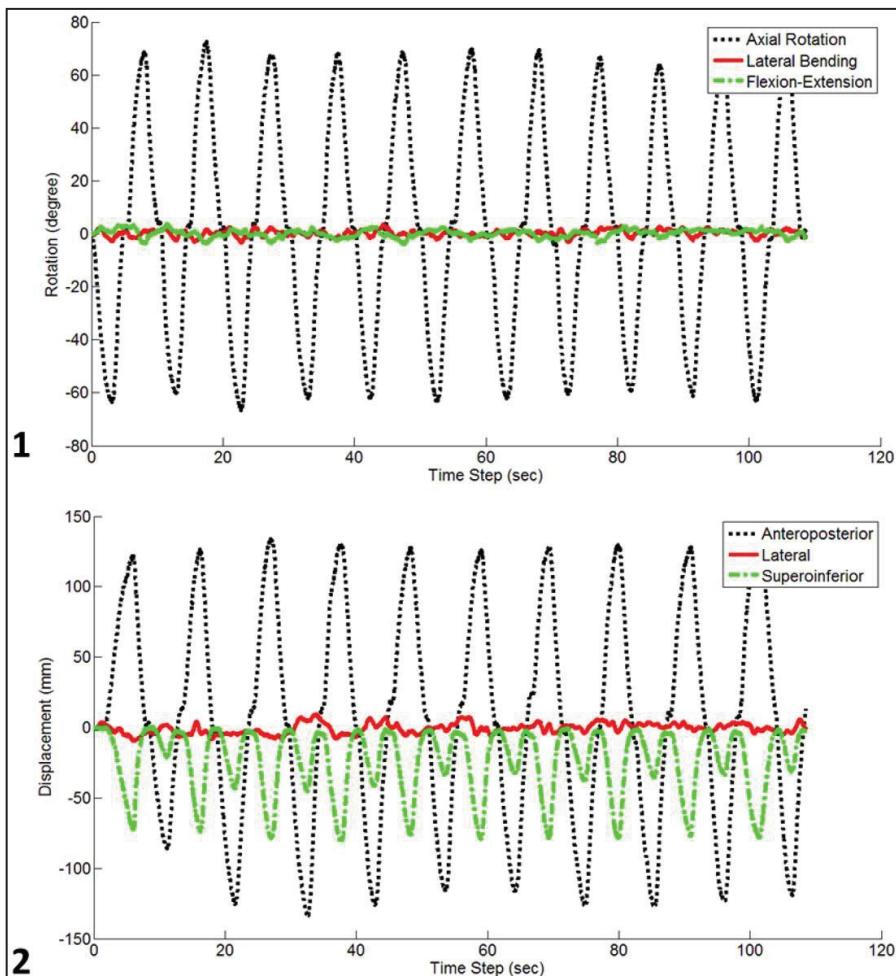


Figure A-IV 3 – Typical head rotations curve with angles in degrees on the vertical axis and time in seconds on the horizontal axis.
Example taken from procedure A with repeated AR motion.

2 – Typical head centre translations curves with linear displacements in mm on the vertical axis and time in seconds on the horizontal axis.

Example taken from procedure A with repeated FE motion.

Table A-IV 2 Average maximum rotations and translations of the helmeted head relative to its initial position. SD in parentheses.

Rotational displacement	Angle (°)
Flexion	48.5 (10.5)
Extension	53.4 (11.9)
Axial Right Rotation	62.5 (13.3)
Axial Left Rotation	62.2 (15.5)
Right Lateral Bending	37 (8.7)
Left Lateral Bending	41.8 (6.6)
Linear displacement	Translation (mm)
Anterior (X-axis positive)	126.7 (34.5)
Posterior (X-axis neg.)	129.1 (30.9)
Lateral Left (Y-axis pos.)	108.7 (23.0)
Lateral Right (Y-axis neg.)	108.9 (17.8)
Inferior (Z-axis neg.)	74.7 (26.3)
Anterior (X-axis positive)	126.7 (34.5)

Table A-IV 3 Intra-class correlation coefficients (ICC) with confidence intervals in brackets, SEM and MDC for intra-trial reliability and precision on Group A.

Rotations	ICC	SEM (°)	MDC (°)	Translations	ICC	SEM (mm)	MDC (mm)
Flexion	0.972 [0.923;0.991]	0.23	0.63	Anterior	0.974 [0.922;0.992]	0.72	2.00
Extension	0.976 [0.904;0.993]	0.26	0.73	Posterior	0.946 [0.815;0.984]	1.11	3.07
Axial Right Rotation	0.986 [0.947;0.996]	0.16	0.45	Lateral Right	0.962 [0.876;0.989]	0.73	2.03
Axial Left Rotation	0.985 [0.943;0.996]	0.20	0.56	Lateral Left	0.928 [0.723;0.980]	0.93	3.42
Right Lateral Bending	0.989 [0.962;0.997]	0.08	0.22	Inferior	0.959 [0.883;0.987]	0.85	2.34
Left Lateral Bending	0.967 [0.880;0.990]	0.20	0.56				

ICC, SEM and MDC values for the test-retest reliability are reported in Table A-IV 4 from Procedure B. The five identical non-consecutive sessions were separated by an average of 1.9 days, SD 0.5 days. Comparison between measured marker positions (provided by the

motion capture system) and theoretical positions (calculated with the algorithm developed to retrieve lost markers) was computed for all available data points. Position difference seldom peaked but never exceeded 2.1 mm with differences above 1.0 mm being exceptional instances (less than 0.01% of any session time span). The average position difference was of 0.3 mm (SD 0.2 mm).

Table A-IV 4 Intra-class correlation coefficients (ICC) with confidence intervals in brackets, SEM and MDC for test retest reliability and precision on Group B.

Rotations	ICC	SEM (°)	MDC (°)	Translations	ICC	SEM (mm)	MDC (mm)
Flexion	0.947 [0.865;0.987]	0.61	1.68	Anterior	0.947 [0.866;0.987]	1.83	5.07
Extension	0.919 [0.801;0.981]	0.95	2.63	Posterior	0.910 [0.783;0.978]	2.20	6.10
Axial Right Rotation	0.878 [0.716;0.970]	0.92	2.55	Lateral Right	0.918 [0.768;0.980]	2.10	5.81
Axial Left Rotation	0.867 [0.659;0.968]	1.33	3.69	Lateral Left	0.901 [0.759;0.976]	2.09	5.79
Right Lateral Bending	0.946 [0.864;0.987]	0.57	1.58	Inferior	0.941 [0.852;0.986]	1.40	3.89
Left Lateral Bending	0.844 [0.651;0.960]	1.08	3.00				

Rotation of the helmet at the initial position was calculated for all sessions; it never exceeded 4.9° (average 1.2°, SD 1.7°) and 4.8° (average 1.5°, SD 1.0°) for flexion-extension and lateral bending respectively.

IV. Discussion

A highly reliable and precise measurement technique was developed to assess rotational and linear displacements of the helmeted head at low velocity. This technique can be used to assess thoroughly the tridimensional head mobility in the context of biomechanical or ergonomic investigations. Head mobility data provided can be used for the conception and validation of numerical models, for the design of protective equipment such as neck braces and for the proposal safety standards in which the head kinematic and user's field of view is of interest. There are advantages to analyze the head mobility as a combination of rotations and translations. Both measurements can be used to define head motion boundaries. Those boundaries define a tridimensional space where the subject head can be expected; out of bound

motions could be associated to potential injuries for biomechanical investigations or inappropriate model behavior for numerical analysis. This work focused specifically on the definition of global mobility of the head which is defined as complete as possible because it is integrating the combination of rotations and translations. Such sort of decomposition has never been done before.

The virtual marker used to compute the translation displacements was aligned with the crown marker and the rear most area of the helmet, which is both easy to recreate and lightly affected by helmet designs. While the helmet centroid could be found with tridimensional geometry scanner or CAD drawings provided by helmet manufacturers, such approaches may be not easily available, and it would be dependant of the helmet geometry. Radiographic acquisition could be used to find an anatomical reference landmark but again such method is not broadly accessible outside research facilities and comes with radiologic exposure issues. Nevertheless, future works are planned to optimize the position of this virtual marker in order to be more closely associated with the head-neck kinematic and anatomy while remaining practical. As the main focus of this work was measurement of the ROM and to be able to perform the protocol in a minimum of time, no morphological spine measurements of the volunteers were performed. Such measurements could be interesting to correlate with linear displacement range of motion. The assumption that the superior flat surface of eye port (Figure A-IV 1) is close to the true horizontal when the helmet is worn was verified, as initial angles were close to zero for most of the subjects. The helmet horizontal plane was defined before the subject worn the helmet to minimize the effect of the subject variability on the virtual marker position, while being easy to recreate.

The developed technique focused on quasi-static movement measurements of volunteers. As a first step, physiological ranges of motions of the head/neck segment are relevant data in order evaluate the neck safety devices for motorcyclists. Further analysis based on numerical simulation should be considered for a full neck brace assessment which should be later normalized and standardized internationally.

The reliability of the developed technique, using optoelectronic system showed excellent results with intra-class correlation coefficients over 0.75. In comparison, some studies using CROM device (Hole et al., 1995; Love et al., 1998; Rheault et al., 1992; Youdas

et al., 1992), Spin-T goniometer (Agarwal et al., 2005; Haynes & Edmondston, 2002) and inclinometer (Bush et al., 2000; Hole et al., 1995; Tucci et al., 1986) have good reliability. However, Spine-T goniometer and inclinometer devices haven't been conducted a lot yet and have a small number of reliability and validity studies (Williams et al., 2010). Future investigations should be done to compare more in details the reliability of these methods. The most important difference between the developed method and previous studies comprises the type of ROM measured. Indeed, most motion analysis methods only focused on rotational range of motion (at the location of the sensor only) without including the translational displacement of the head.

The near perfect intra-trial reliability is an indication that future investigators may consider reducing the number of measurement repetitions without compromising the measurements exactitude. Calculated SEM and MDC were quite small compared to the range of motion measured, highlighting the precision of the technique. True differences between two measurements were identified using MDC values which could also be used as threshold to detect the effects of various parameters in future studies. Intra-trials are useful in analyzing sessions individually, detecting outlier data or validating a good process of a session.

The possibility to retrieve the position of markers lost based on the position of visible markers is a key feature of the developed technique. Even if the loss of markers was infrequent (less than 2% of any session time), it could have had crippling effects on any study, especially since it usually occurred when the subject head reached its maximum position. In the current study, some subjects had a large range of motion in FE ($>130^\circ$) and AR ($>160^\circ$) which would have been difficult to track with only one motion capture unit. Differences between the marker positions and theoretical positions were minimal (the average position difference was of 0.3 mm (SD 0.2 mm), below the accuracy needed for helmeted head kinematic analysis.

The rotational ranges of motion were inferior to what is generally reported in literature for cervical mobility, but no study reported so far the helmeted head mobility. The motorcycle helmet used in the current study may be responsible for the reduced range of motion when compared to the ROM found in the literature, such as the meta-analysis of (Watier, 2006) that compiles the range of motion of the cervical spine acquired from multiple measurement techniques and settings (Table A-IV 5). We visually noted that the chin guard sometimes came

into contact with the thorax in flexion and in AR for some subjects, thus likely limiting the range of motion. As for translational measurements, no equivalent data could be found in the literature to compare with. It was not possible to verify if the reduced rotational ROM was due to the subject tendency to not reach their maximum FE and LB in order to keep their balance and resist the added helmet weight. Future studies should assess the effects of different helmet geometry and weight on the helmeted head mobility.

Table A-IV 5 Rotational range of motion (ROM) compared with published data according to (Watier, 2006) with antagonist motions values summed to allow comparison.
Average values with SD in parentheses.

Motion	ROM (°)	Reference ROM (°)
Flexion-Extension	101.9 (17.8)	121 (15)
Axial rotation	124.7 (27.5)	138 (25)
Lateral Bending	78.8 (13.8)	89 (26)

As the main focus of this work was measurement of the ROM and to be able to perform the protocol in a minimum of time, no morphological cervical spine measurements as the neck length of the volunteers were performed. Such measurements could be interesting to correlate with linear displacement range of motion, and help for the design of neck braces.

In summary, the developed technique can be used to assess head displacements with rotational and translational measurements, which can be used to thoroughly describe how much the head may move from its initial position. With the importance of regulation and standardization for the protective devices related to the cervical spine used by racing car and motorcycle drivers, the developed techniques and supportive data could be a real working base for the definition of injury and mobility criteria in order to develop new neck safety devices. Data collected can also be used to validate numerical models developed to assist the design of protective devices. The developed technique is highly reliable and measurement errors are marginal compared to the range of motion.

Acknowledgments

This research was funded by the Fonds de recherche du Quebec – Nature et Technologies (FRQNT). Authors would like to thank all voluntary subjects as well as Yves Godio, Rohan Jean Bianco and Maxime Llari for their technical help. Authors would also like to thank SHARK for providing the helmet used for this study.

Declaration of interest statement:

All authors declare to have no conflict of interest of any kind.

ANNEXE V

APPLICATION DE LA MÉTHODE : ÉVALUATION QUANTITATIVE

Cette annexe présente le détail des résultats de simulation des cas de chargement non présentés dans le corps de texte ainsi que le calcul des scores SLIC* et sous-indicateurs.

I. Cas de chargement 2 Vitesse 3m/s

La Figure A-V 1 présente les résultats de simulation sur le modèle SM2S pour le cas de chargement 2 à la vitesse d'impact de 3m/s. Ces résultats de simulation concernent les trois configurations différentes : « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

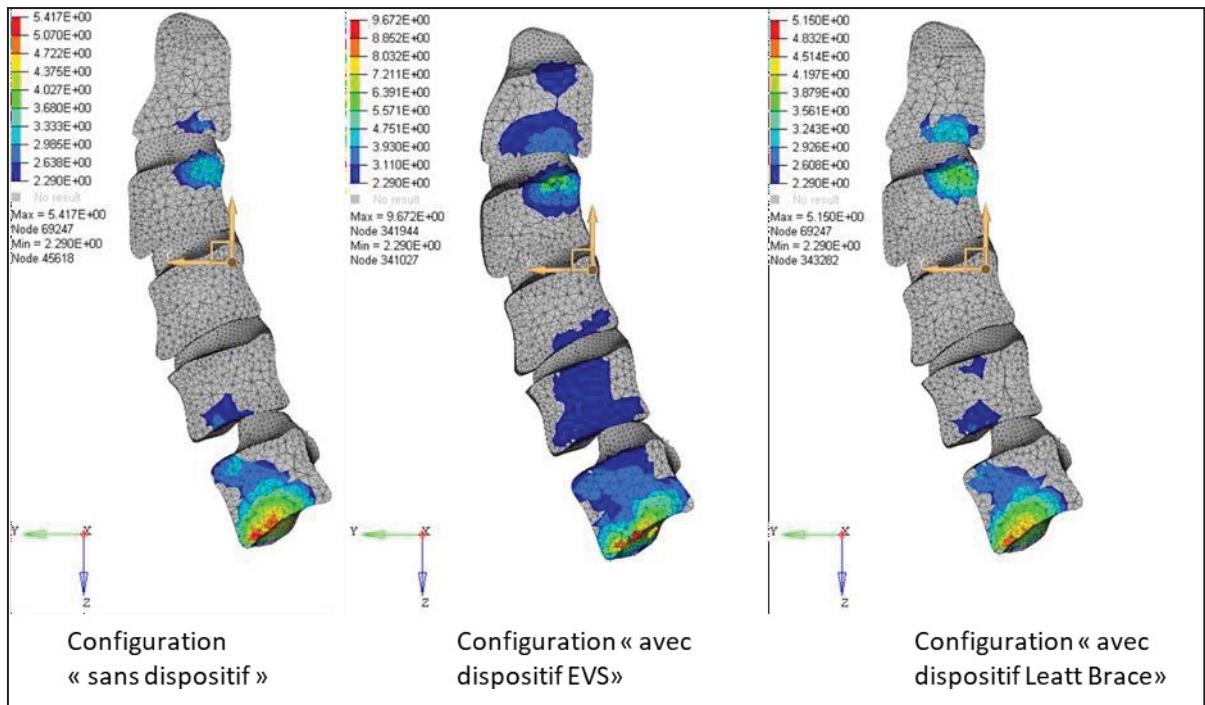


Figure A-V 1 Présentation des résultats de simulation (contraintes de Von Mises supérieures à la limite à la rupture pour l'os spongieux de la vertèbre) pour le cas de chargement 2 à la vitesse d'impact de 3m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

Pour la configuration « sans dispositif », des lésions par compression sont identifiables aux niveaux C2/C3, C3/C4 et C5/C6). Cela se traduit par un score Morphologie égal à 1 par niveau. Une lésion de type compression + « Burst » est identifiable au niveau C6/C7. Cela se traduit par un score Morphologie égal à 2. Aucune lésion n'est identifiable au niveau C4/C5, ce qui se traduit par un score morphologie de 0. Aucune atteinte du complexe disco-ligamentaire n'est identifiée, ce qui correspond à un score DLC de 0.

Pour la configuration « avec dispositif EVS », des lésions par compression sont identifiables aux niveaux C3/C4 et C4/C5. Cela se traduit par un score morphologie de 1 par niveau. Une lésion de type compression + « Burst » est identifiable aux niveaux C2/C3, C5/C6 et C6/C7. Cela se traduit par un score morphologie de 2 par niveau. Aucune atteinte du complexe disco-ligamentaire n'est identifiée. Cela se traduit par un score DLC égal à 0.

Pour la configuration « avec dispositif Leatt Brace », des lésions par compression sont identifiables aux niveaux C2/C3, C3/C4 et C5/C6, ce qui correspond à un score morphologie de 1 par niveau. Une lésion de type compression + « Burst » est identifiable au niveau C6/C7, ce qui correspond à un score morphologie de 2. Aucune lésion n'est identifiable au niveau C5/C6, ce qui se traduit par un score morphologie de 0. Aucune atteinte du complexe disco-ligamentaire n'est identifiée, ce qui correspond à un score DLC de 0. Le Tableau A-V 1 et Tableau A-V 2 présentent les scores SLIC* pour chacune des trois configurations et chacun des niveaux cervicaux ainsi que les sous-indicateurs.

Tableau A-V 1 Principe de calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 2 à la vitesse d'impact de 3m/s pour le dispositif EVS

	Niv C2/C3	Niv C3/C4	Niv C4/C5	Niv C5/C6	Niv C6/C7
	SLIC* (M + DLC)				
Sans dispositif	1 (1+0)	1 (1+0)	0 (0+0)	1 (1+0)	2 (2+0)
EVS	2 (2+0)	1 (1+0)	1 (1+0)	2 (2+0)	2 (2+0)
Pointage Sous-indicateur	0	0	0	0	0

Tableau A-V 2 Principe de calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 2 à la vitesse d'impact de 3m/s pour le dispositif Leatt Brace

	Niv C2/C3 SLIC* (M + DLC)	Niv C3/C4 SLIC* (M + DLC)	Niv C4/C5 SLIC* (M + DLC)	Niv C5/C6 SLIC* (M + DLC)	Niv C6/C7 SLIC* (M + DLC)
Sans dispositif	1 (1+0)	1 (1+0)	0 (0+0)	1 (1+0)	2 (2+0)
Leatt Brace	1 (1+0)	1 (1+0)	0 (0+0)	1 (1+0)	2 (2+0)
Pointage Sous-indicateur	0	0	1	0	0

II. Cas de chargement 3 Vitesse 3m/s

La Figure A-V 2 présente les résultats de simulation sur le modèle SM2S pour le cas de chargement 3 à la vitesse d'impact de 3m/s. Ces résultats de simulation concernent les trois configurations différentes : « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

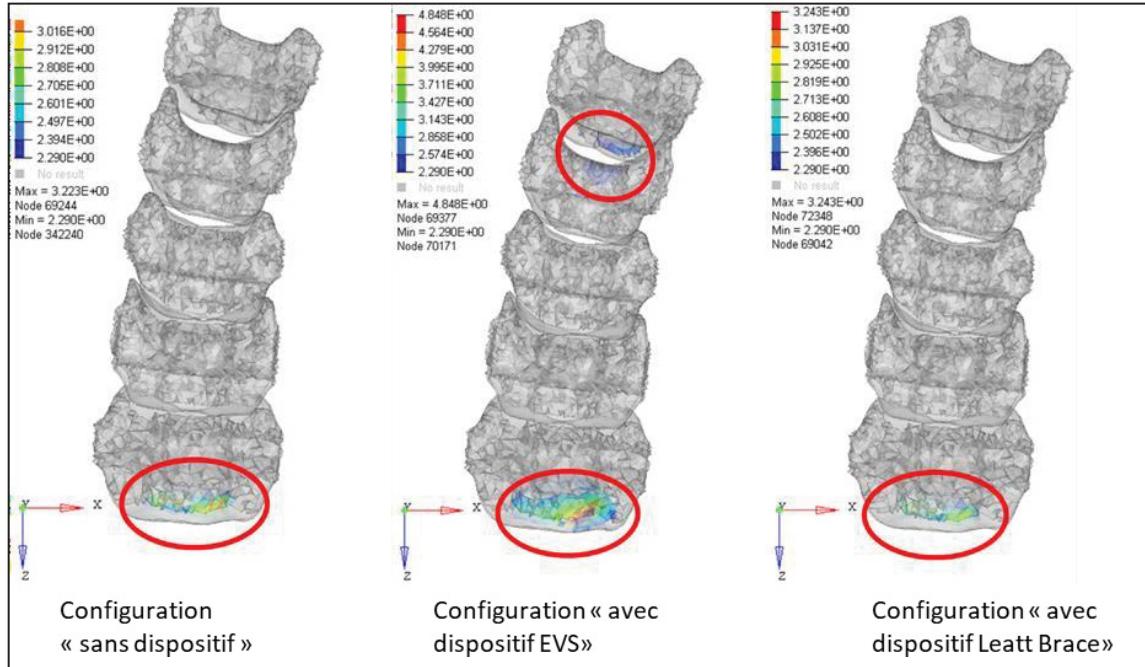


Figure A-V 2 Présentation des résultats de simulation (contraintes de Von Mises supérieures à la limite à la rupture pour l'os spongieux de la vertèbre) pour le cas de chargement 3 à la vitesse d'impact de 3m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

Pour la configuration « sans dispositif », une lésion par compression est identifiable uniquement au niveau C6/C7. Cela se traduit par un score Morphologie égal à 1 par niveau. Aucune lésion n'est identifiée pour les autres niveaux cervicaux, ce qui se traduit par un score morphologie de 0. Aucune atteinte du complexe disco-ligamentaire n'est identifiée, ce qui se traduit par un score DLC de 0.

Pour la configuration « avec dispositif EVS », des lésions par compression sont identifiables aux niveaux C2/C3, C3/C4 et C6/C7, ce qui se traduit par un score morphologie de 1. Aucune lésion n'est identifiée pour les niveaux C4/C5 et C6/C7, ce qui se traduit par un score morphologie de 0. Aucune atteinte du complexe disco-ligamentaire n'est identifiée, ce qui se traduit par un score DLC de 0.

Pour la configuration « avec dispositif Leatt Brace », une lésion par compression est identifiable uniquement au niveau C6/C7. Cela se traduit par un score Morphologie égal à 1 par niveau. Aucune lésion n'est identifiée pour les autres niveaux cervicaux, ce qui se traduit par un score morphologie de 0. Aucune atteinte du complexe disco-ligamentaire n'est identifiée, ce qui se traduit par un score DLC de 0. Le Tableau A-V 3 et

Tableau A-V 4 présentent les scores SLIC* pour chacune des trois configurations et chacun des niveaux cervicaux ainsi que les sous-indicateurs.

Tableau A-V 3 Principe de calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 3 à la vitesse d'impact de 3m/s pour le dispositif EVS

	Niv C2/C3	Niv C3/C4	Niv C4/C5	Niv C5/C6	Niv C6/C7
	SLIC* (M + DLC)				
Sans dispositif	0 (0+0)	0 (0+0)	0 (0+0)	0 (0+0)	1 (1+0)
EVS	1 (1+0)	1 (1+0)	0 (0+0)	0 (0+0)	1 (1+0)
Pointage Sous-indicateur	0	0	1	1	0

Tableau A-V 4 Principe de calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 3 à la vitesse d'impact de 3m/s pour le dispositif Leatt Brace

	Niv C2/C3 SLIC* (M + DLC)	Niv C3/C4 SLIC* (M + DLC)	Niv C4/C5 SLIC* (M + DLC)	Niv C5/C6 SLIC* (M + DLC)	Niv C6/C7 SLIC* (M + DLC)
Sans dispositif	0 (0+0)	0 (0+0)	0 (0+0)	0 (0+0)	1 (1+0)
Leatt Brace	0 (0+0)	0 (0+0)	0 (0+0)	0 (0+0)	1(1+0)
Pointage Sous-indicateur	1	1	1	1	0

III. Cas de chargement 1 Vitesse 7m/s

La Figure A-V 3, Figure A-V 4, Figure A-V 5, Figure A-V 6 et Figure A-V 7 présentent les résultats de simulation sur le modèle SM2S pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 7m/s. Ces résultats de simulation concernent les trois configurations différentes : « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

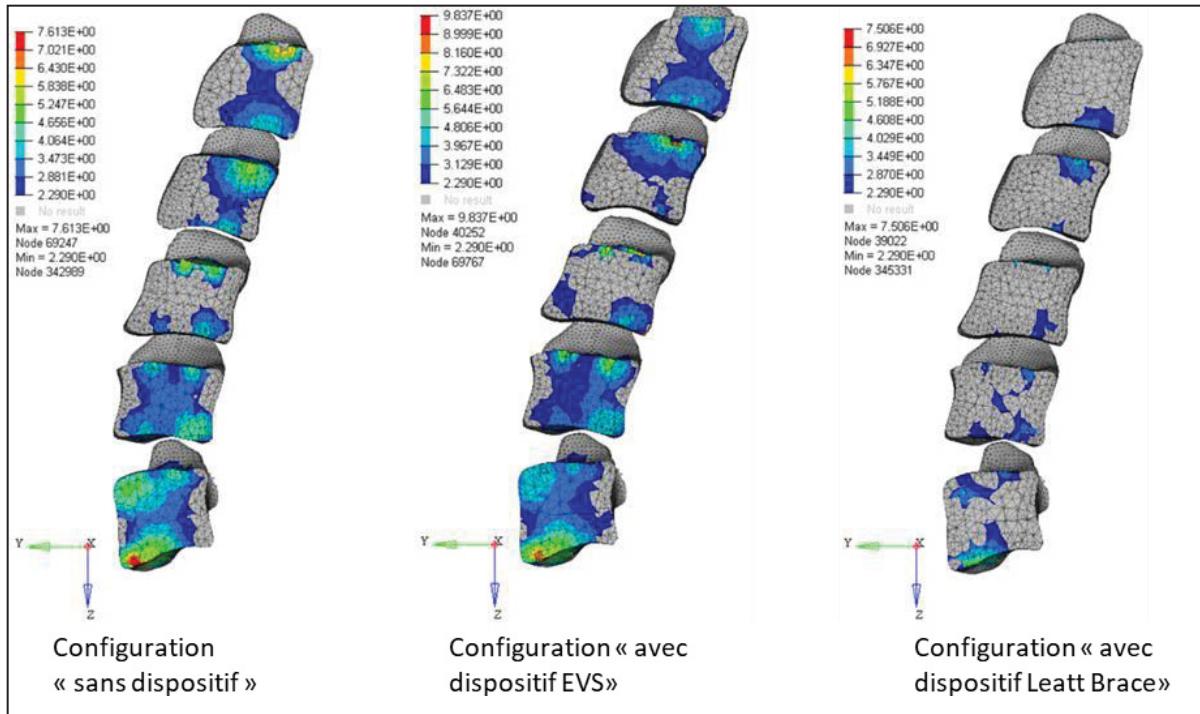


Figure A-V 3 Présentation des résultats de simulation (contraintes de Von Mises supérieures à la limite à la rupture pour l'os spongieux de la vertèbre) pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

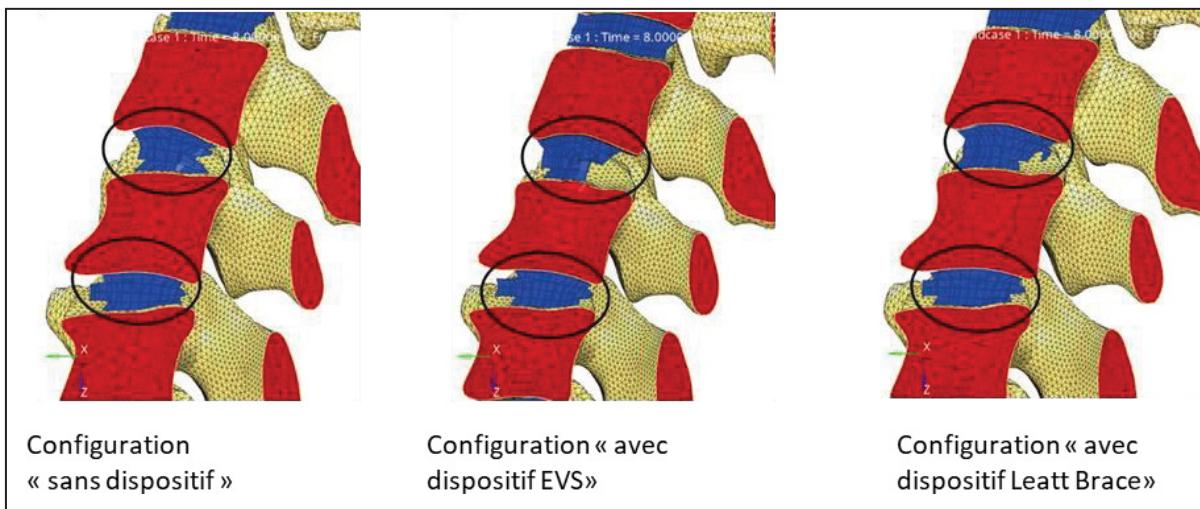


Figure A-V 4 Présentation des résultats de simulation (suppression des éléments au niveau des disques intervertébraux) pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

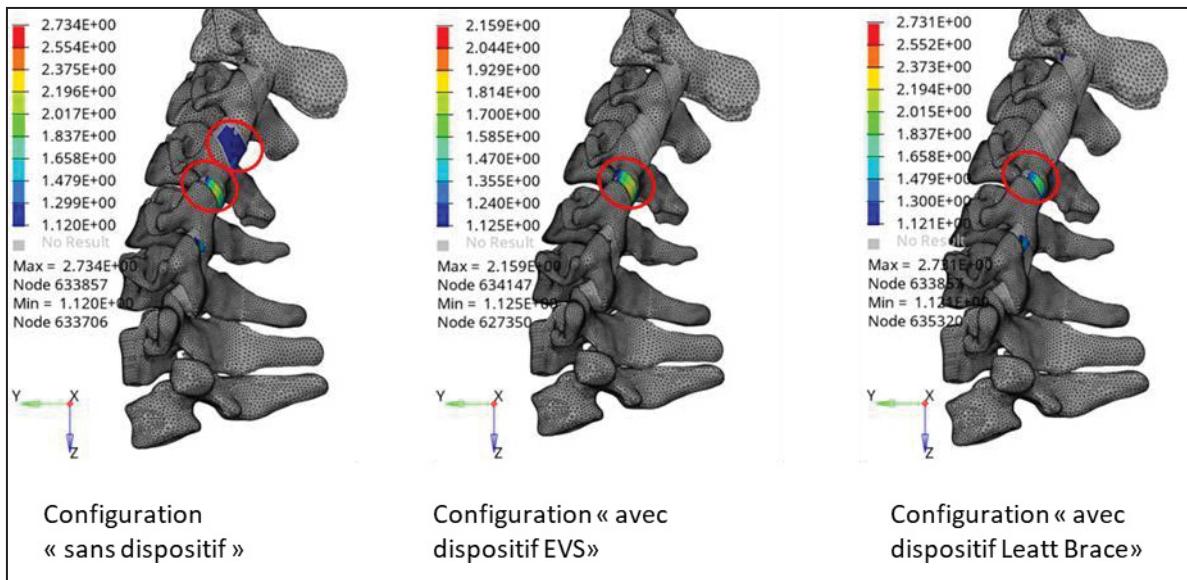


Figure A-V 5 Présentation des résultats de simulation (Déformations plastiques supérieures à la limite à la rupture pour les ligaments capsulaires) pour le cas de chargement 1 à la vitesse d’impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

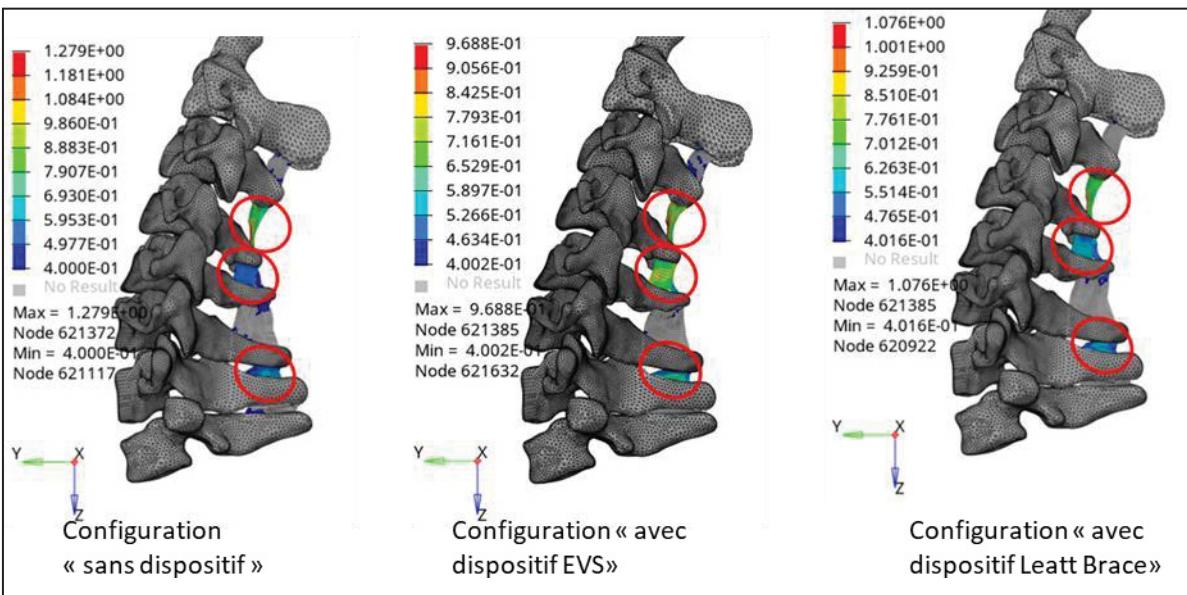


Figure A-V 6 Présentation des résultats de simulation (Déformations plastiques supérieures à la limite à la rupture pour le ligament inter-épineux) pour le cas de chargement 1 à la vitesse d’impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

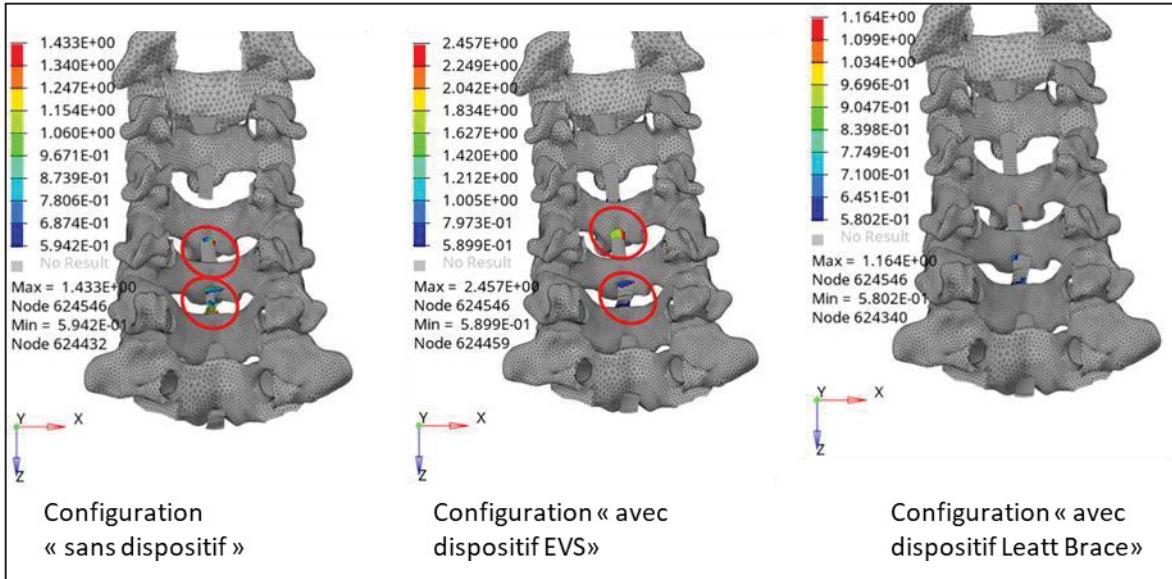


Figure A-V 7 Présentation des résultats de simulation (Déformations plastiques supérieures à la limite à la rupture pour le ligament jaune) pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

Pour la configuration « sans dispositif », au niveau C2/C3 une lésion du type compression + « burst » est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est donc égal à 2 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C3/C4, une lésion de type distraction (hyperextension) est identifiable ainsi qu'une rupture antérieure du disque intervertébral, une rupture totale du ligament capsulaire et une totale rupture du ligament inter-épineux. Le score morphologie égal à 3 et le score DLC est de 2. Au niveau C4/C5, une lésion de type compression est identifiable ainsi qu'une rupture antérieure du disque intervertébral, une rupture totale du ligament capsulaire, du ligament inter-épineux et du ligament jaune. Le score morphologie égal à 1 et le score DLC est égal à 2. Au niveau C5/C6, une lésion de type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture partielle du ligament inter-épineux, une rupture totale du ligament jaune. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C6/C7, une lésion de type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament inter-épineux. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1.

Pour la configuration « avec dispositif EVS », au niveau C2/C3, une lésion du type compression + « burst » est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est donc égal à 2 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C3/C4, une lésion du type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture antérieure du disque intervertébral et une rupture totale du ligament inter-épineux. Les ligaments capsulaires ne sont pas atteints. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 2. Au niveau C4/C5, une lésion de type compression est identifiable ainsi qu'une rupture antérieure du disque intervertébral, une rupture totale du ligament capsulaire, du ligament inter-épineux et du ligament jaune. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 2. Au niveau C5/C6, une lésion de type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament jaune. Le ligament inter-épineux n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C6/C7, une lésion de type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament inter-épineux. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1.

Pour la configuration « avec dispositif Leatt Brace », au niveau C2/C3, une lésion de type compression est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est donc égal à 1 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C3/C4, une lésion de type compression est identifiable ainsi qu'une rupture antérieure du disque intervertébral et une rupture totale du ligament inter-épineux. Le score morphologie est donc égal à 1 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C4/C5, une lésion de type compression est identifiable ainsi qu'une rupture antérieure du disque intervertébral, une rupture totale du ligament inter-épineux et du ligament capsulaire. Le score morphologie est donc égal à 1 et le score DLC est égal à 2. Au niveau C5/C6, une lésion de type compression est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est donc égal à 1 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C6/C7, une lésion de type compression est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament inter-épineux. Le score morphologie est donc égal à 1 et le score DLC est égal à 1. Le Tableau A-V 5 et Tableau A-V 6 présentent les scores SLIC* pour chacune des trois configurations et chacun des niveaux cervicaux ainsi que les sous-indicateurs.

Tableau A-V 5 Principe de calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 7m/s pour le dispositif EVS

	Niv C2/C3 SLIC* (M + DLC)	Niv C3/C4 SLIC* (M + DLC)	Niv C4/C5 SLIC* (M + DLC)	Niv C5/C6 SLIC* (M + DLC)	Niv C6/C7 SLIC* (M + DLC)
Sans dispositif	2 (2+0)	5 (3+2)	3 (1+2)	3 (2+1)	3 (2+1)
EVS	2 (2+0)	4 (2+2)	3 (1+2)	3 (2+1)	3 (2+1)
Pointage Sous-indicateur	0	1	0	0	0

Tableau A-V 6 Principe de calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 1 à la vitesse d'impact de 7m/s pour le dispositif Leatt Brace

	Niv C2/C3 SLIC* (M + DLC)	Niv C3/C4 SLIC* (M + DLC)	Niv C4/C5 SLIC* (M + DLC)	Niv C5/C6 SLIC* (M + DLC)	Niv C6/C7 SLIC* (M + DLC)
Sans dispositif	2 (2+0)	5 (3+2)	3 (1+2)	3 (2+1)	3 (2+1)
Leatt Brace	1 (1+0)	2 (1+1)	3 (1+2)	1 (1+0)	2 (1+1)
Pointage Sous-indicateur	1	1	0	1	1

IV. Cas de chargement 2 Vitesse 7m/s

La Figure A-V 8, Figure A-V 9 et Figure A-V 10 présentent les résultats de simulation sur le modèle SM2S pour le cas de chargement 2 à la vitesse d'impact de 7m/s. Ces résultats de simulation concernent les trois configurations différentes : « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

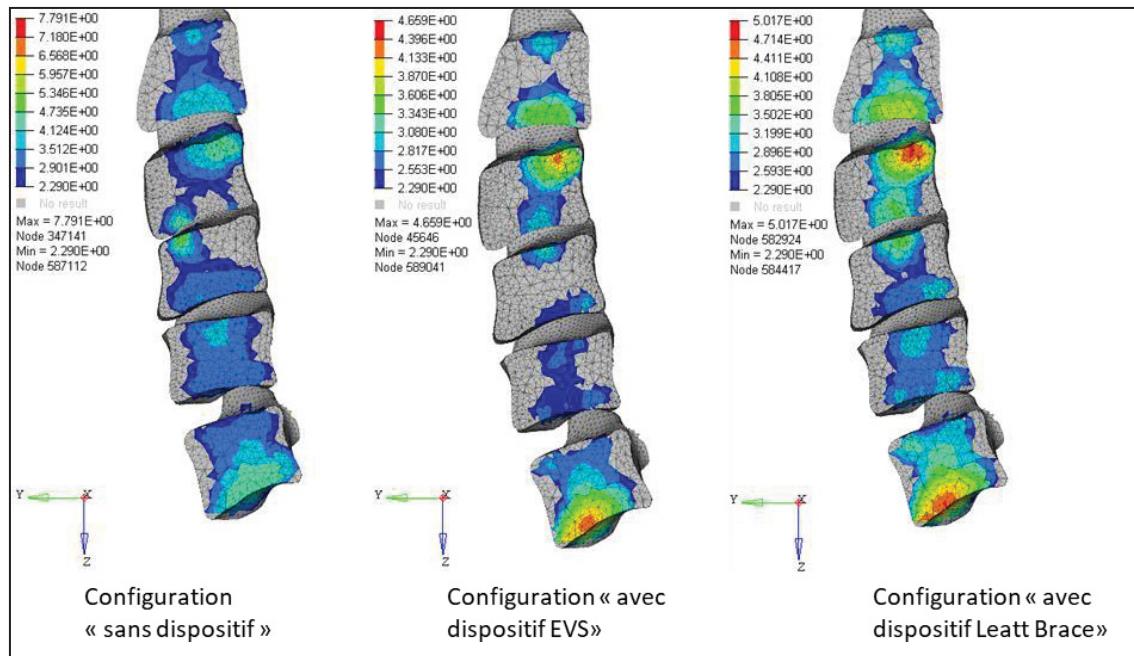


Figure A-V 8 Présentation des résultats de simulation (contraintes de Von Mises supérieures à la limite à la rupture pour l'os spongieux de la vertèbre) pour le cas de chargement 2 à la vitesse d'impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

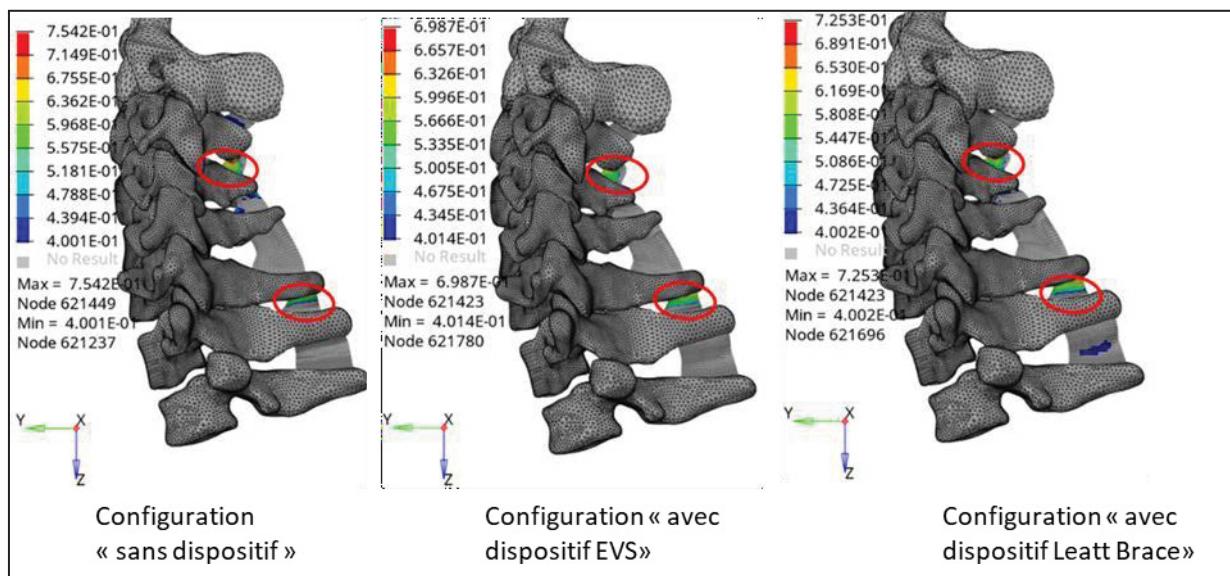


Figure A-V 9 Présentation des résultats de simulation (Déformations plastiques supérieures à la limite à la rupture pour le ligament inter-épineux) pour le cas de chargement 2 à la vitesse d'impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

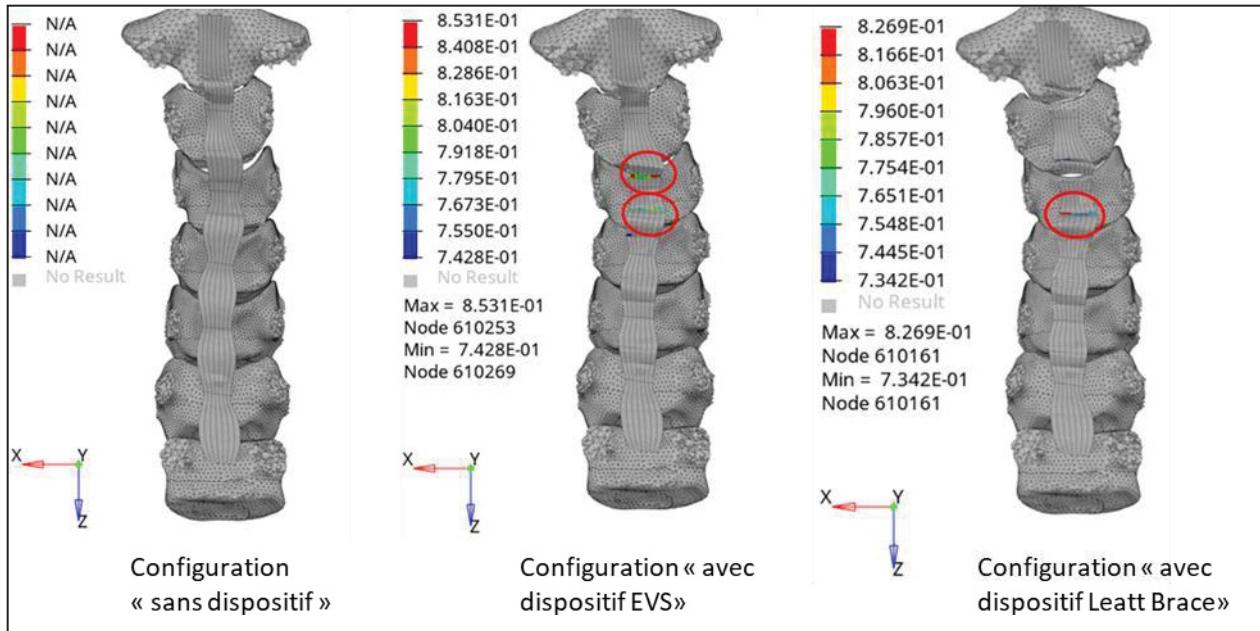


Figure A-V 10 Présentation des résultats de simulation (Déformations plastiques supérieures à la limite à la rupture pour le ligament longitudinal postérieur) pour le cas de chargement 2 à la vitesse d'impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

Pour la configuration « sans dispositif », au niveau C2/C3, une lésion du type compression + « burst » est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est donc égal à 2 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C3/C4, une lésion du type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament inter-épineux. Le score morphologie est donc égal à 2 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C4/C5, une lésion du type compression + « burst » est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C5/C6, une lésion du type compression + « burst » est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C6/C7, une lésion du type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament inter-épineux. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1.

Pour la configuration « avec dispositif EVS », au niveau C2/C3, une lésion du type compression est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est donc égal à 1 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C3/C4, une lésion du type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament inter-épineux et du ligament longitudinal postérieur. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C4/C5, une lésion du type compression est identifiable ainsi qu'une rupture du ligament longitudinal postérieur. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C5/C6, une lésion du type compression + « burst » est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C6/C7, une lésion du type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament inter-épineux. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1.

Pour la configuration « avec dispositif Leatt Brace », au niveau C2/C3, une lésion du type compression + « burst » est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C3/C4, une lésion du type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament inter-épineux. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C4/C5, une lésion du type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament longitudinal postérieur. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C5/C6, une lésion du type compression + « burst » est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C6/C7, une lésion du type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture du ligament inter-épineux. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1. Le Tableau A-V 7 et Tableau A-V 8 présentent les scores SLIC* pour chacune des trois configurations et chacun des niveaux cervicaux ainsi que les sous-indicateurs.

Tableau A-V 7 Principe de calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 2 à la vitesse d'impact de 7m/s pour le dispositif EVS

Niv C2/C3	Niv C3/C4	Niv C4/C5	Niv C5/C6	Niv C6/C7
-----------	-----------	-----------	-----------	-----------

	SLIC* (M + DLC)				
Sans dispositif	2 (2+0)	3 (2+1)	2 (2+0)	2 (2+0)	3 (2+1)
EVS	1 (1+0)	3 (2+1)	2 (1+1)	2 (2+0)	3 (2+1)
Pointage Sous-indicateur	1	0	0	0	0

Tableau A-V 8 Principe de calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 2 à la vitesse d'impact de 7m/s pour le dispositif Leatt Brace

	Niv C2/C3	Niv C3/C4	Niv C4/C5	Niv C5/C6	Niv C6/C7
	SLIC* (M + DLC)				
Sans dispositif	2 (2+0)	3 (2+1)	2 (2+0)	2 (2+0)	3 (2+1)
Leatt Brace	2 (2+0)	3 (2+1)	3 (2+1)	2 (2+0)	3 (2+1)
Pointage Sous-indicateur	0	0	0	0	0

V. Cas de chargement 3 Vitesse 7m/s

La Figure A-V 11, Figure A-V 12 et Figure A-V 13 présentent les résultats de simulation sur le modèle SM2S pour le cas de chargement 3 à la vitesse d'impact de 7m/s. Ces résultats de simulation concernent les trois configurations différentes : « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

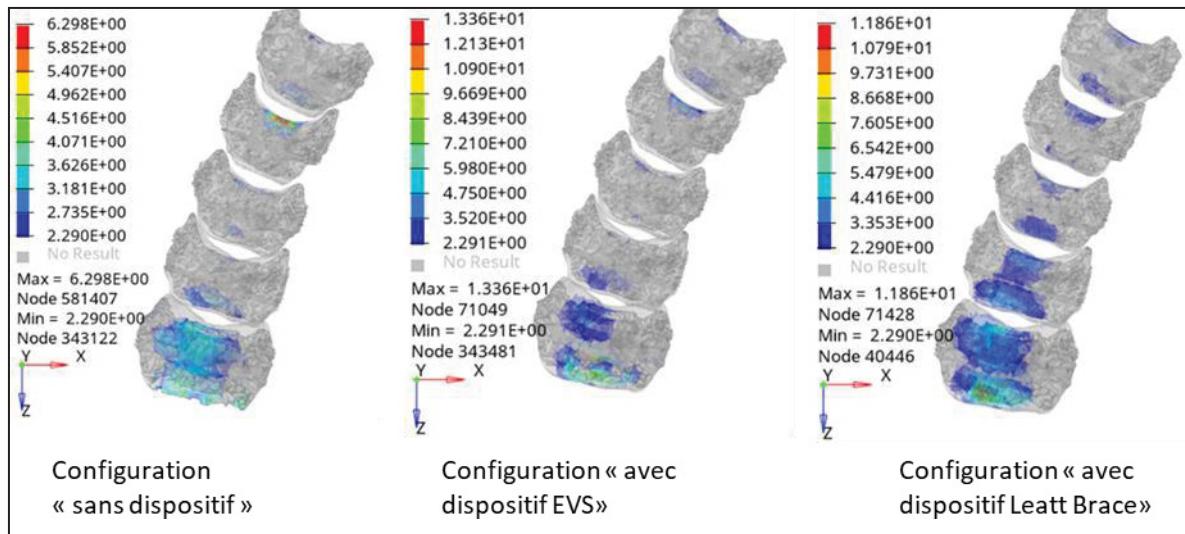


Figure A-V 11 Présentation des résultats de simulation (contraintes de Von Mises supérieures à la limite à la rupture pour l'os spongieux de la vertèbre) pour le cas de chargement 3 à la vitesse d'impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

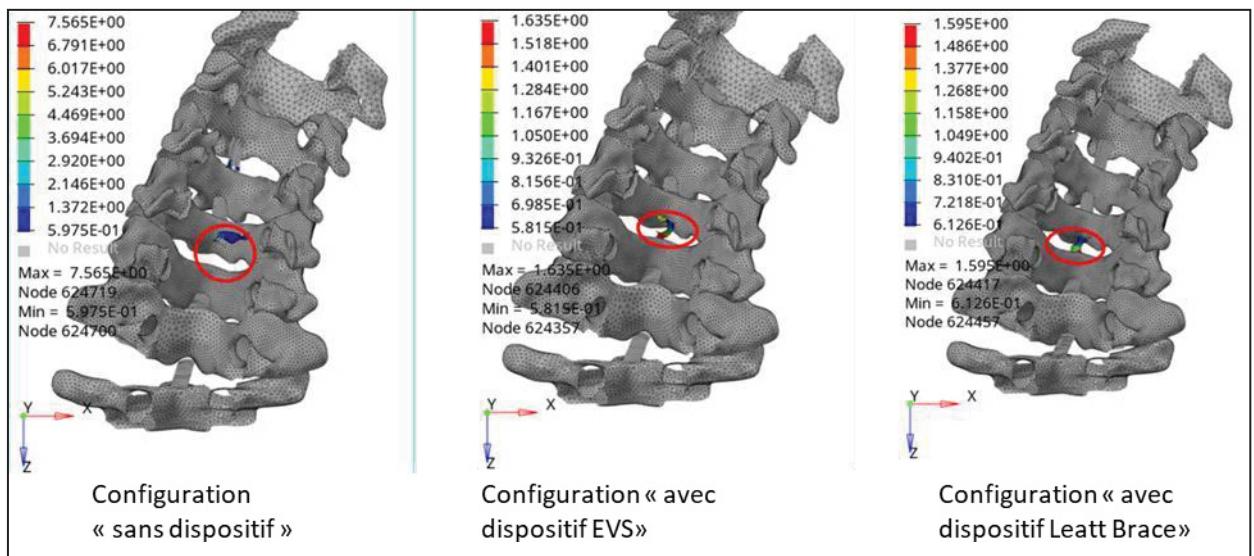


Figure A-V 12 Présentation des résultats de simulation (Déformations plastiques supérieures à la limite à la rupture pour le ligament jaune) pour le cas de chargement 3 à la vitesse d'impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

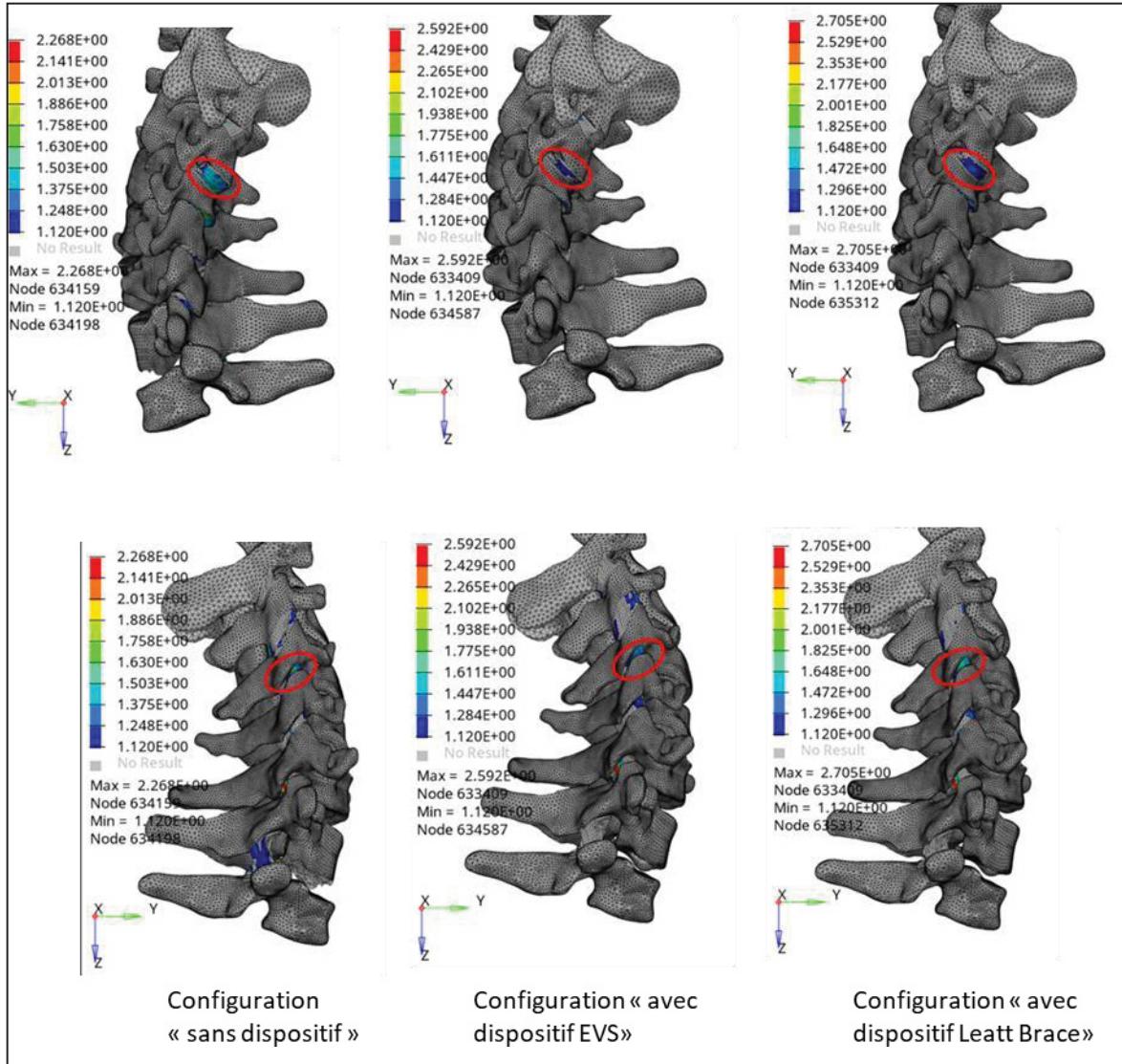


Figure A-V 13 Présentation des résultats de simulation (Déformations plastiques supérieures à la limite à la rupture pour les ligaments capsulaires côté gauche et côté droit) pour le cas de chargement 3 à la vitesse d'impact de 7m/s pour les configurations « sans dispositif », « avec dispositif EVS » et « avec dispositif Leatt Brace ».

Pour la configuration « sans dispositif », au niveau C2/C3, une lésion du type compression est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C3/C4, une lésion du type compression est identifiable ainsi qu'une rupture totale des ligaments capsulaires gauche et droite. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C4/C5, une lésion du type compression est

identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C5/C6, une lésion du type compression est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament jaune. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C6/C7, une lésion du type compression + burst est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 0.

Pour la configuration « avec dispositif EVS », au niveau C2/C3, une lésion du type compression est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C3/C4, une lésion du type compression est identifiable ainsi qu'une rupture totale des ligaments capsulaires gauche et droite. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C4/C5, aucune lésion n'est identifiée. Le score morphologie est égal à 0 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C5/C6, une lésion du type compression est identifiable ainsi qu'une rupture au ligament jaune. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C6/C7, une lésion du type compression est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 0.

Pour la configuration « avec dispositif Leatt Brace », au niveau C2/C3, une lésion du type compression est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologique est égal à 1 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C3/C4, une lésion du type compression est identifiable ainsi qu'une rupture totale des ligaments capsulaires gauche et droite. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C4/C5, une lésion du type compression est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 1 et le score DLC est égal à 0. Au niveau C5/C6, une lésion du type compression + « burst » est identifiable ainsi qu'une rupture totale du ligament jaune. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 1. Au niveau C6/C7, une lésion du type compression + « burst » est identifiable. Le complexe disco-ligamentaire n'est pas atteint. Le score morphologie est égal à 2 et le score DLC est égal à 0. Le Tableau A-V 9 et

Tableau A-V 10 présentent les scores SLIC* pour chacune des trois configurations et chacun des niveaux cervicaux ainsi que les sous-indicateurs.

Tableau A-V 9 Principe de calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 3 à la vitesse d'impact de 7m/s pour le dispositif EVS

	Niv C2/C3 SLIC* (M + DLC)	Niv C3/C4 SLIC* (M + DLC)	Niv C4/C5 SLIC* (M + DLC)	Niv C5/C6 SLIC* (M + DLC)	Niv C6/C7 SLIC* (M + DLC)
Sans dispositif	1 (1+0)	2 (1+1)	1 (1+0)	2 (1+1)	2 (2+0)
EVS	1 (1+0)	2 (1+1)	0 (0+0)	2 (1+1)	1 (1+0)
Pointage Sous-indicateur	0	0	1	0	1

Tableau A-V 10 Principe de calcul de score des sous-indicateurs pour le cas de chargement 3 à la vitesse d'impact de 7m/s pour le dispositif Leatt Brace

	Niv C2/C3 SLIC* (M + DLC)	Niv C3/C4 SLIC* (M + DLC)	Niv C4/C5 SLIC* (M + DLC)	Niv C5/C6 SLIC* (M + DLC)	Niv C6/C7 SLIC* (M + DLC)
Sans dispositif	1 (1+0)	2 (1+1)	1 (1+0)	2 (1+1)	2 (2+0)
Leatt Brace	1 (1+0)	2 (1+1)	1 (1+0)	3 (2+1)	2 (2+0)
Pointage Sous-indicateur	0	0	0	0	0

ANNEXE VI

NECK BRACES AND DRIVING POSTURE AFFECT NECK MOBILITY ON POWERED TWO-WHEELERS

Cervical spine injuries are a major concern for motorcyclists in traffic accidents and racing competitions. Neck braces aim to prevent cervical spine injuries during accidents by reducing the neck range of motion and keeping it under physiological limits. This work aims to evaluate the ability of neck braces to reduce neck mobility for two driving postures associated with PTW configurations. The neck mobility of twelve volunteer subjects testing four neck braces on two powered two-wheelers (scooter and racing motorbike) is measured using an optoelectronic motion capture system. With the tested neck braces worn, neck mobility is significantly reduced as compared to the physiological range of motion in all degrees of freedom. However, only flexion/extension is reduced by all neck braces tested. This suggests that these brace designs do not provide protection against all the cervical spine loading directions that may occur in a trauma. Furthermore, specific type of each powered two-wheeler considered significantly affects the neck mobility in axial rotation, as well as the postero-anterior and caudo-cranial translations, thus underscoring the need to consider the driving posture when evaluating neck brace devices.

Keywords: Motorcyclist; Powered Two-Wheeler; Neck brace; Cervical spine; Neck mobility; Driving posture

1. Introduction

Motorcyclists are generally highly vulnerable drivers, who are largely exposed to fatal injuries. In 2017, 6129 (*Bilan définitif de l'accidentalité routière 2017 | Sécurité Routière, s. d.*) and 89,000 motorcyclists were respectively injured in France and in the USA. Moreover, 10% of motorcycle accidents are associated with spinal injuries (Ankarath et al., 2002). A significant proportion of Powered Two-Wheeler (PTW) accidents involve cervical spine injuries, which can lead to serious long-term motor deficiencies, and produce the highest rates (27%) of neurological deficiencies for motorcyclists (A. Robertson et al., 2002b). Furthermore, 53% of

spine injuries leading to patient death involve the cervical spine (Ankarath et al., 2002a). Spine injuries cost approximately 750 million dollars annually in North America (Kemper et al., 2006). Cervical spine injuries are directly related to multi-directional mechanical loading involved during trauma (Crowell et al., 1993; Cusick et al., 1996; Roger W. Nightingale et al., 2000, 2018; F. A. Pintar et al., 1998, p. 197). Among motorcyclists, these injuries are mainly caused by a direct impact on the helmeted head during an accident (Chinn et al., 2001), leading to combined rotational movements greater than the physiological ranges of motion of the cervical spine. Several methods based on different measuring devices (Amiri et al., 2003; Isabel Audette et al., 2010; Hall & Robinson, 2004; Sánchez et al., 2017; Tousignant et al., 2006; Williams et al., 2012; Yoo et al., 2011) are used to study the physiological mobility of the human head and neck in rotation in an attempt to assess the vulnerability of the cervical spine. Since the neck is capable of complex motions, its range of motion cannot be fully characterized by rotational movements alone. In order to measure the neck range of motion (ROM), including rotational and translational movements, a method based on an optoelectronic motion capture system (Lecouplet et al., 2019) is used in this work.

Neck braces were introduced over ten years ago to protect motorcyclists from cervical spine injuries (LEATT, 2011), and are available in two different types: active and passive. Active neck braces, such as airbag devices, involve an activation system that is triggered during impact. Passive neck braces, on the other hand, have no triggering mechanisms, and are positioned on the shoulders and thorax of the motorcyclist. This work focuses on passive neck braces, and more specifically, on one semi-rigid (Ortema) and three rigid devices (EVS, Alpinestars and KTM). These devices are designed to reduce the vulnerability of the cervical spine by reducing the range of motion of the head/neck, and keeping it under physiological limits; as well, they distribute the impact energy on the shoulders (LEATT, 2011). The performance of these devices was recently investigated in (Khosroshahi et al., 2019; Meyer et al., 2018). These studies showed uncertainties regarding their protection effectiveness, thus confirming the need to develop a normalized evaluation procedure for such devices.

Originally, neck braces were designed only for racing motorbikes, but today, they are used for every type of PTW (scooter, road motorbike, enduro, trial, etc.). However, each type of PTW involves a specific driving posture, which may also affect the neck ROM. Some

studies have investigated the effect of the motorcyclist riding posture and anthropometric characteristics on physical fatigue and postural discomfort (Barone & Curcio, 2004; Karmegam et al., 2013; Ospina-Mateus & Quintana, 2019; Rajhans & Amrutkar, 2011; S. A. Robertson & Minter, 1996), but none have analyzed the effect of the driving posture on neck mobility. This work focuses on two typical driving postures (adopted on a scooter and on a racing motorbike). It aims to evaluate, in quasi-static loading conditions, the capacity of neck braces to reduce neck mobility and keep it under its physiological range of motion, depending on the driving postures associated with each PTW type.

2. Materials and method

2.1 Subjects, neck braces and powered two-wheelers

Twelve subjects aged between 21 and 51 years (27.3 ± 4.7 years old), weighing 74.1 ± 11.6 kg and measuring 1.78 ± 0.07 m were recruited for this study. Ethics approval was obtained by the Aix-Marseille University ethics committee. Subjects whose medical history (surgery, trauma, injury and pathology) included events related to the cervical spine were excluded from this study.

Four neck braces were tested (Figure A-VI 1): A) Alpinestar-Bionic neck supports CF, B) EVS-RC Evolution, C) KTM-Neck brace ADV II, and D) Ortema neck brace. EVS, Alpinestar and KTM are rigid, while Ortema is semi-rigid. EVS and KTM are made of carbon fiber, fiberglass reinforced polyamide, polyurethane and polycarbonate. The Alpinestar neck brace is made of polycarbonate for the main support, and a thick polyester foam is maintained on the structure with Velcro tape. Ortema is made of polyurethane foam and carbon fiber and is attached to the thorax with a strap. These four neck braces use the shoulders, the upper back and the thorax as supports.

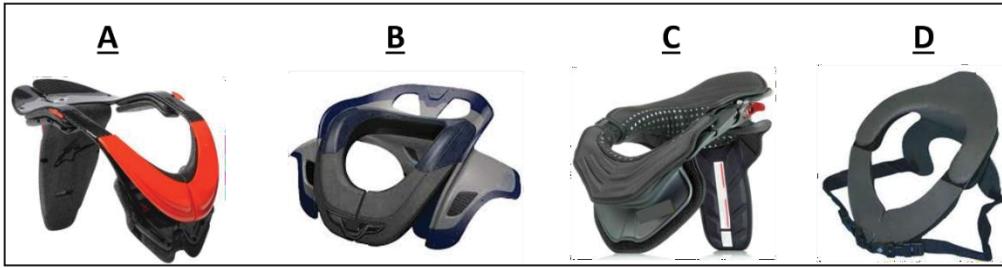


Figure A-VI 1 Four neck braces tested during experiments: A) Alpinestars-Bionic neck supports CF, B) EVS-RC Evolution, C) KTM-brace ADV II, and D) Ortema neck brace

All tests were performed on a scooter (SYM Joyride; 125 cc) and on a race motorcycle (ZXR 750 Kawasaki) in order to investigate the potential effect of the specific postures associated with each PTW type. Both PTWs (Figure A-VI 2) were modified for the purpose of this experiment. A back support was added on the scooter, and a thorax support on the race motorbike, to ensure reproducible positioning of the trunk and to focus solely on the neck mobility.

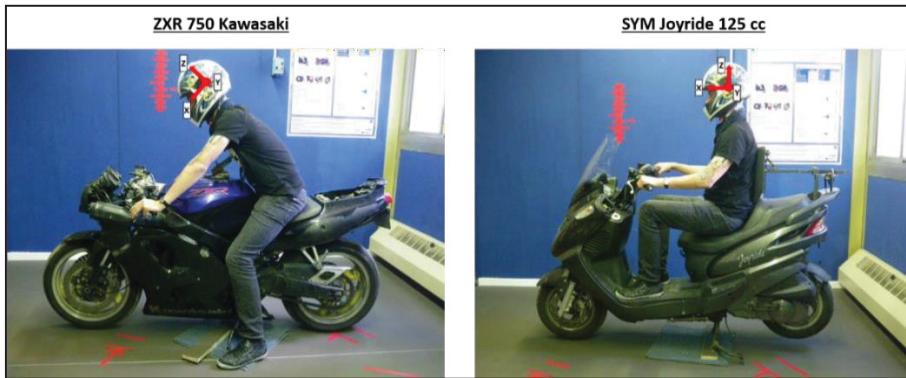


Figure A-VI 2Two Powered Two-Wheelers tested with volunteer subjects during experiments

2.2 Data acquisition

This study measured the neck ROM as a combination of rotational and linear displacements in healthy volunteers using an optoelectronic motion capture system (Codamotion, Charnwood Dynamics Ltd.). The 3D coordinates of six optoelectronic markers placed on the helmet (SHARK, S800, size L) were measured to calculate the subject's neck ROM. The rotational neck movement was computed from the rotation matrix calculated from the initial and final

positions of the markers resulting from the movement. The translational neck movement along three axes (X-axis aligned toward the subject's anterior direction, Y-axis aligned toward the subject's left side and Z-axis aligned toward the cranial direction) were computed from the initial and final positions of a virtual marker (labeled C on Figure A-VI 3) corresponding to the head centroid (Lecouplet et al., 2019). The details of this method and its evaluation were reported in a recent work (Lecouplet et al., 2019). Data acquisition was performed at a frequency of 100 Hz (per marker). The RMS amplitude of the noise was less than 0.1 mm in the X- and Z-axes and less than 0.3 mm in the Y-axis. The latency of the motion capture system was between 5 and 10 milliseconds.

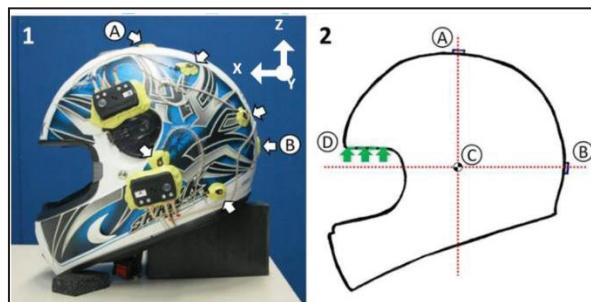


Figure A-VI 3 Shark helmet used by subjects with optoelectronic markers for the Codamotion system .2 Drawing of the Shark helmet with the position of (A) top marker, (B) rear end marker, (C) virtual marker, (D) superior flat surface of the eye port.

2.3 Experiments

Each volunteer had to first adopt a neutral initial position by lying on the support added to the PTW, with their eyes pointing on a marker placed on the wall, representing the horizon. A preliminary session was done without recording, allowing time for the subject to get familiar with the testing environment. The subject then performed a first session of head movements without recording: flexion/extension, left/right axial rotation, and left/right lateral bending. A second session was recorded with the same movement sequence performed three consecutive times. The subject did a third session with free movements for 60 seconds, without recording. Finally, a fourth session exactly reproducing the second session was recorded (Figure A-VI 4).

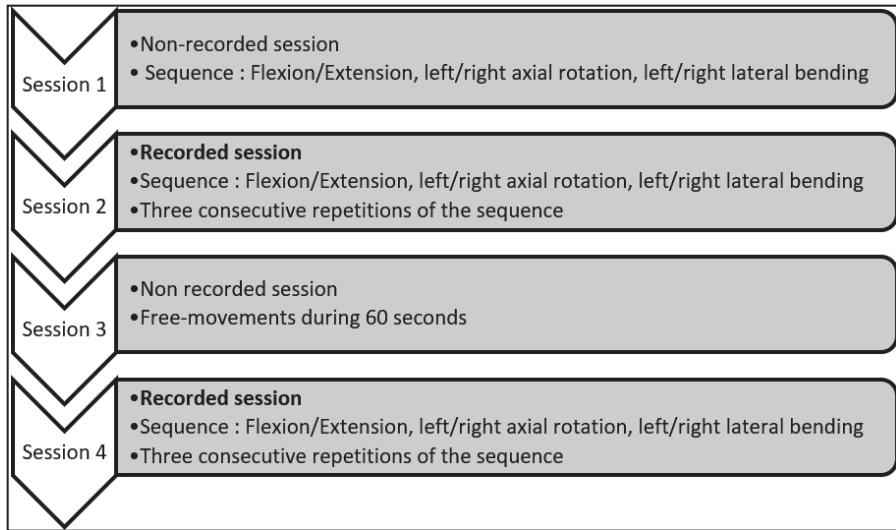


Figure A-VI 4 Complete test protocol for neck ROM measurements for each volunteer subject (12) with each set of testing conditions (10), for a total of 120 tests

Ten conditions were tested in random order between the subjects: wearing (A) Alpinestar, (B) EVS, (C) KTM and (D) Ortema, or without any neck braces (S), and adopting two postures (scooter (S) and racing motorbike (Y)). For each testing condition, the testing sequence described (Figure 4) was used. A total of 120 complete testing sequences were performed (12 volunteer subjects and 10 different testing conditions). With 3 consecutive movement sequences during recording sessions 2 and 4, a total of 720 (120 x 6) datasets were acquired. An average value of 6 acquisitions per testing conditions was calculated. For each session, ROM were calculated for the following six movements: axial rotation, right and left lateral bending, flexion/extension and translations in the X, Y and Z directions. This analysis was performed in a coordinate system defined for each session.

Non-parametric statistical analyses were used since the assumption of normal distribution was rejected, as confirmed by a Shapiro-Wilk normality test. A first analysis was performed using a Wilcoxon matched Pair test to highlight potential significant differences in neck ROM (rotational and translational), depending on the driving posture. Furthermore, another statistical analysis was conducted using a Mann-Whitney test to identify potential significant differences in neck mobility between the configuration with and without the four neck braces. The significance level (p-value) was set to 0.05 for both statistical analyses.

3. Results

3.1 Rotational range of motion

For the axial rotational movement, the physiological range of motion of the neck (without neck brace) was found significantly higher ($p=0.008$) on the scooter driving posture ($153\pm20^\circ$) than for the racing motorbike ($135\pm21^\circ$) (Tableau A-VI 1). The EVS neck brace was the only device significantly reducing the neck mobility for axial rotation on the scooter ($SS=153\pm20^\circ$, $SB=102\pm28^\circ$ ($p=0.001$)) (Figure A-VI 5). EVS and KTM neck braces significantly reduced the neck mobility for axial rotation on the racing motorbike ($YS=135\pm21^\circ$, $YB=74\pm20^\circ$ ($p=0.001$) and $YC=109\pm23^\circ$ ($p=0.010$)) (Figure A-VI 5). No significant difference was found between the two driving postures for lateral bending physiological ROM ($SS=94\pm16^\circ$, $YS=100\pm30^\circ$, $p=0.308$) (Tableau A-VI 1). The EVS neck brace was the only device significantly reducing the neck mobility for lateral bending on the scooter ($SS=94\pm16^\circ$, $SB=60\pm20^\circ$ ($p=0.001$)) (Figure A-VI 6). Alpinestar, EVS and KTM significantly reduced the neck mobility for lateral bending on the racing motorbike ($YS=100\pm30^\circ$, $YA=71\pm20^\circ$ ($p=0.017$), $YB=69\pm28^\circ$ ($p=0.017$) and $YC=73\pm27^\circ$ ($p=0.032$)) (Figure A-VI 6). All the neck braces significantly reduced the neck mobility for flexion/extension on the scooter ($SS=117\pm13^\circ$, $SA=98\pm13^\circ$ ($p=0.001$), $SB=72\pm18^\circ$ ($p<0.001$), $SC=92\pm14^\circ$ ($p<0.001$) and $SD=90\pm15^\circ$ ($p<0.001$)) and on the racing motorbike ($YS=115\pm19^\circ$, $YA=80\pm20^\circ$ ($p=0.01$), $YB=79\pm17^\circ$ ($p<0.001$), $YC=83\pm16^\circ$ ($p<0.001$) and $YD=93\pm18^\circ$ ($p=0.012$)) (Figure A-VI 7).

Tableau A-VI 1 Neck mobility for rotation and translation without neck brace
on the scooter and on the racing motorbike
Wilcoxon matched Pairs test, p-value <0.05 are characterized by a black bold text and “**”

	SS Average (SD)	YS Average (SD)	Wilcoxon p-value
Axial rotation (°)	153 (20)	135 (21)	0.008*
Lateral bending (°)	94 (16.0)	101 (30)	0.308
Flexion-extension (°)	117 (13)	115 (19)	0.530
X translation (mm)	301 (34)	234 (52)	0.002*
Y translation (mm)	251 (46)	234 (64)	0.239
Z translation (mm)	110 (27)	225 (57)	0.002*

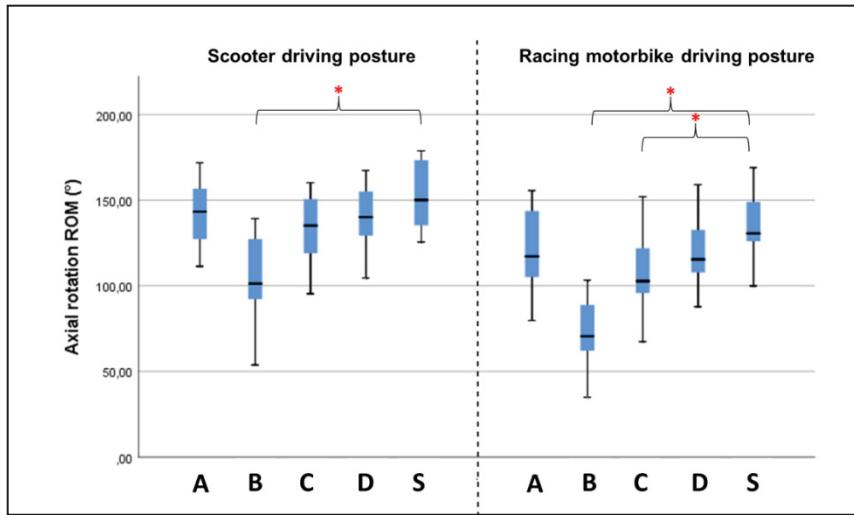


Figure A-VI 5 Neck mobility in axial rotation for five testing conditions: (A) Alpinestar, (B) EVS, (C) KTM, (D) Ortema and (S) no neck brace, for scooter and racing motorbike driving postures. Significant differences between two testing conditions are presented in brackets with a red “*”.

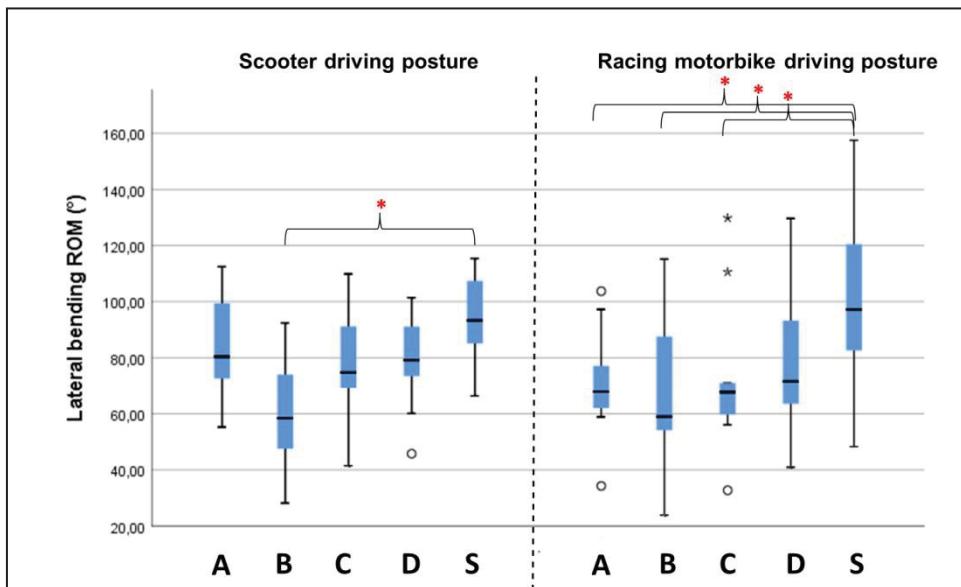


Figure A-VI 6 Neck mobility in lateral bending for five testing conditions: (A) Alpinestar, (B) EVS, (C) KTM, (D) Ortema and (S) no neck brace, for scooter and racing motorbike driving postures. Significant differences between two testing conditions are presented in brackets with a red “*”.

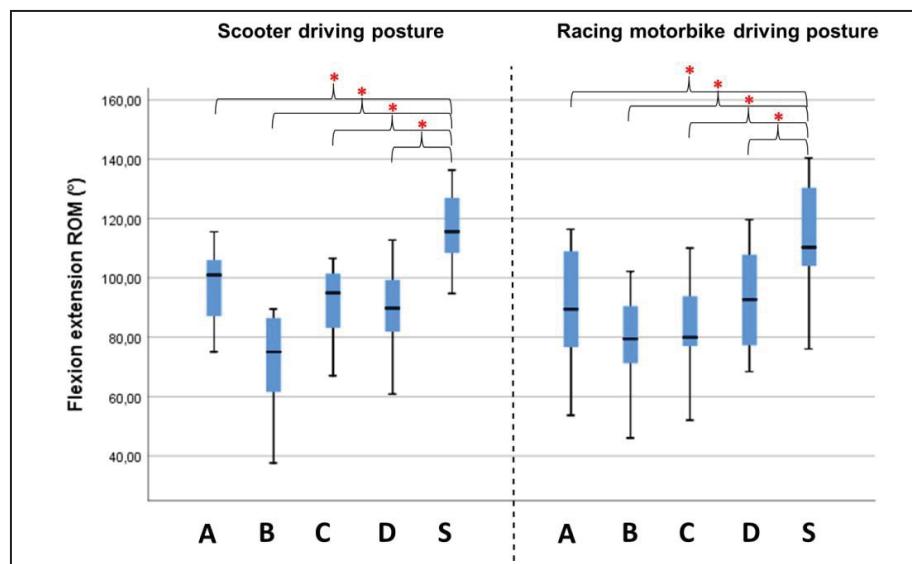


Figure A-VI 7 Neck mobility in flexion/extension for five testing conditions: (A) Alpinestar, (B) EVS, (C) KTM, (D) Ortema and (S) no neck brace, for scooter and racing motorbike driving postures. Significant differences between two testing conditions are presented in brackets with a red “**”.

3.2 Translational range of motion

For X translation, the neck physiological range of motion (without neck brace) was found significantly higher ($p=0.002$) on the scooter ($301\pm34\text{mm}$) than for the racing motorbike ($234\pm52\text{mm}$) (Tableau A-VI 1). All the neck braces significantly reduced the neck mobility in X translation on the scooter ($SS=301\pm34\text{mm}$, $SA=260\pm32\text{mm}$ ($p=0.008$), $SB=207\pm56\text{mm}$ ($p<0.001$), $SC=253\pm40\text{mm}$ ($p=0.009$) and $SD=234\pm37\text{mm}$ ($p<0.001$)) (Figure A-VI 8). EVS and KTM significantly reduced the neck mobility for X translation on the racing motorbike ($YS=234\pm52\text{mm}$, $YB=157\pm41\text{mm}$ ($p=0.001$) and $YC=179\pm37\text{mm}$ ($p=0.011$)) (Figure A-VI 8). No significant difference was found for Y translation physiological ROM between the two driving postures ($SS=251\pm46\text{mm}$, $YS=234\pm64\text{mm}$, $p=0.239$) (Tableau A-VI 1). The EVS neck brace was the only device significantly reducing the neck mobility in Y translation on the scooter ($SS=251\pm46\text{mm}$, $SB=160\pm56\text{mm}$ ($p=0.003$)) and on the racing motorbike ($YS=234\pm64\text{mm}$, $YB=132\pm47\text{mm}$ ($p=0.003$)) (Figure A-VI 9). For Z translation, the neck physiological range of motion (without neck brace) was found significantly higher ($p=0.002$)

on the racing motorbike (225 ± 57 mm) than for the scooter (110 ± 27 mm) (Tableau A-VI 1). Alpinestar, EVS and KTM significantly reduced the neck mobility in Z translation for both the scooter (SS= 111 ± 27 mm, SA= 77 ± 25 mm ($p=0.002$), SB= 70 ± 32 mm ($p=0.003$) and SC= 75 ± 18 mm ($p=0.002$)) and the racing motorbike (YS= 225 ± 57 mm, YA= 147 ± 51 mm ($p=0.002$), YB= 167 ± 49 mm ($p=0.011$) and YC= 147 ± 41 mm ($p=0.001$)) (Figure A-VI 10).

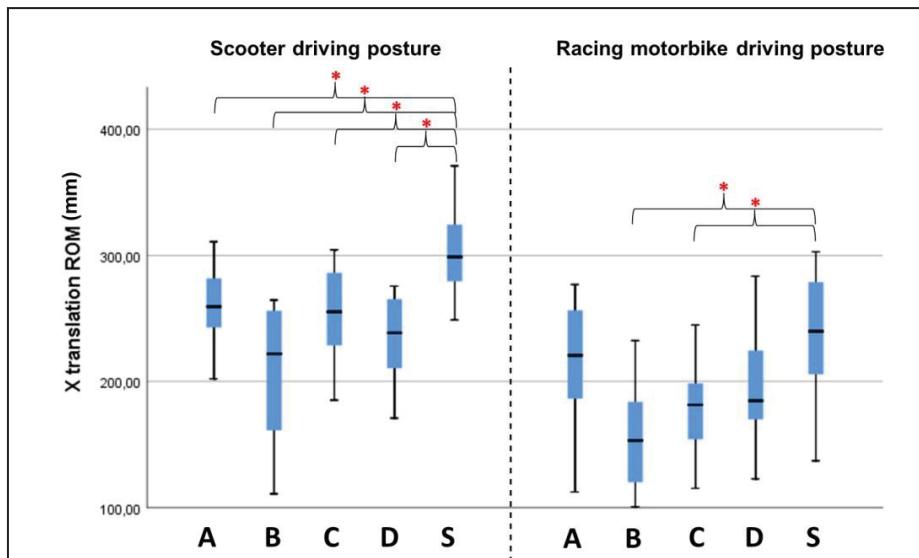


Figure A-VI 8 Neck mobility in X translation for five testing conditions: (A) Alpinestar, (B) EVS, (C) KTM, (D) Ortema and (S) no neck brace, for scooter and racing motorbike driving postures. Significant differences between two testing conditions are presented in brackets with a red “*”.

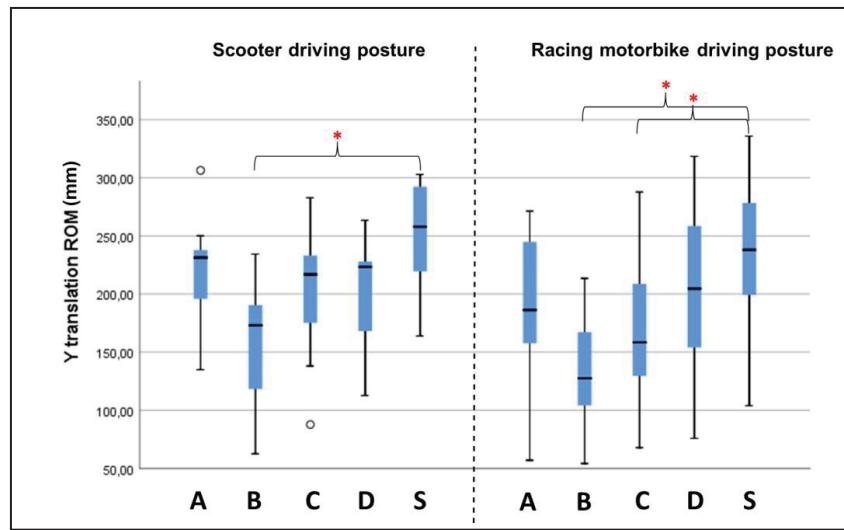


Figure A-VI 9 Neck mobility in Y translation for five testing conditions: (A) Alpinestar, (B) EVS, (C) KTM, (D) Ortema and (S) no neck brace, for scooter and racing motorbike driving postures. Significant differences between two testing conditions are presented in brackets with a red “**”.

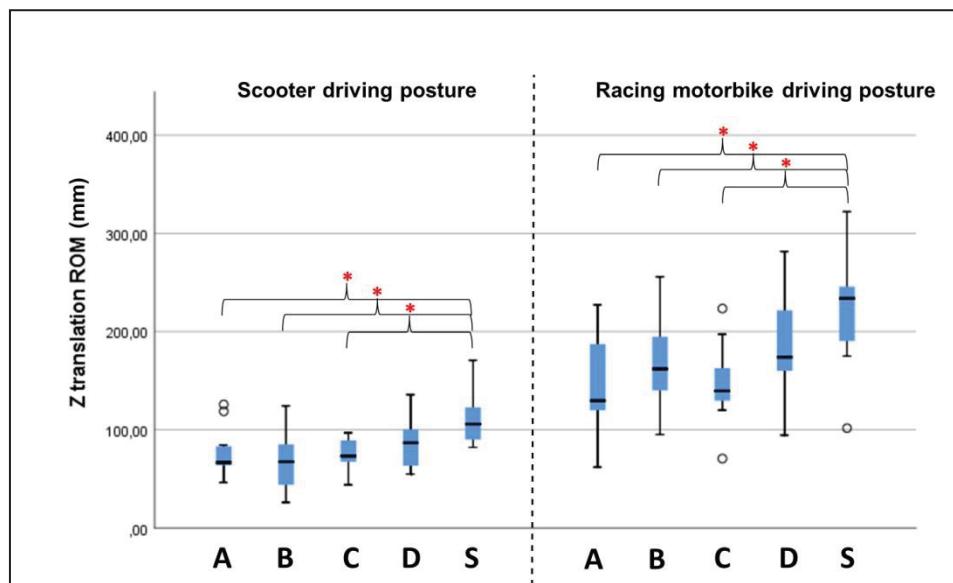


Figure A-VI 10 Neck mobility in Z translation for five testing conditions: (A) Alpinestar, (B) EVS, (C) KTM, (D) Ortema and (S) no neck brace, for scooter and racing motorbike driving postures. Significant differences between two testing conditions are presented in brackets with a red “**”.

4. Discussion

This work provides a novel understanding of the capacity of the neck brace to reduce, in quasi-static loading conditions, the neck mobility and keep it under its physiological range of motion,

depending on the driving postures associated with the PTW type. Four neck braces were tested by volunteer subjects on two different PTWs (a scooter and a racing motorbike). An optoelectronic motion capture system and a novel measurement method were used in this study because of the complexity of cervical spine injury mechanisms and the large variability of loading conditions on the head-neck components during motorcyclist accidents (Chinn et al., 2001). It allowed considering combinations of rotational and translational neck movements for assessing neck brace restrictions.

The neck braces tested in this study reduced the neck mobility differently. Flexion/extension was the only movement significantly reduced by all the braces regardless of the driving posture. Caudo-cranial translations associated with compressive movements of the cervical spine were also significantly reduced by 3 out of the 4 neck braces regardless of the driving posture. The significant reduction of neck mobility for the caudo-cranial translation and flexion/extension combination observed for 3 of the neck braces showed their protective potential for frontal and rear impacts that are frequently coupled with compressive movements (Ooi et al., 2005). Neck mobility in axial rotation, involving shear stresses in the cervical spine, was significantly reduced by only one neck brace on the scooter and two neck braces on the racing motorbike. A reduction of neck mobility in lateral bending was significant for only one neck brace on the scooter and three neck braces on the racing motorbike. These results highlight the important effect of driving posture on the protective potential of neck braces against lateral impacts. These different neck mobility reduction mechanisms between neck braces could partly be explained by the different components of their design, such as shell stiffness or thickness, or the configuration of foam layers. For example, the EVS neck braces, which were the only ones with a thick foam layer (approximately 30 mm), were shown to significantly restrain neck mobility for all movements. In that case, the thick foam layer seems to reduce the gap between the helmet and the neck brace, leading to early contact during movement. This could explain the difference of restriction between the EVS neck brace and the three others for axial rotation and lateral bending movements on the scooter. Given the potential importance of the neck brace design on neck mobility reduction, further studies should investigate the effect of different design parameters with respect to changes in neck mobility.

Although some studies have investigated motorcyclist driving postures (Ospina-Mateus & Quintana, 2019; Rajhans & Amrutkar, 2011; S. A. Robertson & Minter, 1996), none have focused on postural differences between two types of PTW, such as a scooter and a racing motorbike. Our results show that the driving posture significantly affects the neck mobility in axial rotation, as well as in postero-anterior and caudo-cranial translations. A scooter allows larger ROM in axial rotation and postero-anterior translation, whereas caudo-cranial translation is larger on a racing motorbike. The discrepancies in translational reduction associated with the driving posture could be explained by the very different initial angles between the motorcyclist's head and thorax, which affect the natural lordosis of the cervical spine. Actually, racing motorbike drivers naturally adopt a posture with the neck in extension, reducing the remaining ROM. This finding shows the importance of taking into account the driving posture when assessing the effectiveness of the neck brace.

Although providing valuable insights into the ability of neck braces to reduce the cervical spine mobility and keep it under the physiological range of motion, as well as the influence of the driving posture, this study has some limitations. First, the use of a larger sample size of volunteer subjects would allow discriminating the effect of morphological variability, age and gender, in addition to posture and neck brace designs. Second, the experiment focused on mobility measurements for pure movements in quasi-static conditions corresponding to flexion/extension, lateral bending and axial rotation. However, cervical spine injuries result from a dynamic impact to the motorcyclist's helmet during an accident potentially involving combined movements of the head (Chinn et al., 2001). Consequently, further studies should also investigate the neck mobility, including dynamic and combined movements such as flexion and axial rotation, for example. Third, we are aware that helmet design could have an influence on the final ROM results. However, in order to avoid this factor when assessing the effect of neck brace designs, we decided not to take it into account, focusing instead on one helmet model (SHARK, S800, size L). Further work may investigate the effect of helmet models, sizes and shapes on head movement restriction. Finally, as this work did not focus on the effect of such devices on neck ROM for driving safety, additional investigations are needed. In particular, the ROM required for driver safety while wearing a neck brace may be

performed in controlled driving environments, such as in driving simulators, to further address the compromise between injury prevention and driving safety.

5. Conclusion

This work aimed to evaluate the ability of neck braces to reduce neck mobility and to keep it under the physiological range of motion, depending on driving postures induced by different PTWs. Although the tested neck braces are designed for preventing cervical spine injuries, this study showed that they do not apply movement restrictions in the same manner, except for neck mobility in flexion/extension. This underscores the need to take into account the multi-directional loading of the cervical spine involved in PTW accidents. Moreover, the effects of different design parameters with respect to changes in neck mobility needs to be further investigated. Furthermore, results of this study show that the driving posture has a significant impact on neck mobility for three specific movements: axial rotation, postero-anterior translation and caudo-cranial translation. This suggests that neck brace protection effectiveness should be evaluated while taking the PTW type into account. The ability of the neck brace to reduce neck mobility and keep it under the injurious ROM level still needs to be further investigated in dynamic test conditions. However, this work represents a first step toward the improvement of the neck brace device evaluation process by taking into account the ability of the brace to reduce the cervical spine range of motion and keep it under physiological limits for various postures.

ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to thank all volunteer subjects as well as Morgane Evin who helped to conduct this study successfully.

DECLARATION OF INTEREST STATEMENT

All the authors declare to have no conflict of interest.

ANNEXE VII

DÉTAIL DE LA MISE EN PLACE DE LA MÉTHODE AMDEC SUR LES CONCEPTS PROMETTEURS

Tableau A-VII 1 Application de la méthode AMDEC sur le concept “Coussin gonflable inférieur”

Composant	Fonction	Mode	Cause	Effet	Detection	D	O	G	C	Actions préventives/correctives	D'	O'	G	C'
Coussin gonflable	Le coussin gonflable réduire la mobilité articulaire de la tête et amorti le choc	Le coussin se détériore entraînant des problèmes d'étanchéité	Frottement innatenu du coussin à l'intérieur du support	Absence de réduction de la mobilité du cou et d'amortissement lors de l'accident	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	8	3	9	216	Mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable (correctif). Renforcer le coussin avec un matériau plus adéquate (préventif) puis éliminer les zones de frottement potentielles à l'intérieur du support (préventif)	2	2	9	36
		Le coussin se déploie lors d'un évènement non lié à un accident de 2RM	Problème de détection des capteurs choc/chute	Hyper-flexion, hyper-extension brutale et inattendue du cou du motocycliste	Fabricants/concepteurs	6	4	8	192	Intégrer un système de détection (capteur choc/chute) sur le 2RM et non sur le motocycliste (préventif)	3	2	8	48
		Le coussin ne dispose pas d'une pression de gonflage suffisante	Fuite au niveau des générateurs de gaz induisant une pression de gonflage non optimale	Réduction limitée de la mobilité du cou et de l'amortissement lors de l'accident	Motocycliste	7	2	5	70	Mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable (correctif)	3	1	5	15
		Le coussin n'est pas adaptée à la morphologie du motocycliste	Variation morphologique au niveau de la longueur/largeur du cou des motocyclistes	Hyper-flexion, hyper-extension brutale et inattendue du cou du motocycliste	Fabricants/concepteurs	3	2	6	36	Décliner le dispositif en plusieurs tailles (S, M et L) afin de s'adapter aux différences de morphologie (préventif)	2	1	6	12

Composant	Fonction	Mode	Cause	Effet	Detection	D	O	G	C	Actions préventives/correctives		D'	O'	G	C'
Support principal	Le support principal contient l'ensemble des composants du dispositif (coussin gonflable, batterie, etc.)	Usure du support	Exposition à l'environnement extérieur	Déterioration des composants (boîtier électronique, capteurs, batterie, ..)	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	2	3	6	36	Mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable (correctif). Choisir un matériau de support avec une meilleure résistance à l'environnement (préventif)		1	3	6	18
Tissu largable	Le tissu largable permet le maintien du coussin gonflable à l'intérieur du support ainsi que son déploiement en se détachant	Usure du tissu	Exposition à l'environnement extérieur et déterioration suite au déploiement du coussin	Le coussin gonflable n'est plus maintenu à l'intérieur du support	Motocycliste	2	4	4	32	Mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable (correctif). Choisir un matériau pour le tissu largable avec une meilleure résistance à l'environnement (préventif)		1	2	4	8
Générateur de gaz	Le générateur de gaz permet de gonfler le coussin	Absence de gaz	Rechargement du gaz non effectué	Le coussin ne se gonfle pas	Motocycliste	2	2	9	36	Changer les recharges de gaz après chaque déploiement du coussin gonflable (correctif)		1	1	9	9
		Le détonateur n'est pas déclenché	La batterie n'est plus chargée ou est obsolète	Le coussin ne se gonfle pas	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	5	7	9	315	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante (préventif)		2	3	9	54
Boîtier central électronique	Le boîtier central électronique alimente en énergie les générateurs de gaz, le capteur choc/chute, la led lumineuse et l'émetteur de son	Absence d'alimentation électrique	La batterie n'est plus chargée ou est obsolète	Le détonateur, la LED, l'émetteur de son et le capteur ne sont pas alimentés en énergie électrique	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	5	4	9	180	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante (préventif)		1	3	9	27
		Problème électronique	Composants obsolètes et/ou oxydation	Le détonateur, la LED, l'émetteur de son et le capteur ne sont pas alimentés en énergie électrique	Technicien de maintenance équipementier	6	5	9	270	Sélectionner des composants de qualité supérieure (préventif) et mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable (correctif).		3	3	9	81

Composant	Fonction	Mode	Cause	Effet	Detection	D	O	G	C	Actions préventives/correctives		D'	O'	G	C'
Batterie	La batterie alimente le boîtier central électronique en énergie électrique	Problème de recharge par USB type C	La batterie est obsolète	La batterie n'alimente plus le boîtier électronique en énergie électrique	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	4	3	7	84	Sélectionner une batterie de qualité supérieure pour obtenir une durée de vie plus importante (<u>préventif</u>)		3	2	7	42
		Problème de masse totale de la batterie	La masse totale de la batterie est élevée	Le confort du motocycliste est altéré. La sécurité du motocycliste est réduite (augmentation de la masse et inertie du casque)	Motocycliste	4	3	5	60	Sélectionner une batterie d'une masse moins importante ou positionner la batterie dans une zone permettant de limiter l'augmentation de la masse au niveau du casque (<u>préventif</u>)		2	2	5	20
Prise USB type C	La prise USB type C permet de charger la batterie du dispositif	Problème de recharge par USB type C	Le port USB est défaillant	La batterie ne peut plus être chargée	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	2	4	3	24	Mettre en place une maintenance trimestrielle (<u>correctif</u>)		1	2	3	6
Capteur de choc/chute	Le capteur de choc/chute permet de déclencher le détonateur du générateur de gaz	Problème électronique au niveau du capteur	Composants obsolètes et/ou disfonctionnement de l'algorithme de déclenchement	Le détonateur n'est pas déclenché	Technicien de maintenance équipementier	9	5	9	405	Selectionner des capteurs et composants de qualité supérieure (<u>préventif</u>) et mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable (<u>correctif</u>)		3	3	9	81
		Absence d'alimentation électrique	La batterie n'est plus chargée ou est obsolète	Le détonateur n'est pas déclenché	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	5	6	9	270	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante (<u>préventif</u>)		3	2	9	54
LED Lumineuse	La LED lumineuse indique la mise en marche du dispositif	Problème électronique au niveau de la LED	Composants obsolètes	Aucune information visuelle sur la mise en marche du dispositif	Technicien de maintenance équipementier	4	5	4	80	Sélectionner des composants de qualité supérieure (<u>préventif</u>) et mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable (<u>correctif</u>)		3	3	4	36
		Absence d'alimentation électrique	La batterie n'est plus chargée ou est obsolète	Aucune information visuelle sur la mise en marche du dispositif	Motocycliste	2	6	6	72	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante (<u>préventif</u>)		1	3	6	18

Composant	Fonction	Mode	Cause	Effet	Detection	D	O	G	C	Actions préventives/correctives	D'	O'	G	C'
Emetteur de son	L'emetteur de son indique la mise en marche du dispositif	Problème electronique dans l'emetteur	Composants obsolètes	Aucune n'information auditive sur la mise en marche du dispositif	Technicien de maintenance équipementier	4	5	4	80	Sélectionner des composants de qualité supérieure (préventif) et mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du coussin gonflable (correctif)	3	3	4	36
		Absence d'alimentation électrique	La batterie n'est plus chargée ou est obsolète	Aucune n'information auditive sur la mise en marche du dispositif	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	2	6	6	72	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante (préventif)	1	3	6	18
Bandes Velcro	Les bandes velcro fixent le dispositif sur le casque du motocycliste	Problème de fixation du dispositif sur le casque	Vieillissement et usure du velcro	Le dispositif n'est plus maintenu sur le casque du motocycliste	Motocycliste	2	6	5	60	Nettoyer régulièrement le velcro et enlever le dispositif uniquement pour l'entretien afin d'éviter de les déteriorer (correctif)	1	3	5	15

Tableau A-VII 2 Application de la méthode AMDEC sur le concept “Electro-aimants”

Composant	Fonction	Mode	Cause	Effet	Detection	D	O	G	C	Actions préventives/correctives		D'	O'	G	C'
Electro-aimants/aimants permanents	Les électroaimants et aimants permanents permettent de réduire la mobilité articulaire de la tête et d'amortir les chocs	Déclenchement non souhaité des électroaimants	Problème de détection des capteurs choc/chute	Risque de blessures au rachis cervical	Fabricants/Concepteur	7	5	9	315	Intégrer un système de détection (capteur choc/chute) sur le 2RM et non sur le motocycliste (préventif)		3	2	9	54
		Absence du phénomène d'électromagnétisme	Aucun signal électrique déclencheur n'alimente les électroaimants	Aucun amortissement des chocs et/ou réduction de la mobilité articulaire de la tête	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	7	6	9	378	Mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque activation des électroaimants (correctif).		3	3	9	81
		Augmentation de la masse et l'inertie du casque	La masse totale des électroaimants/aimants permanents est élevée	Risque de blessure à la tête ou au rachis cervical du fait de l'augmentation de la masse et inertie du casque par les électroaimants et aimants	Motocycliste et fabricants/concepteurs	5	7	8	280	Selectionner des types d'aimants permanents et électroaimants d'une masse inférieure (préventif).		2	3	8	48
	Les électroaimants s'activent lors d'un événement non lié à un accident de 2RM	Activation des électroaimants lors d'un choc hors de l'utilisation du R2M	Hyper-flexion, hyper-extension brutale et inattendue du cou du motocycliste	Fabricants/Concepteur	5	2	5	50	Intégrer un système de détection (capteur choc/chute) sur le 2RM et non sur le motocycliste (préventif)		2	1	5	10	

Composant	Fonction	Mode	Cause	Effet	Detection	D	O	G	C	Actions préventives/correctives		D'	O'	G	C'
Support casque	Le support casque maintient les aimants permanents sur le casque du motocycliste	Usure du support	Exposition à l'environnement extérieur	Problème de positionnement des aimants permanents au niveau du casque	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	1	3	6	18	Sélectionner des matériaux résistants aux conditions d'exposition (Préventif) et mettre en place une nettoyage global du support régulièrement (Correctif)		1	1	6	6
Support thorax	Le support thorax maintient les electro-aimants et l'ensemble des autres composants sur le thorax du motocycliste	Usure du support	Exposition à l'environnement extérieur	Problème de positionnement des electroaimants au niveau du cou et déterioration des composants (Batterie, capteurs, etc)	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	1	3	6	18	Sélectionner des matériaux résistants aux conditions d'exposition (préventif) et mettre en place une nettoyage global du support régulièrement (correctif)		1	1	6	6
Boitier electronique	Le boitier electronique Alimenter en énergie les electro-aimants, le capteur choc/chute, la led lumineuse et l'emetteur de son	Absence d'alimentation électrique	La batterie n'est plus chargée ou est obsolète	Les électroaimants, la LED, l'emetteur de son et le capteur ne sont pas alimentés	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	2	5	5	50	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante (préventif)		1	3	5	15
		Problème electronique	Composants obsolètes et/ou oxydation	Les électroaimants, la LED, l'emetteur de son et le capteur ne sont pas alimentés	Technicien de maintenance équipementier	8	2	5	80	Sélectionner des composants de qualité supérieure (préventif) et mettre en place une maintenance trimestrielle (correctif)		4	1	5	20

Composant	Fonction	Mode	Cause	Effet	Detection	D	O	G	C	Actions préventives/correctives		D'	O'	G	C'
Batterie	La batterie alimente le boîtier central électronique en énergie électrique	Problème de recharge par USB type C	La batterie est obsolète	La batterie n'alimente plus le boîtier électronique en énergie électrique	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	2	2	4	16	Sélectionner une batterie de qualité supérieure (préventif)		1	1	4	4
		Problème de masse totale de la batterie	La masse totale de la batterie est élevée	Le confort du motocycliste est altéré. La sécurité du motocycliste est réduite (augmentation de la masse et inertie du casque)	Motocycliste	4	3	5	60	Sélectionner une batterie d'une masse moins importante (préventif)		2	2	5	20
Emetteur Son	L'emetteur de son indique la mise en marche du dispositif	Problème électronique dans l'emetteur	Composants obsolètes	Aucune n'information auditive sur la mise en marche du dispositif	Technicien de maintenance équipementier	6	3	2	36	Sélectionner des composants de qualité supérieure (préventif) et mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du système électromagnétique (correctif)		3	2	2	12
		Absence d'alimentation électrique	La batterie n'est plus chargée ou est obsolète	Aucune n'information auditive sur la mise en marche du dispositif	Motocycliste et/ou technicien de maintenance équipementier	3	1	2	6	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante (préventif)		1	1	2	2
LED Lumineuse	La LED lumineuse indique la mise en marche du dispositif	Problème électronique au niveau de la LED	Composants obsolètes	Aucune information visuelle sur la mise en marche du dispositif	Technicien de maintenance équipementier	6	3	2	36	Sélectionner des composants de qualité supérieure (préventif) et mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du système électromagnétique (correctif)		3	2	2	12
		Absence d'alimentation électrique	La batterie n'est plus chargée ou est obsolète	Aucune information visuelle sur la mise en marche du dispositif	Motocycliste	3	1	2	6	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante (préventif)		1	1	2	2

Composant	Fonction	Mode	Cause	Effet	Detection	D	O	G	C	Actions préventives/correctives	D'	O'	G	C'
Capteurs de choc/chute	Le capteur de choc/chute permet de déclencher le signal électrique vers les electro-aimants	Problème electronique au niveau du capteur	Composants obsolètes et/ou disfonctionnement de l'algorithme de déclenchement	L'électroaimant n'est pas actif	Technicien de maintenance équipementier	7	2	8	112	Selectionner des capteurs et composants de qualité supérieure (préventif) et mettre en place une maintenance trimestrielle ainsi qu'à chaque déploiement du système électromagnétique (correctif)	3	1	8	24
		Absence d'alimentation électrique	La batterie n'est plus chargée ou est obsolète	L'électroaimant n'est pas actif	Technicien de maintenance équipementier	2	3	8	48	Mettre en place un voyant lumineux donnant le niveau de charge de la batterie ainsi que sa durée de vie restante (préventif)	1	2	8	16
Prise USB type C	La prise USB type C permet de charger la batterie du dispositif	Problème de recharge par USB type C	Le port USB est défaillant	La batterie ne peut plus être chargée	Motocycliste	1	2	4	8	Mettre en place une maintenance trimestrielle (correctif)	1	1	4	4

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Agarwal, S., Allison, G. T., & Singer, K. P. (2005). Validation of the spin-T goniometer, a cervical range of motion device. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 604-609. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2005.08.015>
- Ahuja, C. S., Wilson, J. R., Nori, S., Kotter, M. R. N., Druschel, C., Curt, A., & Fehlings, M. G. (2017). Traumatic spinal cord injury. *Nature Reviews Disease Primers*, 3(1), 1-21. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2017.18>
- Allen, B. L., Ferguson, R. L., Lehmann, T. R., & O'Brien, R. P. (1982). A mechanistic classification of closed, indirect fractures and dislocations of the lower cervical spine. *Spine*, 7(1), 1-27. <https://doi.org/10.1097/00007632-198200710-00001>
- Amiri, M., Jull, G., & Bullock-Saxton, J. (2003). Measuring range of active cervical rotation in a position of full head flexion using the 3D Fastrak measurement system : An intra-tester reliability study. *Man Ther*, 8(3), 176-179.
- Anderst, W. J., Donaldson, W. F., Lee, J. Y., & Kang, J. D. (2015). Three-dimensional intervertebral kinematics in the healthy young adult cervical spine during dynamic functional loading. *Journal of Biomechanics*, 48(7), 1286-1293. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.049>
- Ankarath, S., Giannoudis, P. V., Barlow, I., Bellamy, M., Matthews, S., & Smith, R. (2002a). Injury patterns associated with mortality following motorcycle crashes. *Injury*, 33(6), 473-477.

- Ankarath, S., Giannoudis, P. V., Barlow, I., Bellamy, M., Matthews, S., & Smith, R. (2002b). Injury patterns associated with mortality following motorcycle crashes. *Injury*, 33(6), 473-477.
- Audette, I., Dumas, J. P., Cote, J. N., & De Serres, S. J. (2010). Validity and between-day reliability of the cervical range of motion (CROM) device. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(5), 318-323. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3180>
- Bailly, N., Diotalevi, L., Beauséjour, M.-H., Wagnac, É., Mac-Thiong, J.-M., & Petit, Y. (2020). Numerical investigation of the relative effect of disc bulging and ligamentum flavum hypertrophy on the mechanism of central cord syndrome. *Clinical Biomechanics*, 74, 58-65. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.02.008>
- Bambach, M. R., & Mattos, G. A. (2015). Head and Spine Injuries Sustained by Motorcyclists in Head-Leading Collisions With Fixed Roadside Objects. *Traffic Injury Prevention*, 16(2), 168-176. <https://doi.org/10.1080/15389588.2014.921289>
- Barker, J. B. (s. d.). *Lower Cervical Spine Motion Segment Computational Model Validation : Kinematic and Kinetic Response for Quasi-Static and Dynamic Loading | Journal of Biomechanical Engineering | ASME DC*. Consulté 18 septembre 2018, à l'adresse <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=2619324>
- Barker, J. B., Cronin, D. S., & Chandrashekhar, N. (2014). High Rotation Rate Behavior of Cervical Spine Segments in Flexion and Extension. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(12), 121004-121004-121010. <https://doi.org/10.1115/1.4028107273>
- Barone, S., & Curcio, A. (2004). A computer-aided design-based system for posture analyses of motorcycles. *Journal of Engineering Design*, 15(6), 581-595. <https://doi.org/10.1080/09544820410001731146>
- Beauséjour, M.-H., Petit, Y., Arnoux, P.-J., & Wagnac, E. (2019) Comparison of Two

Intervertebral Disc Failure Models in a Numerical C4-C5 Trauma Model *. 2019 41st

Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology

(EMBC), 5415-5418. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8857095>

Beauséjour, M.-H., Petit, Y., Hagen, J., Arnoux, P.-J., Mac Thiong, J-M. & Wagnac, E. (2020).

Contribution of injured posterior ligamentous complex and intervertebral disc on post-traumatic instability at the cervical spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1767776>

Bechara, B. P., Bell, K. M., Hartman, R. A., Lee, J. Y., Kang, J. D., & Donaldson, W. F. (2012).

In vivo analysis of cervical range of motion after 4- and 5-level subaxial cervical spine fusion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(1), E23-9.
<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31821c3275>

Becharde, D., Dobbins, R., Morisset, P., Hydro-Québec, & Qualité et gestion du changement.

(1997). *Le QFD : Écouter vos clients pour mieux les satisfaire*. Hydro-Québec, Communication et environnement pour la vice-présidence, Qualité et gestion du changement.

Bogduk, N., & Mercer, S. (2000). Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics.

Clin Biomech (Bristol, Avon), 15(9), 633-648.

Bostroem, O., Svensson, M. Y., Aldman, B., Hansson, H. A., Loevsund, P., Seeman, T., Suneson, A., Saeljoe, A., & Oertengren, T. (1996). *A new neck injury criterion candidate-based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma*. 123-136.

Bush, K. W., Collins, N., Portman, L., & Tillett, N. (2000). Validity and Intertester Reliability of Cervical Range of Motion Using Inclinometer Measurements. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 8(2), 52-61. <https://doi.org/10.1179/106698100790819546>

Cattrysse, E., Moens, M., Schaillee, E., D'Haens, J., & Van Roy, P. (2012). Changed cervical kinematics after fusion surgery. *Eur Spine J*, 21(7), 1353-1359.

<https://doi.org/10.1007/s00586-011-2112-z>

Chawla, A., Mukherjee, S., Mohan, D., & Jain, S. (2005). *Validation of the cervical spine model in THUMS* (Indian Institute of Technology, p. 05).

Chinn, C. (2001). *COST 327 Motorcycle Safety Helmets*.

Crowell, R. R., Shea, M., Edwards, W. T., Clothiaux, P. L., White, A. A., 3rd, & Hayes, W. C. (1993). Cervical injuries under flexion and compression loading. *J Spinal Disord*, 6(2), 175-181.

Cusick, J. F., & Yoganandan, N. (2002). Biomechanics of the cervical spine 4 : Major injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(1), 1-20.

Cusick, J. F., Yoganandan, N., Pintar, F., & Gardon, M. (1996). Cervical spine injuries from high-velocity forces : A pathoanatomic and radiologic study. *J Spinal Disord*, 9(1), 1-7.

de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)

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

- DeWit, J. A., & Cronin, D. S. (2012). Cervical spine segment finite element model for traumatic injury prediction. *J Mech Behav Biomed Mater*, 10, 138-150. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.02.015>
- DINBelg 2005—Tableau anthropométrie.* (s. d.). Consulté 11 avril 2021, à l'adresse <http://www.dinbelg.be/anthropometrie.htm>
- Directive 89/686/EEC - personal protective equipment—Santé et sécurité au travail—EU-OSHA.* (s. d.). Consulté 28 novembre 2017, à l'adresse <https://osha.europa.eu/fr/legislation/directives/34>
- Doros, G., & Lew, R. (2010). Design based on intra-class correlation coefficients. *Am J Biostats.*, 1, 1-8.
- Dvorak, J., Panjabi, M. M., Novotny, J. E., & Antinnes, J. A. (1991). In vivo flexion/extension of the normal cervical spine. *J Orthop Res*, 9(6), 828-834.
- Dvorak, M. F., Fisher, C. G., Fehlings, M. G., Rampersaud, Y. R., Öner, F. C., Aarabi, B., & Vaccaro, A. R. (2007). The Surgical Approach to Subaxial Cervical Spine Injuries : An Evidence-Based Algorithm Based on the SLIC Classification System. *Spine*, 32(23), 2620-2629. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318158ce16>
- Erbulut, D. U., Zafarparandeh, I., Lazoglu, I., & Ozer, A. F. (2014). Application of an asymmetric finite element model of the C2-T1 cervical spine for evaluating the role of soft tissues in stability. *Medical Engineering & Physics*, 36(7), 915-921. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.02.020>
- Ewing, C. L., Thomas, D. J., Lustick, L., Muzzy, W. H., Willem, G., & Majewski, P. L. (1976). *The Effect of Duration, Rate of Onset, and Peak Sled Acceleration on the*

Dynamic Response of the Human Head and Neck (SAE Technical Paper N° 760800).

SAE Technical Paper. <https://doi.org/10.4271/760800>

Forman, J. L., Lopez-Valdes, F. J., Pollack, K., Heredero-Ordoyo, R., Molinero, A., Mansilla, A., Fildes, B., & Segui-Gomez, M. (2012). Injuries among powered two-wheeler users in eight European countries : A descriptive analysis of hospital discharge data. *Accident Analysis & Prevention*, 49, 229-236.

Foster, J. K., Kortge, J. O., & Wolanin, M. J. (1977). *Hybrid III-A Biomechanically-Based Crash Test Dummy* (SAE Technical Paper N° 770938). SAE Technical Paper. <https://doi.org/10.4271/770938>

Fradet, L., Arnoux, P.-J., Callot, V., & Petit, Y. (2016). Geometrical variations in white and gray matter affect the biomechanics of spinal cord injuries more than the arachnoid space. *Advances in Mechanical Engineering*, 8(8), 1687814016664703. <https://doi.org/10.1177/1687814016664703>

Gobbi, M., Mastinu, G., & Previati, G. (2019). Motorcycle Accidents—A New Head and Neck Safety Device for Riders. *International Journal of Automotive Technology*, 20(1), 25-36. <https://doi.org/10.1007/s12239-019-0003-1>

Goldsmith, W., & Ommaya, A. K. (1984). Head and Neck Injury Criteria and Tolerance Levels. *The Biomechanics of Impact Trauma*.

Guan, Y., Yoganandan, N., Zhang, J., Pintar, F. A., Cusick, J. F., Wolfla, C. E., & Maiman, D. J. (2006). Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44(8), 633-641. <https://doi.org/10.1007/s11517-006-0066-9>

- Hall, T., & Robinson, K. (2004). The flexion–rotation test and active cervical mobility—A comparative measurement study in cervicogenic headache. *Manual Therapy*, 9(4), 197-202. <https://doi.org/10.1016/j.math.2004.04.004>
- Haynes, M. J., & Edmondston, S. (2002). Accuracy and reliability of a new, protractor-based neck goniometer. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25(9), 579-586. <https://doi.org/10.1067/mmt.2002.128370>
- Hole, D. E., Cook, J. M., & Bolton, J. E. (1995). Reliability and concurrent validity of two instruments for measuring cervical range of motion : Effects of age and gender. *Manual Therapy*, 1(1), 36-42. <https://doi.org/10.1054/math.1995.0248>
- Hostler, D., Colburn, D., & Seitz, S. R. (2009). A comparison of three cervical immobilization devices. *Prehosp Emerg Care*, 13(2), 256-260. <https://doi.org/10.1080/10903120802706195>
- Ichihara, K., Taguchi, T., Shimada, Y., Sakuramoto, I., Kawano, S., & Kawai, S. (2001). Gray Matter of the Bovine Cervical Spinal Cord is Mechanically More Rigid and Fragile than the White Matter. *Journal of Neurotrauma*, 18(3), 361-367. <https://doi.org/10.1089/08977150151071053>
- ISO 13232-1:2005—Motocycles—Méthodes d'essai et d'analyse de l'évaluation par la recherche des dispositifs, montés sur les motocycles, visant à la protection des motocyclistes contre les collisions—Partie 1 : Définitions, symboles et généralités.*(s. d.). Consulté 28 novembre 2017, à l'adresse <https://www.iso.org/fr/standard/37421.html>
- ISO 13688:2013—Vêtements de protection—Exigences générales.* (s. d.). Consulté 28 novembre 2017, à l'adresse <https://www.iso.org/fr/standard/51449.html>

Kallemeyn, N., Gandhi, A., Kode, S., Shivanna, K., Smucker, J., & Grosland, N. (2010).

Validation of a C2-C7 cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data. *Medical Engineering & Physics*, 32(5), 482-489.
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.03.001>

Karmegam, K., Sapuan, S. M., Ismail, M. Y., Ismail, N., Bahri, M. T. S., & Seetha, P. (2013).

Motorcyclist's Riding Discomfort in Malaysia: Comparison of BMI, Riding Experience, Riding Duration and Riding Posture. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 23(4), 267-278.
<https://doi.org/10.1002/hfm.20317>

Kemper, A. R., McNally, C., & Duma, S. M. (2006). The influence of strain rate on the compressive stiffness properties of human lumbar intervertebral discs. *Biomedical sciences instrumentation*, 43, 176-181.

Khosroshahi, S. F., Ghajari, M., & Galvanetto, U. (2019). Assessment of the protective performance of neck braces for motorcycle riders: A finite-element study. *International Journal of Crashworthiness*, 24(5), 487-498.
<https://doi.org/10.1080/13588265.2018.1478937>

Kleinberger, M. (1993). *Application of finite element techniques to the study of cervical spine mechanics*. Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference.

Kleinberger, M., Sun, E., Eppinger, R., Kuppa, S., & Saul, R. (1998). *Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems*.

Kotani, Y., Cunningham, B. W., Abumi, K., Dmitriev, A. E., Ito, M., Hu, N., Shikinami, Y., McAfee, P. C., & Minami, A. (2005). Multidirectional flexibility analysis of cervical

- artificial disc reconstruction : In vitro human cadaveric spine model. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 2(2), 188-194. <https://doi.org/10.3171/spi.2005.2.2.0188>
- Kumaresan, S., Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (1998). Finite element modeling approaches of human cervical spine facet joint capsule. *J Biomech.*, 31(4), 371-6.
- Kupferschmid, J. P., Weaver, M. L., Raves, J. J., & Diamond, D. L. (1989). Thoracic spine injuries in victims of motorcycle accidents. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 29(5), 593-596.
- Lador, R., Ben-Galim, P., & Hipp, J. A. (2011). Motion within the unstable cervical spine during patient maneuvering : The neck pivot-shift phenomenon. *J Trauma*, 70(1), 247-250; discussion 250-1. <https://doi.org/10.1097/TA.0b013e3181fd0ebf>
- Leatt Brace website.* (s. d.). www.leatt.com
- LEATT, C. J. (2011). Neck brace (United States Patent N° US7993293B2). <https://patents.google.com/patent/US7993293B2/en>
- Leatt, C. J. (4 D. C. Ave., Constantia 7800, ZA). (2007). Neck brace. <http://www.freepatentsonline.com/D552742.html>
- Lecouplet, B., Boisclair, D., Evin, M., Wagnac, E., Petit, Y., Aubin, C.-E., & Arnoux, P.-J. (2019). Assessing the Global Range of Motion of the Helmeted Head Through Rotational and Translational Measurements. *International Journal of Crashworthiness*, 0(0), 1-7. <https://doi.org/10.1080/13588265.2019.1593288>
- Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., & Mueller, E. J. (2009). Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury*, 40(2), 166-172. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2008.06.040>
- Linde, F. (1994). Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach. *Danish Medical Bulletin*, 41(2), 119-138.

Love, S., Gringmuth, R., Kazemi, M., Cornacchia, P., & Schmolke, M. (1998). Interexaminer and intraexaminer reliability of cervical passive range of motion using the CROM and Cybex 320 EDI. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 42(4), 222-228.

Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S. D., Harms, J., & Nazarian, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*, 3(4), 184-201.

MAIDS. (2010). « *In -depth investigations of accidents involving powered two wheelers.* » from <http://www.maids-study.eu/>.

Marieb, E. N. (2005). *Anatomie et physiologie humaines* (3ième édition). Éditions du renouveau pédagogique.

Mertz, H. J., & Patrick, L. M. (1971). Strength and Response of the Human Neck. *SAE Transactions*, 80, 2903-2928. JSTOR.

Meyer, F., Deck, C., & Willinger, R. (2018). Protection from motorcycle neck-braces using FE modelling. *Sports Engineering*, 21(4), 267-276. <https://doi.org/10.1007/s12283-018-0268-z>

Miele, V. J., Panjabi, M. M., & Benzel, E. C. (2012). Chapter 2—Anatomy and biomechanics of the spinal column and cord. In J. Verhaagen & J. W. McDonald (Éds.), *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 109, p. 31-43). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-52137-8.00002-4>

Moroney, S. P., Schultz, A. B., Miller, J. A., & Andersson, G. B. (1988). Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. *Journal of biomechanics*, 21(9), 769-779.

- MOSAFIM. (2013). *Deliverable D1 « Injury typology and biomechanics of motorcyclists impacts. Standards for protective equipment for motorcyclists. Correct selection of safety equipment »*, Directorate-General for Mobility and Transport.
- Munoz, D., Mansilla, A., Lopez-Valdes, F., & Martin, R. (2005). *A study of current neck injury criteria used for whiplash analysis. Proposal of a new criterion involving upper and lower neck load cells*. 1-14.
- Muscolino, J. E. (2014). *Kinesiology - E-Book : The Skeletal System and Muscle Function*. Elsevier Health Sciences.
- Mustafy, T., Moglo, K., Adeeb, S., & El-Rich, M. (2016). Injury mechanisms of the ligamentous cervical C2–C3 Functional Spinal Unit to complex loading modes : Finite Element study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53, 384-396. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.08.042>
- Netter, F. (2006). Pelvis and perineum. *Atlas of Human Anatomy*, 351-417.
- Netter, F. (2014). *Atlas of Human Anatomy—6th edition*.
- NF EN 1621-2—Vêtements de protection contre les chocs mécaniques pour motocyclistes—Partie 2 : Protecteurs dorsaux—Exigences et méthodes d'essai*. (s. d.). Consulté 28 novembre 2017, à l'adresse <https://www.boutique.afnor.org/norme/nf-en-1621-2/vetements-de-protection-contre-les-chocs-mecaniques-pour-motocyclistes-partie-2-protecteurs-dorsaux-exigences-et-methodes-/article/800927/fa155266>
- Nightingale, R. W., McElhaney, J. H., Richardson, W. J., Best, T. M., & Myers, B. S. (1996). Experimental impact injury to the cervical spine : Relating motion of the head and the mechanism of injury. *J Bone Joint Surg Am*, 78(3), 412-421.

Nightingale, Roger W., Bass, C. R., & Myers, B. S. (2018). On the relative importance of bending and compression in cervical spine bilateral facet dislocation. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.02.015>

Nightingale, Roger W., Camacho, D. L., Armstrong, A. J., Robinette, J. J., & Myers, B. S. (2000). Inertial properties and loading rates affect buckling modes and injury mechanisms in the cervical spine. *Journal of Biomechanics*, 33(2), 191-197. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00156-6](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00156-6)

Nightingale, Roger W., Carol Chancey, V., Ottaviano, D., Luck, J. F., Tran, L., Prange, M., & Myers, B. S. (2007). Flexion and extension structural properties and strengths for male cervical spine segments. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 535-542. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.015>

Nightingale, Roger W., Winkelstein, B. A., Knaub, K. E., Richardson, W. J., Luck, J. F., & Myers, B. S. (2002). Comparative strengths and structural properties of the upper and lower cervical spine in flexion and extension. *Journal of Biomechanics*, 35(6), 725-732. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(02\)00037-4](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(02)00037-4)

Nyquist, G. W., Cheng, R., El-Bohy, A. A. R., & King, A. I. (1985). *Tibia Bending : Strength and Response*. 851728. <https://doi.org/10.4271/851728>

O'Connell, G. D., Jacobs, N. T., Sen, S., Vresilovic, E. J., & Elliott, D. M. (2011). Axial Creep Loading and Unloaded Recovery of the Human Intervertebral Disc and the Effect of Degeneration. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4(7), 933-942. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.02.002>

O'Connor, P. J. (2005). Motorcycle helmets and spinal cord injury : Helmet usage and type. *Traffic Inj Prev*, 6(1), 60-66. <https://doi.org/10.1080/15389580590903195>

- ONISR. (2018). *La sécurité routière en France—Bilan de l'accidentalité de l'année 2018.*
- Ono, K., Kaneoka, K., Wittek, A., & Kajzer, J. (1997). *Cervical Injury Mechanism Based on the Analysis of Human Cervical Vertebral Motion and Head-Neck-Torso Kinematics During Low Speed Rear Impacts* (SAE Technical Paper N° 973340). SAE Technical Paper. <https://doi.org/10.4271/973340>
- Ooi, S. S., Wong, S. V., Radin Umar, R. S., Azhar, A. A., Yeap, J. S., & Megat Ahmad, M. M. (2004). Mechanisms of cervical spine injuries for non-fatal motorcycle road crash. *Med J Malaysia*, 59(2), 146-152.
- Ooi, S. S., Wong, S. V., Umar, R. S. R., Azhar, A. A., & Ahmad, M. M. H. M. (2005). Cervical spine injuries sustained by motorcyclists in road crashes in Malaysia. *International Journal of Crashworthiness*, 10(3), 295-303. <https://doi.org/10.1533/ijcr.2005.0348>
- Ospina-Mateus, H., & Quintana, L. (2019). UNDERSTANDING THE IMPACT OF PHYSICAL FATIGUE AND POSTURAL COMFORT IN THE DRIVING OF MOTORCYCLES : A SYSTEMATIC REVIEW. *Journal of Transport & Health*, 12, 290-318. <https://doi.org/10.1016/j.jth.2019.02.003>
- Ozawa, H., Matsumoto, T., Ohashi, T., Sato, M., & Kokubun, S. (2004). *Mechanical properties and function of the spinal pia mater* (Vol. 1). <https://doi.org/10.3171/spi.2004.1.1.0122>
- Panjabi, M. M., Cholewicki, J., Nibu, K., Grauer, J. N., Babat, L. B., & Dvorak, J. (1998). Mechanism of whiplash injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(4-5), 239-249.
- Panjabi, M. M., Ito, S., Ivancic, P. C., & Rubin, W. (2005). Evaluation of the intervertebral neck injury criterion using simulated rear impacts. *J Biomech*, 38(8), 1694-1701.

Panjabi, M. M., Ito, S., Pearson, A. M., & Ivancic, P. C. (2004). Injury mechanisms of the cervical intervertebral disc during simulated whiplash. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(11), 1217-1225.

Panjabi, M. M., Pearson, A. M., Ito, S., Ivancic, P. C., & Wang, J. L. (2004). Cervical spine curvature during simulated whiplash. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(1), 1-9.

Panzer, M. B., Fice, J. B., & Cronin, D. S. (2011). Cervical spine response in frontal crash. *Med Eng Phys*, 33(9), 1147-1159. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.05.004>

Park, W. M., Kim, K., & Kim, Y. H. (2015). Changes in range of motion, intradiscal pressure, and facet joint force after intervertebral disc and facet joint degeneration in the cervical spine. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 29(7), 3031-3038.

Payne et al. (2001). *Levels currently in occupant protection standards with the relative AIS for loads at the upper cervical spine*.

Penning, L., & Wilmink, J. T. (1987). Rotation of the cervical spine. A CT study in normal subjects. *Spine (Phila Pa 1976)*, 12(8), 732-738.

Pintar, F. A., Yoganandan, N., & Voo, L. (1998). Effect of age and loading rate on human cervical spine injury threshold. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(18), 1957-1962.

Pintar, Frank A, Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., & Sances Jr, A. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *Journal of biomechanics*, 25(11), 1351-1356.

Preusser, D. F., Williams, A. F., & Ulmer, R. G. (1995). Analysis of fatal motorcycle crashes : Crash typing. *Accident; Analysis and Prevention*, 27(6), 845-851.
[https://doi.org/10.1016/0001-4575\(95\)00027-5](https://doi.org/10.1016/0001-4575(95)00027-5)

- Przybylski, G. J., Carlin, G. J., Patel, P. R., & Woo, S. L. (1996). Human anterior and posterior cervical longitudinal ligaments possess similar tensile properties. *Journal of orthopaedic research*, 14(6), 1005-1008.
- R Vaccaro, A., Koerner, J., E Radcliff, K., Cumhur Oner, F., Reinhold, M., J Schnake, K., Kandziora, F., Fehlings, M., Dvorak, M., Aarabi, B., Rajasekaran, S., Schroeder, G., K Kepler, C., & Vialle, L. (2015). AO Spine Subaxial Cervical Spine Injury Classification System. *European Spine Journal*, 05. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-3831-3>
- Rajhans, N., & Amrutkar, A. (2011). *Ergonomic Posture for Motorcycle Riding*.
- Reitman, C. A., Mauro, K. M., Nguyen, L., Ziegler, J. M., & Hipp, J. A. (2004). Intervertebral motion between flexion and extension in asymptomatic individuals. *Spine*, 29(24), 2832-2843. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000147740.69525.58>
- Rheault, W., Albright, B., Beyers, C., Franta, M., Johnson, A., Skowronek, M., & Dougherty, J. (1992). Interrater reliability of the cervical range of motion device. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 15(3), 147-150. <https://doi.org/10.2519/jospt.1992.15.3.147>
- Roberts, T. T., Leonard, G. R., & Cepela, D. J. (2017). Classifications In Brief: American Spinal Injury Association (ASIA) Impairment Scale. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 475(5), 1499-1504. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-5133-4>
- Robertson, A., Branfoot, T., Barlow, I. F., & Giannoudis, P. V. (2002a). Spinal injury patterns resulting from car and motorcycle accidents. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(24), 2825-2830. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000035686.45726.0e>

Robertson, A., Branfoot, T., Barlow, I. F., & Giannoudis, P. V. (2002b). Spinal injury patterns resulting from car and motorcycle accidents. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(24), 2825-2830. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000035686.45726.0e>

Robertson, S. A., & Minter, A. (1996). A study of some anthropometric characteristics of motorcycle riders. *Applied Ergonomics*, 27(4), 223-229. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(96\)00007-5](https://doi.org/10.1016/0003-6870(96)00007-5)

Robin, S. (2001). *HUMOS : Human model for safety – a joint effort towards the development of refined human-like car occupant models*. LAB PSA Peugeot-Citroën RENAULT, France.

Runza, M., Pietrabissa, R., Mantero, S., Albani, A., Quaglini, V., Contro, R., & Camann, W. R. (1999). Lumbar Dura Mater Biomechanics : Experimental Characterization and Scanning Electron Microscopy Observations. *Obstetric Anesthesia Digest*, 19(3). https://journals.lww.com/obstetricanesthesia/Fulltext/1999/09000/Lumbar_Dura_Mat er_Biomechanics_Experimental.12.aspx

Salem, W., Lenders, C., Mathieu, J., Hermanus, N., & Klein, P. (2013). In vivo three-dimensional kinematics of the cervical spine during maximal axial rotation. *Manual Therapy*, 18(4), 339-344. <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.12.002>

Sánchez, M. B., Loram, I., Darby, J., Holmes, P., & Butler, P. B. (2017). A video based method to quantify posture of the head and trunk in sitting. *Gait & Posture*, 51, 181-187. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.012>

Schmidt, H., Häußler, K., Wilke, H.-J., & Wolfram, U. (2015). Structural Behavior of Human Lumbar Intervertebral Disc under Direct Shear. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 13(1), 66-71. <https://doi.org/10.5301/jabfm.5000176>

- Schmidt, H., Heuer, F., Simon, U., Kettler, A., Rohlmann, A., Claes, L., & Wilke, H.-J. (2006). Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clinical Biomechanics*, 21(4), 337-344.
- Schmitt, K. U., Muser, M. H., & Niederer, P. (2001). *A neck injury criterion candidate for rear-end collisions taking into account shear forces and bending moment*. ESV Conference.
- Serre, T. (2015). *Modélisation géométrique du corps humain et Simulation numérique de l'accident routier de l'usager vulnérable. Modélisation et simulation*.
- Serre, T., Masson, C., Perrin, C., Martin, J. L., Moskal, A., & Llari, M. (2012). The motorcyclist impact against a light vehicle : Epidemiological, accidentological and biomechanic analysis. *Accid Anal Prev*, 49, 223-228. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2012.08.013>
- Serre, Thierry. (2015). *Modélisation géométrique du corps humain et Simulation numérique de l'accident routier de l'usager vulnérable* [Habilitation à diriger des recherches, Aix-Marseille Université]. <https://hal.archives-ouvertes.fr/tel-01267155>
- Serre, Thierry, Masson, C., Perrin, C., Martin, J.-L., Moskal, A., & Llari, M. (2012). The motorcyclist impact against a light vehicle : Epidemiological, accidentological and biomechanic analysis. *Accident Analysis & Prevention*, 49, 223-228.
- Sforza, C., Grassi, G., Fragnito, N., Turci, M., & Ferrario, V. (2002). Three-dimensional analysis of active head and cervical spine range of motion : Effect of age in healthy male subjects. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(8), 611-614.

Shirazi-Adl, A., Ahmed, A., & Shrivastava, S. (1986). A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *Journal of biomechanics*, 19(4), 331-350.

Shrosbree, R. (1978). Spinal cord injuries as a result of motorcycle accidents. *Spinal Cord*, 16(1), 102-112.

Shuck, L. Z., & Advani, S. H. (1972). Rheological Response of Human Brain Tissue in Shear. *Journal of Basic Engineering*, 94(4), 905-911. <https://doi.org/10.1115/1.3425588>

Sun, J., Rojas, A., Kraenzler, R., & Arnoux, P.-J. (2012). Investigation of motorcyclist safety systems contributions to prevent cervical spine injuries using HUMOS model. *International Journal of Crashworthiness*, 17(6), 571-581.

Sun, Jingchao. (2012). *Le traumatisme du rachis cervical lors d'un accident de moto* [Thèse].

Taso, M., Le Troter, A., Sdika, M., Cohen-Adad, J., Arnoux, P. J., Guye, M., Ranjeva, J. P., & Callot, V. (2015). A reliable spatially normalized template of the human spinal cord—Applications to automated white matter/gray matter segmentation and tensor-based morphometry (TBM) mapping of gray matter alterations occurring with age.

Neuroimage, 117, 20-28. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.05.034>

Teo, E. C., & Ng, H. W. (2001). First cervical vertebra (atlas) fracture mechanism studies using finite element method. *Journal of Biomechanics*, 34(1), 13-21.

Tinard, V., Deck, C., Bourdet, N., & Willinger, R. (2011). Motorcyclist helmet composite outer shell characterisation and modelling. *Materials & Design*, 32(5), 3112-3119. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2010.12.019>

- Tousignant, M., Smeesters, C., Breton, A. M., Breton, E., & Corriveau, H. (2006). Criterion validity study of the cervical range of motion (CROM) device for rotational range of motion on healthy adults. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(4), 242-248.
- Traffic safety facts—2011 data (DOT HS 811 751). (2013). *Washington, DC: NHTSA's National Center for Statistics and Analysis*.
- Tropiano, P., Thollon, L., Arnoux, P. J., Kayvantash, K., Brunet, C., & Poitout, D. G. (2003a). Simulation d'un traumatisme du rachis cervical par impact postérieur (Whiplash) à l'aide du modèle HUMOS. *e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie*, 2(1), 24-30.
- Tropiano, P., Thollon, L., Arnoux, P., Kayvantash, K., Brunet, C., & Poitout, D. (2003b). Simulation d'un traumatisme du rachis cervical par impact postérieur (Whiplash) à l'aide du modèle HUMOS. *e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie*, 2(1), 24-30.
- Trott, P. H., Pearcy, M. J., Ruston, S. A., Fulton, I., & Brien, C. (1996). Three-dimensional analysis of active cervical motion: The effect of age and gender. *Clinical Biomechanics*, 11(4), 201-206. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00072-0](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00072-0)
- Tucci, S. M., Hicks, J. E., Gross, E. G., Campbell, W., & Danoff, J. (1986). Cervical motion assessment: A new, simple and accurate method. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(4), 225-230. <https://doi.org/10.5555/uri:pii:0003999386903710>
- Vaccaro, A. R. (2003). *Fractures of the Cervical, Thoracic, and Lumbar Spine*. CRC Press.
- Vaccaro, A. R., Oner, C., Kepler, C. K., Dvorak, M., Schnake, K., Bellabarba, C., Reinhold, M., Aarabi, B., Kandziora, F., Chapman, J., Shanmuganathan, R., Fehlings, M., & Vialle, L. (2013). AO Spine thoracolumbar spine injury classification system : Fracture

description, neurological status and key modifiers. *Spine (Phila Pa 1976)*.

<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182a8a381>

Viano, D. C., & Davidsson, J. (2002). Neck Displacements of Volunteers, BioRID P3 and Hybrid III in Rear Impacts: Implications to Whiplash Assessment by a Neck Displacement Criterion (NDC). *Traffic Injury Prevention*, 3(2), 105-116.

<https://doi.org/10.1080/15389580211993>

Wagnac, É. (2011). *Expérimentation et modélisation détaillée de la colonne vertébrale pour étudier le rôle de facteurs anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes rachidiens*. École Polytechnique de Montréal.

Wagnac, E., Arnoux, P.-J., Garo, A., & Aubin, C.-E. (2012). Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Medical & biological engineering & computing*, 50(9), 903-915.

Watanabe, I., Furusu, K., Kato, C., Miki, K., & Hasegawa, J. (2001). Development of practical and simplified human whole body FEM model. *JSAE Review*, 22(2), 189-194.
[https://doi.org/10.1016/s0389-4304\(01\)00092-3](https://doi.org/10.1016/s0389-4304(01)00092-3)

Watier, B. (2006). Mechanical behaviour of cervical spine : Literature update. *ITBM-RBM*, 27, 92-106.

Wen, N., Lavaste, F., Santin, J., & Lassau, J. (1993). Three-dimensional biomechanical properties of the human cervical spine in vitro. *European Spine Journal*, 2(1), 2-11.

Werbner, B., Spack, K., & O'Connell, G. D. (2019). Bovine annulus fibrosus hydration affects rate-dependent failure mechanics in tension. *Journal of Biomechanics*, 89, 34-39.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.04.008>

- Wheeldon, J. A., Stemper, B. D., Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (2008). Validation of a finite element model of the young normal lower cervical spine. *Ann Biomed Eng*, 36(9), 1458-1469. <https://doi.org/10.1007/s10439-008-9534-8>
- Williams, M. A., McCarthy, C. J., Chorti, A., Cooke, M. W., & Gates, S. (2010). A systematic review of reliability and validity studies of methods for measuring active and passive cervical range of motion. *J Manipulative Physiol Ther*, 33(2), 138-155. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2009.12.009>
- Williams, M. A., Williamson, E., Gates, S., & Cooke, M. W. (2012). Reproducibility of the cervical range of motion (CROM) device for individuals with sub-acute whiplash associated disorders. *Eur Spine J*, 21(5), 872-878. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-2096-8>
- Withnall, C., Shewchenko, N., Wiley, K., & Rogers, N. (2003). *An improved dummy neck for the ISO 13232 motorcycle anthropometric test dummy* (N. H. T. S. Administration, Éd.; p. Paper No. 418).
- Wolfenberger, V. A., Bui, Q., & Batenchuk, G. B. (2002). A comparison of methods of evaluating cervical range of motion. *J Manipulative Physiol Ther*, 25(3), 154-160.
- Wood, K. B., Li, W., Lebl, D. S., & Ploumis, A. (2014). Management of thoracolumbar spine fractures. *The Spine Journal*, 14(1), 145-164.
- Yang, K. H., Zhu, F., Luan, F., Zhao, L., & Begeman, P. C. (1998). *Development of a Finite Element Model of the Human Neck* (SAE Technical Paper Nº 983157; Numéro983157). SAE Technical Paper. <https://doi.org/10.4271/983157>

Yoo, W. G., Park, S. Y., & Lee, M. R. (2011). Relationship between active cervical range of motion and flexion-relaxation ratio in asymptomatic computer workers. *J Physiol Anthropol*, 30(5), 203-207.

Youdas, J. W., Carey, J. R., & Garrett, T. R. (1991). Reliability of measurements of cervical spine range of motion—Comparison of three methods. *Phys Ther*, 71(2), 98-104; discussion 105-6.

Youdas, J. W., Garrett, T. R., Suman, V. J., Bogard, C. L., Hallman, H. O., & Carey, J. R. (1992). Normal range of motion of the cervical spine : An initial goniometric study. *Phys Ther*, 72(11), 770-780.

Zulkipli, Z. H., Abdul Rahmat, A. M., Mohd Faudzi, S. A., Paiman, N. F., Wong, S. V., & Hassan, A. (2012). Motorcycle-related spinal injury : Crash characteristics. *Accident Analysis & Prevention*, 0. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2011.12.011>

