

Développement d'un outil d'assistance numérique pour la conception des casques de hockey : étude de faisabilité

par

Jean-Michel DESROSIERS

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE
LA MAÎTRISE EN GÉNIE
CONCENTRATION TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ
M. SC. A.

MONTRÉAL, LE 13 JUILLET 2018

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

©Tous droits réservés

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

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Éric Wagnac, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, codirecteur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Vladimir Brailovski président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

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

M. Simon Langlois, membre du jury
CCM Hockey

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

LE 30 JUILLET 2018

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

En premier lieu, je tiens à remercier chaleureusement mon directeur Éric Wagnac de m'avoir offert de réaliser mon projet sur un sujet qui me stimule et pour son support tout au long de ce dernier. Je tiens cependant à m'excuser pour les buts que je n'ai pu t'accorder lorsque je t'affrontais comme gardien de but au hockey sur glace. Toutefois, je suis toujours hanté par certains que je t'ai laissé inscrire au tableau.

Je remercie également mon codirecteur Yvan Petit pour m'avoir accueilli dans son laboratoire dans le cadre d'un stage, il y a quelques années, pour finalement aboutir à un mémoire au terme de cette maîtrise. Le «Monstre», le surnom affectueux de son ordinateur de calcul, m'a drôlement été utile ainsi que ton support s'y rattachant.

Je tiens également à remercier Simon Langlois, Pierre-Luc Beauchamp, Éric St-Denis, Luc Lebeau ainsi que l'ensemble de l'équipe de recherche et développement chez CCM Hockey pour les conseils et nombreuses réponses à mes questions. Le temps en votre compagnie fut très agréable.

Pour son support financier, je remercie le Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG).

Merci à Valentin pour sa contribution dans ce vaste projet et pour son support plus qu'important lors du démarrage de ce dernier.

Merci à tous les membres du LIO de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal. L'ambiance quotidienne, les parties de tarots, les fous rires lors de certains 5 à 7 ont fait en sorte d'égayer l'environnement dans lequel je réalisais mon projet.

Finalement, je tiens à remercier mes parents, les membres de ma famille ainsi que mes amis pour leur support tout au long de ce projet. Avec toute l'admiration et la gratitude que je lui porte, ma dernière pensée sera évidemment pour Marie-Christine...

DÉVELOPPEMENT D'UN OUTIL D'ASSISTANCE NUMÉRIQUE POUR LA CONCEPTION DES CASQUES DE HOCKEY : ÉTUDE DE FAISABILITÉ

Jean-Michel DESROSIERS

RÉSUMÉ

Les commotions cérébrales dans le sport, notamment au hockey sur glace, font l'objet, depuis quelques années, d'une grande attention du public. Il y a eu une réelle prise de conscience à tous les niveaux en passant des professionnels aux amateurs et des partisans aux parents de jeunes joueurs sans oublié les ligues de hockey et les équipementiers. Une exposition fréquente à ce type de blessure entraîne souvent de graves conséquences sur la santé neurologique. Fort de ces constats, certaines études ont attribué la responsabilité de ces traumatismes aux accélérations linéaires et angulaires ressentit par le cerveau lors d'un choc violent.

CCM Hockey cherche à diminuer les accélérations à la tête en optimisant le design de leurs casques qui passe au travers du choix de la géométrie et des matériaux. Il est cependant difficile d'établir la relation entre ces choix de conception et les résultats des accélérations mesurées expérimentalement lors de tests d'impacts. La pauvreté des données fournies par les fabricants de ces matériaux est notamment l'une des causes de cette difficulté. De plus, le processus actuel de conception chez CCM Hockey, soit par itérations, ne permet pas de pallier ces manques en plus d'être onéreux et chronophage.

Le développement d'un modèle par éléments finis paramétré d'un complexe tête-cou équipé d'un casque a donc été considéré. Ce modèle reproduira les essais expérimentaux réalisés chez CCM Hockey. L'objectif de cette étude est donc d'évaluer la faisabilité de l'utilisation d'un tel outil dans le développement de nouveaux casques.

Les objectifs spécifiques de ce projet préliminaires sont donc:

- OS I : Caractérisation expérimentale des mousses de protection;
- OS II : Modélisation et validation expérimentale de la mousse de protection;
- OS III : Validation du modèle numérique du mannequin H350 fourni par Altair;
- OS IV : Développement du modèle par éléments finis du complexe tête-cou-casque;
- OS V : Validation expérimentale du modèle par éléments finis du complexe tête-cou-casque.

Afin de répondre au premier objectif, deux bancs d'essai, soit une machine servo-hydraulique et un puit de chute, ont été utilisés afin d'obtenir les courbes contrainte-déformation en compression pure, à vitesses constantes et à hautes vitesses respectivement, de la mousse VN602. Cinq paramètres extraits de ces courbes ont permis de comparer ces dernières entre elles et d'établir la dépendance du comportement de la mousse VN602 par rapport au taux de déformation auquel elle est soumise. Un MÉF de ces bancs d'essais a été utilisé pour reproduire numériquement les essais expérimentaux. Ce dernier comprenait notamment une

loi de comportement choisi pour représenter la mousse VN602. Cette loi était alimentée par les courbes expérimentales à différents taux de déformation extraites du premier objectif. En troisième objectif, des simulations d'impacts ont été réalisés sur le modèle numérique du mannequin Hybrid III 50^e percentile (H350) reproduisant des essais expérimentaux réalisés en laboratoire chez CCM Hockey. Les écarts trop importants et l'absence de corrélation entre les résultats expérimentaux et numériques font en sorte que le modèle n'a pas pu être validé. L'utilisation d'un modèle alternatif, soit avec la tête NOCSAE, a donc été utilisé pour la suite du projet. Cependant, le modèle devra être validé ultérieurement. En ce sens, comme quatrième et cinquième objectifs, un modèle tête-cou-casque a été développé et soumis à des impacts. Également, les simulations reproduisaient des essais réalisés en laboratoire. Les résultats numériques ont pu démontrer que le modèle représentait adéquatement son homologue physique du point de vue des accélérations linéaires, mais l'écart est plus important en termes d'accélérations angulaires. L'ajustement de la loi de comportement de la mousse ainsi qu'une investigation sur certaines propriétés physiques de la tête NOCSAE est nécessaire dans un projet ultérieur.

En conclusion, ce mémoire a permis, d'une part, de caractériser le comportement de la mousse VN602 en respect de la dépendance qu'elle démontre aux taux de déformation et, d'autre part, de montrer la possibilité de modéliser ce comportement. Le modèle par éléments finis du H350 ne peut être utilisé dans les conditions désirées. Cependant, l'élaboration et l'utilisation d'un modèle par éléments finis d'un complexe tête NOCSAE-cou H350 équipé d'un casque a permis de démontrer la faisabilité de l'utilisation d'un outil pour la conception et l'évaluation de nouveaux casques de hockey.

Mots-clés : Mousse de protection, caractérisation expérimentale, complexe tête-cou, modélisation par éléments finis, casque de hockey.

DEVELOPMENT OF A NUMERICAL ASSISTANCE TOOL FOR THE DESIGN OF HOCKEY HELMETS : FEASIBILITY STUDY

Jean-Michel DESROSIERS

ABSTRACT

Concussions in sports, especially ice hockey, have been the subject of great public concern in recent years. There has been a real awareness at all levels from professionals to fans and supporters to parents of young players including hockey leagues and equipment manufacturers. Frequent exposure to this type of injury often has serious consequences for neurological health. Based on these findings, some studies have attributed the responsibility for these traumas to the linear and angular accelerations the brain undergoes during a violent shock.

CCM Hockey seeks to reduce head accelerations by optimizing the design of their helmets which passes through the choice of geometry and materials. However, it is difficult to establish the relationships between these design choices and the accelerations measured experimentally during impact tests. The poverty of the data provided by the manufacturers of these materials is one of the causes of this difficulty. In addition, the current design process at CCM Hockey, by iteration, does not make up for these shortcomings in addition to being expensive and time consuming.

The development of a parameterized finite element model of a head-neck complex equipped with a helmet was therefore considered to replicate the experimental tests conducted at CCM Hockey. The objective of this study is therefore to evaluate the feasibility of using such a tool in the development of new helmets.

The specific objectives of this preliminary project are therefore:

- OS I: Experimental characterization of protective foams;
- OS II: Modeling and experimental validation of the protective foam;
- OS III: Validation of the H350 manikin digital model provided by Altair;
- OS IV: Development of the finite element model of the head-neck-helmet complex;
- OS V: Experimental validation of the finite element model of the head-neck-helmet complex.

In order to meet the first objective, two test benches, a servo-hydraulic machine and a drop tower, were used to obtain the stress-strain curves in pure compression, at different loading speeds for the VN602 foam. Five parameters extracted from these curves were used to compare them and to establish the dependence of the behavior of the VN602 foam in relation to the strain rate. An FEM from these test benches has been used to numerically reproduce the experimental tests. The latter was included in a constitutive law chosen to represent the VN602 foam. This law was completed by adding the experimental curves at different strain rates extracted from the first objective. In the third objective, impact simulations were performed on the FEM of the 50th percentile Hybrid III (H350) manikin reproducing

experimental laboratory tests at CCM Hockey. Excessive discrepancies and lack of correlation between experimental and numerical results showed that the model is not validated. The use of an alternative head model, the NOCSAE head, was used for the rest of the project. However, the model must be validated later. In the fourth objective, a head-neck-helmet model has been developed and subjected to impacts. Simulations also reproduced laboratory tests. The numerical results showed that the model adequately represents its physical counterpart in terms of linear accelerations, but the difference is larger in terms of angular accelerations. The adjustment of the behavior law of the foam as well as an investigation on certain physical properties of the NOCSAE head is necessary in a future project.

In conclusion, this project allowed, on the one hand, to characterize the behavior of the VN602 foam in respect of the dependence it demonstrates to strain rates and, on the other hand, to demonstrate the possibility of modeling this behavior. The finite element model of H350 cannot be used under the conditions to which it is subjected. However, the development and use of a finite element model of a NOCSAE head- H350 neck-helmet complex has demonstrated the feasibility of using such tool for design and evaluation of new hockey helmets.

Keywords: Protective foam, experimental characterization, head-neck complex, finite element modeling, hockey helmet.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 Les commotions cérébrales au hockey : un aperçu.....	5
1.1.1 Épidémiologie	6
1.1.2 Causes et mécanismes lésionnels.....	7
1.1.3 Conséquences.....	8
1.2 Évaluation et prévention des commotions cérébrales au hockey.....	9
1.2.1 Détection et prise en charge.....	9
1.2.2 Seuils de risque	10
1.2.2.1 Seuils basés sur les pics d'accélérations linéaires et angulaires	10
1.2.2.2 Seuils basés sur les contraintes et pressions sur le cerveau	10
1.2.3 Critères de blessures par score.....	12
1.2.3.1 HIC.....	12
1.2.3.2 GSI	14
1.2.3.3 Critère de probabilité combinée de Rowson	14
1.2.3.4 Le wPCS de Greenwald	15
1.2.4 Prévention	16
1.2.4.1 Sensibilisation	16
1.2.4.2 Port du casque de hockey.....	16
1.3 Les mousses de protection	18
1.3.1 Comportement mécanique des mousses	18
1.3.1.1 Courbes contrainte-déformation	18
1.3.1.2 Viscoélasticité des mousses	23
1.3.1.3 Déformation plastique des spécimens.....	24
1.3.2 Caractérisation expérimentale.....	26
1.3.2.1 Normes ASTM.....	26
1.3.2.2 Analyse mécanique dynamique (DMA)	27
1.3.2.3 Barre Hopkinson (SHPB)	30
1.3.2.4 Principe d'équivalence temps-température.....	31
1.3.2.5 Caractérisation en chargement combiné	34
1.3.3 Modélisation du comportement des mousses de protection	36
1.4 Évaluation expérimentale de la performance des casques de hockey selon les accélérations linéaires et angulaires.....	37
1.4.1 Normes actuelles	37
1.4.2 Banc d'essai proposé par Virginia Tech : le Hockey STAR	39
1.4.3 Banc d'essai proposé par l'université d'Ottawa	41
1.4.4 Le mannequin Hybrid III 50 ^e percentile physique.....	43
1.4.4.1 L'étude de Bartsch et al. 2012	44
1.4.4.2 L'étude de Walsh et al. 2011	46
1.5 Évaluation numérique de la performance des casques de protection	48

1.5.1	Étude de (Milne et al., 2013)	48
1.5.1.1	Coque	50
1.5.1.2	Mousse de protection	51
1.5.1.3	Forme de tête.....	52
1.5.1.4	Résultats.....	54
1.5.2	Modèle par éléments finis du mannequin Hybrid III 50 ^e percentile	55
1.6	Le projet antérieur et son héritage	61
1.6.1	Section retirée pour cause de confidentialité et de secrets industriels	61
1.6.2	Développement et validation d'un modèle par éléments finis du banc d'essai	61
1.6.2.1	Mousse EPP	63
1.6.2.2	Mousse VN602	64
1.6.3	Évaluation du comportement du modèle par éléments finis du complexe tête-cou du mannequin H350	65
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET STRUCTURE DU MÉMOIRE ..		69
2.1	Problématique	69
2.2	Objectifs.....	70
2.3	Structure.....	71
CHAPITRE 3 SECTION RETIRÉE POUR CAUSE DE CONFIDENTIALITÉ ET DE SECRETS INDUSTRIELS.....		73
CHAPITRE 4 MODÉLISATION ET VALIDATION EXPÉRIMENTALE DU MODÈLE DE LA MOUSSE DE PROTECTION.....		75
4.1	Modélisation géométrique	75
4.2	Maillage et loi de comportement du matériau	76
4.2.1	Maillage	76
4.2.2	Loi de comportement du matériau	76
4.3	Conditions limites	84
4.4	Déroulement des simulations	85
4.5	Résultats	86
4.5.1	Compression à vitesses constantes.....	86
4.5.2	Compression à hautes vitesses	87
CHAPITRE 5 VALIDATION DU MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS DU COMPLEXE TÊTE-COU DU MANNEQUIN HYBRID III 50^e PERCENTILE		91
5.1	Matériels et méthodes	92
5.1.1	Validation du MEF du H350 : Volet expérimental.....	92
5.1.1.1	Complexe tête-cou H350	92
5.1.1.2	Impacteur linéaire	94
5.1.1.3	Acquisition.....	95
5.1.1.4	Préparation du banc d'essai	96
5.1.1.5	Méthode de comparaison des courbes	97
5.1.2	Validation du MEF du H350 : Volet numérique	98

5.1.2.1	Géométrie et maillage	98
5.1.2.2	Conditions limites	99
5.2	Résultats	100
CHAPITRE 6	DÉVELOPPEMENT ET VALIDATION D'UN MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS COMPLET INCLUANT UN COMPLEXE TÊTE- COU ÉQUIPÉ D'UN CASQUE DE PROTECTION.....	107
6.1	Matériels et méthodes	107
6.1.1	Développement et validation du complexe tête-cou-casque : Volet expérimental	107
6.1.1.1	Complexe tête NOCSAE-cou H350	107
6.1.1.2	Casque	108
6.1.1.3	Impacteur linéaire	110
6.1.1.4	Acquisition	111
6.1.1.5	Traitement des données brutes	111
6.1.2	Développement et validation du complexe tête-cou-casque : Volet numérique	111
6.1.2.1	Modélisation géométrique	111
6.1.2.2	Maillage et propriétés mécaniques.....	115
6.1.2.3	Positionnement du casque par numérisation.....	117
6.1.2.4	Ajustement du casque sur la tête par simulation.....	118
6.1.2.5	Conditions limites	121
6.2	Résultats	123
6.2.1	Qualité du maillage	123
6.2.2	Validation du MEF du complexe tête-cou-casque : Comparaison des essais expérimentaux et numériques	125
CHAPITRE 7	DISCUSSION GÉNÉRALE.....	141
7.1	Section retirée pour cause de confidentialité et de secrets industriel.....	141
7.2	Modélisation numérique de la mousse de protection et validation.....	141
7.3	Validation du modèle par éléments finis du complexe tête-cou du mannequin H350143	
7.4	Développement et validation du modèle par éléments finis complet composé d'un complexe tête NOCSAE-cou H350-casque	147
CONCLUSION.....		155
ANNEXE I	EXAMPLE DU QUESTIONNAIRE SCAT 5.....	159
ANNEXE II	MOUSSE DE PROTECTION	161
ANNEXE III	ÉVALUATION NUMÉRIQUES DES CASQUES DE PROTECTION RÉSUMÉ DE LA LITTÉRATURE.....	165
ANNEXE IV	LE PROTOCOLE HOCKEY STAR : CONFIGURATIONS ET VITESSES (ÉNERGIE) D'IMPACT	169

ANNEXE V	DÉFORMATION PLASTIQUE DES MOUSSES.....	171
ANNEXE VI	TEMPS DE RÉCUPÉRATION DES MOUSSES	173
ANNEXE VII	COMMANDÉ D'ARRÊT EN FORCE DE LA MTS EN FONCTION DES VITESSES DE COMPRESSION	175
ANNEXE VIII	SECTION RETIRÉE POUR CAUSE DE CONFIDENTIALITÉ ET DE SECRETS INDUSTRIELS	177
ANNEXE IX	SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES DES EQUIPEMENTS DE MESURES EXPÉRIMENTALES.....	179
ANNEXE X	RELATION ENTRE LA HAUTEUR DE CHUTE ET LA VITESSE D'IMPACT DE L'IMPACTEUR DU PUIT DE CHUTE.....	181
ANNEXE XI	DÉTERMINATION DE LA FRÉQUENCE DE COUPURE OPTIMALE POUR UN FILTRE BUTTERWORTH D'ORDRE 2	183
ANNEXE XII	SECTION RETIRÉE POUR CAUSE DE CONFIDENTIALITÉ ET DE SECRETS INDUSTRIELS	185
ANNEXE XIII	ANALYSE DU MOUVEMENT SUR LE BANC D'ESSAI PUIT DE CHUTE	187
ANNEXE XIV	SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES DES EQUIPEMENTS DE MESURES EXPÉRIMENTALES.....	189
ANNEXE XV	AJUSTEMENT DE LA VITESSE D'IMPACT SELON LES PARAMÈTRES DE PRESSION ET DE DISTANCE DE SORTIE DU PISTON.....	191
ANNEXE XVI	CONFIGURATIONS HOCKEY STAR ADAPTÉ POUR LA VALIDATION DU MODÈLE PAR ÉLÉMENTS DU MANNEQUIN HYBRID III 50 ^e PERCENTILE	193
ANNEXE XVII	RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX ET NUMÉRIQUES POUR LA TÊTE HIII 50 ^e PERCENTILE (VALIDATION DU MODÈLE).....	195
ANNEXE XVIII	ÉTUDE DE CONVERGENCE	209
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	211

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Épidémiologies des TCL chez le sportif selon trois études : Taux de commotions cérébrales / 1000 athlètes	6
Tableau 1.2 Liste de seuils au-delà desquels le risque de commotion cérébrale est de 50 %	11
Tableau 1.3 Seuils de blessure selon le HIC ₃₆ et HIC ₁₅ par taille de mannequin	12
Tableau 1.4 Pics d'accélérations linéaires et angulaires avec leur écart type pour chaque zone et angle de l'impact	47
Tableau 1.5 Propriétés mécaniques ajoutées du modèle de tête H350	54
Tableau 1.6 Validation du modèle par éléments finis du H350 d'Altair selon le test de chute (Humanetics, 2013)	58
Tableau 1.7 Validation du modèle par éléments finis du H350 percentile d'Altair selon les tests de flexion / extension	60
Tableau 4.1 Calculs des paramètres a et b pour les courbes $0,01 \text{ s}^{-1}$ (σ_1), $0,05 \text{ s}^{-1}$ (σ) et $0,1 \text{ s}^{-1}$ (σ_2)	80
Tableau 4.2 Calculs des paramètres a et b pour les courbes $0,1 \text{ s}^{-1}$ (σ_1), $0,5 \text{ s}^{-1}$ (σ) et 1 s^{-1} (σ_2)	80
Tableau 4.3 Calculs des paramètres a et b pour les courbes 1 s^{-1} (σ_1), 5 s^{-1} (σ) et 10 s^{-1} (σ_2)	80
Tableau 4.4 Comparaison entre les paramètres résultants des simulations et les paramètres des essais expérimentaux	87
Tableau 4.5 Comparaison entre les paramètres résultants des simulations et les paramètres des essais expérimentaux	89
Tableau 5.1 Principales composantes de l'impacteur linéaire	95
Tableau 5.2 Extremums des écarts types sur la moyenne pour chaque paramètre pour 5 impacts en configuration d'impact arrière	101
Tableau 5.3 Temps associés aux pics d'accélération pour une configuration d'impact arrière	103
Tableau 6.1 Propriétés inertielles du modèle NOCSAE Données de littérature.....	113
Tableau 6.2 Caractéristiques du maillage de la tête NOCSAE et du casque	116

Tableau 6.3 Vitesses moyennes réelles en fonction des vitesses prescrites par le protocole Hockey STAR.....	121
Tableau 6.4 Critères de qualité de maillage et résultats du modèle.....	124
Tableau 6.5 Écarts relatifs entre deux impacts NOCSAE casquée.....	125
Tableau 6.6 Identifications des figures pour les courbes d'accélération-temps et histogrammes des pics d'accélération pour les quatre configurations d'impact	130
Tableau 6.7 Résultats expérimentaux et numériques pour l'impacteur linéaire : Pics des accélérations linéaires et angulaires.....	139
Tableau 6.8 Résultats expérimentaux et numériques pour l'impacteur linéaire Temps correspondants aux pics d'accélération	140
Tableau 7.1 Moments d'inertie de la tête du H350.....	146

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Proportion des commotions cérébrales en fonction de la cause (entraînements exclus); (J. Agel, T. P. Dompier, R. Dick, & S. W. Marshall, 2007)	7
Figure 1.2 Probabilité de blessure selon le score HIC	13
Figure 1.3 Les composantes de base d'un casque de hockey CCM 3DS	17
Figure 1.4 Casque de hockey coupé en deux	17
Figure 1.5 Forme typique d'une courbe contrainte-déformation en compression d'une mousse de protection.....	19
Figure 1.6 Détermination du module d'Young (E^*), du module du plateau (E_{pl}) et de la contrainte d'effondrement (σ_{pl}) à partir d'une courbe de compression	20
Figure 1.7 Exemple de courbes contrainte-déformation pour des mousses EPP de différentes densités.....	21
Figure 1.8 Courbes contrainte-déformation de deux mousses EPP à différents taux de déformation pour la mousse.....	22
Figure 1.9 Comportement en contrainte-déformation de matériaux élastiques et viscoélastiques selon deux durées (t_1 et t_2) de sollicitation.....	24
Figure 1.10 Courbes contrainte-déformation d'essais successifs sur le même échantillon de mousse JC80	25
Figure 1.11 Dispositif d'analyse mécanique dynamique	29
Figure 1.12 Schéma des barres de compression de Hopkinson	30
Figure 1.13 Résultats typiques d'une caractérisation à l'aide d'une barre Hopkinson.....	31
Figure 1.14 Illustration du principe d'équivalence temps(ou fréquence)-température	33
Figure 1.15 Banc d'essai permettant de comprimer la mousse en chargement combiné	35
Figure 1.16 Puits de chute utilisé pour la certification des casques de hockey	38
Figure 1.17 A) Banc d'essai expérimental du test Hockey STAR de Virginia Tech; B) Complexe tête NOCSAE-cou Hybrid III utilisé chez CCM	39
Figure 1.18 Disposition des accéléromètres 3-2-2-2	41

Figure 1.19 Banc d'essai expérimental de l'université d'Ottawa	42
Figure 1.20 Complexe tête-cou du mannequin Hybrid III 50 ^e percentile A) Vue explosée de la tête, B) Vue explosée du cou.....	44
Figure 1.21 Directions des impacts sur la tête du mannequin H350	45
Figure 1.22 Résultats de l'accélération linéaire lors des essais d'impact sur le mannequin H350.....	46
Figure 1.23 Résultats de l'accélération angulaire lors des essais d'impact sur le mannequin H350	46
Figure 1.24 Diagramme du plan sagittal médian et transverse de la tête identifiant les cinq zones d'impact	47
Figure 1.25 (Milne et al., 2013) – Modèle par éléments finis A) Impacts linéaires (tête EN 960), B) Impacts tangentiels (tête H350).....	50
Figure 1.26 Courbes contrainte-déformation renseignées à la loi tabulée.....	52
Figure 1.27 Forme de tête selon les requis de EN 960	53
Figure 1.28 Courbes des accélérations linéaires (A et B) et angulaires (C et D) pour les impacts frontal et latéral.....	54
Figure 1.29 Modèle par éléments finis du mannequin H350.....	55
Figure 1.30 Configuration d'un impact à la tête pour la validation du modèle par éléments finis : A) Test de chute, B) Test du pendule	57
Figure 1.31 Test de chute; modèle par éléments finis	58
Figure 1.32 Courbes de l'accélération linéaire résultante – impact à 3,49 m/s	59
Figure 1.33 Configuration des essais de validation du modèle par éléments finis du cou en A) en extension B) en flexion	60
Figure 1.34 A) Banc d'essai physique B) Modélisation.....	62
Figure 1.35 Courbe contrainte-déformation résultant d'une simulation d'impact sur la mousse EPP.....	64
Figure 1.36 Courbe contrainte-déformation résultant d'une simulation d'impact sur la mousse VN602 à 5 m/s	65
Figure 1.37 A) Montage expérimental pour un impact frontal B) Modélisation d'un impact frontal sur la jonction maxillo-mandibulaire	66

Figure 1.38 Comparaison entre les résultats expérimentaux (Bartsch et al., 2012) et numériques (Kerspenn, 2016).....	67
Figure 2.1 Organisation du mémoire	72
Figure 4.1 A) Banc d'essai physique B) Modélisation.....	76
Figure 4.2 Courbes contraintes-déformation qui caractérisent le matériau	77
Figure 4.3 Influence des paramètres a et b	78
Figure 4.4 Exemple de données nécessaires pour le calcul de a et de b avec les courbes $1 \text{ s}^{-1} (\sigma_1)$, $5 \text{ s}^{-1} (\sigma)$ et $10 \text{ s}^{-1} (\sigma_2)$	79
Figure 4.5 Courbe originale et extrapolée pour iso-valeur 160 s^{-1}	82
Figure 4.6 Courbes expérimentales renseignées à la loi 38	83
Figure 4.7 Courbes contrainte-déformation expérimentales et numériques (MTS)	86
Figure 4.8 Courbes contrainte-déformation expérimentales et numériques (puits de chute) .	88
Figure 5.1 A) Disposition des accéléromètres 3-2-2-2); B) Schématisation de la disposition des accéléromètres 3-2-2-2	93
Figure 5.2 Banc d'essai expérimental - Impacteur linéaire chez CCM Hockey (<i>Voir</i>) – Impact latéral illustré	94
Figure 5.3 Images superposées du complexe tête-cou H350 (référence a) et du complexe tête-cou NOCSAE (référence b)	96
Figure 5.4 Paramètres extraits des courbes d'accélération Exemple illustré: Impact à $3,00 \text{ m/s}$ en position ARRIÈRE (accélération linéaire résultante)	98
Figure 5.5 Parallèle entre le banc d'essai (A) et la modélisation (B) Impact frontal illustré ..	99
Figure 5.6 Illustration des conditions aux limites pour l'impacteur et la base du cou (impact frontal illustré)	100
Figure 5.7 Courbes accélération linéaire résultante -temps moyenne et corridor d'erreur pour 5 impacts à $3,00 \text{ m/s}$ en configuration d'impact arrière	101
Figure 5.8 Courbes de l'accélération linéaire résultante moyenne (A) et de l'accélération angulaire résultante moyenne (B) en fonction du temps pour une configuration en impact arrière	102
Figure 5.9 Histogramme des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact arrière	103

Figure 5.10 Histogramme des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact Configuration impact arrière.....	104
Figure 6.1 Casque de hockey utilisé pour le projet – Coque 3DS et mousse VN602	109
Figure 6.2 Positionnement d'un casque sur une tête selon les normes portant sur les casques de hockey (American society for testing and materials, 2015 ; Canadian Standards Association, s.d.).....	110
Figure 6.3 Positionnement par numérisation de la tête NOCSAE par rapport au cou.....	112
Figure 6.4 Exemples de modifications apportées à la géométrie de la coque	114
Figure 6.5 Simplification de la géométrie du casque.....	115
Figure 6.6 Courbe contrainte-déformation du HDPE SCLAIR 2907, 23 °C	117
Figure 6.7 Positionnement par numérisation du casque par rapport au complexe tête NOCSAE-cou H350.....	118
Figure 6.8 Création et repositionnement vers le centre des quartiers pour la tête NOCSAE	119
Figure 6.9 A) Encastrement des nœuds médians périphériques du casque; B) Ajustement du casque sur la tête par simulation (vue de haut du casque coupé).....	120
Figure 6.10 Illustration des degrés de liberté pour le modèle complexe tête NOCSAE-cou H350 équipé d'un casque (impact frontal illustré)	122
Figure 6.11 Configuration d'impact – MEF NOCSAE équipé d'un casque A) Frontal, B) Latéral, C) Arrière, D) Sur le dessus.....	123
Figure 6.12 Impact expérimental et numérique en configuration arrière à 6,1 m/s; t = 0 ms et t = 5 ms.....	127
Figure 6.13 Impact expérimental et numérique en configuration arrière à 6,1 m/s; t = 15 ms et t = 44 ms.....	128
Figure 6.14 Impact numérique en configuration arrière à 6,1 m/s Vue coupée médiane du modèle; A) t = 0 ms et B) t = 5 ms	129
Figure 6.15 Courbes accélération linéaire résultante moyenne-temps (A) et accélération angulaire résultante moyenne (B)-temps pour une configuration d'impact arrière (NOCSAE casquée).....	131
Figure 6.16 Histogramme des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact arrière (NOCSAE casquée).....	132

Figure 6.17 Histogramme des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact arrière (NOCSAE casquée).....	132
Figure 6.18 Courbes accélération linéaire résultante moyenne-temps (A) et accélération angulaire résultante moyenne (B)-temps pour une configuration d'impact frontal (NOCSAE casquée)	133
Figure 6.19 Histogramme des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact frontal (NOCSAE casquée).....	134
Figure 6.20 Histogramme des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact frontal (NOCSAE casquée).....	134
Figure 6.21 Courbes accélération linéaire résultante moyenne-temps (A) et accélération angulaire résultante moyenne (B)-temps pour une configuration d'impact latéral (NOCSAE casquée)	135
Figure 6.22 Histogramme des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact latéral (NOCSAE casquée)	136
Figure 6.23 Histogramme des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact latéral (NOCSAE casquée)	136
Figure 6.24 Courbes accélération linéaire résultante moyenne-temps (A) et accélération angulaire résultante moyenne (B)-temps pour une configuration d'impact sur le dessus (NOCSAE casquée).....	137
Figure 6.25 Histogramme des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact sur le dessus (NOCSAE casquée).....	138
Figure 6.26 Histogramme des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact sur le dessus (NOCSAE casquée).....	138
Figure 7.1 Courbes des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact arrière	144
Figure 7.2 Courbes des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact arrière	145
Figure 7.3 Cou H350 - Pièces de caoutchouc et axe de pivot.....	146

Figure 7.4 Courbes renseignées aux modèles de mousse isolée et NOCSAE casquée149

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ABS	Acrylonitrile butadiène styrène
EPP	Polypropylène expansé de l'anglais expanded polypropylene
ETC	Encéphalopathie traumatique chronique
FIFA	Fédération internationale de football association
H350	Hybrid III 50e percentile
HIC	Head Injury Criteria
HIII	Hybrid III
HITS	Head Impact Telemetry System
IIHF	International Ice Hockey Federation
ILD	Indentation Load Displacement
LNH	Ligue nationale de hockey
LVDT	<i>Linear Variable Differential Transformer</i>
MEB	Microscope electronique balayage
NCAA	National Collegiate Athletic Association
NFL	National Football League
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration
NOCSAE	National Operating Committee On Standards For Athletic Equipment
RMS	Root Mean Square
TCL	Traumatisme crânien léger
VN	Vinyle nitrile

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

°	Degré
%	Pourcent
%o	Pourmille
m	Mètre
cm	Centimètre
mm	Millimètre
N	Newton
kPa	KiloPascal
MPa	MégaPascal
J	Joule
kJ	KiloJoule
ms	Milliseconde
kg	Kilogramme
g	Accélération de la pesanteur

INTRODUCTION

Quand le sport pratiqué, notamment le hockey sur glace, exige le contact, tôt ou tard, la tête finit par prendre un coup. Avec l'arrivée du casque de protection, le risque d'occurrence de certains types de blessures à la tête a fortement diminué à l'exception des traumatismes crâniens légers (TCL) ou commotions cérébrales qui sont toujours aussi élevés (Hoshizaki & Brien, 2004)(Casson, Viano, Powell, & Pellman, 2010; Wennberg & Tator, 2003). En effet, les normes en vigueur actuellement, soient ASTM et CSA entre autres (American society for testing and materials, 2015; Canadian Standards Association, 2015), font en sorte que les casques de protection ne sont pas conçus pour réduire les accélérations angulaires (Forero Rueda, Cui, & Gilchrist, 2011) qui, elles, sont fortement corrélées avec les TCL (De Beaumont, Lassonde, Leclerc, & Théoret, 2007; Forero Rueda et al., 2011; Kimpara & Iwamoto, 2012; Omalu et al., 2005). Avec le football américain, le hockey est le sport où les risques de commotions cérébrales sont les plus élevés (Hootman, Dick, & Agel, 2007; Marar, McIlvain, Fields, & Comstock, 2012; Andrew Post, Oeur, Hoshizaki, & Gilchrist, 2013; B. Rowson, Rowson, & Duma, 2015). Il est donc primordial de réduire ces risques puisqu'un nombre répété de commotions peut engendrer des problèmes de santé mentale graves.

L'entreprise CCM Hockey s'est donc fixée pour mission de concevoir des casques permettant aux joueurs de hockey professionnels et amateurs de développer leurs habiletés en toute sécurité. L'approche de conception actuelle utilisée par l'entreprise, soit la fabrication par itérations est chronophage et onéreuse. Il est difficile également d'établir une corrélation claire entre les performances globales d'un casque en termes d'accélérations linéaires et angulaires maximales (paramètres indiquant le risque de commotions) (Agel, Dompier, Dick, & Marshall, 2007), son design et les matériaux choisis pour sa conception. De plus, les mauvais résultats obtenus par les casques de hockey sur le test 5-STAR (ou Hockey STAR) élaboré par l'université de Virginia Tech (B. Rowson, Rowson, & Duma, 2015) pour évaluer la performance des casques de hockey ajoute à la pertinence de cette étude. Il est à noter que le test Hockey STAR jouit d'une grande visibilité auprès du public et pourrait même servir

de prémisses pour les normes à venir, car ce dernier prend en compte les accélérations angulaires.

Le projet global a donc pour objectif de développer un modèle par éléments finis détaillé du complexe tête-cou-casque de hockey afin d'assister la conception de nouveaux casques pour CCM Hockey. Ce travail de maîtrise, qui s'intègre dans ce vaste projet, a pour objectif principal de développer une première génération du modèle par éléments finis afin d'évaluer la faisabilité de l'utilisation d'un tel modèle dans la conception de futurs casques de hockey.

Afin d'atteindre cet objectif principal, il est nécessaire de réaliser les objectifs spécifiques suivants :

- OS I : Caractérisation expérimentale d'une mousse de protection sélectionnée;
- OS II : Modélisation et validation expérimentale d'une mousse de protection sélectionnée ;
- OS III : Validation du modèle numérique du mannequin H350 fourni par Altair;
- OS IV : Développement d'un modèle par éléments finis du complexe tête-cou-casque;
- OS V : Validation expérimentale du modèle par éléments finis du complexe tête-cou-casque.

Dans le premier chapitre, une revue de littérature sera présentée afin de mettre en lumière les recherches réalisées jusqu'à présent en ce qui a trait aux sports de contacts et l'évaluation expérimentale et numérique de la protection de la tête. Plus précisément, la revue couvrira des notions sur la caractérisation et la modélisation de matériaux viscoélastiques tels que les mousses de protection et la méthodologie derrière l'élaboration d'un modèle par éléments finis d'un casque équipant une tête de mannequin. Le second chapitre présente la problématique ainsi que les objectifs de ce projet de maîtrise. Le troisième chapitre présente la portion caractérisation et modélisation des mousses de protection. Ce chapitre aborde notamment les méthodologies et les résultats sur la caractérisation en compression des mousses de protection, incluant la validation du modèle par éléments finis de mousse de

(Kerspern, 2016) qui est une représentation numérique du banc d'essai expérimental. Le quatrième chapitre s'intéressera à la comparaison entre les données d'accélérométrie du mannequin H350 obtenues lors d'essais expérimentaux selon des impacts frontaux, latéraux, arrière et sur le dessus et les résultats numériques du modèle du mannequin. Cette étude permettra d'établir un premier niveau de validation de ce modèle. Le cinquième chapitre propose le développement d'un modèle par éléments finis complet comprenant un complexe tête-cou équipé d'un casque. Ce dernier sera soumis aux mêmes conditions que son homologue physique et permettra de conclure quant à sa validité. Une discussion générale et une conclusion termine ce mémoire.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente l'état des connaissances dans le domaine de la modélisation des impacts sur les casques. Il permet de cibler les limites qui existent à l'heure actuelle et de définir les principaux axes de ce projet. Enfin, nous nous intéresserons aux propriétés des mousses de protection, leur comportement et les techniques de caractérisation expérimentale.

Cette revue de littérature a pour objectif de mettre en lumière l'importance de la protection de la tête dans les sports de contact, notamment le hockey sur glace. Elle abordera également les différentes notions scientifiques encadrant les problématiques de ce projet auxquelles ce mémoire apportera une proposition de réponse. En premier lieu, le contexte entourant la protection de la tête au hockey sera présenté en passant par l'épidémiologie, les causes et les conséquences que peuvent avoir ces chocs à long terme. Par la suite, l'évaluation et la prévention de ces blessures en passant par la détection jusqu'aux critères de TCL établis dans la littérature seront abordés. Elle a également pour but de positionner cette étude sur la protection de la tête au hockey parmi les recherches réalisées jusqu'à présent, notamment en ce qui a trait aux études expérimentales et numériques sur les impacts impliquant un casque, ses composantes de protection et les mannequins de tests utilisés. Finalement, les grandes lignes du projet antérieur réalisé durant la maîtrise de Valentin Kerspern à l'École de technologie supérieure seront mises en évidence pour conclure cette revue de littérature.

1.1 Les commotions cérébrales au hockey : un aperçu

Le hockey sur glace est le sport par équipe le plus rapide au monde (International Ice Hockey Federation, 2010). Les contacts y sont tolérés et fréquents et des chocs importants à la tête peuvent survenir; dans ce cas, il est probable qu'il y ait commotion cérébrale (International Ice Hockey Federation, 2015). De son étymologie, le mot «commotion» provient du latin *commotio* qui signifie secousse violente et brutale (Dicolatin, 2017). Cette section

positionnera donc ce fléau au hockey parmi les autres sports de contact et abordera notamment les causes, les mécanismes lésionnels et les conséquences s'y associant.

1.1.1 Épidémiologie

Le tableau suivant présente la revue épidémiologique de trois études sur l'occurrence des commotions cérébrales chez les jeunes athlètes de niveau secondaire et universitaire (*Voir Tableau 1.1*).

Tableau 1.1 Épidémiologies des TCL chez le sportif selon trois études :
Taux de commotions cérébrales / 1000 athlètes

Genre	Sports	(Hootman <i>et al.</i> , 2007) NCAA (1988-2004)	(Marar <i>et al.</i> , 2012) Sec. (2008-2010)	(Zuckerman <i>et al.</i> , 2015) NCAA (2009-2014)
H	Baseball	0,07	0,05	0,09
F	Softball	0,14	0,16	0,33
H	Basketball	0,16	0,16	0,39
F	Basketball	0,22	0,21	0,60
H	Football	0,37	0,64	0,67
H	Hockey	0,41	0,54	0,79
F	Hockey	0,91	N/A	0,75
H	Lacrosse	0,26	0,4	0,32
F	Lacrosse	0,25	0,35	0,52
H	Soccer	0,28	0,19	0,34
F	Soccer	0,41	0,34	0,63
F	Volleyball	0,09	0,06	0,36
H	Lutte	0,25	0,22	1,09
H	Nage/Plongeon	N/A	0,01	0,05
F	Nage/Plongeon	N/A	0,02	0,03

H, homme ou garçon; F, femme ou fille; N/A, non applicable; NCAA, National Collegiate Athletic Association; Sec, secondaire; nombre en **caractère gras** représente le taux le plus élevé par étude

Comme il est aisément de le constater sur le tableau précédent, le hockey rivalise avec le football américain pour le premier rang en ce qui a trait au taux de commotions cérébrales le plus élevé par 1000 athlètes mis à part la lutte qui est un sport de combat.

1.1.2 Causes et mécanismes lésionnels

Selon Agel J. et al, les TCL représentent 9,0 % de toutes les blessures au hockey, au deuxième rang derrière les blessures aux genoux, à 13,5 % (Julie Agel, Thomas P. Dompier, Randall Dick, & Stephen W. Marshall, 2007). La figure suivante illustre les causes des coups à la tête impliquant une commotion cérébrale (*Voir Figure 1.1*).

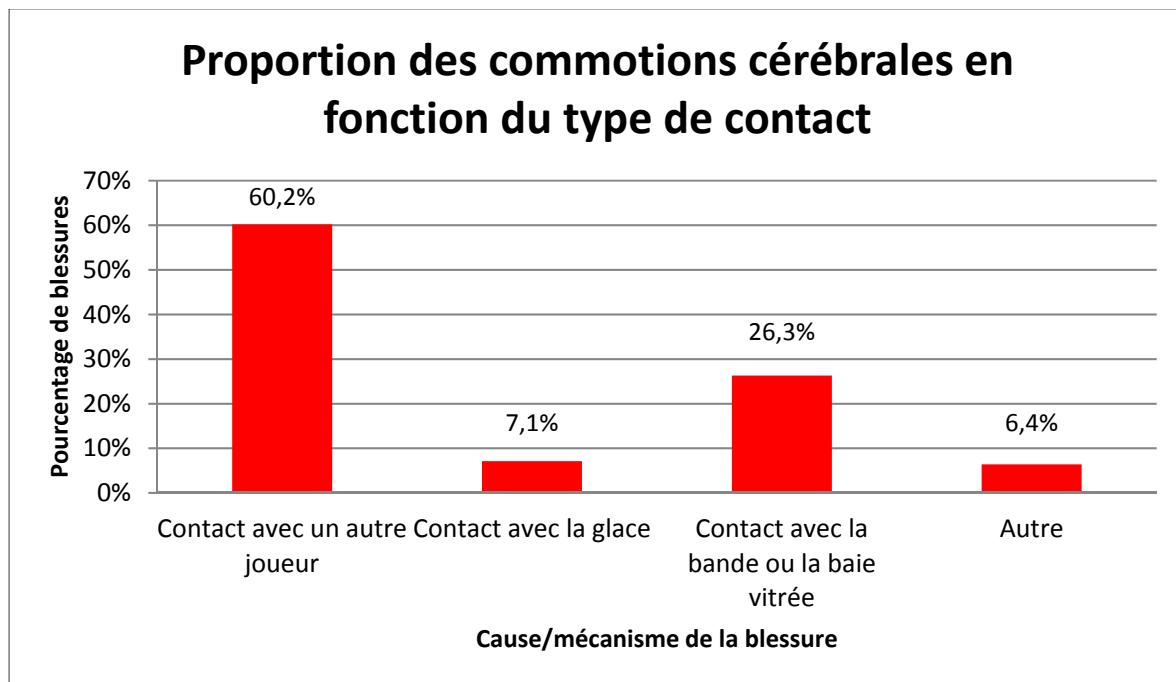


Figure 1.1 Proportion des commotions cérébrales en fonction de la cause (entraînements exclus); (J. Agel, T. P. Dompier, R. Dick, & S. W. Marshall, 2007)

Selon la figure précédente, la plupart des TCL ont pour cause un contact avec un autre joueur pour un total de 60,2 % des cas (J. Agel et al., 2007). Ces contacts touchent directement (coup casque-casque; épaule-casque, etc.) ou indirectement la tête (coup épaule-épaule). Dans le cas des contacts indirects, le cerveau se heurte aux parois de la boîte crânienne par effet *Whiplash*, aussi appelé coup de fouet.

L'accélération linéaire, l'accélération angulaire ou la combinaison des deux sont étudiées et débattues par plusieurs chercheurs qui tentent d'identifier les mécanismes lésionnels qui causent les commotions cérébrales. S'agit-il principalement de l'accélération linéaire ou de l'accélération rotationnelle ou d'une combinaison des deux? Certains auteurs se sont penchés sur la question et la tendance soutient l'hypothèse qu'il y a une forte corrélation entre l'accélération rotationnelle et l'occurrence d'une commotion (Kimpara & Iwamoto, 2012; Kleiven, 2006; A. Post & Blaine Hoshizaki, 2015; Liying Zhang, King H. Yang, & Albert I. King, 2004).

En effet, les mécanismes lésionnels des TCL se regroupent dans deux catégories, soient les phénomènes de contact et les phénomènes inertiels. Les lésions par contact sont les résultats d'un coup directement à la tête. Les lésions au niveau de l'encéphale sont donc locales. (Raul, 2007). Les phénomènes inertiels se caractérisent quant à eux par une importante accélération (tête mise en mouvement) ou une importante décélération (tête arrêtée brusquement) et peuvent être définis par deux types de lésions. En premier lieu, lors d'une accélération importante, un décalage se crée entre le mouvement du crâne et celui de l'encéphale. Ce phénomène endommage les vaisseaux sanguins qui relient le cerveau et le crâne. Les lésions sont donc des hématomes sous-duraux ou des hémorragies hémisphériques. En second lieu, l'accélération peut engendrer des contraintes de cisaillement entre certaines régions du cerveau (par exemple la matière blanche par rapport à la matière grise) par la différence entre leurs densités. Les lésions sont donc des lésions axonales diffuses (Kersey, 1998).

1.1.3 Conséquences

La première constatation qui peut être faite lors des premiers instants d'une commotion cérébrale est le changement de l'état de conscience chez le joueur (Hockey Canada, 2017). Comme les symptômes perceptibles semblaient s'estomper rapidement avec le temps, ce type de blessure a longtemps été considérée comme temporaire (A. Post & Blaine Hoshizaki, 2015). Pourtant, ce n'est pas le cas. Plusieurs auteurs qualifient même les commotions

cérébrales comme une «épidémie silencieuse» étant donné qu'elles ne sont pas toujours diagnostiquées, et ce, davantage chez le sportif amateur où la prise en charge immédiate n'est pas toujours disponible (Ellemborg, 2017; Ici Radio-Canada | Découverte, 2012; A. Post & Blaine Hoshizaki, 2015).

Le film Commotion, qui a pris l'affiche en 2015, est le reflet des récents scandales aux États-Unis qui ont impliqué la ligue nationale de football (NFL) et les joueurs retraités qui, au fil de multiples commotions cérébrales mal gérées, se sont retrouvés avec de lourdes complications neurologiques post-carrière (Slater, 2013). L'intrigue du film se base sur l'histoire vraie du Dr Omalu qui, dans une étude de 2005, tente de faire la lumière sur les dangers de pratiquer ce sport qui demeure le préféré des Américains (Omalu et al., 2005). Dans cette étude, il présente notamment le lien entre les cas d'encéphalopathie traumatique chronique (ETC) chez les joueurs de la NFL et la violence et la fréquence des commotions cérébrales qu'ils ont subis. L'ETC est également surnommée la démence du footballeur. Les symptômes possibles de cette pathologie sont notamment d'avoir de la difficulté à gérer ses émotions, des maux de tête violents, un comportement parfois agressif, des troubles de la mémoire et de la dépression qui, dans le pire des cas, mène au suicide (De Beaumont et al., 2007; Ici Radio-Canada | Découverte, 2009; Omalu et al., 2005).

1.2 Évaluation et prévention des commotions cérébrales au hockey

1.2.1 Détection et prise en charge

Au hockey, lorsqu'une commotion est suspectée, le joueur impliqué est immédiatement mis à l'écart du jeu dans un endroit calme avec peu ou pas de lumière. En effet, les nouveaux commotionnés sont très sensibles à ces stimulus selon l'outil d'évaluation de la commotion dans le sport 5e édition ou SCAT 5 (*Sport Concussion Assessment Tool 5* en anglais) (Echemendia et al., 2017)(*Voir ANNEXE I, Figure-A I-1*). Ce dernier est un des protocoles utilisés par les professionnels médicaux en milieu sportif pour détecter une commotion. Il est notamment approuvé et utilisé par la LNH, l'IHF, la FIFA et le mouvement olympique. Il est à noter que ce protocole est utilisé non seulement directement après un incident, mais

également à plusieurs reprises pendant la guérison de l'athlète afin d'évaluer l'évolution des symptômes.

1.2.2 Seuils de risque

1.2.2.1 Seuils basés sur les pics d'accélérations linéaires et angulaires

Tel que présenté précédemment, l'accélération linéaire combinée à l'accélération angulaire ou rotationnelle sont responsables des cas de TCL. Certains auteurs se sont donc intéressés à établir des seuils de blessure combinant ces deux critères.

L. Zhang, K. H. Yang, & A. I. King (2004) ont notamment proposé des valeurs seuils sur la base de 25%, 50% et 80% de probabilité de subir une commotion cérébrale pour les valeurs maximales des accélérations linéaires et de rotation. Ces valeurs sont respectivement estimées à 66, 82, et 106 g pour l'accélération linéaire et 4600, 5900, 7900 rad/s² pour l'accélération angulaire. Ces valeurs ne font pas l'unanimité. En fait, Willinger & Baumgartner (2003) ont plutôt déterminé que les commotions cérébrales survenaient entre 3000 et 4000 rad/s² en termes d'accélération angulaire. Rowson et al. (2012) ont, quant à eux, établie que la probabilité était de 50 % si les conditions suivantes sont réunies : accélération angulaire de 6383 rad/s² et vitesse angulaire de 28,3 rad/s selon leurs expérimentations sur 355 casques de football collégial instrumentés du système HIT (*Head Impact Telemetry*) portés par des joueurs (S. Rowson et al., 2012). Malgré l'écart entre les seuils proposés, les seuils proposés par Zhang et al. (2004) sont largement utilisés lorsque des risques de blessures à la tête nécessitent d'être connus.

1.2.2.2 Seuils basés sur les contraintes et pressions sur le cerveau

Certains chercheurs ont d'ailleurs émis de nouvelles hypothèses pouvant expliquer les commotions cérébrales : la déformation et le taux de déformation que le cerveau endure pourraient éventuellement être les facteurs critiques lors de l'impact (King, Yang, Zhang, Hardy, & Viano, 2003). Plus récemment, un article de Post et Hoshizaki (2012) présentait

une liste de seuils de différents auteurs au-delà desquels (*voir* Tableau 1.2), le risque de commotion cérébrale était de 50 % (Andrew Post & Hoshizaki, 2012).

Tableau 1.2 Liste de seuils au-delà desquels le risque de commotion cérébrale est de 50 %
Adapté de (Andrew Post & Hoshizaki, 2012)

Localisation	Variable dépendante	Seuil TBI (50 % chance)	Référence
Corps calleux	Déformation principale maximum	0,21	(Kleiven, 2006)
Matière grise	Déformation principale maximum	0,26	(Kleiven, 2006)
Matière grise	Déformation principale maximum	0,19	(Zhang, Yang, & King, 2004)
Matière grise	Taux de déformation	48,5 s ⁻¹	(Kleiven, 2006)
Matière grise	Produit de la déformation et du taux de déformation	10,1 s ⁻¹	(Kleiven, 2006)
Matière grise	Densité d'énergie de déformation	2,1 kJ/m ³	(Kleiven, 2006)
Liquide cérébrospinal	Énergie globale de déformation	5,5 J	(Willinger & Baumgartner, 2003)
Matière blanche	Mesure cumulative de dommage de déformation	0,1	(Kleiven, 2006)
Corps calleux	Contrainte de Von Mises	8,4 kPa	(Kleiven, 2006)
Tronc cérébral	Contrainte de Von Mises	7,8 kPa	(Zhang et al., 2004)
S/O (région précise non spécifiée)	Contrainte de Von Mises	18 kPa	(Willinger & Baumgartner, 2003)
Matière grise	Pression intracrânienne	65,8 kPa	(Kleiven, 2006)
Matière grise	Pression intracrânienne	90,0 kPa	(Zhang et al., 2004)

1.2.3 Critères de blessures par score

1.2.3.1 HIC

Le HIC ou *Head Injury Criteria* est l'évaluation du risque de blessure à la tête lors d'un impact selon l'accélération résultante et la durée de l'impact (Eppinger et al., 1999). Les données relevées par un accéléromètre situé au centre de masse de la tête d'un mannequin utilisé dans des essais de collision automobile permettent donc de calculer le score HIC (1.1) selon l'équation suivante:

$$HIC = \max \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (1.1)$$

où a est l'accélération linéaire résultante exprimée en g et où les temps t_1 et t_2 , choisis arbitrairement, définissent un intervalle dont la durée est prédéterminée, soit de 15 ou de 36 ms, autour du pic d'accélération. Le Tableau 1.3 suivant présente les seuils proposés par (Eppinger et al., 1999) de la NHTSA (*National Highway Traffic Safety Administration*) pour des tests effectués sur les mannequins de la famille Hybrid. Également, la Figure 1.2 suivante illustre les probabilités de blessure selon le score HIC.

Tableau 1.3 Seuils de blessure selon le HIC_{36} et HIC_{15} par taille de mannequin
Adapté de (Eppinger et al., 1999)

Type de mannequin	Hybrid III 95 ^e percentile (mâle)	Hybrid III 50 ^e percentile (mâle)	Hybrid III 5 ^e percentile (femelle)	Hybrid III 6 ans (enfant)	Hybrid III 3 ans (enfant)	CRABI 1 an (enfant)
HIC_{36}	N/A	1000	N/A	N/A	N/A	N/A
HIC_{15}	700	700	700	700	570	390

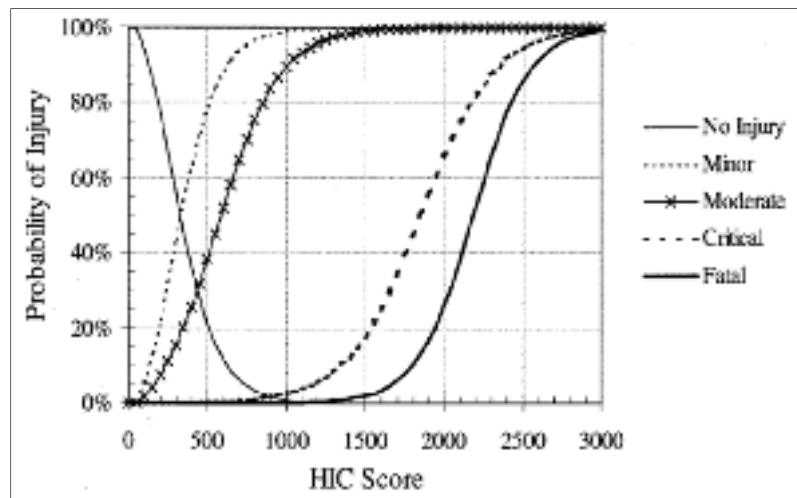


Figure 1.2 Probabilité de blessure selon le score HIC
Tirée de (ASTM, 2004)

Toujours selon (ASTM, 2004), la définition de la légende est la suivante :

- *Minor Head Injury*: Traumatisme crânien sans perte de conscience; fracture du nez ou des dents; blessures superficielles au visage ;
- *Moderate Head Injury* : Traumatisme crânien avec ou sans fracture du crâne luxée et brève perte de conscience. Fracture des os du visage sans luxation; blessure(s) profonde(s) ;
- *Critical Head Injury* : Contusion cérébrale, perte de conscience pendant plus de 12 heures avec hémorragie intracrânienne et autres signes neurologiques; rétablissement incertain.

Ce critère est surtout utilisé lors de tests de collision automobile afin d'établir la performance d'un véhicule, en termes de sécurité, dans de telles circonstances. Cependant, tel que décrit plus haut, ce critère est employé pour connaître les risques de blessures au crâne et couvre très peu les blessures intracrâniennes. De plus, il n'inclut pas les accélérations angulaires pouvant contribuer aux TCL.

1.2.3.2 GSI

Le GSI (*Gadd Severity Index*) est similaire au HIC sur le fait que ce score combine l'accélération linéaire et la durée de l'impact dans son calcul via l'équation (1.2) suivante :

$$GSI = \int_0^T a(t)^{2,5} dt \quad (1.2)$$

où $a(t)$ est l'accélération linéaire

Cependant, tout comme le HIC, il s'agit davantage d'un score pour les blessures graves à la tête et donc, il n'est pas adapté pour les TCL.

1.2.3.3 Critère de probabilité combinée de Rowson

(S. Rowson & Duma, 2013) se sont intéressés à développer une façon de mesurer les probabilités de commotions cérébrales en combinant les accélérations linéaires et rotationnelles. Pour ce faire, l'étude a élaboré une courbe de risque à partir d'une base de données qui compile les accélérations linéaires et angulaires des casques de football instrumentés du système HITS (*Head Impact Telemetry System*). 63 011 impacts au total ont donc été enregistrés dont 37 commotions cérébrales. L'équation (1.3) suivante représente donc cette courbe de risque :

$$CP = \frac{1}{1 + e^{(-10,2 + 0,0433 \cdot a + 0,000873 \cdot \alpha - 0,000000920 \cdot a\alpha)}} \quad (1.3)$$

Où CP provient de l'anglais *Combined Probability*, a est l'accélération résultante maximale et α est l'accélération rotationnelle résultante maximale. Dans le contexte de la base de données HITS, les auteurs soutiennent que le CP était un meilleur prédicteur de commotion cérébrale que l'accélération angulaire seule.

1.2.3.4 Le wPCS de Greenwald

Greenwald, Gwin, Chu, & Crisco (2008) ont développé leur score basé sur une base de données compilant plus de 289 916 impacts mesurés sur 449 joueurs de football. Le wPCS (weighted Principal Component Score) est donc un score qui prend en compte :

- L'accélération linéaire
- L'accélération angulaire
- Le *Head Injury Criteria* (HIC) (*Voir section 1.2.3*)
- Le *Gadd Severity Index* (GSI) (*Voir section 1.2.3*)

par l'équation suivante:

$$PCS = 10((0,4718 \cdot sGSI + 0,4742 \cdot sHIC + 0,4336 \cdot sLIN + 0,2164 \cdot sROT) + 2) \quad (1.4)$$

Pour chaque impact, le résultat de cette équation est ensuite ajusté selon un facteur w mettant en évidence l'emplacement de l'impact sur la tête pour enfin obtenir le wPCS. Ce facteur peut prendre la valeur de 1,00, 0,95, 0,62, et 0,48 pour un impact latéral, frontal, arrière et sur le dessus respectivement. Par conséquent, un impact latéral est celui ayant un effet plus significatif sur le risque de TCL et en revanche, un impact sur le dessus est celui dont l'effet est le moins marqué. En ajoutant un certain facteur au score en fonction de l'incidence de l'impact par rapport à tête, les auteurs soutiennent que ce dernier est un meilleur prédicteur que les données d'accélérométrie seules. Cette étude est donc la première à prendre en compte l'emplacement de l'impact pour le calcul de probabilité de TCL.

1.2.4 Prévention

1.2.4.1 Sensibilisation

La prise en charge, qui inclut le retrait du joueur de ses activités sportives, est évidemment une initiative en aval qui suit une commotion. Fort de ce constat, Hockey Canada tente depuis quelques années d'éduquer les plus jeunes aux dangers des commotions cérébrales pour agir en amont de ce fléau. Les enseignements se focalisent sur les techniques pour effectuer une mise en échec efficace et sécuritaire, mais surtout, sur les techniques pour recevoir de tels impacts (Hockey Canada, 2017). Évidemment, le port du casque obligatoire est un autre moyen de réduire le risque de TCL.

1.2.4.2 Port du casque de hockey

Une coque, une jugulaire, un système d'ajustement et une doublure composée de mousses de protection sont les composantes de base dans la très grande majorité des casques de hockey actuellement vendus sur le marché (*Voir Figure 1.3*). La coque et la mousse jouent donc un rôle de protection pour la tête. De plus, ils peuvent être composés de plusieurs mousses de protection, tels qu'illustrés à la Figure 1.4. Il est également à noter que les casques de vélo, de moto, de ski, etc., respectent pour la plupart la même structure de base.



Figure 1.3 Les composantes de base
d'un casque de hockey CCM 3DS
Adaptée de (Sport Maska Inc., 2016)



Figure 1.4 Casque de hockey coupé en deux
Adaptée de (TuxBoard, 2011)

La coque, relativement rigide, forme l'enveloppe externe et prévient donc de la pénétration d'objet. Durant un impact, elle distribue la force sur une plus grande surface, qu'est évidemment la mousse de protection, et maintient les différentes pièces de celle-ci en place (Canadian Standards Association, 2015). La coque est fabriquée en polyéthylène à haute densité (HDPE) thermoformable et démontre une épaisseur généralement constante sur tout le casque. Les mousses de protection sont quant à elles détaillées à la section 1.3 étant donné leur apport important à ce mémoire.

1.3 Les mousses de protection

Les mousses sont des matériaux poreux. Elles sont formées d'une part d'une portion solide généralement fabriquée de polymère nommé matrice ou squelette. La distribution des cellules, ou pores, que forme cette matrice influe sur le déplacement de l'air à l'intérieur de la mousse (Renault, 2008). La structure d'une mousse est davantage décrite à l'ANNEXE II.

1.3.1 Comportement mécanique des mousses

1.3.1.1 Courbes contrainte-déformation

Dans le cadre de ce projet, il est nécessaire de connaître le comportement mécanique en chargement des mousses constituant les casques de protection au hockey. Les courbes contrainte-déformation sont donc de grandes sources d'information à ce niveau. Une courbe de compression peut donc être divisée en trois régions, comme l'illustre la Figure 1.5 (Tan, Tse, Lee, Tan, & Lim, 2012) :

- une courte zone élastique
- un long plateau élastique non linéaire
- une zone de densification.

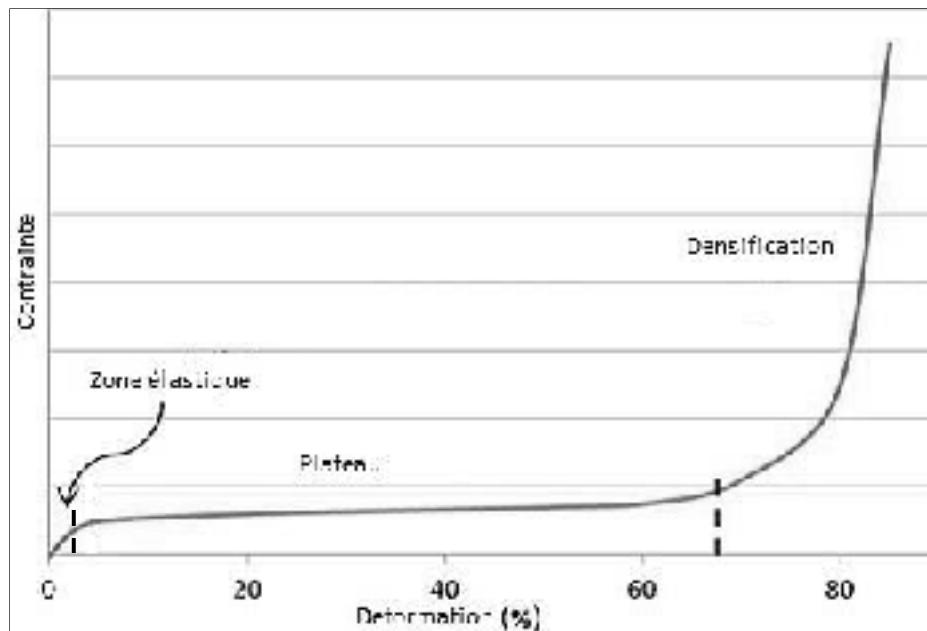


Figure 1.5 Forme typique d'une courbe contrainte-déformation en compression d'une mousse de protection

Adaptée de (Jazi, Rezaei, Karami, Azarmi, & Ziejewski, 2012)

À de faibles niveaux de compression, on retrouve la zone **élastique**, où le comportement de la mousse est quasi linéaire. Il est donc possible de définir un module d'Young (E^*) pour cette première portion de la courbe (*Voir Figure 1.6*).

Le comportement de la mousse devient non linéaire lorsqu'un certain niveau de déformation est atteint. En fait, les faces et les arêtes de la matrice polymère se compriment et finissent progressivement par flamber (Avalle, Belingardi, & Montanini, 2001). Par conséquent, la contrainte n'augmente que très peu lors de cette période et se traduit par un long **plateau** sur la courbe contrainte-déformation. Également, dans cette région, une pente peut être définie, soit le module du plateau (E_{pl}).

Il est possible de définir une contrainte d'effondrement (σ_{pl}) correspondant à l'intersection des droites définissant le module d'Young et le module du plateau (*Voir Figure 1.6*).

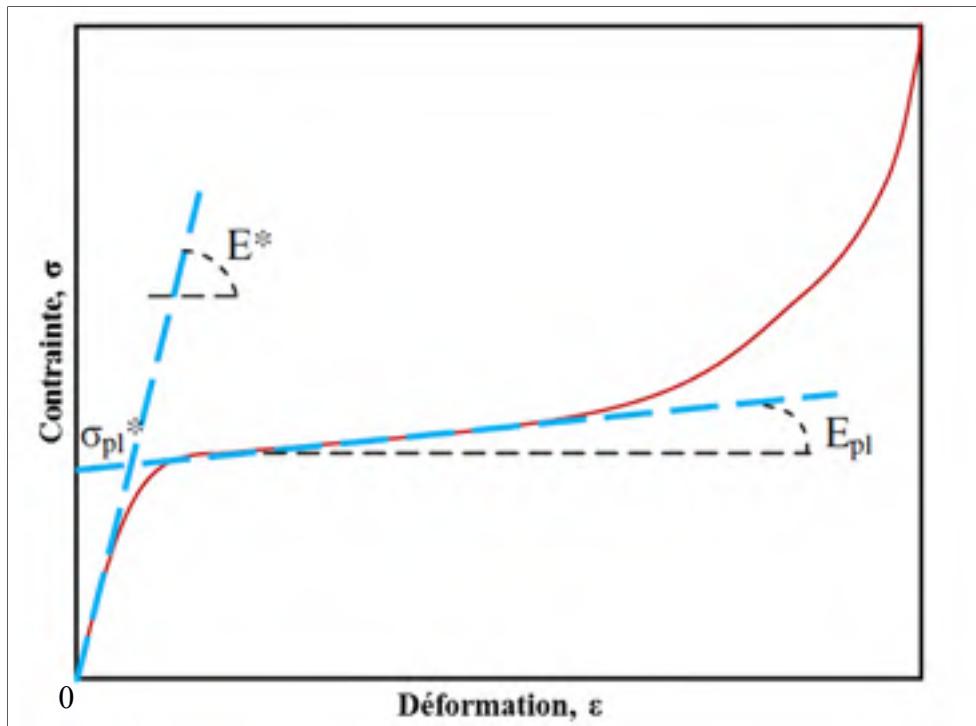


Figure 1.6 Détermination du module d'Young (E^*), du module du plateau (E_{pl}) et de la contrainte d'effondrement (σ_{pl}) à partir d'une courbe de compression
Adaptée de (De Vries, 2009)

La fin de la région du plateau survient lorsque les cellules s'effondrent sur elle-même et que les parois de ces dernières entrent en contact. C'est la phase de **densification**, où la contrainte augmente rapidement, et ce, pour une faible variation de déformation.

Outre la géométrie et de la distribution des cellules, le cas échéant, d'autres paramètres influent sur le comportement de la mousse et donc, sur l'allure de la courbe contrainte-déformation. En effet, la Figure 1.7 suivante illustre l'exemple de la mousse EPP¹ (Polypropylène expansé), où l'influence de la densité est mise en évidence.

¹ De l'anglais *expanded polypropylene*

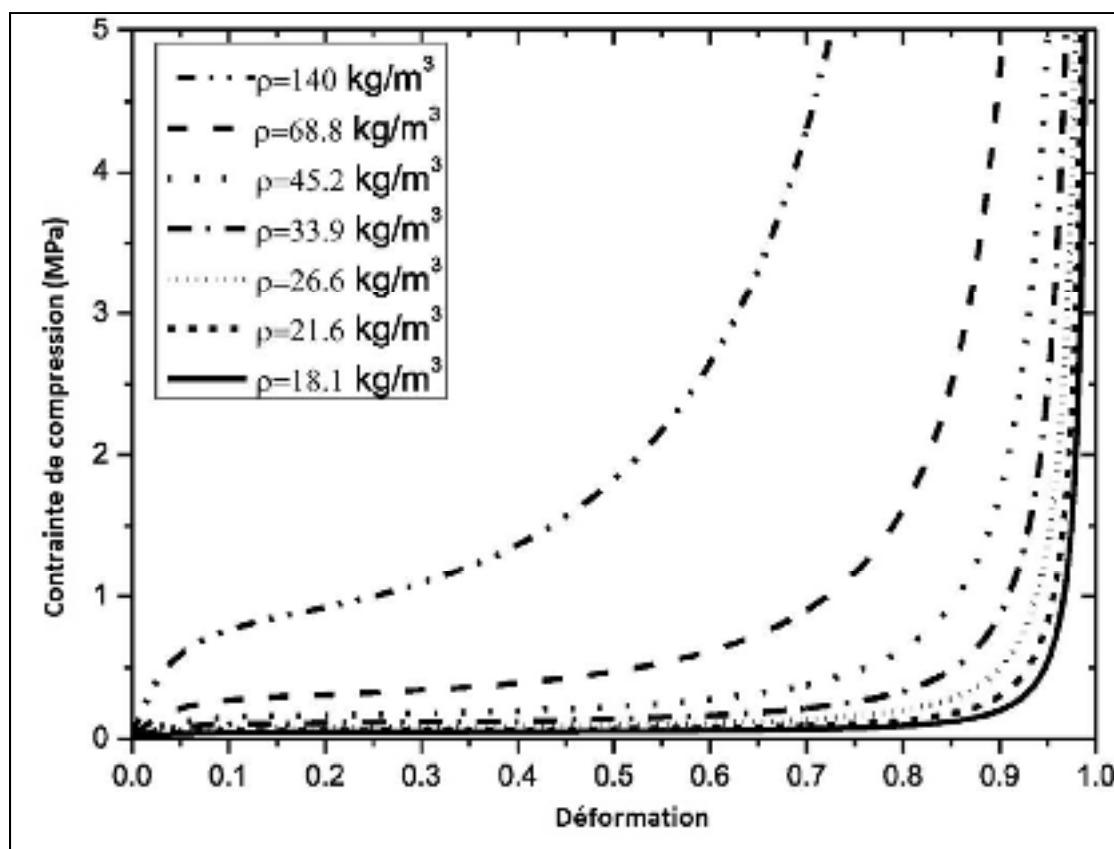


Figure 1.7 Exemple de courbes contrainte-déformation

pour des mousses EPP de différentes densités

Adaptée de (Zhou, Lu, & Yang, 2015)

D'autre part, le taux de déformation auquel est soumis une mousse influe également sur le comportement de cette dernière (Bouix, Viot, & Lataillade, 2009 ; Lee, Park, & Yoon, 2010 ; Ouellet, Cronin, Moulton, & Petel, 2013). La Figure 1.8 illustre le phénomène pour des mousses de type EPP.

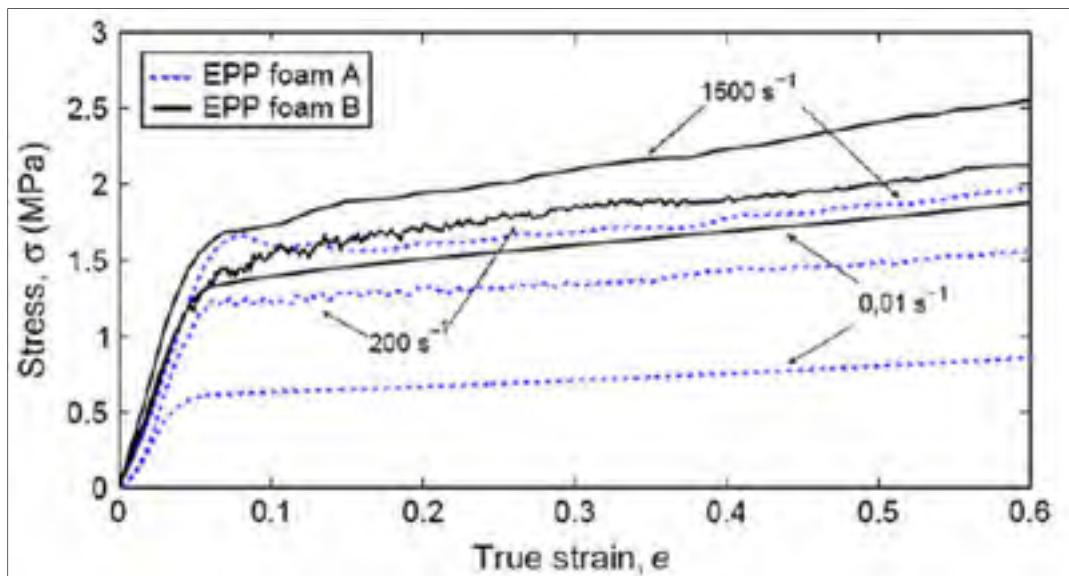


Figure 1.8 Courbes contrainte-déformation de deux mousses EPP à différents taux de déformation pour la mousse
Tirée de (Bouix et al., 2009)

Il est à noter que les mousses EPP A et EPP B, présentées sur la Figure 1.8, se différencient par leur microstructure dans cette étude de (Bouix et al., 2009). Le taux de déformation influence d'une part sur les modules de chacune des zones et d'autre part, sur la largeur de la zone élastique et du plateau. Plusieurs auteurs soutiennent également que les valeurs de la contrainte d'effondrement (σ_{pl}) ainsi que le module du plateau (E_{pl}) varient linéairement en fonction du logarithme du taux de déformation (Bouix et al., 2009 ; De Vries, 2009 ; N. Mills, 2007 ; Ouellet et al., 2013). (Ouellet et al., 2013) ajoutent cependant qu'à des taux supérieurs à 10^3 s^{-1} , ce comportement devient non-linéaire.

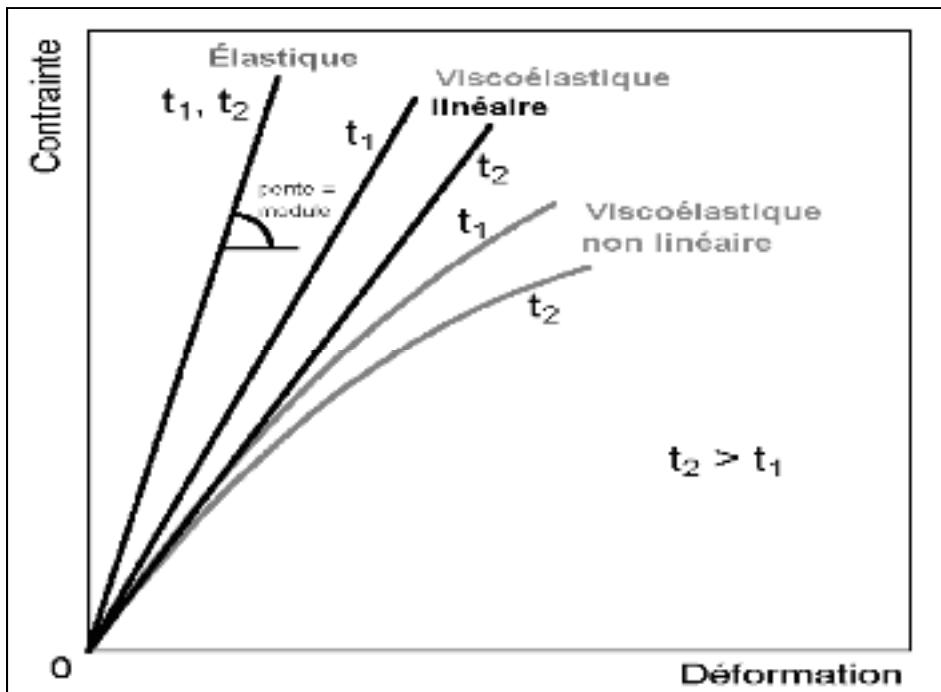
D'autre part, à des taux de déformation très faibles, où le temps de sollicitation est très supérieur à une valeur critique (temps de relaxation), le comportement de la mousse est principalement visqueux. En effet, les chaînes moléculaires qui composent le polymère des mousses ont le temps de répondre au chargement en question. Par opposition, lorsque le temps de sollicitation diminue, ces mêmes chaînes de polymères n'ont plus le temps de répondre. En ce sens, un phénomène de blocage de ces chaînes intervient et il induit une

augmentation des modules caractéristiques de la mousse. Les mousses polymériques sont, par ce fait, dépendantes du taux de déformation auquel elles sont soumises.

1.3.1.2 Viscoélasticité des mousses

Tout matériau a un comportement viscoélastique (Capela, Ferreira, & Costa, 2010). Les polymères se présentent comme ceux ayant le comportement viscoélastique le plus marqué et, tel que mentionné précédemment, ils composent la matrice des mousses de protection. Par extension, les mousses sont des matériaux grandement viscoélastiques.

La Figure 1.9 suivante illustre, par des courbes contrainte-déformation, le comportement élastique typique par rapport aux comportements viscoélastiques. Il est possible de remarquer que, quel que soit le temps de sollicitation t_1 ou t_2 , le matériau élastique suit la même pente régie par son coefficient directeur, le module d'Young E . Tel que mentionné précédemment, le comportement viscoélastique, quant à lui, dépend du temps de sollicitation et dépend donc du taux de déformation. En viscoélasticité linéaire, le module caractérise également la droite, mais il dépend du taux de déformation. Il en est tout autre au niveau de la viscoélasticité non linéaire. Aucun module caractéristique ne peut être proposé, car il ne peut être approximé par une droite.



De par son appellation, il est aisément de comprendre que la viscoélasticité est le comportement médian entre le comportement élastique et le comportement visqueux. Évidemment, l'élasticité d'un matériau permet à celui-ci de conserver de l'énergie lorsqu'il est déformé, et de la restituer pour reprendre sa forme initiale. Le rôle de la viscosité est, inversement, de dissiper l'énergie.

1.3.1.3 Déformation plastique des spécimens

De Vries (2009) a démontré que les mousses utilisées dans son étude, soit l'IMPAXX et la Johnson Controls inc. (JC), utilisées entre autres dans la confection de siège automobile, se déforment plastiquement. En fait, les résultats de De Vries (2009) démontrent que la mousse neuve ne reprend pas tout à fait la même hauteur qu'avant la compression. Cependant, la

déformation plastique ne s'applique qu'après un seul essai. Les essais suivants ont démontré un comportement quasi identique. La Figure 1.10 suivante illustre ce phénomène.

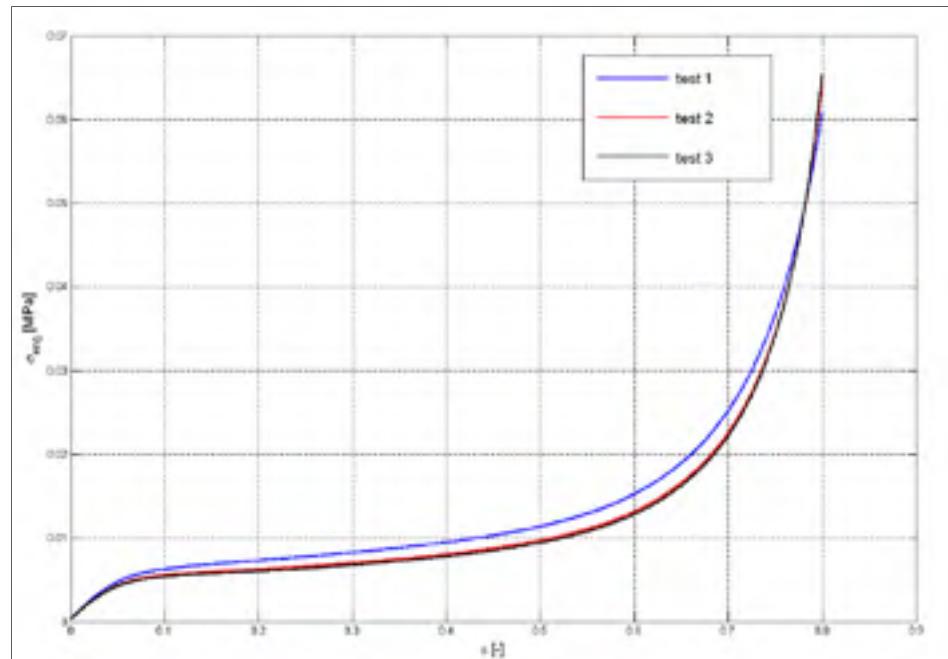


Figure 1.10 Courbes contrainte-déformation d'essais successifs
sur le même échantillon de mousse JC80
Tirée de (De Vries, 2009)

1.3.2 Caractérisation expérimentale

Tel que mentionné dans l'introduction de ce mémoire, CCM Hockey, de par leur fournisseur de mousses de protection, possède très peu d'informations utiles sur le comportement de ces dernières face aux conditions qu'elles sont employées. Des informations qui sont utiles pour passer aux simulations par modèles rhéologiques ou numériques. À cet égard, cette section s'intéressera à la caractérisation expérimentale des mousses de protection et aux différentes méthodes employées pour identifier les différents paramètres intrinsèques de ces dernières.

Un certain nombre de techniques et d'appareils sont utilisés pour la caractérisation de ces matériaux poreux, viscoélastiques et non linéaires que sont les mousses de protection. En ce sens, afin de standardiser la caractérisation expérimentale de ce type de matériaux, des normes, notamment ASTM, ont été proposées soit ASTM D1056 et D3574 (ASTM, 2010, 2011, 2014). De nouvelles méthodes ont néanmoins été développées au cours des dernières années.

1.3.2.1 Normes ASTM

Tel que mentionné, certaines normes encadrent la caractérisation des matériaux présentant des propriétés décrites précédemment. Notamment, les matériaux cellulaires flexibles sont couverts par les normes ASTM D1056 et D3574. L'ASTM D1056 émet certaines précisions pour les matériaux caoutchouteux spongieux ou expansés (ASTM, 2014) et l'ASTM D3574 pour les mousses polyuréthanes moulées ou collées (ASTM, 2011).

Mis à part les spécifications, telles que la résistance au feu, à l'humidité et au vieillissement, ces normes expriment l'importance de définir certaines propriétés des mousses. En premier lieu, la densité volumique de la mousse, qui correspond simplement à la densité de cette dernière (rapport entre la masse du spécimen et son volume). En second lieu, le principal autre test prescrit par ces normes consiste à mesurer la force nécessaire pour comprimer de 25 % en quasi-statique les mousses taillées aux dimensions prescrites. Cette valeur est l'indice ILD pour *Indentation Load Displacement*.

Bien qu'indiquées par les fournisseurs, ces données s'avèrent peu pertinentes dans le cadre d'impact à haute vitesse (N. Mills, 2007), la problématique concernée par ce mémoire. De plus, l'indice ILD ne décrit en rien l'évolution de la force par rapport au déplacement ni la dépendance de la mousse au taux de déformation. Autrement dit, il fournit très peu d'information sur la courbe contrainte-déformation mise à part un seul point.

1.3.2.2 Analyse mécanique dynamique (DMA)

Par définition, l'analyse mécanique dynamique (ou de l'anglais DMA, de *Dynamic mechanical analysis*) implique donc une sollicitation dynamique de l'échantillon. Un échantillon est donc soumis à une contrainte ou une déformation suivant une fonction sinusoïdale (1.5) afin de déterminer les grandeurs viscoélastiques caractéristiques du matériau d'un point de vue dynamique. La DMA est fréquemment utilisée (Capela, Ferreira, & Costa, 2010) et est notamment suggérée par la norme D5992 (ASTM, 2010).

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \sin(\omega t) \quad (1.5)$$

Il en découle donc la contrainte (1.6) qui est déphasée d'un angle δ :

$$\sigma = \sigma_0 \sin(\omega t + \delta) \quad (1.6)$$

Le module d'Young dynamique E^* (1.7)(1.7) est donc le rapport entre la contrainte et le déplacement

$$E^* = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1.7)$$

Du module d'Young dynamique E^* , il est possible d'en dissocier une partie réelle et une partie imaginaire (1.8) :

$$E^* = E' + iE'' \quad (1.8)$$

E' définit la capacité du matériau à emmagasiner et à restituer l'énergie tel un ressort. Il est appelé module de conservation. E' est donc la grandeur qui définit le comportement élastique du matériau viscoélastique. D'autre part, E'' est le module de perte et il traduit la capacité du matériau à dissiper l'énergie tel un amortisseur. E'' définit donc la grandeur du comportement visqueux du matériau viscoélastique.

Le facteur d'amortissement du matériau (1.9) est déterminé par le déphasage δ entre les signaux d'entrée et de sortie.

$$\tan \delta = \frac{E''}{E'} \quad (1.9)$$

Cette valeur est donc la mesure du ratio d'énergie dissipée par amortissement par rapport à l'énergie élastique conservée puis restituée. Autrement dit, elle mesure la capacité d'un matériau à convertir l'énergie mécanique en chaleur et à amortir les vibrations. Plus la valeur du déphasage δ est élevée, plus le matériau a la capacité de dissiper l'énergie.

Afin de définir les modules de conservation, de perte ainsi que le facteur d'amortissement, soit E' , E'' et $\tan(\delta)$, le test expérimental implique de positionner un échantillon du matériau entre deux plateaux de compression (*Voir* Figure 1.11). Le plateau supérieur se déplace tandis que le plateau inférieur est immobile et équipé d'une cellule de force. Le plateau supérieur, dans la majorité des cas, est asservi par un mouvement oscillatoire. Par conséquent, le plateau inférieur mesure des forces dynamiques transmises au travers de l'échantillon. Un oscilloscope se voit donc à l'acquisition de la force $F(t)$ et de déplacement $D(t)$. La géométrie de l'échantillon testé permet par conséquent de remonter aux caractéristiques décrites plus tôt, soit E' , E'' et $\tan(\delta)$, et d'en définir leur variation en fonction du taux de déformation ou de la fréquence du mouvement oscillatoire ω (Luo, Zhang, Wang, & Lu, 2010).



Figure 1.11 Dispositif d'analyse mécanique dynamique
Tirée de (BOSE, 2008)

La plage de fréquence atteignable par ce dispositif constitue l'une de ses limitations. Si la Bose ElectroForce 3200 (Bose Corporation – ElectroForce Systems Group, Eden Prairie, Minnesota, États-Unis) est prise en exemple, une fréquence de sollicitation du spécimen atteint une valeur maximale de 150 Hz, ce qui est assez faible au regard des données de la littérature (Frioui, Bezazi, Remillat, Scarpa, & Gomez, 2010).

La conversion des données en fréquences vers des données en taux de déformation constitue une autre limitation de cette technique. Le type de sollicitation cyclique qui permet de caractériser un matériau ne peut être directement comparé à un impact. Il existe toutefois une conversion (1.10) qui permet de passer de la fréquence f au taux de déformation $\dot{\varepsilon}$ (Mulliken & Boyce, 2006). Cependant, cela n'est possible que si l'hypothèse que l'échantillon subit de petites déformations est respectée. Là, également, ce n'est pas le cas pour le type de sollicitation étudié (Tan, Tse, Lee, Tan, & Lim, 2012).

$$\dot{\varepsilon} = f * \varepsilon \quad (1.10)$$

1.3.2.3 Barre Hopkinson (SHPB)

Au fait des limites de l'analyse mécanique dynamique, de nouvelles techniques ont été développées afin de caractériser les mousses à des taux de déformation élevés se rapprochant davantage des conditions d'un impact (Etchessahar, 2002). La barre Hopkinson constitue l'une de ces techniques. La barre Hopkinson est donc généralement composée de quatre éléments :

- Un projectile
- Une barre d'entrée
- Le spécimen à caractériser
- Une barre de sortie

Les barres d'entrée et de sortie sont notamment équipées de jauge de déformation. Et, comme l'illustre la Figure 1.12, le spécimen est positionné entre les deux barres.

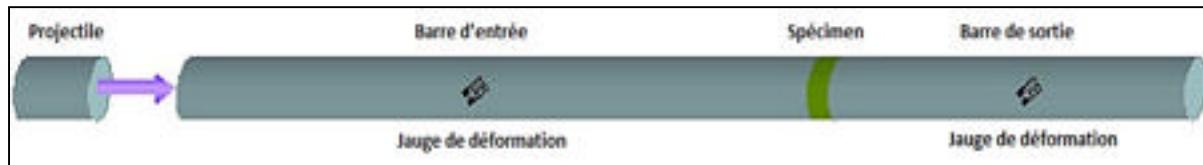


Figure 1.12 Schéma des barres de compression de Hopkinson
Adaptée de (Bouix, Viot, & Lataillade, 2009)

Le montage fonctionne avec le principe suivant : le projectile frappe la face libre de la barre d'entrée et provoque ainsi une onde de choc qui se propage jusqu'à l'échantillon. Les déformations de ce dernier sont mesurées par les jauge de déformation des deux barres et il est alors possible de déterminer le comportement de la mousse (Chen, Lu, & Winfree, 2002). Une partie de l'onde incidente est réfléchie dans la barre d'entrée et l'autre partie est

transmise par l'échantillon jusqu'à la barre de sortie. La Figure 1.13 présente un exemple typique d'un graphe résultant de ce genre d'expérimentation.

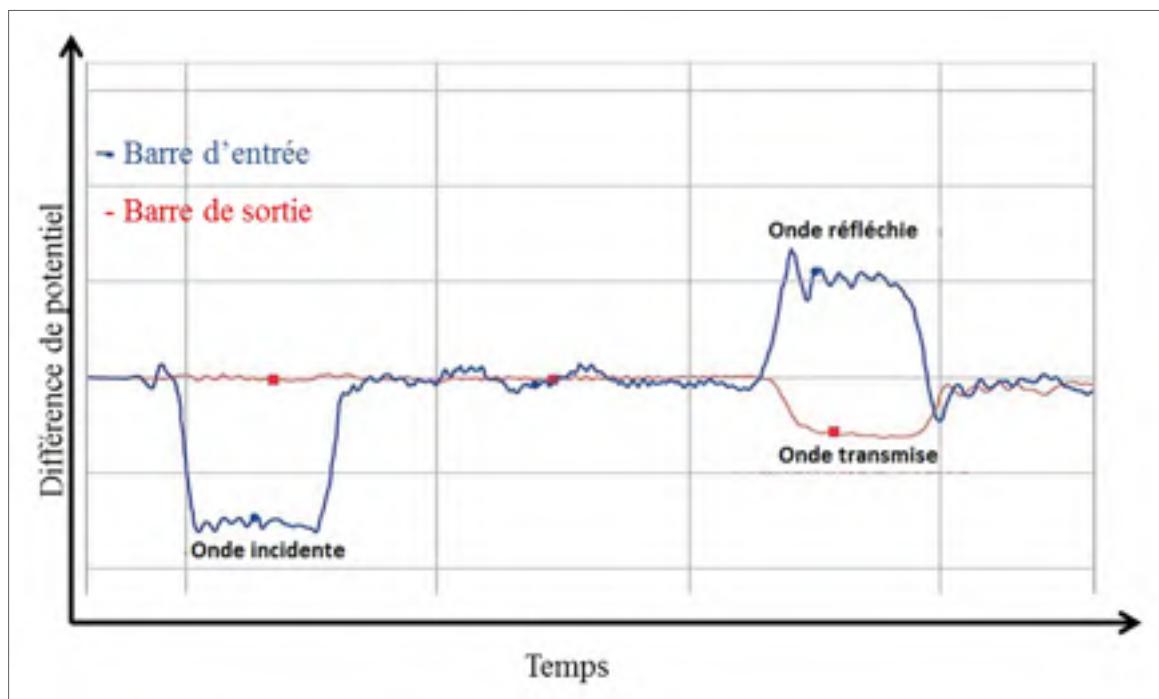


Figure 1.13 Résultats typiques d'une caractérisation à l'aide d'une barre Hopkinson
Adapté de (Bouix et al., 2009)

Plusieurs études ont utilisé cette technique pour caractériser des échantillons de mousse et ainsi atteindre des taux de déformation très élevés allant de 800 s^{-1} à $6\,000 \text{ s}^{-1}$ (Bouix et al., 2009 ; Chen et al., 2002 ; Mulliken & Boyce, 2006). Cependant, la plage de caractérisation de cette technique reste limitée.

1.3.2.4 Principe d'équivalence temps-température

Le principe d'équivalence temps-température est un principe empirique qui complète, d'une certaine manière, les techniques vues précédemment telles que le DMA ou la barre Hopkinson. Elle permet d'obtenir une plage de caractérisation plus large en termes de taux de déformation (Zhao, Knauss, & Ravichandran, 2007). En fait, tout repose sur le fait qu'il existe une équivalence entre le temps (et les paramètres qui en résultent : vitesse de

sollicitation, taux de déformation, fréquence) et la température à laquelle se déroule un essai. Exemple, les résultats de deux essais distincts peuvent être égaux, même si la valeur de temps et de température diffère d'un essai à l'autre. Mathématiquement, l'expression (1.11) s'applique, où \mathbf{P} est la grandeur viscoélastique que l'on cherche à caractériser.

Le principe d'équivalence indique donc que le passage d'une température T à T_0 équivaut à adapter l'échelle de temps d'un facteur $a_{T \rightarrow T_0}$, ce facteur (1.16) étant uniquement dépendant des températures T et T_0 (Van Gurp & Palmen, 1998).

$$\mathbf{P}(t, T) = \mathbf{P}(a_{T \rightarrow T_0} \cdot t, T_0) \quad (1.11)$$

Ce facteur est également nommé facteur de translation et est déterminé à partir de la loi WLF (Williams-Landel-Ferry) ou de la loi d'Arrhenius (Zhao et al., 2007).

- si $T > T_0 \Rightarrow a_{T \rightarrow T_0} > 1$, l'échelle des temps est dilatée;
- si $T < T_0 \Rightarrow a_{T \rightarrow T_0} < 1$, l'échelle des temps est comprimée;
- si $T = T_0 \Rightarrow a_{T \rightarrow T_0} = 1$, l'échelle des temps n'est pas modifiée.

Jaouen, Renault, & Deverge (2008) proposent dans la même veine, le principe d'équivalence fréquence-température qui s'appuie sur l'équation (1.12) suivante :

$$\mathbf{P}(f, T) = \mathbf{P}\left(\frac{f}{a_{T \rightarrow T_0}}, T_0\right) \quad (1.12)$$

La Figure 1.14 suivante permet une meilleure compréhension du principe temps (ou fréquence)-température (*Voir Figure 1.14*).

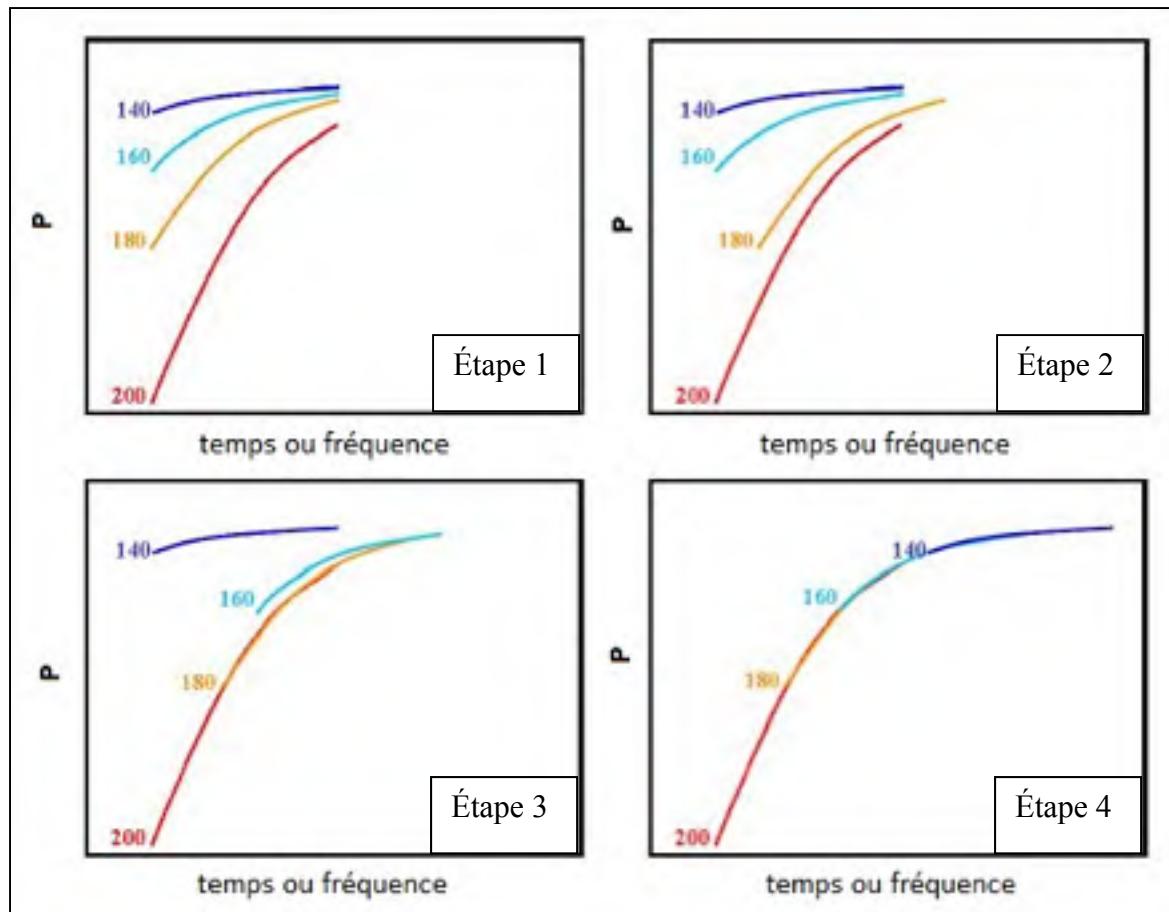


Figure 1.14 Illustration du principe d'équivalence temps(ou fréquence)-température
Tirée de (Kerspenn, 2016)

Tel qu'illustiqué à la Figure 1.14 précédente, à partir de plusieurs courbes isothermes en fonction du temps (ou de la fréquence), il est possible de reconstruire une courbe nommée courbe maîtresse (étape 4). Cette dernière représente la variation de la grandeur observée (P) à une température donnée sur une plus large bande de fréquence ou de taux de déformation.

Ce principe implique cependant certaines limites. En effet, les matériaux non homogènes, comme les mélanges, les copolymères ou les polymères chargés, peuvent subir des modifications morphologiques avec le temps ou lors du changement de température, ce qui rend désuet le principe (Van Gurp & Palmen, 1998).

Plusieurs études ont exploité cette méthode. Notamment Frioui et al. (2010) ont pu établir la courbe maîtresse du module de conservation et du facteur d'amortissement d'une mousse de polyuréthane sur une plage de fréquence allant de 10^{-4} à 10^9 Hz en utilisant l'analyse mécanique dynamique (DMA). Le balayage en température de cette étude allait de -22°C à 50°C. Luo et al. (2010) ont évalué le comportement en compression d'une mousse polyuréthane renforcée par de la fibre de verre toujours en utilisant ce principe. Ce dernier leur a permis de compléter les résultats provenant à la fois d'une machine servohydraulique (faibles taux de compression allant de 10^{-3} s $^{-1}$ à 10 s $^{-1}$) et d'une barre Hopkinson (taux de déformation plus élevés allant de 40 s $^{-1}$ à 10^3 s $^{-1}$). Le principe temps-température leur a permis de déterminer le module de conservation de la mousse dans une plage de taux de déformation allant de 10^{-3} s $^{-1}$ à 10^5 s $^{-1}$.

1.3.2.5 Caractérisation en chargement combiné

Jusqu'ici, tous les auteurs n'ont proposé que des méthodes de caractérisation en compression uniaxiale du comportement des mousses. Cependant, le comportement en cisaillement de ces dernières, notamment dans un casque de hockey, pourrait avoir une influence sur les accélérations linéaires, mais surtout angulaires. N. Mills (2007) a donc proposé un banc d'essai de type puits de chute qui permet de soumettre la mousse à un chargement combiné afin de répondre à cette lacune (*Voir Figure 1.15*).

Le principe derrière ce banc d'essai est le suivant : un impacteur, contraint de se déplacer à la verticale seulement grâce à un rail qui guide sa chute, est relâché à une certaine hauteur. L'impacteur frappe le spécimen de mousse collé sur une cellule de force triaxiale encastré dans le bâti du puits de chute. Cette dernière peut être disposée horizontalement, pour réaliser une compression uniaxiale du spécimen, ou sur un bloc à angle défini pour un chargement en compression et cisaillement (chargement combiné). Dans cette dernière configuration, N. Mills (2007) suggère d'installer une réplique géométrique du spécimen de mousse et de la cellule de force (*Voir Figure 1.15*). Cela assurera un déplacement vertical de l'impacteur et les efforts seront répartis entre la mousse testée et sa réplique.

La cinématique de l'impacteur en chute est mesurée, ce qui permet d'obtenir, d'une part, la vitesse au point d'impact et, d'autre part, toutes les données cinématiques (déplacement, vitesse, accélération) pendant la compression du spécimen de mousse. La cellule de charge, quant à elle, mesure les efforts dans la direction normale à l'échantillon (compression) et tangentielle (cisaillement). Les courbes force-déplacement de ces deux modes de chargement peuvent donc être tracées.

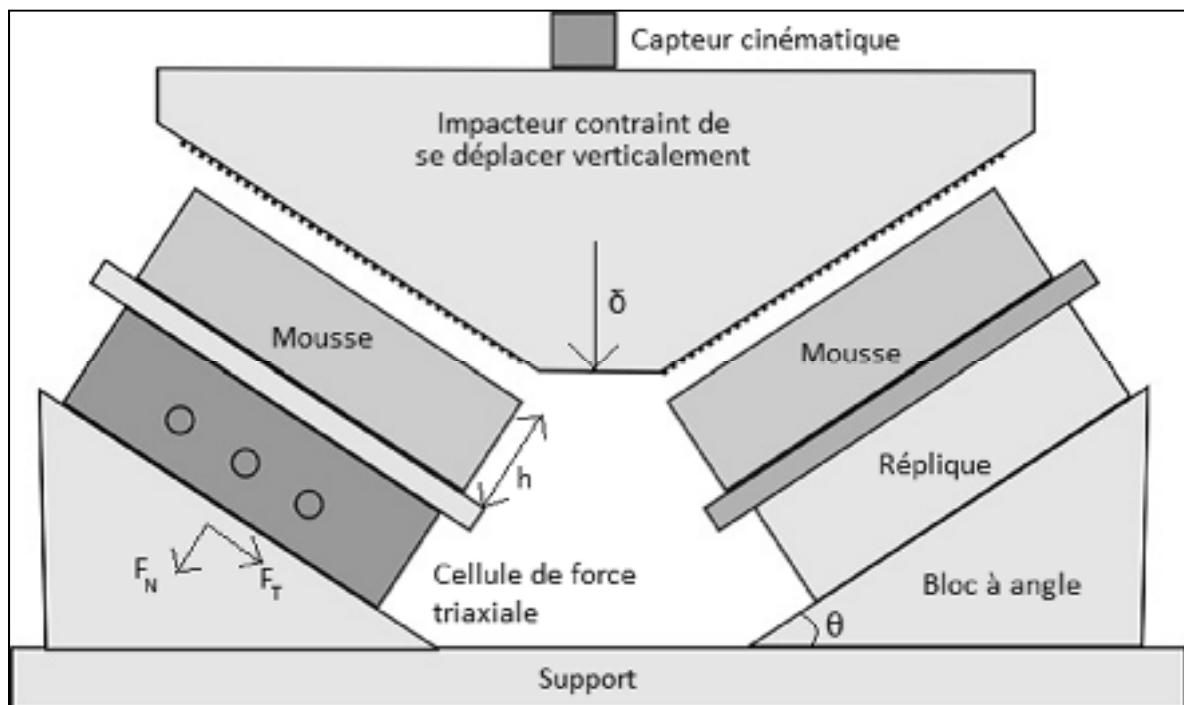


Figure 1.15 Banc d'essai permettant de comprimer la mousse en chargement combiné
Adaptée de (Mills, 2007)

(N. J. Mills & Gilchrist, 1999) ont étudié certaines mousses de polypropylène sur ce banc d'essai. L'étude consistait à évaluer et modéliser le comportement en chargement combiné (compression et cisaillement). Il s'agit notamment de la seule publication mentionnant l'emploi d'un banc d'essai de ce type.

1.3.3 Modélisation du comportement des mousses de protection

Une loi de comportement est ce qui définit le comportement d'un matériau dans un modèle par éléments finis. Il existe évidemment différentes lois de comportement, chacune adaptée à un comportement donné. Et d'un logiciel d'éléments finis à l'autre, que ce soit Abaqus, LS-Dyna ou Altair, les lois de comportement peuvent différer, mais en général, elles sont souvent les mêmes. Dans le cas des mousses de protection, différents types de lois sont disponibles dans ces logiciels :

- Une loi intégralement tabulée renseignée par des courbes contrainte-déformation définissant un niveau de contrainte sur toute l'étendue de la plage de déformation de la mousse point par point;
- Une loi de comportement hybride qui comprend une portion paramétrée et une portion tabulée. De ce fait, des courbes contrainte-déformation sont également renseignées à la loi et elles sont accompagnées d'un jeu de paramètres comprenant notamment le module d'Young, le coefficient de Poisson et la densité ainsi que la limite élastique de la mousse. Cette loi est utilisée pour des mousses qui se déforment plastiquement de façon significative. Donc, lorsque la limite élastique de cette dernière est atteinte, la portion tabulée (zones du plateau et de la densification) entre en jeu;
- Des lois de comportement complètement paramétrées : par exemple, Zhou, Lu, & Yang (2015) utilisent une formule mathématique (1.13) pour définir l'intégralité du comportement d'une mousse EPP. De nombreux paramètres sont requis pour pouvoir l'employer, car cette formule est relativement complexe et comprend notamment les différentes courbes contrainte-déformation de cette mousse à différentes densités.

$$\sigma = A \left[1 - e^{(-E/A)\varepsilon(1-\varepsilon)^m} \right] + B \left(\frac{\varepsilon}{1-\varepsilon} \right)^n \quad (1.13)$$

Par ailleurs, les casques de protection peuvent être constitués de plusieurs couches de différentes mousses de protection comme le montre la Figure 1.4, où deux types de mousses vinyle nitrile (noir et beige) constituent la doublure de mousse. En ce sens, plusieurs lois de

comportement sont nécessaires afin de représenter le comportement de chacune de ces mousses.

Les différentes lois utilisées selon les études sur l'évaluation numérique des casques de protections sont recensées dans les Tableau-A III-1 et Tableau-A III-2 présentés à l'ANNEXE III.

1.4 Évaluation expérimentale de la performance des casques de hockey selon les accélérations linéaires et angulaires

Deux groupes de chercheurs, soit un de l'université Virginia Tech et l'autre de l'université d'Ottawa, se sont intéressés à développer des tests expérimentaux sur des dispositifs anthropomorphes d'essais (mannequins), soient les complexes tête-cou NOCSAE (*National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment*) et H350 respectivement. Ces tests pourraient servir de prémisses aux normes à venir sur la conception des casques de hockey. Fort de ce constat, CCM Hockey s'est muni de ces deux complexes tête-cou et tente de reproduire les conditions expérimentales prescrites par ces deux études (*Voir Figure 1.17 et Figure 1.19*).

1.4.1 Normes actuelles

Comme mentionné précédemment, au hockey, les fractures du crâne et les lésions cérébrales focales ont largement été réduites par l'arrivée du casque de protection (Hoshizaki & Brien, 2004). Ces types de blessures sont aujourd'hui plutôt rares, mais le nombre de commotions cérébrales est toujours aussi élevé malgré le perfectionnement des casques de protection (Casson et al., 2010; Wennberg & Tator, 2003). Pourquoi? Parce que les casques ne sont pas conçus pour gérer les accélérations angulaires qui contribuent aux TCL (Benson et al., 2013; Fernandes, de Sousa, Willinger, & Deck, 2013; Forero Rueda et al., 2011; Andrew Post et al., 2013; Steven Rowson & Duma, 2011; Steven Rowson et al., 2012).

Une des explications possibles est que les normes actuelles sur les casques de hockey, que ce soit ASTM ou CSA, n'incluent pas, dans leurs critères de performance contre les chocs, l'accélération angulaire maximale (American society for testing and materials, 2015; Canadian Standards Association, 2015). En fait, les tests actuels prescrits par ces normes sont des tests effectués dans un puits de chute où le casque testé est installé sur une forme de tête rigide (*Voir Figure 1.16*). Le montage est relâché et chute librement ou glisse sur un rail.

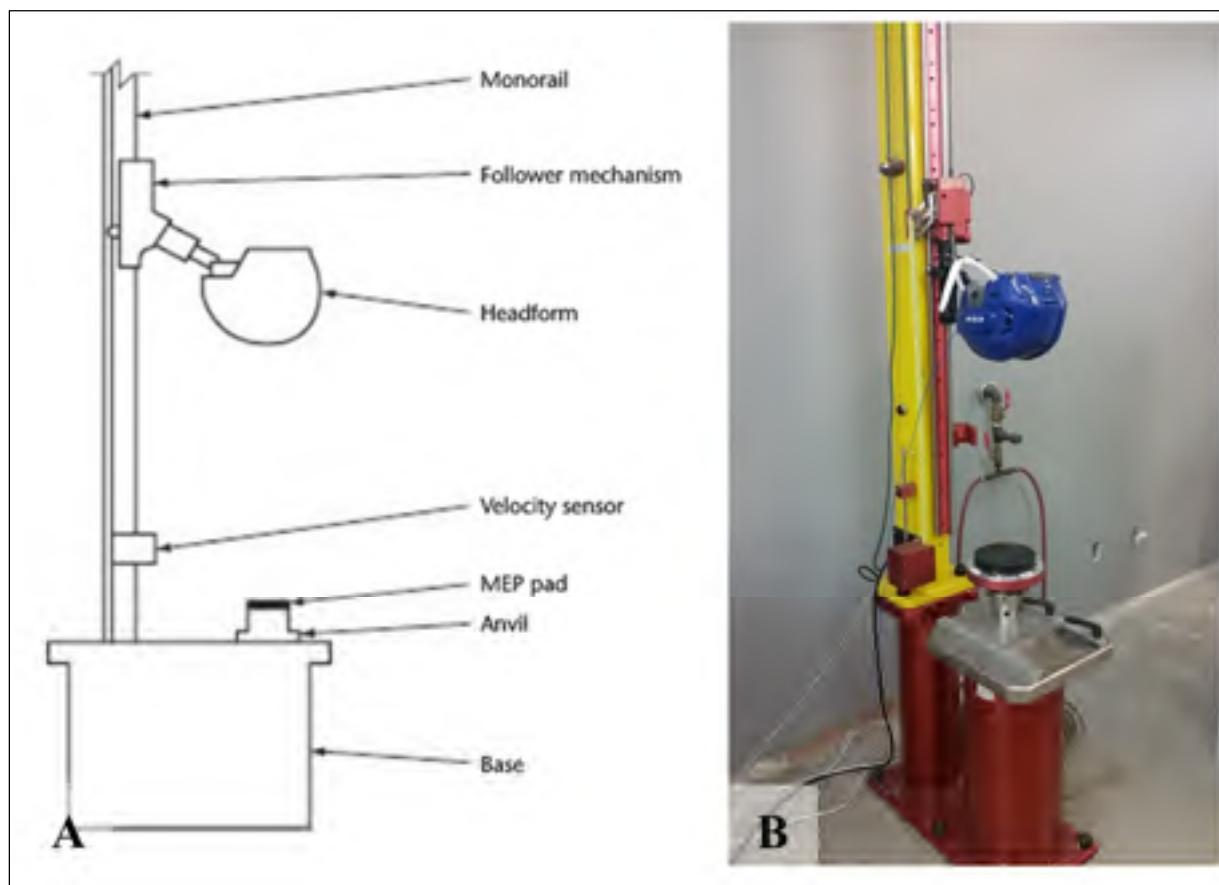


Figure 1.16 Puits de chute utilisé pour la certification des casques de hockey
A) Schéma selon la norme CSA Z262.1-15; Tirée de (Canadian Standards Association, 2015)
B) Banc d'essai employé chez CCM

Aucun mouvement rotationnel n'est donc possible sur ce montage et seule l'accélération linéaire est mesurée. Cette valeur mesurée doit donc être inférieure aux seuils établis par les normes pour que le casque de hockey testé soit certifié.

1.4.2 Banc d'essai proposé par Virginia Tech : le Hockey STAR

En 2015, l'université Virginia Tech a proposé une méthode expérimentale afin d'évaluer la performance des casques de hockey pour les critères d'accélération linéaire de la tête, mais également pour les accélérations angulaires (B. Rowson et al., 2015). Le banc d'essai réalisé est présenté à la Figure 1.17A. Le mannequin impacté dans ce banc d'essai est un assemblage d'une tête NOCSAE sur le cou d'un dispositif anthropomorphe d'essai (mannequin) H350 de l'entreprise Humanetics (Plymouth, MI, États-Unis) (*Voir Figure 1.17B*). La tête NOCSAE, aussi nommée la forme de tête Hodgson-WSU, tout comme la tête H350 utilisée par l'université d'Ottawa dans leur banc d'essai présenté à la section suivante, est largement utilisée dans les différentes études afin d'évaluer la performance des casques de protection. En fait, contrairement à la tête H350, développée spécifiquement pour les tests de collisions frontales, la tête NOCSAE a été conçue pour l'évaluation expérimentale de la performance des casques.

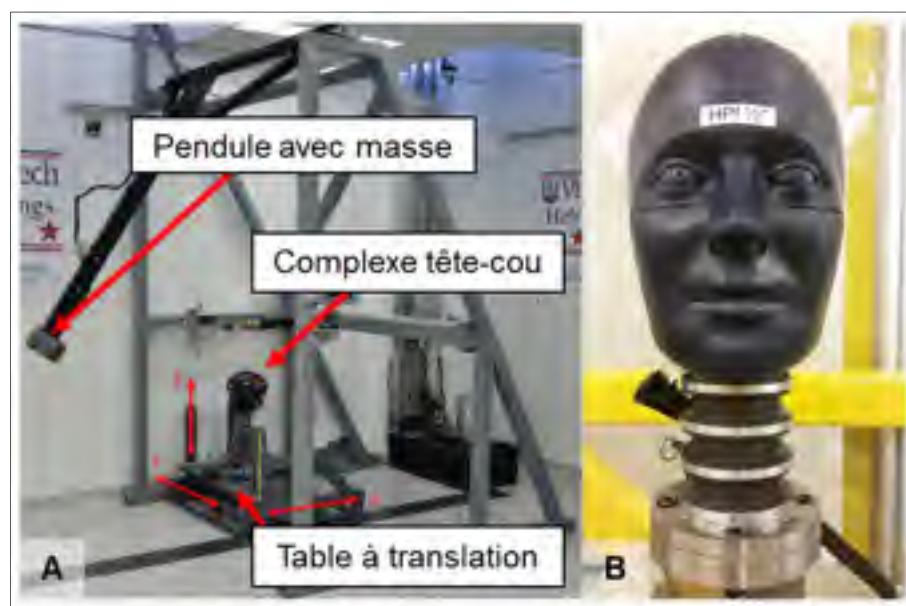


Figure 1.17 A) Banc d'essai expérimental du test Hockey STAR de Virginia Tech; Adaptée de (B. Rowson et al., 2015),
B) Complexe tête NOCSAE-cou Hybrid III utilisé chez CCM

Le test Hockey STAR propose trois niveaux d'énergie (soit 82, 193 et 340 J), qui sont obtenus en faisant varier l'angle, et par conséquent la hauteur, du pendule et de la masse s'y rattachant. De plus, la position du complexe tête-cou par rapport au pendule est également modifiable. Les différentes configurations possibles sont illustrées en annexes (*Voir Figure-A IV-1*). Les données relevées par les accéléromètres situés au centre de masse de la tête NOCSAE permettent d'évaluer la performance du casque face aux impacts. Suite à l'impact, le complexe tête-cou (équipé du casque) peut se déplacer grâce à la table à translation où il est fixé. Les casques sont notés sur une échelle de 0 à 5 étoiles, 5 étant la meilleure note en ce qui a trait à la réduction des risques de commotions cérébrales. Un même casque doit être impacté deux fois par configuration afin de prouver la répétabilité du test. Tel que présenté à la section 1.2.3.3, le score est obtenu par l'équation suivante combinant les valeurs d'accélération linéaires (a) et angulaires (α) (*Voir l'équation (1.14)*) (S. Rowson & Duma, 2013).

$$R(a, \alpha) = \frac{1}{1 + e^{(-10,2 + 0,0433 \times a + 0,000873 \times \alpha - 0,000000920 \times a\alpha)}} \quad (1.14)$$

Le score le plus élevé obtenu parmi les casques de hockey testés est de 3, ce qui correspond à une qualification de «bonne» protection. De plus, seulement trois casques sur les 38 testés ont obtenu cette qualification soit le Warrior Krown 360, Warrior Covert PX+ ainsi que le Bauer RE-AKT 75 (Virginia Tech, 2017). Tous les autres casques ont obtenu des scores de 2 (adéquat) ou 1 (protection marginale). Aucun casque de hockey n'a atteint les scores de 4 ou de 5. Cela pourrait être expliqué par le fait que le protocole Hockey STAR est une version adaptée du protocole *STAR Evaluation System for Football Helmets* élaboré pour les casques de football. Étant donné que les casques de football sont tout simplement plus volumineux, on peut aisément et intuitivement présumer qu'ils offriront en général une meilleure protection contre les TCL que les casques de hockey pour des conditions de chargement très similaires. Néanmoins, les résultats sur les casques de hockey démontrent que des progrès peuvent et doivent être faits afin d'améliorer la performance de ces derniers.

1.4.3 Banc d'essai proposé par l'université d'Ottawa

Une étude expérimentale comparable a été menée à l'université d'Ottawa. Cette étude avait aussi pour objectif d'évaluer expérimentalement la performance des casques de hockey à gérer la combinaison d'accélérations linéaires et angulaires (Andrew Post et al., 2013). Bien que semblable sur plusieurs points, ce banc d'essai présente tout de même quelques différences avec celui de Virginia Tech présenté ci-dessus. Notamment, le complexe tête-cou dispose de la tête originale du mannequin H350 (*Voir Figure 1.19*). Les accélérations linéaires et angulaires sont obtenues grâce à une disposition d'accéléromètres linéaires 3-2-2-2 établie par Padgaonkar (Padgaonkar, Krieger, & King, 1975) (*Voir Figure 1.18*).

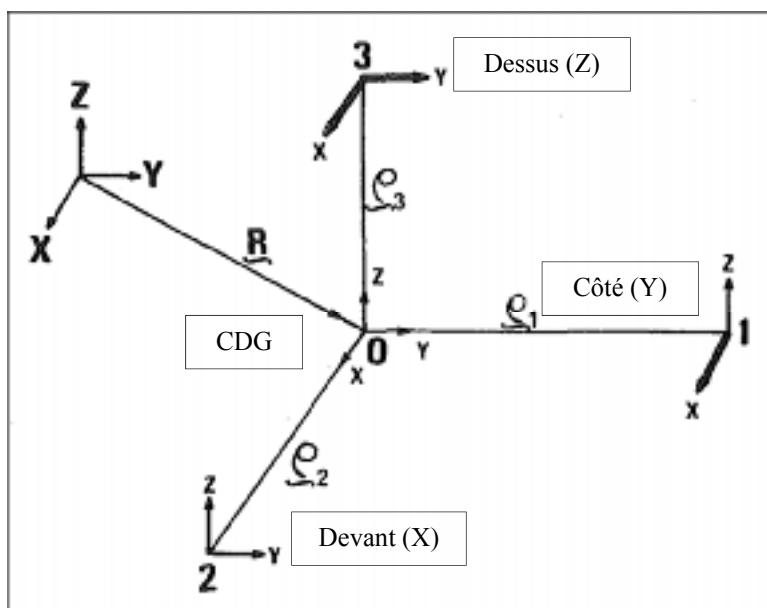


Figure 1.18 Disposition des accéléromètres 3-2-2-2
Adapté de (Padgaonkar et al., 1975)

De plus, un impacteur linéaire propulsé par de l'air comprimé substitue l'impacteur pendule du banc d'essai Hockey STAR. L'impacteur est un arbre de 16,6 kg contraint à se déplacer selon une direction seulement grâce à des roulements. Les zones d'impact sur la tête du mannequin H350 sont modifiables en changeant la position et l'angle du complexe tête-cou par rapport à la table de translation de 12,78 kg où il est fixé. Les données d'accélération

linéaire et angulaire sont fournies via un assortiment de neuf accéléromètres disposés selon les recommandations de (Padgaonkar, Krieger, & King, 1975).

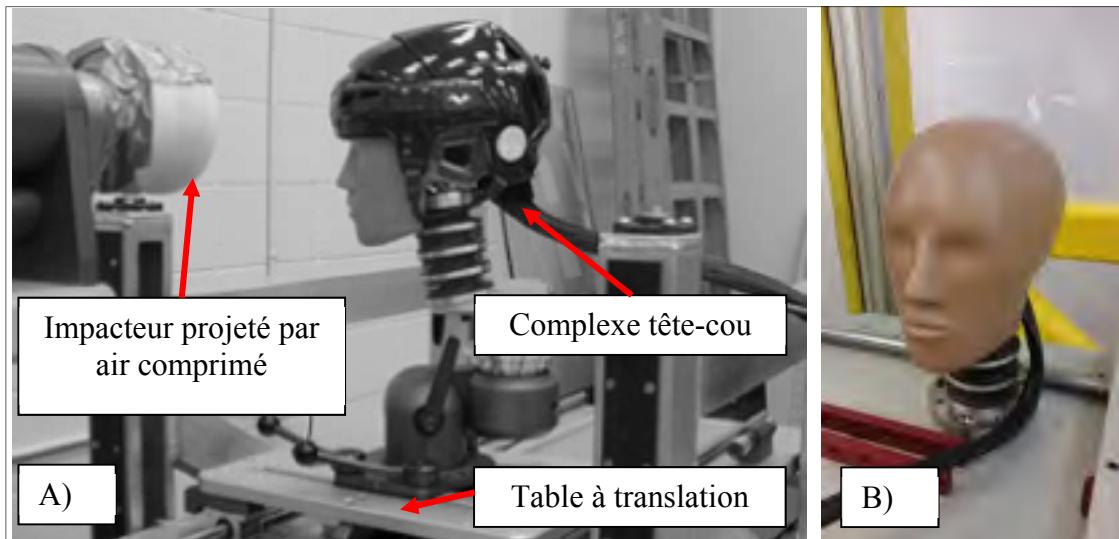


Figure 1.19 Banc d'essai expérimental de l'université d'Ottawa

- A) Adaptée de (Andrew Post et al., 2013);
- B) Complexe tête-cou H350 utilisé chez CCM

Contrairement à Virginia Tech qui établissent leur score directement des valeurs d'accélérations obtenues tel que démontré à l'équation, les résultats obtenus par le banc d'essai de l'université d'Ottawa (accélérations linéaires et angulaires) sont insérés dans un modèle par éléments finis du cerveau développé par l'université de Dublin (Horgan & Gilchrist, 2003) afin de déterminer les déformations et les contraintes qu'induirait ce type de choc sur la boîte crânienne. Ces données sont par la suite comparées aux différents seuils proposés par la littérature afin d'évaluer grâce à ce modèle par éléments finis les risques de TCL (Andrew Post et al., 2013).

Les conclusions de l'étude confirment véritablement le fait que les casques de hockey ne sont pas conçus pour faire face aux accélérations rotationnelles. En effet, les casques soumis au banc d'essai pour lesquels l'accélération linéaire mesurée leur permettaient de respecter les seuils des certifications par les normes mentionnées précédemment (American society for

testing and materials, 2015; Canadian Standards Association, 2015), soit de 275 g, n'étaient plus conformes lorsque l'accélération angulaire était prise en compte.

Malgré leurs similitudes, les deux bancs d'essai présentés précédemment proposent donc chacun leurs versions prometteuses de ce à quoi un test d'évaluation de la performance des casques de hockey contre les commotions cérébrales, qui ne tient pas seulement compte de l'accélération linéaire, devrait correspondre. De ce fait, leurs recommandations, dans un avenir rapproché, pourraient être converties en critères pour les normes à venir pour la conception des futurs casques de hockey.

1.4.4 Le mannequin Hybrid III 50^e percentile physique

Tel que brièvement abordé dans la section précédente, le mannequin Hybrid III 50^e percentile mâle, conçu par l'entreprise Humanetics (Plymouth, MI, États-Unis), est un dispositif anthropomorphe d'essai qui est de plus en plus utilisé pour l'analyse des blessures dans le domaine du sport (Cobb et al., 2014; P Rousseau & Hoshizaki, 2009; Philippe Rousseau, Hoshizaki, Gilchrist, & Post, 2010; Walsh, Rousseau, & Hoshizaki, 2011). En fait, le comité NOCSAE des normes sur les équipements sportifs étudie même son utilisation pour pallier aux manques dans les normes actuelles. Ce mannequin sert davantage d'outil pour évaluer les systèmes de sécurité automobile pour les tests de collision frontale (Bartsch et al., 2012). Le complexe tête-cou, plus particulièrement, a été validé en dynamique selon les résultats d'une étude qui s'est intéressée au comportement de la tête et de la colonne cervicale lors d'un coup de fouet ou *whiplash* subi par le rachis cervical lors d'une collision frontale (McKenzie & Williams, 1971). De plus, le cou du mannequin est le seul disponible pouvant résister à des vitesses élevées répétées (Walsh et al., 2011).

La tête du dispositif possède une masse de $4,54 \pm 0,05$ kg et est principalement composée d'un crâne en aluminium en deux pièces, d'une peau en vinyle également de deux pièces et d'une base permettant l'assemblage avec le cou (*Voir Figure 1.20*). Ce dernier, quant à lui, possède une masse de $1,54 \pm 0,01$ kg et est principalement composé de «vertèbres» en

aluminium, de bloc de caoutchouc permettant le mouvement entre celles-ci, d'un assemblage sur la portion supérieure permettant un léger mouvement de la tête par rapport à la vertèbre supérieure et d'un câble sous tension (*Voir Figure 1.20*).

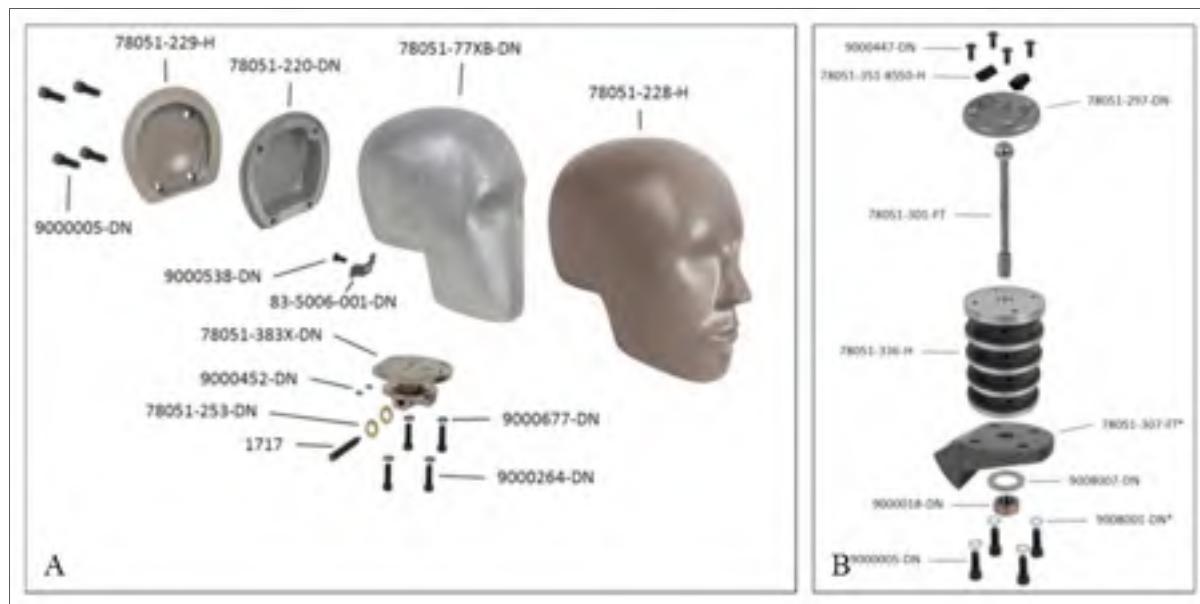


Figure 1.20 Complexe tête-cou du mannequin Hybrid III 50^e percentile

A) Vue explosée de la tête, B) Vue explosée du cou

Tirée de (Humanetics, 2017)

Jusqu'à maintenant, les études présentées s'intéressaient à l'évaluation d'un casque de protection monté sur le complexe tête-cou d'un dispositif anthropomorphe. Cependant, peu d'études se sont intéressées à la réponse dynamique du complexe tête-cou du mannequin H350 seul. Pourtant, il est nécessaire de connaître cette réponse afin de dissocier le comportement du mannequin avec et sans l'ajout du casque et de ses composantes protectrices. Deux études ont été recensées dans toute la littérature qui répondait particulièrement à ce besoin.

1.4.4.1 L'étude de Bartsch et al. 2012

Dans cette étude, un pendule impacte la tête selon trois directions : frontale, oblique et latérale, comme l'illustre la Figure 1.23. Pour chacune des directions, trois niveaux

d'énergies sont atteints, avec la masse de 3,6 kg relâchée à différentes hauteurs, et six impacts au total sont réalisés. Au total, le mannequin a subi 54 impacts.

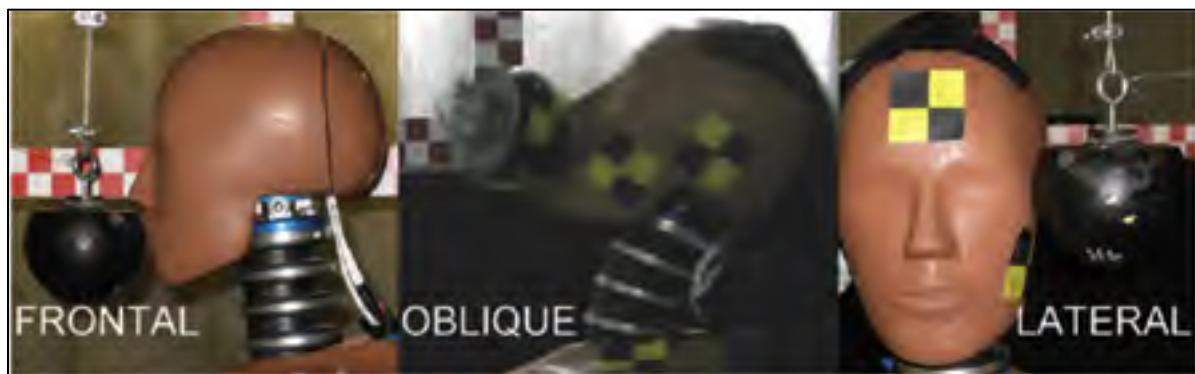


Figure 1.21 Directions des impacts sur la tête du mannequin H350
Tirée de (Bartsch et al., 2012)

Les Figure 1.22 et Figure 1.23 suivantes présentent les résultats pour l'accélération linéaire et angulaire respectivement. L'étude mentionne également que la répétabilité des essais est relativement bonne, car les écarts-types des six impacts, selon la valeur moyenne de chacune des configurations, sont entre 2,1 % et 10,1 % pour l'accélération linéaire et entre 1,8 % et 18,4 %, pour l'accélération angulaire.

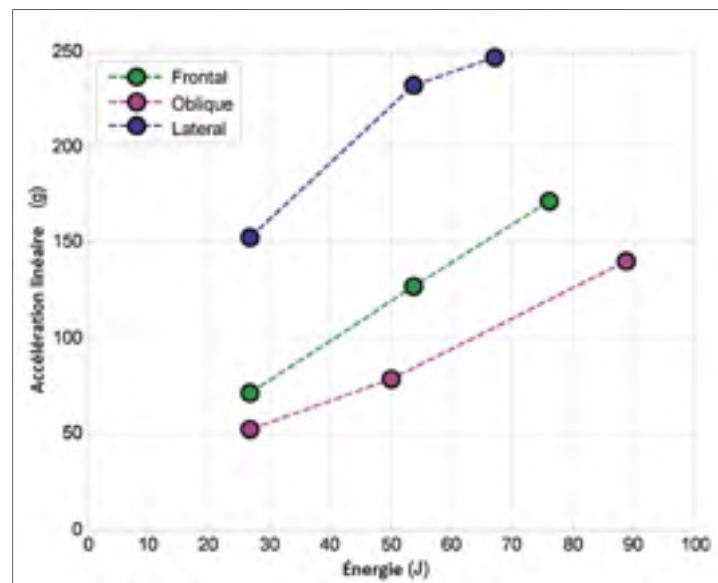


Figure 1.22 Résultats de l'accélération linéaire lors des essais d'impact sur le mannequin H350
Tirée de (Bartsch et al., 2012)

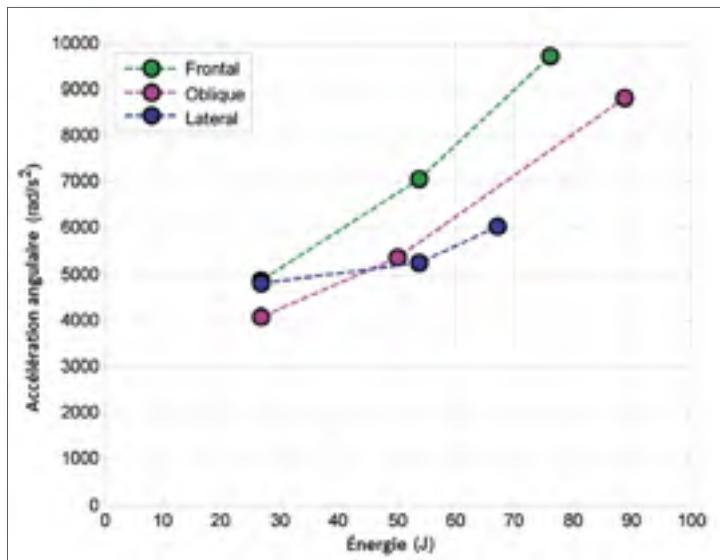


Figure 1.23 Résultats de l'accélération angulaire lors des essais d'impact sur le mannequin H350
Tirées de (Bartsch et al., 2012)

1.4.4.2 L'étude de Walsh et al. 2011

Cette étude avait pour objectif d'identifier les conditions d'impact qui contribue à des pics élevés d'accélération linéaires et angulaires sur le complexe tête-cou du mannequin H350. Il est à noter que Evan Stuart Walsh, l'auteur principal de cette étude, contribue à l'équipe de chercheurs du professeur Blaine Hoshizaki à l'université d'Ottawa. Le même banc d'essai que celui présenté à la section 1.4.3 est donc utilisé. Les tests comprennent cinq zones d'impacts ayant chacun quatre angles d'incidence (*Voir Figure 1.24*) pour un total de 20 conditions (Walsh et al., 2011). Neuf impacts sont donc réalisés pour chaque condition. De plus, afin d'établir les conditions favorisant des pics d'accélération plus élevés, la masse (13,1 kg) et la vitesse (5,5 m/s) de l'impacteur ont été conservées pour tous les tests.

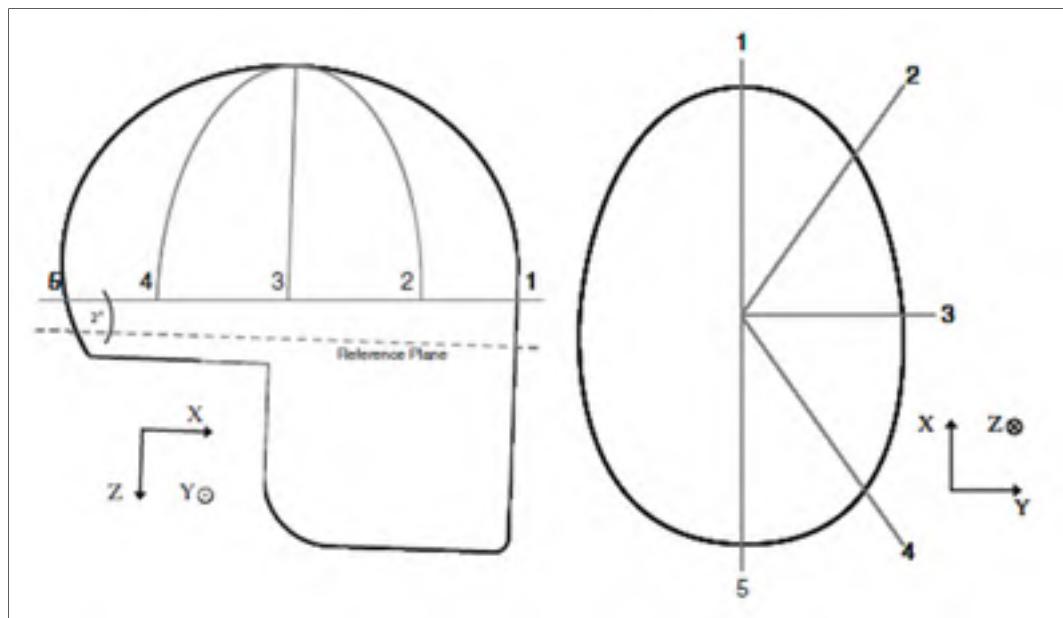


Figure 1.24 Diagramme du plan sagittal médian et transverse de la tête identifiant les cinq zones d'impact

Tirée de (Walsh et al., 2011)

Tableau 1.4 Pics d'accélérations linéaires et angulaires avec leur écart type pour chaque zone et angle de l'impact

Adapté de (Walsh et al., 2011)

Angle d'incidence de l'impact	Pic maximal de l'accélération	Zone d'impact				
		1	2	3	4	5
A	Linéaire (g)	121,3 (5,6)	102,1 (5,1)	132,8 (3,8)	92,8 (6,2)	116,9 (2,0)
	Angulaire (krad s ⁻²)	3,84 (0,41)	9,28 (0,16)	9,38 (0,73)	11,49 (0,91)	9,01 (0,21)
B	Linéaire (g)	54,7 (3,1)	42,2 (2,5)	46,1 (2,5)	51,4 (1,6)	65,5 (3,5)
	Angulaire (krad s ⁻²)	5,09 (0,25)	3,97 (0,41)	4,18 (0,20)	5,28 (0,47)	4,45 (0,65)
C	Linéaire (g)	62,8 (2,3)	94,4 (2,8)	53,9 (4,0)	82,7 (2,9)	88,0 (3,9)
	Angulaire (krad s ⁻²)	5,27 (0,28)	8,67 (0,71)	6,34 (0,58)	6,21 (0,14)	7,54 (0,33)
D	Linéaire (g)	71,0 (3,3)	75,4 (2,0)	59,9 (1,9)	113,3 (3,9)	87,5 (1,5)
	Angulaire (krad s ⁻²)	5,34 (0,39)	6,39 (0,89)	6,75 (0,47)	12,86 (0,49)	8,81 (0,47)

Tout comme l'étude de Virginia Tech, celle-ci affiche une bonne répétabilité des essais pour les résultats d'accélération linéaire et angulaire avec 4,5 et 6,4 % respectivement. De plus, les conditions d'impact 1A, 3A, 4D and 5D ont donné des pics d'accélération linéaire maximale au-dessus de 106g tandis que les conditions d'impact 2A, 2C, 3A, 4A, 4D, 5A and 5D ont généré des pics d'accélération angulaires maximales au-dessus de 7,9 krad². Les valeurs de 106 g et de 7,9 krad² définissent le seuil pour lequel il y a 80 % de subir une TCL selon Zhang et al. (2004) tel que décrit à la section 1.2.1.

Les auteurs soutiennent, par contre, que les résultats de l'étude ne sont spécifiques qu'à la masse et à la vitesse utilisée pour cette étude. Cependant, il a été supposé que la relation entre les conditions d'impacts devrait être relativement stable.

1.5 Évaluation numérique de la performance des casques de protection

Plusieurs auteurs se sont donc tournés vers la modélisation par éléments finis pour évaluer la performance de différents dispositifs de protection. Cette méthode a été utilisée pour les casques de motos (Deck & Willinger, 2006 ; Fernandes, de Sousa, Willinger, & Deck, 2013 ; Kostopoulos, Markopoulos, Giannopoulos, & Vlachos, 2002 ; Pinnoli & Mahajan, 2007), de vélos (Ching-Yu et al., 2017 ; Milne et al., 2013), équestres (Forero Rueda, Cui, & Gilchrist, 2011), et de football. Cependant, il ne semble pas y avoir d'étude sur la modélisation d'impact sur les casques de hockey. Cette section présentera donc l'étude de (Milne et al., 2013), qui consiste en une étude numérique d'un casque de vélo et qui a été jugée pertinente pour ce projet et représentative des autres études numériques sur les casques. Les Tableau-A III-1 et Tableau-A III-2, présentés à l'ANNEXE III précisent pour toutes les autres études recensées avec les différents paramètres intrinsèques à leurs propres modèles.

1.5.1 Étude de (Milne et al., 2013)

L'étude de Milne et al. (2013) avait pour objectif d'évaluer la performance d'un casque de vélo commercialisé face aux impacts linéaires et obliques par une approche numérique. Deux

modèles ont été développés selon deux configurations d'essais expérimentaux grâce au logiciel LS-DYNA :

- Impacts linéaires normalisés

Ces essais sont prescrits par la norme européenne EN 1078 régissant les casques pour cyclistes entre autres. Il s'agit d'essais qui comprennent notamment une forme de tête en uréthane équipée d'un casque de vélo. La tête et le casque sont relâchés à une certaine hauteur et l'impact survient soit sur une enclume plate ou une enclume de type *kerstone* (bordure de trottoir) tel qu'illustré à la Figure 1.25A.1 et Figure 1.25A.2 respectivement. Cette configuration de tests a été testée à trois différentes conditions environnementales, soit à -20 °C, à +50 °C et humide telles que prescrites par la norme (European Committee for Standardization, 1997).

- Impacts tangentiels

L'autre configuration d'essais comprend une tête Hybrid III 50^e percentile équipée du même casque que la configuration précédente. La tête et le casque sont relâchés à une certaine hauteur et les impacts surviennent sur une enclume à angle afin d'évaluer le comportement du casque lors d'un impact tangentiel tel qu'illustré sur le modèle à la Figure 1.25B.1 et Figure 1.25B.2. Il est à noter que contrairement à la configuration présentée précédemment, ces tests sont réalisés à température ambiante.

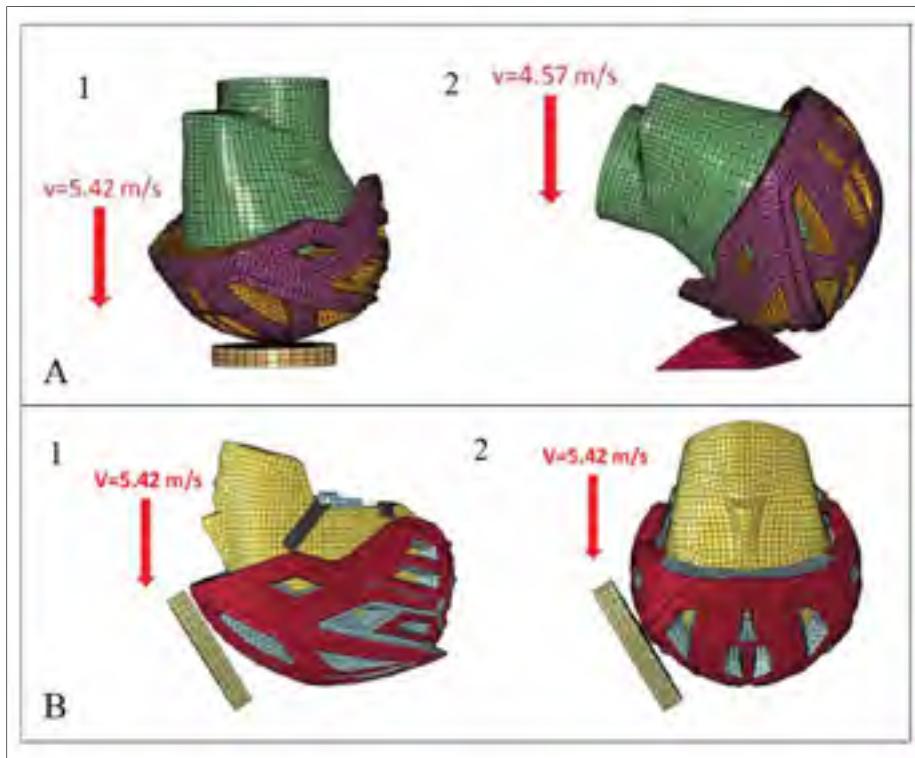


Figure 1.25 (Milne et al., 2013) – Modèle par éléments finis

A) Impacts linéaires (tête EN 960),

B) Impacts tangentiels (tête H350)

Adaptée de (Milne et al., 2013)

Les différents composants du casque, soit la coque et la mousse de protection, ainsi que la forme de tête utilisés par Milne et al. (2013) sont donc décortiqués.

1.5.1.1 Coque

(Milne et al., 2013) ont modélisé la coque par des éléments 2D triangulaires à trois nœuds pour un total de 4535 éléments. Également, la loi de matériau régissant le comportement de la coque est une loi linéaire élastique (loi de Hooke) dont :

- La densité = 1055 kg/m^3
- Le module d'Young = 1500 MPa
- Coefficient de Poisson = 0,42

De plus, l'épaisseur attribuée aux éléments 2D de la coque est de 1,18 mm.

1.5.1.2 Mousse de protection

L'EPS (de l'anglais *Expended Polystyrene*) ou polystyrene expansée est la mousse qui compose le casque de vélo étudié par Milne et al. (2013). Cette dernière a été maillée dans le modèle par des éléments 3D tétraédriques à 4 noeuds pour un total de 24 380 éléments. Étant donné que la mousse subit de grandes déformations, l'auteur l'a modélisée en utilisant une loi de matériau tabulée hybride nommée 'MAT_CRUSHABLE_FOAM' dans le logiciel LS-DYNA. Au niveau de la configuration normalisée (impacts linéaires), une seule courbe contrainte-déformation par condition environnementale définit le comportement de la mousse. L'article ne spécifie pas quelle courbe est utilisée pour la configuration d'impact tangentiels qui se déroule à température ambiante.

- La densité = 61,6 kg/m³;
- Le module de déchargement = 28 MPa;
- Coefficient de Poisson = 0,01;
- Mousse considérée comme matériau isotrope.

La mousse offre une très grande compressibilité. C'est la raison pour laquelle le coefficient de Poisson a une valeur tout près de zéro. De plus, la littérature va en ce sens à ce qui a trait au choix du coefficient de Poisson dans la modélisation des mousses où il prend généralement les valeurs de 0 (Darling, Muthuswamy, & Rajan, 2016 ; Fernandes et al., 2013 ; Forero Rueda et al., 2011 ; Kostopoulos et al., 2002), de 0,01 (Milne et al., 2013) et de 0,05 (Deck & Willinger, 2006 ; Fahlstedt, Halldin, & Kleiven, 2016). Les détails sur les stratégies de modélisations des autres études sont recensés à l'ANNEXE III.

Au niveau des courbes contrainte-déformation fournies à la loi, Milne et al. (2013) ont utilisés huit courbes pour huit différents taux de déformation. En fait, d'un essai en quasi-

statique, les auteurs ont extrapolé la courbe pour en faire huit autres selon le principe que le comportement varie suivant une fonction logarithmique. Tel que mentionné précédemment, les valeurs de la contrainte d'effondrement (σ_{pl}), ainsi que le module du plateau (E_{pl}) varient linéairement en fonction du logarithme du taux de déformation (Bouix et al., 2009 ; De Vries, 2009 ; N. Mills, 2007 ; Ouellet et al., 2013). Ouellet et al. (2013) ajoute cependant qu'au taux supérieur à 10^3 s^{-1} , ce comportement devient non-linéaire. Milne et al. (2013) se sont donc basés sur ce principe. La Figure 1.26 suivante illustre les huit courbes utilisées dans cette étude auxquelles Milne et al. (2013) ont ajouté un module et une courbe de déchargement.

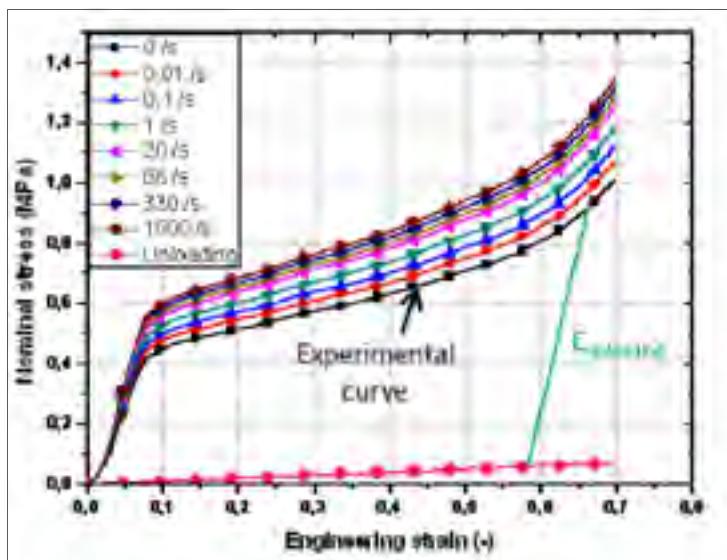


Figure 1.26 Courbes contrainte-déformation
renseignées à la loi tabulée
Tirée de (Milne et al., 2013)

1.5.1.3 Forme de tête

Pour évaluer les deux configurations décrites précédemment, les auteurs choisissent une forme de tête par configuration, soit, la forme de tête EN 960 pour les impacts linéaires normalisés et la tête H350, pour les impacts tangentiels.

- EN 960 - Impacts linéaires normalisés

La tête utilisée dans les impacts normalisés est fabriquée d'uréthane rigide (*Voir Figure 1.27*) et possède une masse de 4,5 kg (Cadex Inc., 2017). Les auteurs ont modélisé cette forme de tête par un corps rigide de 3 280 éléments 2D quadrilatères à quatre nœuds.



Figure 1.27 Forme de tête selon
les requis de EN 960
Tirée de (Cadex Inc., 2017)

- H350 - Impacts tangentiels

Pour les essais en impacts tangentiels, la tête H350 percentile a été employée. Cette dernière est présentée à la section 1.4.4. Les auteurs ont modélisé les principaux composants de la tête soit, le crâne en aluminium, la peau et la base du cou avec les propriétés résumés dans le suivant. Le modèle est formé d'éléments 2D pour le crâne, et d'éléments 3D pour la peau et la base du cou pour un total de 21 899 éléments.

Tableau 1.5 Propriétés mécaniques ajoutées du modèle de tête H350
Adapté de (Milne et al., 2013)

Composant	Masse volumique (kg/m ³)	Module d'Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Crâne	2 700	70 000	0,3
Base de la tête	7 890	200 000	0,3
Peau	1 200	$G_0 = 30 \text{ MPa}$, $G_{inf} = 0,6 \text{ MPa}$ $\beta = 0,25$	Non spécifié

1.5.1.4 Résultats

Les résultats sur la tête H350 en termes d'accélération linéaire et angulaire pour les impacts frontaux et latéraux de l'étude de Milne et al. (2013) sont présentés à la Figure 1.28 suivante.

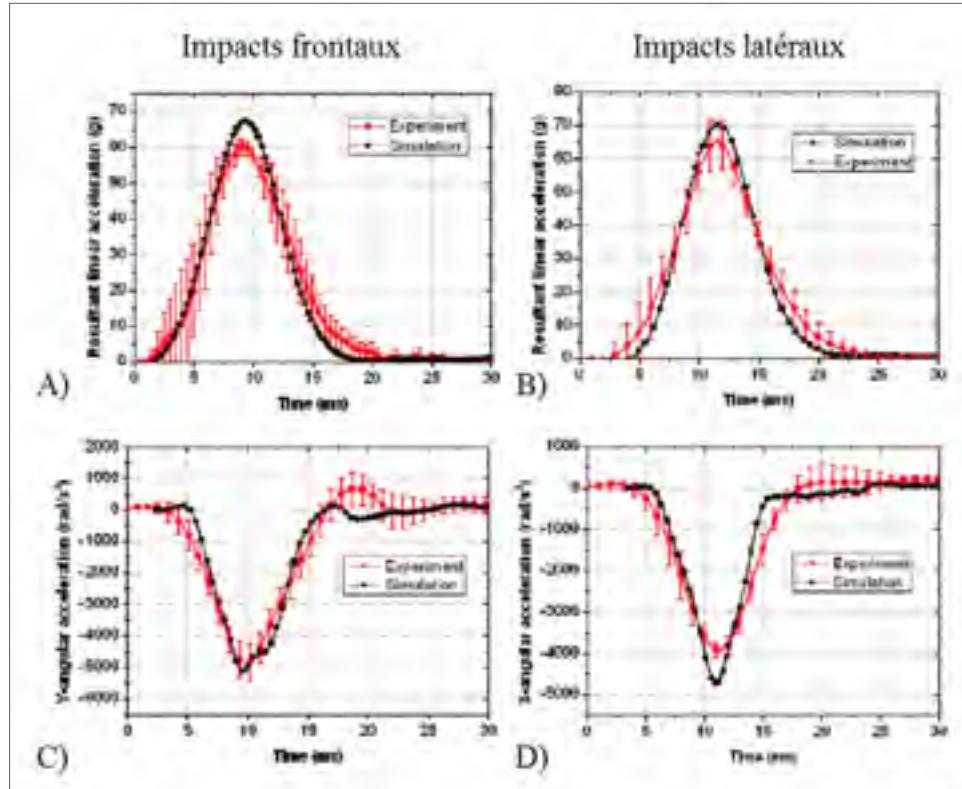


Figure 1.28 Courbes des accélérations linéaires (A et B) et angulaires (C et D) pour les impacts frontal et latéral

1.5.2 Modèle par éléments finis du mannequin Hybrid III 50^e percentile

Le mannequin numérique H350 (*Voir Figure 1.29*), développé par Altair en collaboration avec Humanetics, est utilisé pour des simulations de tests de collisions frontales pour l'industrie de l'automobile (Humanetics, 2013). Il est à noter qu'il ne s'agit pas du même modèle que celui utilisé dans l'étude de (Milne et al., 2013) présenté à la section 1.5.1.3.

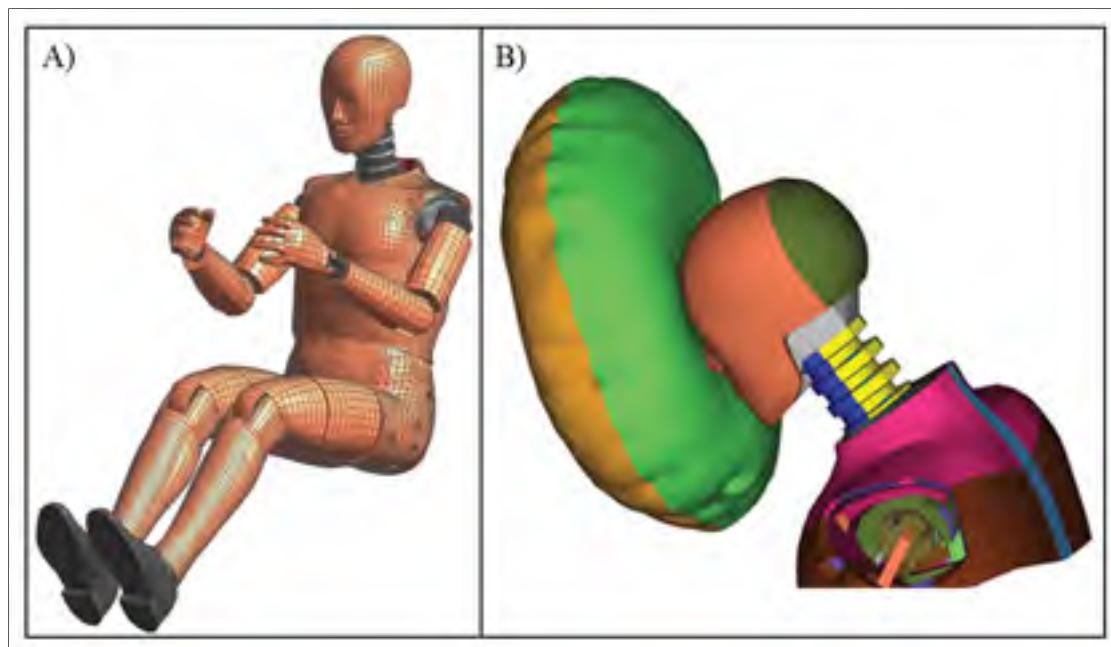


Figure 1.29 Modèle par éléments finis du mannequin H350 :
A) Tirée de (Humanetics, 2013); B) Tirée de (Altair, 2017)

Dans ce mémoire, seul le complexe tête-cou de ce mannequin est utilisé dans cette étude. Ce dernier est donc composé d'éléments hexaédriques et pentahédriques (3D) et d'éléments triangulaires et quadrilatérales (2D), pour un nombre total de 5 542 éléments. Chaque composant du modèle du mannequin H350, dont la tête et le cou, sont validés selon les mêmes conditions spécifiques que leurs homologues physiques. En fait, l'objectif premier du H350 est d'être utilisé dans des tests de collisions frontales. Par conséquent, les tests de certification émis par la NHTSA de la tête et du cou reflètent, en quelque sorte, les conditions

d'un impact frontal dans un véhicule, en proposant, notamment, des tests de chute et d'amplitude de mouvement. Respectivement, ces tests sont nécessaires pour évaluer le comportement du mannequin lors d'un choc à la tête et l'amplitude de mouvement angulaire du cou lors d'une décélération brusque (*Voir* Figure 1.30). Altair a donc tenté de valider leur modèle en soumettant virtuellement aux mêmes conditions qu'exigent les tests de certification. Il est à noter que chaque composant est évalué de manière isolée.

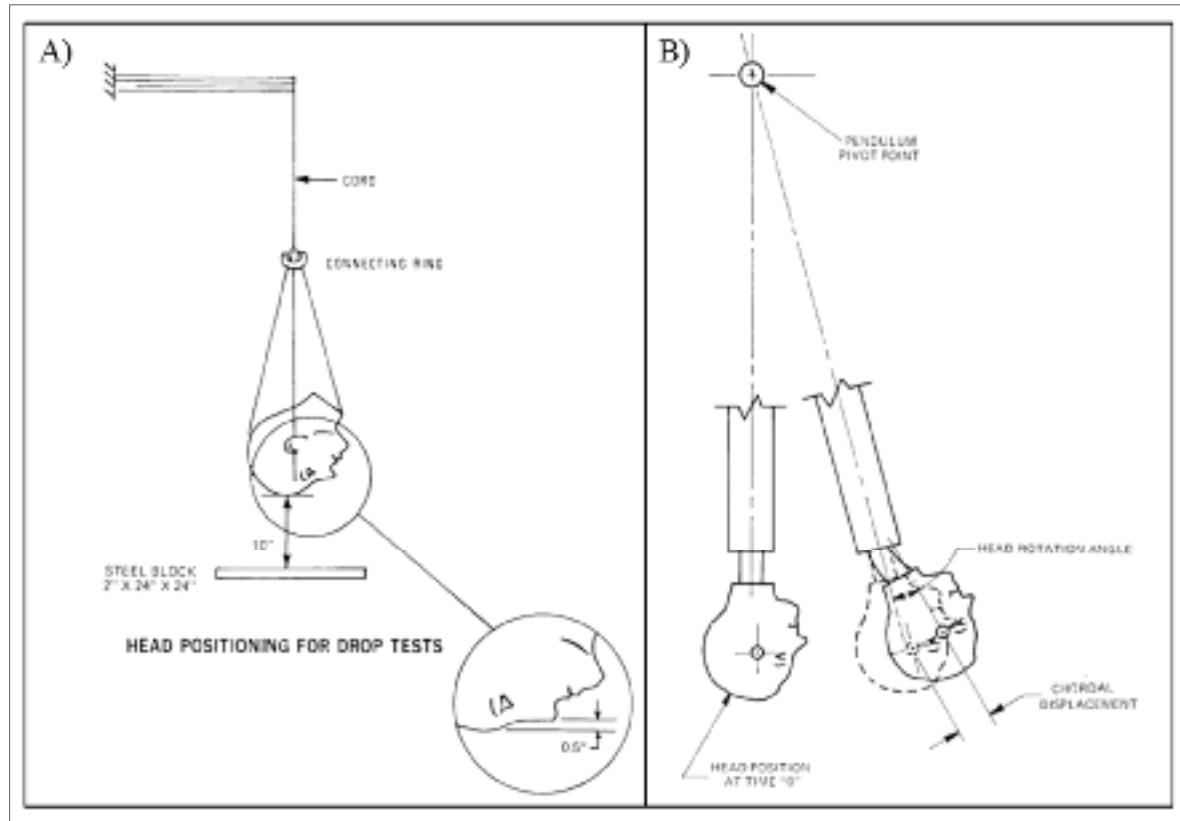


Figure 1.30 Configuration d'un impact à la tête pour la validation du modèle par éléments finis : A) Test de chute, B) Test du pendule
Adaptée de (NHTSA, 2016)

- Test de chute

La tête du modèle est validée par rapport au mannequin physique selon les accélérations linéaires mesurées au centre de masse de la tête suivant la configuration présentée à la Figure 1.30 A. Le modèle pour ce test est présenté à la Figure 1.31. La vitesse de chute de la tête lors du contact avec la plaque est de 2,71 m/s (Humanetics, 2013). Les exigences de la certification, ainsi que les résultats obtenus, sont présentés dans le Tableau 1.6 suivant:

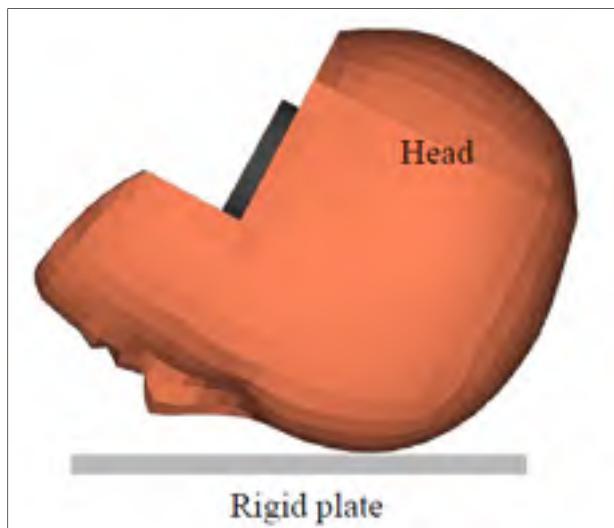


Figure 1.31 Test de chute; modèle par éléments finis
Tirée de (Humanetics, 2013)

Tableau 1.6 Validation du modèle par éléments finis du H350 d'Altair selon le test de chute (Humanetics, 2013)

Exigences de performance de la tête	Résultat du MEF H350
$225\text{g} < \text{accélération linéaire résultante} < 275\text{ g}$	260,2 g
Oscillations après l'impact < 10 % de l'accélération linéaire résultante	<< 10 %
Accélération latérale < 15 g	4,5 g

Humanetics ont également procédé à un essai de validation à 3,41 m/s qui est hors certification (Humanetics, 2013). L'entreprise n'a pas spécifié de façon précise les valeurs obtenues, mais l'aspect de la courbe d'accélération linéaire résultante présentée à la Figure 1.32 permet de déduire que la tête est également validée à cette vitesse. Il est à noter que les courbes d'accélération latérales ne sont pas présentées.

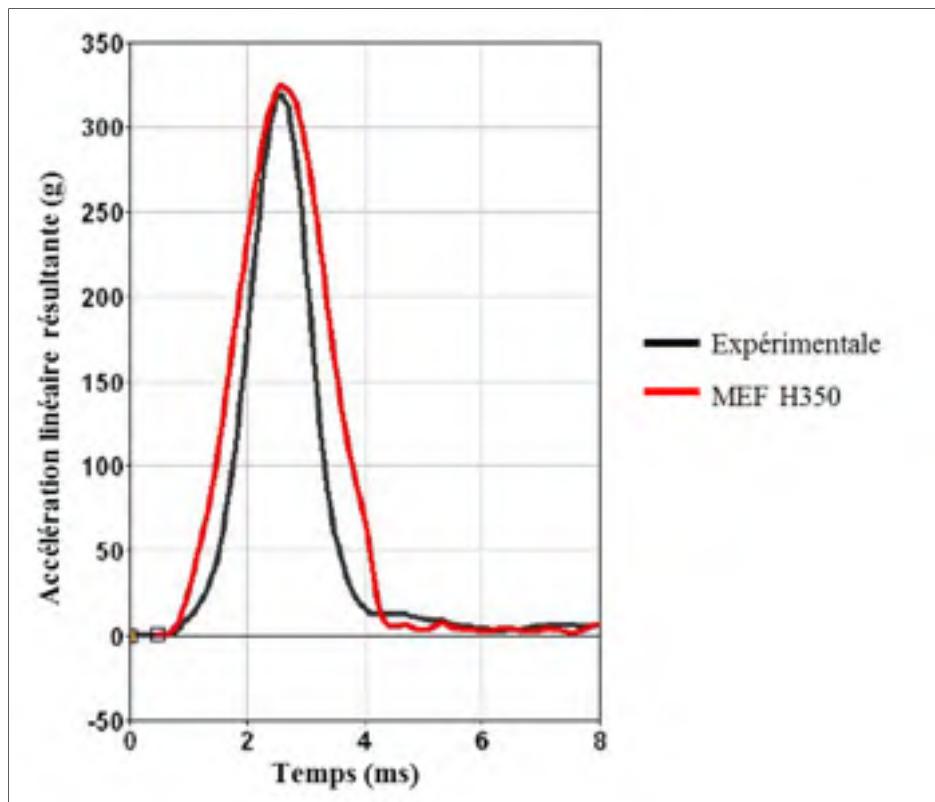


Figure 1.32 Courbes de l'accélération linéaire résultante – impact à 3,49 m/s
Adaptées de (Humanetics, 2013)

- Test du pendule

Le comportement du modèle du cou est validé par rapport au mannequin physique selon deux critères, soit le pic d'amplitude angulaire ainsi que le maximum du moment de réaction. La configuration des tests de flexion et d'extension ainsi que le modèle représentatif sont présentés aux Figure 1.30 B et Figure 1.33 respectivement. Selon ces critères, seul le comportement en extension du modèle répond aux exigences du mannequin physique tel que présenté dans le Tableau 1.7 suivant. En flexion, les résultats du modèle sont au-dessous des exigences avec 63,0 ° d'amplitude de mouvement par rapport à la plage entre 64 ° et 78 ° prescrite et de 74,2 Nm par rapport à la plage entre 88,1 et 108,4 Nm. Par conséquent, selon les données de Humanetics, le cou du modèle numérique du H350 n'est validé qu'en extension.

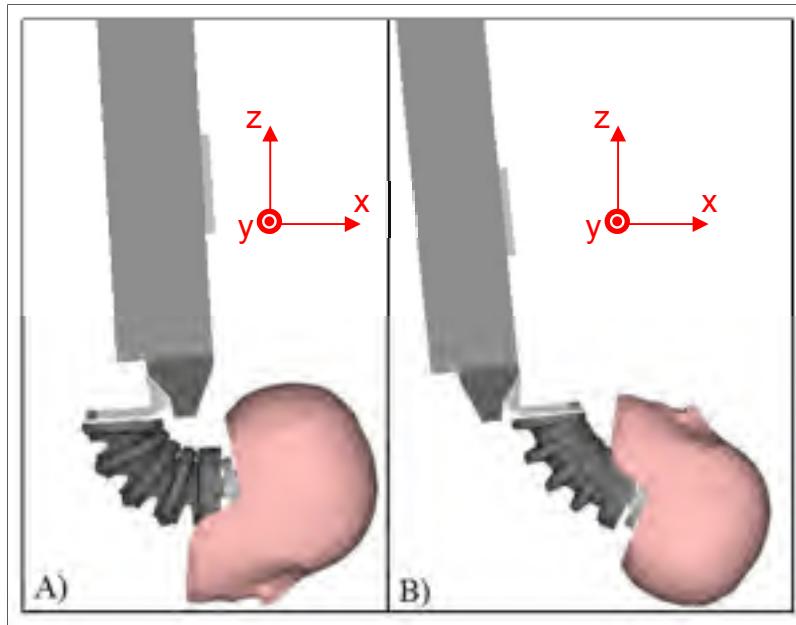


Figure 1.33 Configuration des essais de validation du modèle par éléments finis du cou en A) en extension B) en flexion

Adaptées de (Humanetics, 2013)

Tableau 1.7 Validation du modèle par éléments finis du H350 percentile d'Altair selon les tests de flexion / extension

Adapté de (Humanetics, 2013)

	Extension		Flexion	
	Pic d'amplitude angulaire	Pic de moment selon l'axe Y	Pic d'amplitude angulaire entre 81 et 106 °	Pic de moment selon l'axe Y entre -52,9 et -80 Nm
Exigences des performances du cou en extension (mannequin physique)	[81 °;106 °]	[-52,9 Nm; -80 Nm]	[64 °;78 °]	[88,1 Nm; 108,4 Nm]
Modèle numérique	96,3 °	-60,9 Nm	63,0 °	74,2 Nm

1.6 Le projet antérieur et son héritage

Comme stipulé en introduction, ce projet de maîtrise est le deuxième chapitre du vaste projet entrepris avec le partenaire industriel CCM Hockey il y a environ 2 ans. Le premier fut l'œuvre de Valentin Kerspern et constitue évidemment un projet riche en informations (Kerspern, 2016). L'objectif principal de cette étude était d'évaluer la faisabilité de développer un modèle par éléments finis de casque de hockey couplé à un modèle tête-cou du mannequin H350. Cet objectif est quasi-identique à l'objectif principal du présent mémoire. Évidemment, les problématiques identifiées dans ce projet antérieur sont semblables à celles définies dans ce mémoire (*Voir section 2.1*). De ce fait, les objectifs secondaires suivants étaient :

- Caractériser expérimentalement les mousses de protection utilisées dans un casque de hockey;
- Développer et valider un modèle par éléments finis paramétré d'une couche de mousse soumis à un impact en compression pure et en compression-cisaillement;
- Évaluer le comportement en extension d'un modèle par éléments finis tête-cou du mannequin H350.

Cette section relatera donc les principaux résultats et recommandations émergeant de cette étude, et ce, pour chacun de ses objectifs secondaires.

1.6.1 Section retirée pour cause de confidentialité et de secrets industriels

1.6.2 Développement et validation d'un modèle par éléments finis du banc d'essai

Des résultats expérimentaux en compression pure, Kerspern (2016) a pu alimenter la loi de comportement choisie, soit la loi 38 *Visco-Elastic Foam Tabulated Material*, du modèle du banc d'essai qu'il a développé au cours de son étude (*Voir Figure 1.34*).

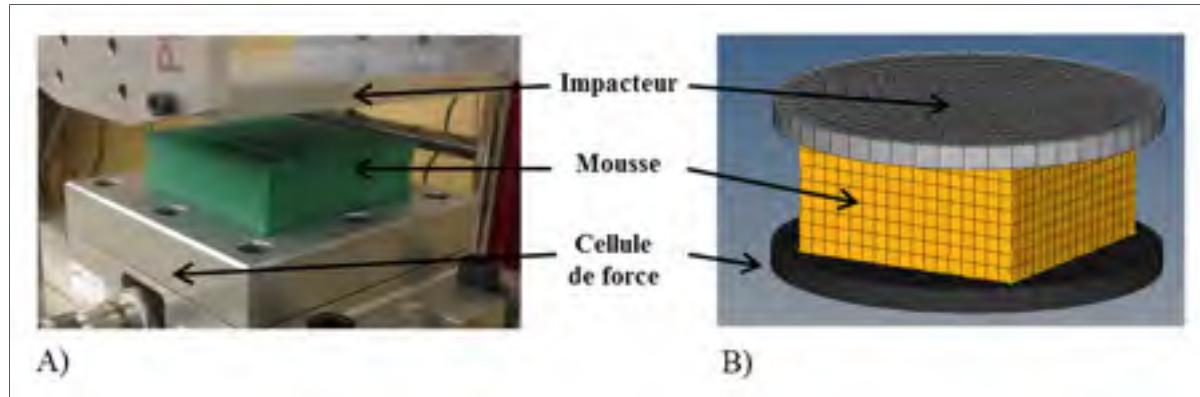


Figure 1.34 A) Banc d'essai physique B) Modélisation
Tirée de (Kerspenn, 2016)

Donc, trois composants constituent le modèle numérique, soit l'impacteur, l'échantillon de mousse et la cellule de charge :

- L'impacteur est modélisé par un disque plat. Une masse de 5,654 kg est ajoutée au nœud maître de ce corps rigide. De plus, la surface de l'impacteur en contact avec l'échantillon est supérieure à ce dernier.
- L'échantillon de mousse est modélisé par un prisme respectant les dimensions des différents échantillons de mousses VN602 utilisés lors des essais expérimentaux.
- La cellule de charge est également modélisée par un disque plat rigide. Ce choix d'utiliser une géométrie pour la cellule de force au lieu d'encastrer simplement les degrés de liberté des nœuds inférieurs de l'échantillon se justifie dans l'éventualité où la surface de l'impacteur en contact avec l'échantillon serait plus petite que la surface de ce dernier. Dans cette configuration, les bords de la mousse se soulèveraient lors de la compression et ce phénomène ne pourrait être observé si les nœuds inférieurs étaient encastrés.

1.6.2.1 Mousse EPP

Étant donné qu'il a été jugé que l'EPP n'était pas dépendant du taux de déformation, il a été résolu d'imposer qu'une seule courbe contrainte-déformation pour la portion tabulée de la loi 38.

Il est d'abord nécessaire de comprendre que la loi tabulée peut être alimentée par cinq courbes contrainte-déformation (ou moins) auxquelles sont associés des taux de déformation définis. Si la simulation voit que la mousse se déforme à un taux de déformation étant situé entre deux courbes, la loi de matériau interpole entre la courbe immédiatement supérieure et immédiatement inférieure pour retrouver la contrainte appropriée. Cependant, si le taux de déformation vue par la simulation est supérieur ou inférieur au taux de déformation maximal ou minimal, la loi imposera un comportement suivant la courbe au taux maximal ou minimal respectivement. Donc, étant donné qu'une seule courbe définit l'EPP, le comportement de cette dernière se conformera à l'unique courbe fournie à la loi, peu importe la vitesse initiale de l'impacteur.

En fait, pour deux vitesses initiales d'impact, soit 2 m/s et 5 m/s, les résultats numériques présentaient des erreurs relativement faibles, soit sous la barre des 11 % en erreurs relatives par rapport aux résultats expérimentaux selon les paramètres mesurés, et ce, dans la zone élastique et le plateau (*Voir Figure 1.35*). Il est à noter que la densification n'a pas été atteinte expérimentalement pour ces vitesses. Les résultats des simulations ont donc démontré que le modèle était valide lorsque la mousse ne dépendait pas du taux de déformation comme l'EPP.

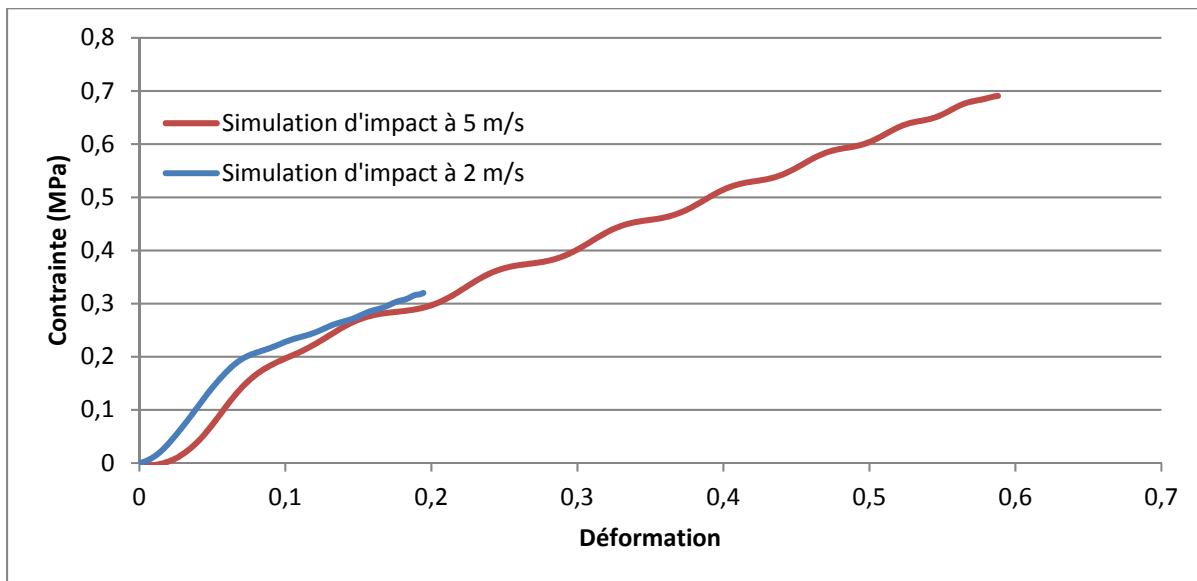


Figure 1.35 Courbe contrainte-déformation résultant d'une simulation d'impact sur la mousse EPP
Tirée de (Kerspenn, 2016)

1.6.2.2 Mousse VN602

Comme mentionné précédemment, Kerspenn (2016) a identifié la mousse VN602 comme étant dépendant du taux de déformation par rapport à l'EPP et donc, deux courbes ont été nécessaires pour la portion tabulée de la loi 38. Les résultats numériques ont démontré que le modèle suivait le bon comportement lors d'un impact à plus basse vitesse, soit 2 m/s. Cependant, lors d'un impact à haute vitesse, la courbe contrainte-déformation numérique se rabat sur la courbe à 2 m/s (voir Figure 1.36).

Pour comprendre le phénomène, il est nécessaire de revenir sur la définition de la loi de comportement 38 *Visco-Elastic Foam Tabulated Material* d'Altair. Cette dernière requiert des courbes contrainte-déformation (d'ingénierie) auxquelles sont associés des taux de déformation constants. Or, l'auteur a renseigné au modèle des courbes expérimentales provenant d'impacts où le taux de déformation n'est évidemment pas constant, la vitesse d'impact initiale décroît jusqu'à ce qu'elle soit nulle au maximum de la compression de

l'échantillon. Donc, en mentionnant à la loi que la courbe est à un taux de déformation constant associé à la vitesse d'impact, le modèle réagit comme le démontre la Figure 1.36.

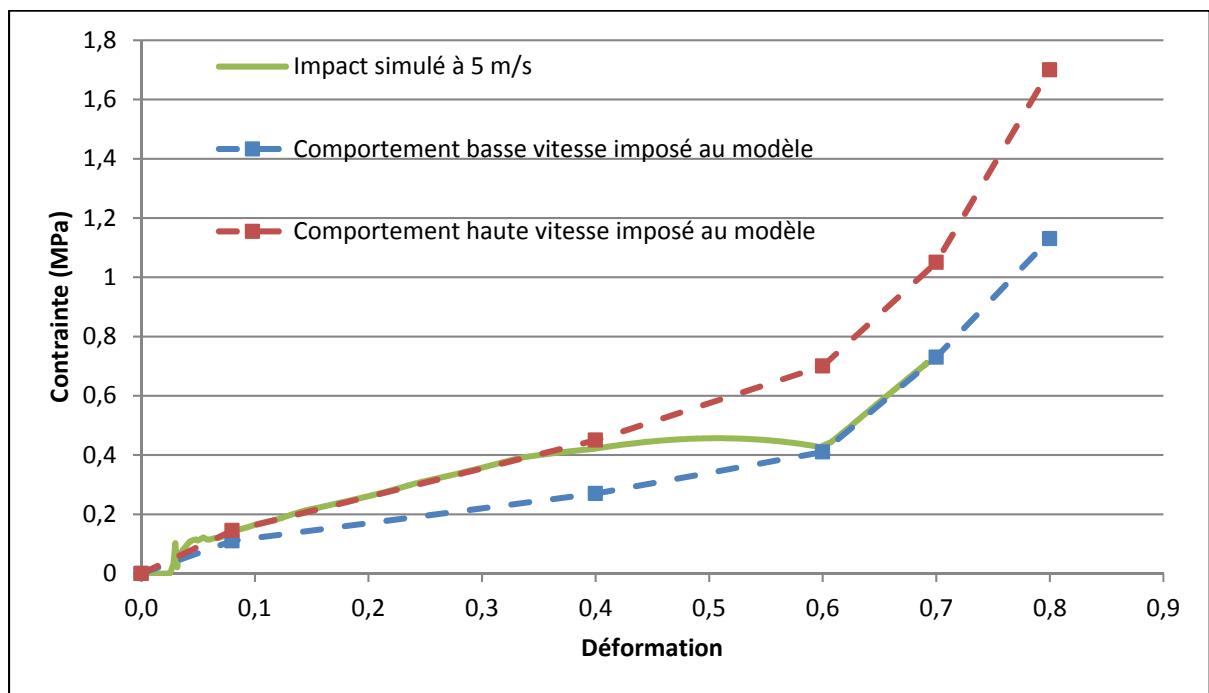


Figure 1.36 Courbe contrainte-déformation résultant d'une simulation d'impact sur la mousse VN602 à 5 m/s
Tirée de (Kerspenn, 2016)

(Kerspenn, 2016) a souligné ce dernier point dans sa discussion et recommandait notamment d'extraire de chacune des courbes expérimentales des données de contrainte-déformation associées à un taux de déformation désiré. Ainsi, des courbes contrainte-déformation à taux de déformation constant pourront être renseignées à la loi 38 conformément à sa définition.

1.6.3 Évaluation du comportement du modèle par éléments finis du complexe tête-cou du mannequin H350

(Kerspenn, 2016) avait comme objectif d'évaluer le modèle par éléments finis du complexe tête-cou du mannequin H350. Pour ce faire, il a tenté de reproduire numériquement les résultats expérimentaux de l'étude de (Bartsch, Benzel, Miele, Morr, & Prakash, 2012) (*Voir*

section 1.4.4.1 pour les détails de cette étude). La Figure 1.37 suivante illustre le montage expérimental de Bartsch et al. (2012) ainsi que la modélisation qu'en a fait (Kerspern, 2016). La Figure 1.38, quant à elle, compare les résultats expérimentaux et numériques. Il est à noter que le modèle du H350 est fourni par Altair (*Voir* section 1.5.2 pour les détails du modèle).

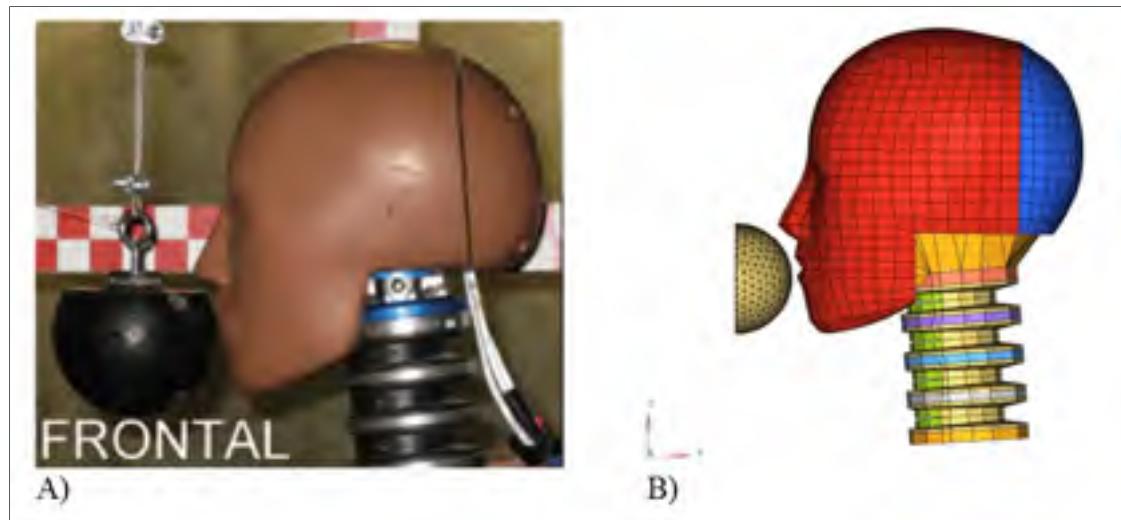


Figure 1.37 A) Montage expérimental pour un impact frontal
B) Modélisation d'un impact frontal sur la jonction maxillo-mandibulaire
Tirée de (Kerspern, 2016)

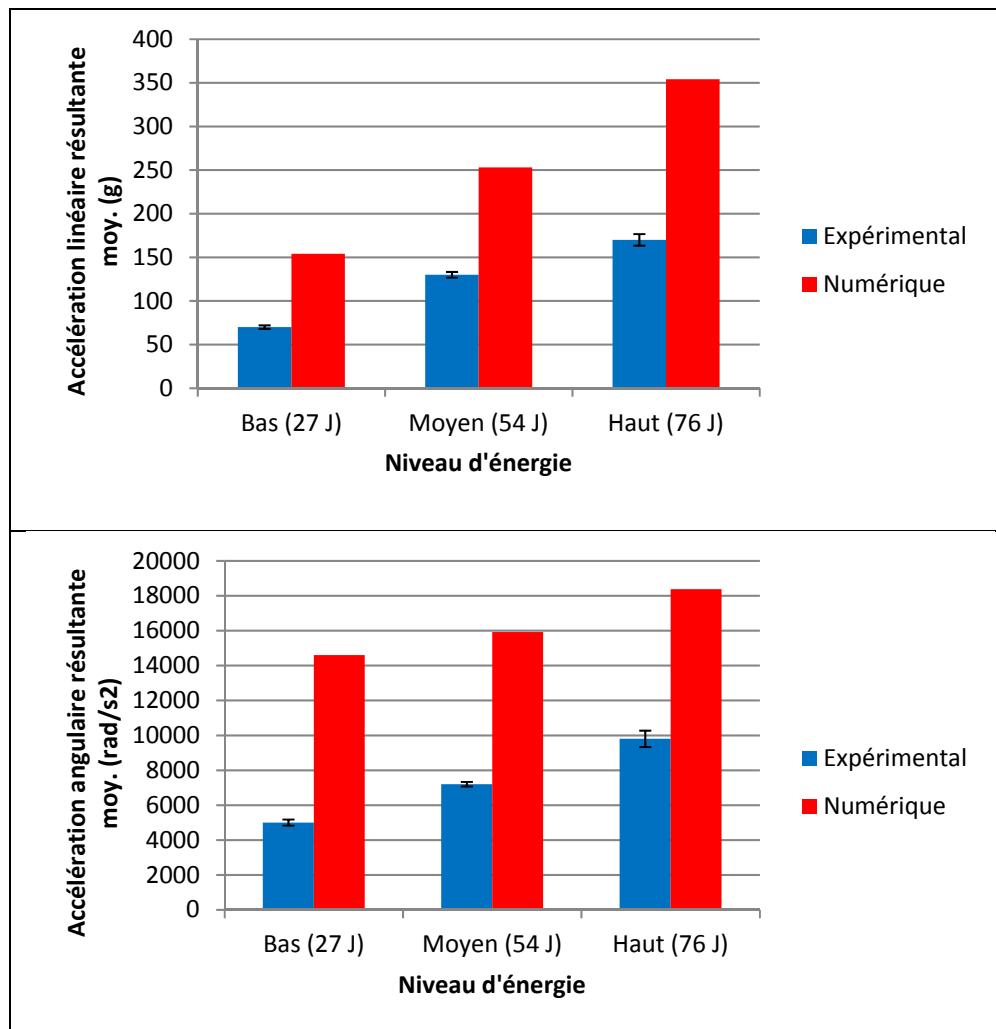


Figure 1.38 Comparaison entre les résultats expérimentaux (Bartsch et al., 2012) et numériques (Kerspenn, 2016)
Adaptée de (Kerspenn, 2016)

Les résultats de simulation sont de l'ordre de deux fois supérieur aux résultats expérimentaux. (Kerspenn, 2016) explique cet écart par les propriétés mécaniques de la peau du modèle et recommande la méthode inverse afin de recaler les paramètres de ces propriétés.

Cependant, d'autres éléments pourraient expliquer cet écart. En fait, étant donné que (Kerspenn, 2016) s'est basé sur les détails fournis par l'article de (Bartsch et al., 2012) pour

élaborer son modèle, il manque possiblement des paramètres. L’article en question ne spécifie en aucun moment les détails de la géométrie de la masse qui impacte la tête et la position de cette sphère par rapport à la tête. Le positionnement de la sphère sur le modèle de (Kerspern, 2016) est uniquement basé sur les photos de l’article telles que celles présentées à la Figure 1.37A.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET STRUCTURE DU MÉMOIRE

Plusieurs constats et un certain nombre de problématiques ont été relevés de la littérature, notamment sur la caractérisation des mousses de protection, sur l'étude expérimentale et numérique de la performance des casques de protection, ainsi que sur le mannequin H350 physique et numérique. De plus, l'étude de Kerspenn (2016) constitue un bon point de départ et permet de revoir certaines approches dans ce mémoire. Les conclusions et problématiques sortantes de la revue de littérature sont donc les suivantes :

2.1 Problématique

- Les commotions cérébrales et la protection de la tête au hockey sont de véritables enjeux pour la santé des joueurs et le public en général;
- La conception d'un casque de hockey est actuellement bâtie sur des connaissances empiriques et plusieurs itérations. De plus, la relation entre la performance des casques et les choix de design n'est pas maîtrisée;
- Les normes actuelles qui traitent de la caractérisation des mousses de tiennent pas compte du comportement dynamique;
- Une seule étude a étudié le comportement des mousses de protection en cisaillement lors d'un impact. Cependant, l'accélération angulaire associée à ce comportement en cisaillement est reconnue comme étant l'une des causes premières des TCL et le comportement en cisaillement de ces mousses pourraient potentiellement avoir un impact sur ce type de mouvement de la tête lors d'un impact;
- Les lois de comportement utilisées actuellement pour modéliser les mousses sont, pour la plupart, des lois tabulées et peu d'étude a rendu compte de la dépendance de cette dernière au taux de déformation ;
- Les résultats numériques de l'étude antérieure de Kerspenn (2016) sur les mousses démontrent que le modèle utilisé dans cette étude est erroné étant donné que les courbes

contrainte-déformation renseignées dans celui-ci ne sont pas à des taux de déformation constants, tel que prescrit par la loi de comportement choisie;

- Les complexes tête-cou des mannequins H350 et NOCSAE sont régulièrement utilisés pour évaluer expérimentalement la performance des casques;
- Les tests expérimentaux sur des mannequins développés par Virginia Tech et l'Université d'Ottawa pourraient servir de prémisses pour les normes à venir sur la conception des casques de hockey;
- Les données d'accélérométrie de la tête du modèle par éléments finis du H350 ne sont validées que sur la tête seule, pour un impact frontal et pour des vitesses inférieures à celles vues dans ce mémoire. Le complexe tête-cou n'est validé qu'en extension. Donc, aucune de ces validations n'est pertinente pour les conditions d'impact qui sont visitées dans ce mémoire;
- La validation du modèle par éléments finis du H350 fait par Kerspenn (2016) n'est pas concluante. Une modélisation plus représentative des essais expérimentaux réalisés doit donc être effectuée.
- L'évaluation de la performance des casques de hockey ne se base que sur des essais expérimentaux et il n'y a pas de consensus clair sur la façon de traiter les résultats d'accélérométrie;
- Bien que la modélisation par éléments finis soit une alternative à la méthode de conception empirique, les modèles par éléments finis qui évaluent la performance de différents casques de protection ne sont pas suffisamment développés pour répondre aux besoins prescrits par le projet actuel.

2.2 Objectifs

Ce travail de maîtrise s'imbrique dans un plus vaste projet dont l'objectif principal est de développer un modèle par éléments finis paramétré du complexe tête-cou-casque qui servira de support à la conception de nouveaux casques de hockey pour le partenaire industriel CCM Hockey.

Cette étude a donc pour objectif principal de développer la première génération d'un modèle par éléments finis comprenant un mannequin (tête et cou) coiffé d'un casque et d'évaluer la faisabilité de l'utilisation d'un tel modèle dans la conception de futurs casques de hockey.

Afin de remplir les exigences de cet objectif, il est nécessaire de réaliser les objectifs spécifiques suivants :

- OS I : Caractérisation expérimentale d'une mousse de protection sélectionnée;
- OS II : Modélisation et validation expérimentale d'une mousse de protection sélectionnée;
- OS III : Validation du modèle numérique du mannequin H350 fourni par Altair;
- OS IV : Développement du modèle par éléments finis du complexe tête-cou-casque;
- OS V : Validation expérimentale du modèle par éléments finis du complexe tête-cou-casque.

2.3 Structure

Quatre chapitres découlent de la réalisation de ces objectifs (*Voir Figure 2.1*). La caractérisation expérimentale des mousses de protection ainsi que la modélisation et la validation de cette dernière sont abordées dans les chapitres 3 et 4 respectivement. Le chapitre 5 aborde la validation du modèle par élément finis du mannequin H350. Le développement et la validation expérimentale du modèle complet, comprenant le complexe tête-cou-casque, fera l'objet du chapitre 6. Cette étude se termine par une discussion générale et une conclusion.

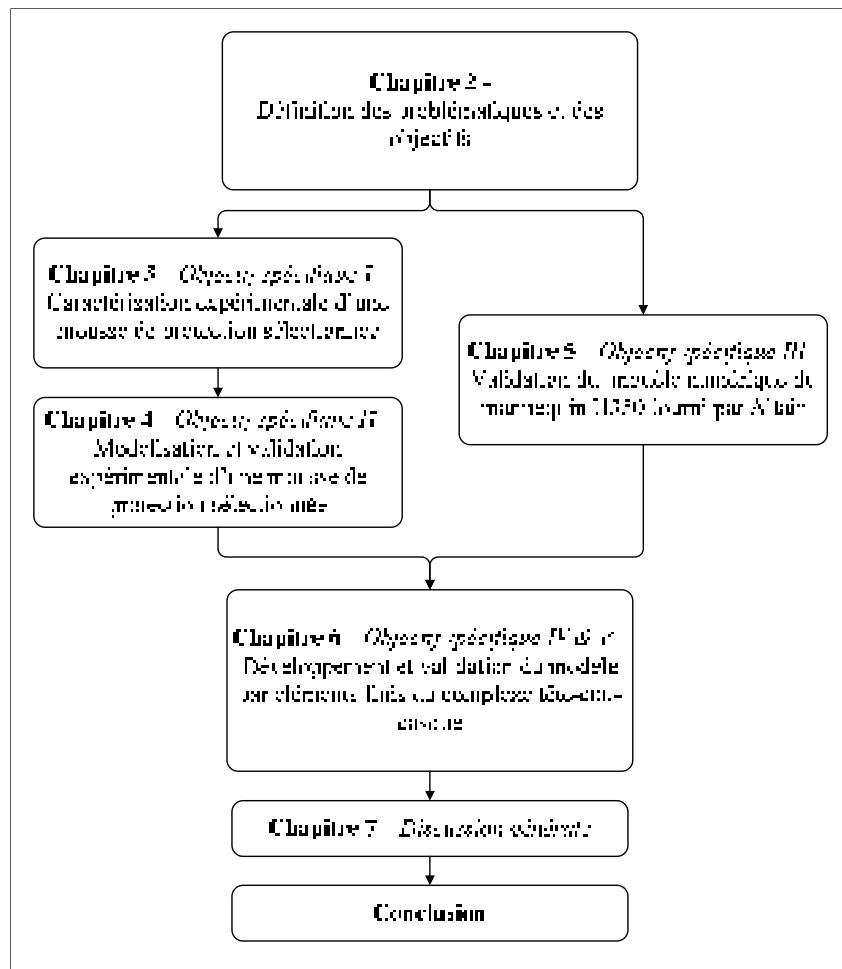


Figure 2.1 Organisation du mémoire

CHAPITRE 3

**SECTION RETIRÉE POUR CAUSE DE CONFIDENTIALITÉ ET DE SECRETS
INDUSTRIELS**

CHAPITRE 4

MODÉLISATION ET VALIDATION EXPÉRIMENTALE DU MODÈLE DE LA MOUSSE DE PROTECTION

Pour répondre à l'objet principal du projet, soit le développement d'un modèle complet d'un casque de hockey, il est d'abord nécessaire de reproduire numériquement le comportement mécanique de la mousse observée. Le modèle proposé ici a été développé par (Kerspern, 2016) avec le code de simulation par éléments finis RADIOSS qui s'intègre à la plateforme logicielle Hyperworks de Altair (Troy, MI, États-Unis).

4.1 Modélisation géométrique

Que ce soit pour le puits de chute ou pour la MTS, le modèle numérique paramétrisé développé par Kerspern (2016) peut être utilisé (*Voir* section 1.6.1 pour les détails du modèle). Les géométries et les conditions de chargement de ce dernier peuvent être adaptées selon les essais reproduits numériquement. Il est à noter que le terme «impacteur» sera désormais utilisé pour désigner à la fois l'impacteur utilisé dans le puits de chute et le plateau supérieur utilisé dans la MTS et que le terme «cellule de charge» sera utilisé pour désigner à la fois la cellule de charge utilisée dans le puits de chute et le plateau inférieur utilisé dans la MTS.

Le parallèle entre le banc d'essai physique et la modélisation de celui-ci est présenté à la Figure 4.1.

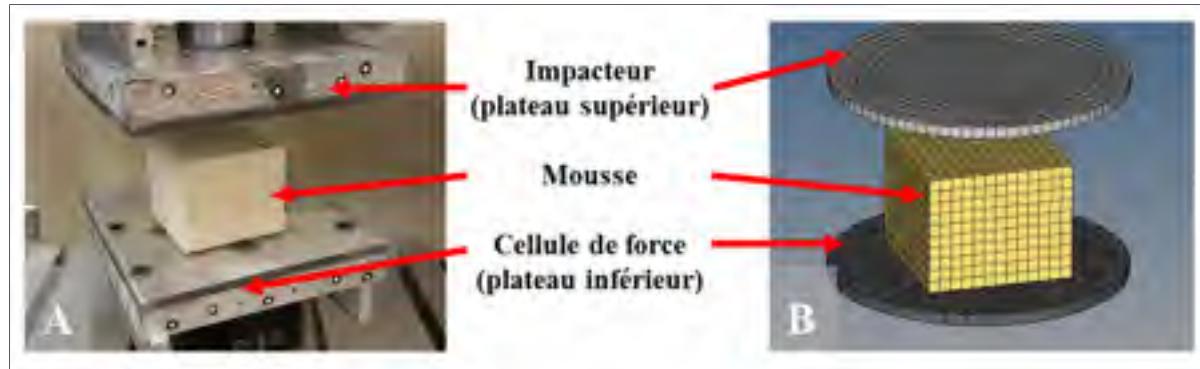


Figure 4.1 A) Banc d'essai physique B) Modélisation

4.2 Maillage et loi de comportement du matériau

4.2.1 Maillage

Ce sont des éléments hexaédriques à huit nœuds qui composent les trois composants du modèle. L'impacteur et la cellule de charge sont modélisés par des éléments mesurant 8 mm et la mousse par des éléments de 5 mm. La taille des éléments a été déterminée par Kerspenn (2016) via une étude de convergence.

4.2.2 Loi de comportement du matériau

L'impacteur et la cellule de charge, fabriqués en aluminium, sont considérés comme des corps rigides étant donné l'écart très important entre leurs rigidités et celle de l'échantillon de mousse. Donc, aucune déformation n'est permise.

Au niveau de la mousse VN602, la loi de comportement 38 *Visco-Elastic Foam Tabulated Material* utilisée est une loi de comportement tabulée qui tient compte du taux de déformation (Altair, 2014). En effet, le comportement de la mousse est régi par l'imposition de courbes contrainte-déformation d'ingénierie auxquelles est défini un taux de déformation $\dot{\epsilon}$ via un maximum de cinq courbes. La première, $\dot{\epsilon}_1$, est généralement associé à un comportement quasi-statique et la dernière, $\dot{\epsilon}_{max}$, est associée au plus haut de déformation

défini par les essais expérimentaux. Par conséquent, si le taux de déformation est inférieur à $\dot{\varepsilon}_1$ (quasi-statique), le modèle suivra tout de même $\dot{\varepsilon}_1$. De même, si le modèle se déforme à un taux de déformation plus grand que $\dot{\varepsilon}_{max}$, le modèle suivra $\dot{\varepsilon}_{max}$.

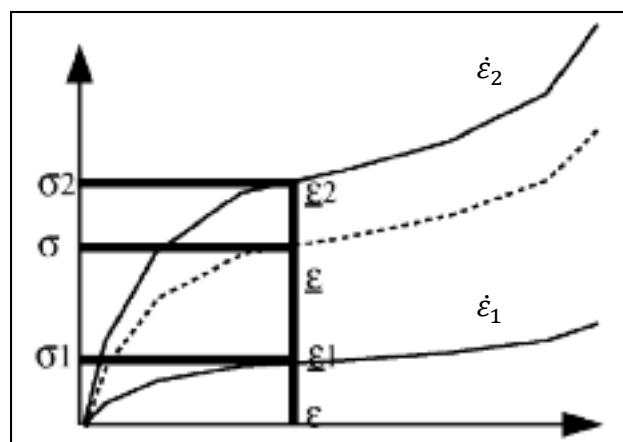


Figure 4.2 Courbes contraintes-déformation
qui caractérisent le matériau
Adaptée de (Altair, 2014)

Pour une valeur de $\dot{\varepsilon}$ donnée, les contraintes σ_1 et σ_2 correspondantes à la déformation ε sont lues sur les courbes associées au taux de déformation directement inférieur $\dot{\varepsilon}_1$ et directement supérieur $\dot{\varepsilon}_2$. La contrainte associée est interpolée par la relation ci-dessous où a et b définissent le type d'interpolation. Par exemple, si l'interpolation choisie est linéaire, les paramètres a et b sont de 1. La Figure 4.3 suivante illustre l'influence des paramètres a et b .

$$\sigma = \sigma_2 + (\sigma_1 - \sigma_2) \left(1 - \left(\frac{\dot{\varepsilon} - \dot{\varepsilon}_1}{\dot{\varepsilon}_2 - \dot{\varepsilon}_1} \right)^a \right)^b \quad (4.1)$$

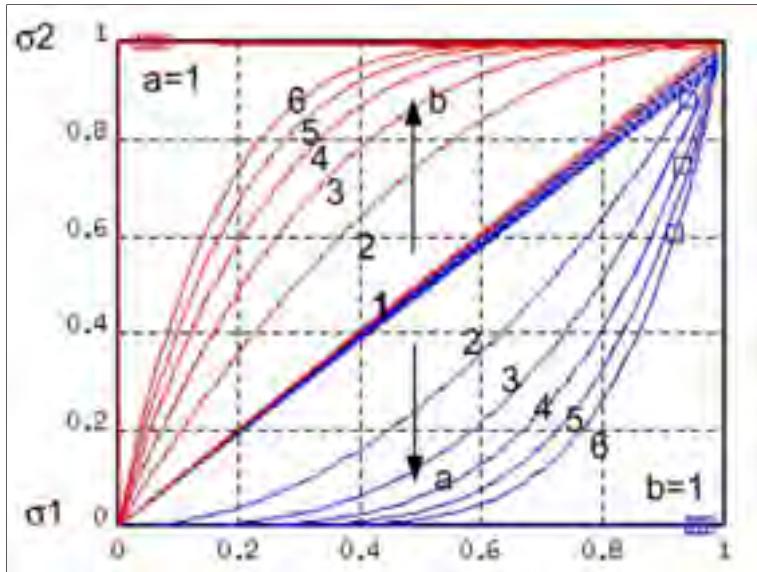


Figure 4.3 Influence des paramètres a et b
Tirée de (Altair, 2014)

- Détermination des paramètres a et b

Selon la Figure 4.3, si $a = 1$, $b \geq 1$ ou si $b = 1$, $a \geq 1$. Donc, en utilisant l'équation (4.1) ci-dessus et les résultats expérimentaux à taux de déformation constants obtenus des essais sur la MTS de la section 0, il est possible de trouver la valeur de ces paramètres. Pour ce faire, sept courbes expérimentales provenant des essais sur la MTS ont été utilisées, soit $0,01\text{ s}^{-1}$, $0,05\text{ s}^{-1}$, $0,1\text{ s}^{-1}$, $0,5\text{ s}^{-1}$, 1 s^{-1} , 5 s^{-1} et 10 s^{-1} .

D'abord, il est nécessaire d'isoler indépendamment les variables a et b de l'équation :

$$\rightarrow \text{si } b = 1, \text{ alors } a = \log_{\left(\frac{\dot{\varepsilon}-\dot{\varepsilon}_1}{\dot{\varepsilon}_2-\dot{\varepsilon}_1}\right)} \left(1 - \frac{\sigma - \sigma_2}{\sigma_1 - \sigma_2}\right) \quad (4.2)$$

$$\rightarrow \text{si } a = 1, \text{ alors } b = \log_{1 - \left(\frac{\dot{\varepsilon}-\dot{\varepsilon}_1}{\dot{\varepsilon}_2-\dot{\varepsilon}_1}\right)} \left(\frac{\sigma - \sigma_2}{\sigma_1 - \sigma_2}\right) \quad (4.3)$$

La stratégie employée sera d'utiliser une équation ((4.2) ou (4.3)) et une inconnue (a ou b) connaissant σ , σ_1 , σ_2 , ε , ε_1 , et ε_2 . De plus, les valeurs sont calculées sur les courbes à des déformations de 10 %, 35 % et 60 % afin de vérifier si la valeur de a ou de b varie en fonction de la déformation. Les calculs sont faits sur les courbes provenant des essais sur la

MTS avant l'extrapolation présentée à la section 0. De ce fait, la limite de 60 % a été choisie, car c'est la déformation maximale que démontre la courbe à un taux de déformation de 10 s^{-1} .

La Figure 4.4 suivante illustre un exemple des données recueillies pour le calcul de a et de b . Dans ce cas-ci, la courbe contrainte-déformation à taux de déformation 5 s^{-1} prendra le rôle de la courbe interpolée (σ) entre les courbes à taux de déformation de 1 s^{-1} (σ_1) et de 10 s^{-1} (σ_2) toujours dans le respect de l'équation (4.1) précédente.

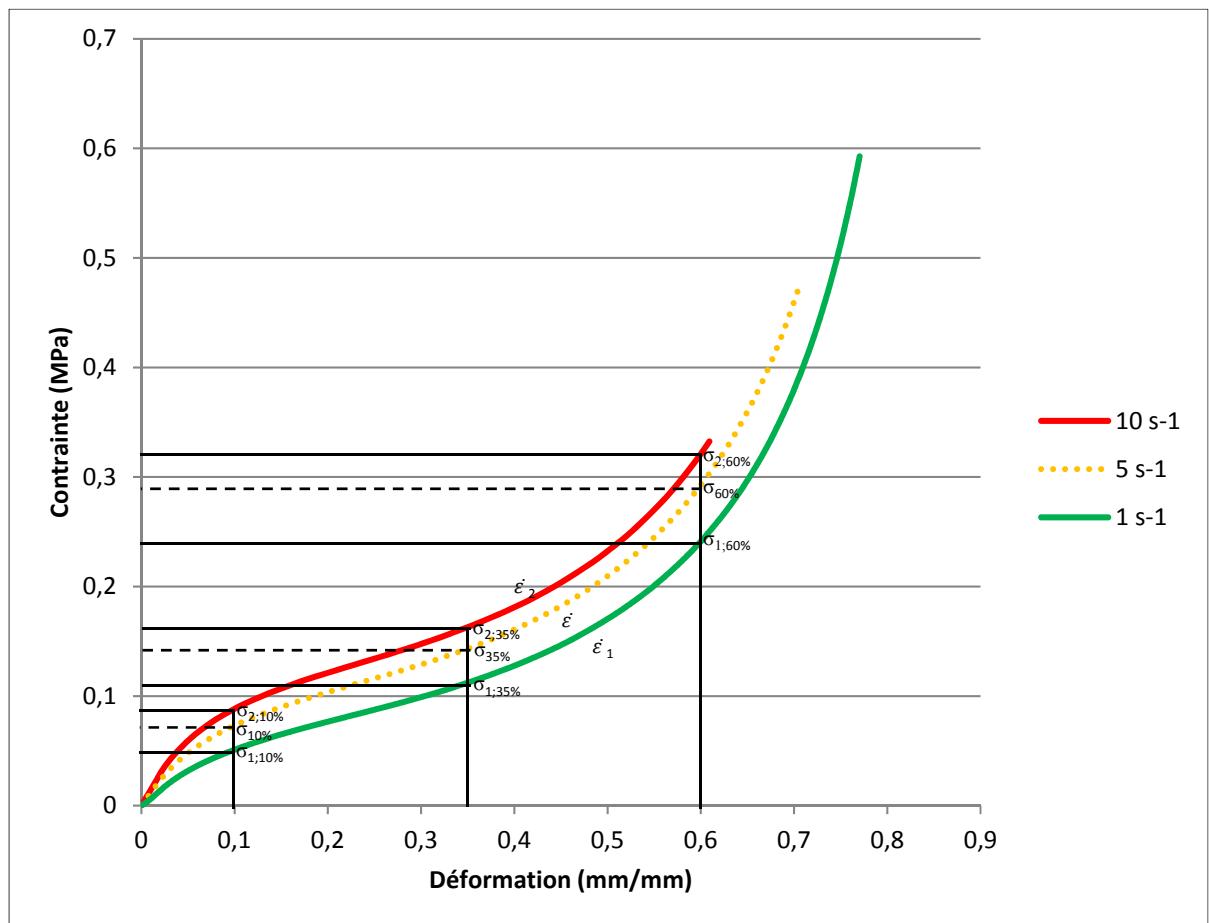


Figure 4.4 Exemple de données nécessaires pour le calcul de a et de b avec les courbes 1 s^{-1} (σ_1), 5 s^{-1} (σ) et 10 s^{-1} (σ_2)

Les Tableau 4.1, Tableau 4.2 et Tableau 4.3 suivants présentent tous les calculs de a et de b selon les courbes choisies pour σ , σ_1 et σ_2 .

Tableau 4.1 Calculs des paramètres a et b pour les courbes
 $0,01 \text{ s}^{-1} (\sigma_1)$, $0,05 \text{ s}^{-1} (\sigma)$ et $0,1 \text{ s}^{-1} (\sigma_2)$

Déformation	pour $b = 1$; a (eq.)	pour $a = 1$; b (eq.)
10 %	0,48	1,93
35 %	0,49	1,91
65 %	0,53	1,78
Moyenne	0,50	1,87

Tableau 4.2 Calculs des paramètres a et b pour les courbes
 $0,1 \text{ s}^{-1} (\sigma_1)$, $0,5 \text{ s}^{-1} (\sigma)$ et $1 \text{ s}^{-1} (\sigma_2)$

Déformation	pour $b = 1$; a (eq.)	pour $a = 1$; b (eq.)
10 %	0,56	1,70
35 %	0,56	1,72
65 %	0,58	1,66
Moyenne	0,57	1,70

Tableau 4.3 Calculs des paramètres a et b pour les courbes
 $1 \text{ s}^{-1} (\sigma_1)$, $5 \text{ s}^{-1} (\sigma)$ et $10 \text{ s}^{-1} (\sigma_2)$

Déformation	pour $b = 1$; a (eq.)	pour $a = 1$; b (eq.)
10 %	0,71	1,39
35 %	0,66	1,48
65 %	0,59	1,61
Moyenne	0,65	1,49

Le premier constat qui peut être fait sur ces résultats est le fait que la valeur de a est dans tous les cas inférieure à 1 et b est supérieur à 1. Donc, il faut donc conserver l'hypothèse que

$a = 1$ et que $b \geq 1$. Le deuxième constat est le fait que la moyenne de la valeur des b diminue en fonction des taux de déformation passant de 1,87 pour les bas taux de déformation (Tableau 4.1) à 1,49 pour les hauts taux de déformation (Tableau 4.3). Il est probable que la même tendance se poursuivra à des taux de déformation de l'ordre de 100 à 160 s⁻¹. À de hauts taux de déformation, l'écart entre les courbes n'est pas aussi important qu'il le soit dans le cas des essais sur MTS. De plus, une vérification sur les courbes présentées à la section 0 à une déformation de 35 % en utilisant les courbes de 40 s⁻¹, de 100 s⁻¹ et de 160 s⁻¹ pour σ_1 , σ , et σ_2 respectivement, a permis de trouver la valeur de b égale à 1,08. Il y a donc une forte variation du paramètre b en question. Cependant, la loi de comportement 38 d'Altair ne tient compte que d'une seule valeur pour le paramètre b . En ce sens, la valeur par défaut de 1,00 sera utilisée.

Au niveau des courbes contrainte-déformation renseignées au modèle, beaucoup de courbes sont disponibles, que ce soit les courbes à taux de déformation constant de la MTS ou les courbes iso-valeurs du puits de chute. Cependant, un maximum de cinq courbes contraintes-déformations peut être ajouté à la loi de comportement 38 *Visco-Elastic Foam Tabulated Material*. Toutefois, trois courbes ont été jugées suffisantes pour bien représenter le comportement de la mousse, soient les courbes de 160 s⁻¹ (iso-valeur, *Voir* section 0), 10 s⁻¹ (MTS, *Voir* section 0) et 0,01 s⁻¹ (MTS, *Voir* section 0). En effet, plus la vitesse de compression est élevée, plus les paramètres se confondent (*Voir* section 0). De plus, les courbes iso-valeurs illustrées à la se croisent à certains endroits, ce qui est notamment dû aux erreurs expérimentales et de traitement de données. Le fait qu'elles se croisent engendre des problèmes importants lorsque le modèle, ou en fait la loi de comportement 38 d'Altair, interpole entre celles-ci. En ce sens, une seule courbe iso-valeurs, soit la plus élevée de 160 s⁻¹, est utilisée. Cependant, la courbe à 160 s⁻¹ ne dépasse pas la déformation de 38 %. Donc, la même technique d'extrapolation que celle présentée à la section 0 pour les courbes MTS, sera utilisée pour extrapoler la courbe de 160 s⁻¹ jusqu'à la déformation de 85 % de la courbe de référence (*Voir* Figure 4.5).

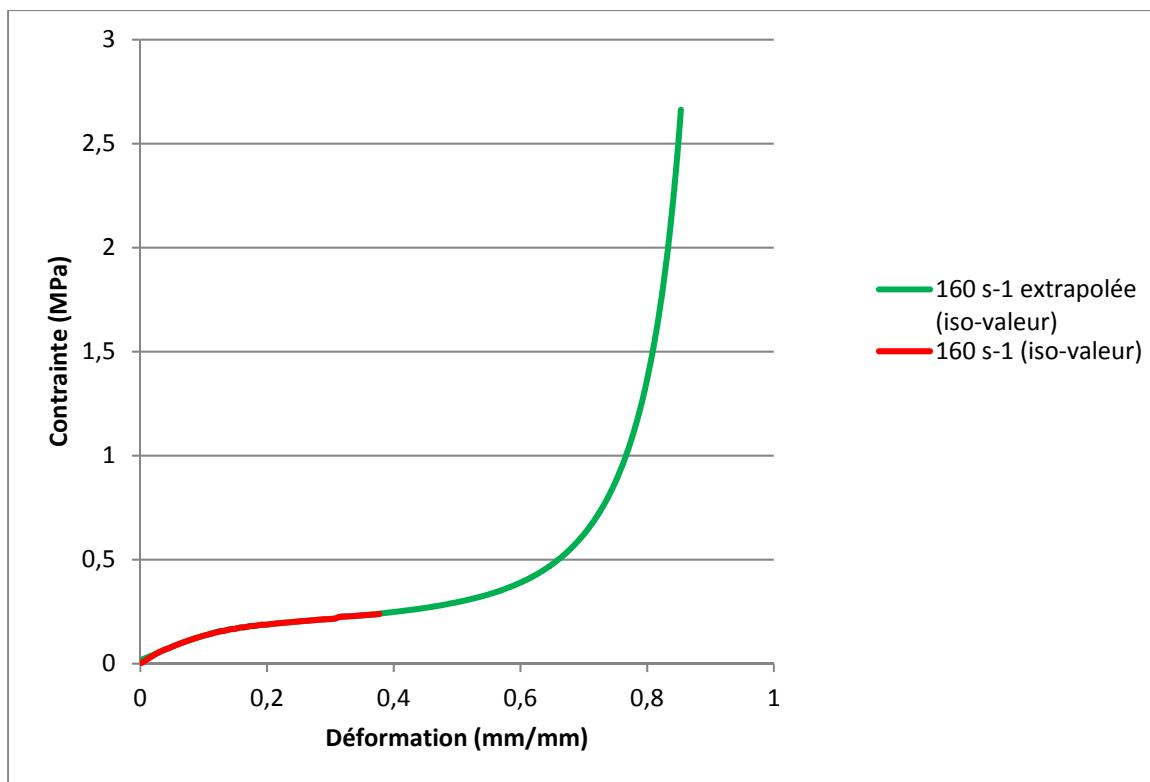


Figure 4.5 Courbe originale et extrapolée pour iso-valeur 160 s^{-1}

La Figure 4.6 suivante illustre donc les trois courbes utilisées pour renseigner la loi de comportement. Quelques essais préliminaires permettent de conclure que l'utilisation de seulement trois courbes réduit considérablement le temps de calcul.

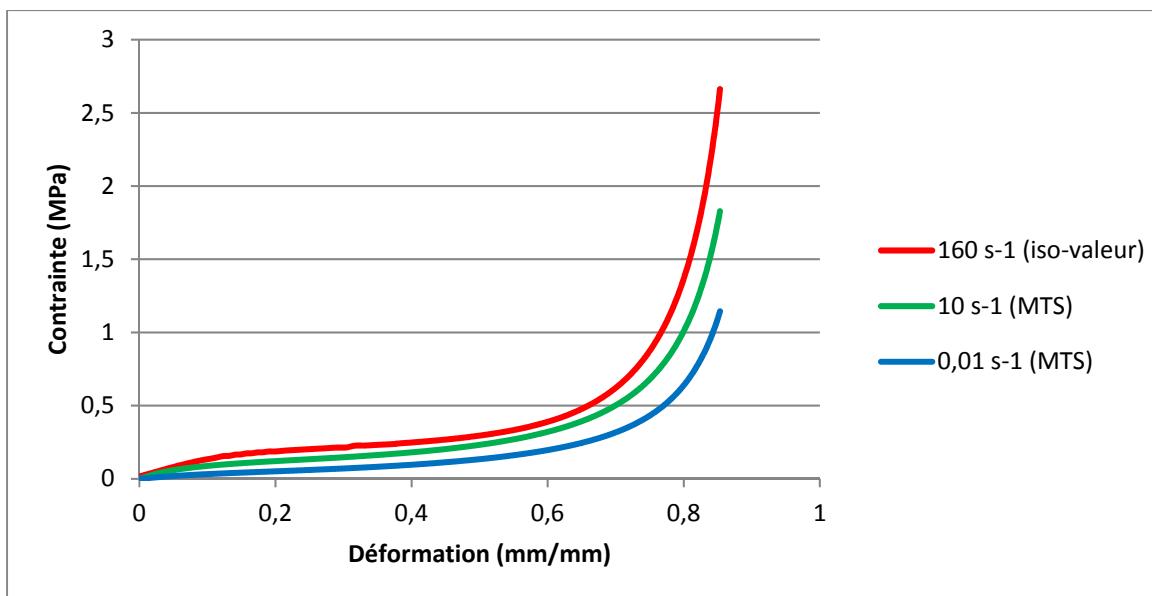


Figure 4.6 Courbes expérimentales renseignées à la loi 38

Les trois courbes contrainte-déformation fournies à la loi présentent une déformation maximale de 85 %. Cependant, si la simulation requiert de dépasser cette limite, la loi de comportement prolonge les courbes contrainte-déformation par une extrapolation linéaire selon la pente des deux derniers points des courbes en question.

Le coefficient de Poisson, quant à lui, sera considéré comme nul. La grande majorité des auteurs ont utilisé des coefficients de Poisson nul, 0,01 ou de 0,05 dans la modélisation des mousses de protection. De plus, lors des essais expérimentaux sur la mousse VN602, très peu de déformation dans les directions transversales a été observée lorsqu'elle était comprimée à hautes vitesses.

Finalement, la loi requiert la densité. Un exemple de calcul est présenté à l'équation (4.4) suivante :

$$\rho_{mousse} = \frac{M}{V} = \frac{19,3 \text{ g}}{196119,9 \text{ mm}^3} = 98,4 \cdot 10^{-6} \frac{\text{g}}{\text{mm}^3} = 98,4 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \quad (4.4)$$

Cinq échantillons de VN602 ont été utilisés pour le calcul de la moyenne de la densité. Ces derniers proviennent donc de différentes feuilles de mousse VN602 à différentes épaisseurs. Suite à ces cinq calculs, une moyenne de 99,4 kg/m³ a donc été déterminée.

4.3 Conditions limites

En ce qui concerne les conditions limites lors de l'impact, les relations de contact entre les trois composants doivent être traduites dans le modèle ainsi que la mesure de la force (*Voir Figure 4.1*).

En premier lieu, l'encastrement de la cellule de force est modélisé en bloquant les six degrés de liberté de l'ensemble des nœuds du composant (en noir sur la Figure 4.1B).

En second lieu, il est nécessaire de faire appel à des interfaces de contact entre les interfaces impacteur/mousse et mousse/cellule de charge. Le choix s'est tourné vers les interfaces de Type 7 *General Purpose* de RADIOSS. Pour un couple de composants, par exemple, la cellule de charge et l'échantillon de mousse, ce type d'interface nécessite l'identification d'une surface maîtresse ainsi que de nœuds esclaves. De plus, entre le même couple de composants, une interface symétrique est ajoutée. Cette dernière est identique à la première à l'exception du fait que les rôles de maître et d'esclaves sont inversés. En effet, dans la première interface, les nœuds de l'échantillon de mousse sont esclaves et la surface de l'impacteur est maîtresse alors que dans la deuxième interface, la surface de l'échantillon de mousse est maître et les nœuds de l'impacteur sont esclaves. De ce fait, quatre interfaces dans le modèle sont créées, soit deux pour le couple impacteur/échantillon de mousse et deux pour le couple échantillon de mousse/cellule de charge. À une valeur d'écart donnée entre la surface maître et les nœuds esclaves (0,2 mm dans le présent cas), l'interface s'active. La limitation de la pénétration des nœuds esclaves au travers de la surface maîtresse est contrôlée par la méthode de pénalité. Cette méthode élimine les inconnues que sont les forces de contact et estime la composante normale seulement. Cette estimation implique que certaines pénétrations sont autorisées, bien qu'elles soient très petites. De plus, l'interface de

Type 7 utilise cette méthode pour gérer la friction. Cette dernière a été choisie avec l'option «formulation visqueuse» dont les équations ne sont pas présentées dans ce mémoire. Un coefficient $\mu = 1,0$ a été choisi. Ce choix est expliqué par le fait qu'un papier de verre était installé sur la face inférieure l'impacteur et donc, il est estimé que pratiquement aucun glissement n'était permis entre l'impacteur et la mousse. Par la suite, dépendamment de la configuration de l'essai, l'impacteur peut être régi par soit une vitesse constante (MTS), soit une vitesse initiale (puits de chute). Afin de simuler l'énergie cinétique que l'impacteur emmagasine lors de sa chute, une masse de 5,654 kg est ajoutée au nœud maître du corps rigide de l'impacteur.

Finalement, l'accélération gravitationnelle ($9,81 \text{ m/s}^2$) est ajoutée à ce même nœud maître de l'impacteur.

Les données sortantes des simulations sont les paramètres cinématiques tels que le déplacement, la vitesse et l'accélération de l'impacteur ainsi que la force subie par la cellule de charge. Ainsi, il est possible d'en dériver la déformation la mousse et la contrainte.

4.4 Déroulement des simulations

En premier lieu, les simulations où l'impacteur se déplace à vitesse constante permettent d'évaluer la capacité du modèle à reproduire les essais sur la MTS. Les résultats sous forme de courbes déformation-contrainte ont fourni de l'information sur le fait que selon le déplacement imposé :

- le modèle suit de façon adéquate les courbes fournies
- le modèle interpole de façon adéquate entre les courbes fournies selon les valeurs de a et de b trouvées

En second lieu, les essais expérimentaux du puits de chute ont été à leur tour reproduits par des simulations numériques. Dans ce cas, le modèle a été évalué sur sa capacité à reproduire

un impact expérimental lorsqu'une vitesse initiale est imposée à l'impacteur. Dans les deux cas, les résultats ont été comparés aux résultats des essais expérimentaux.

4.5 Résultats

4.5.1 Compression à vitesses constantes

Sur la MTS, une seule simulation a été effectuée étant donné que le centre d'intérêt tourne davantage autour des impacts que des compressions à taux constant. La vitesse constante du plateau supérieur est de 261,5 mm/s soit un taux de déformation de 5 s^{-1} pour un échantillon d'une hauteur de 52,3 mm. Le paramètre b déterminé pour la courbe à 5 s^{-1} (pour 1 s^{-1} est σ_1 , 5 s^{-1} est σ et 10 s^{-1} σ_2) à la section 4.2.2 est de 1,49. L'objectif est donc de définir l'impact du choix d'utiliser la valeur par défaut de 1 du paramètre b au lieu de 1,49 en renseignant au modèle que les courbes à $0,01 \text{ s}^{-1}$ et 10 s^{-1} et 160 s^{-1} entre lesquelles le modèle interpolera. Les résultats sont présentés à la Figure 4.7.

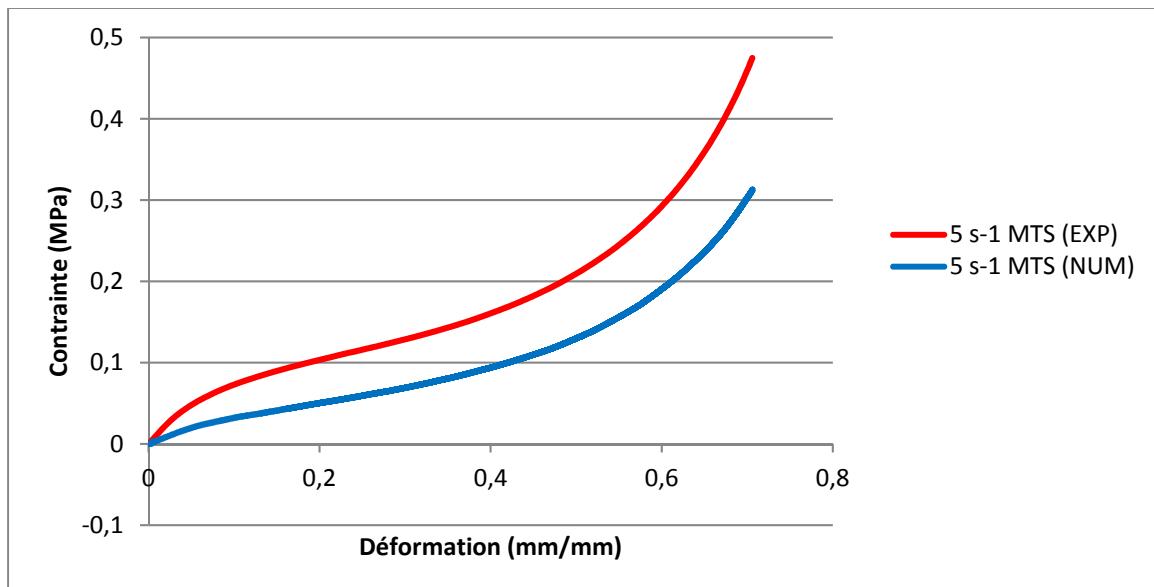


Figure 4.7 Courbes contrainte-déformation expérimentales et numériques (MTS)

Tableau 4.4 Comparaison entre les paramètres résultants des simulations et les paramètres des essais expérimentaux

	E^* (MPa)	E_{pl} (MPa)	E_d (MPa)	σ_{pl}^* (MPa)	ε_d (mm/mm)
Expérimental	0,98	0,25	2,46	0,071	0,60
Numérique	0,42	0,18	1,60	0,025	0,59

Les résultats démontrent que le paramètre b choisi (valeur par défaut égale à 1) n'est pas adéquat pour simuler les essais sur la MTS. Il aurait probablement été nécessaire de conserver la valeur de 1,49. Cependant, le contexte du projet s'oriente davantage vers les impacts. En ce sens, la prochaine section présentant les impacts sur puits de chute numériques permettra de mieux conclure quant à la validité du modèle et du protocole de caractérisation des mousses.

4.5.2 Compression à hautes vitesses

Trois impacts à des vitesses de 5,69 m/s, 3,67 m/s et 1,48 m/s sur puits de chute ont été simulés. La Figure 4.8 suivante compare les résultats expérimentaux et numériques.

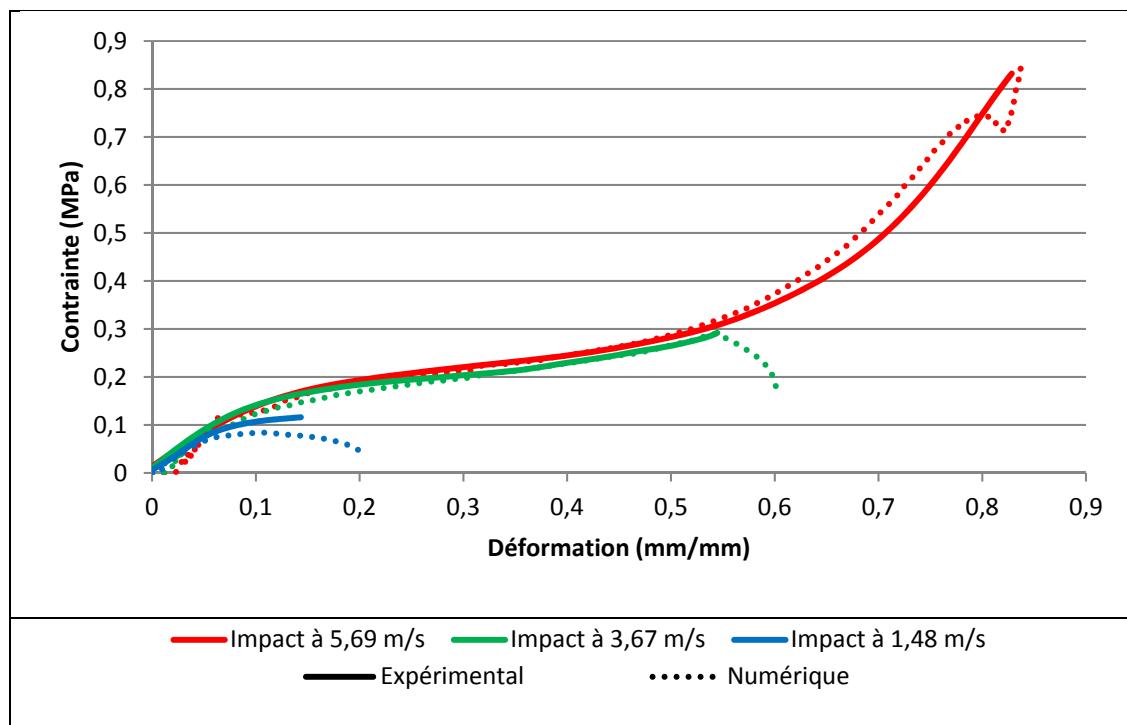


Figure 4.8 Courbes contrainte-déformation expérimentales et numériques (puits de chute)

Il est à noter que les paramètres de pente de la région élastique E^* sont difficiles à extraire étant donné qu'une certaine instabilité au contact lors de l'impact fait en sorte que la zone élastique ne démontre pas un comportement typique.

Tableau 4.5 Comparaison entre les paramètres résultants des simulations et les paramètres des essais expérimentaux

Vitesse d'impact (m/s)	Type d'essai	E^* (MPa)	E_{pl} (MPa)	E_d (MPa)	σ_{pl}^* (MPa)	ε_d (mm/mm)
5,69	Expérimental	1,32 (0,02)	0,25 (0,00)	2,92 (0,09)	0,17 (0,00)	0,66 (0,01)
	Numérique	2,58	0,28	2,42	0,15	0,60
	Écart relatif absolu (%)	95,5%	12,0%	17,1%	11,8%	9,1%
3,68	Expérimental	1,50 (0,05)	0,19 (0,00)	N/A	0,17 (0,00)	N/A
	Numérique	1,53	0,28	N/A	0,14	N/A
	Écart relatif absolu (%)	2,0%	47,4%	N/A	17,6%	N/A
1,25	Expérimental	1,68 (0,16)	0,17 (0,01)	N/A	0,10 (0,00)	N/A
	Numérique	1,33	0,21	N/A	0,07	N/A
	Écart relatif absolu (%)	20,8%	23,5%	N/A	30,0%	N/A

Les résultats démontrent que pour les impacts à 5,69 m/s et 3,67 m/s, le modèle suit de façon adéquate les courbes expérimentales. En toute fin d'impact, le modèle démontre l'évolution de la contrainte passant des courbes à plus haut taux de déformation au début de l'impact vers la courbe quasi-statique à la fin de l'impact en se rabattant sur la courbe de référence ($0,01 \text{ s}^{-1}$). Au niveau des écarts relatifs, les valeurs de 95,5 % pour le paramètre E^* à 5,69 m/s et 47,4 % pour le paramètre E_{pl} à 3,68 m/s sont les plus importantes, tandis que les autres écarts se situent entre 2,0 % et 17,6 %.

La courbe contrainte-déformation numérique à vitesse d'impact égale à 1,48 m/s n'est pas aussi fidèle à la courbe expérimentale que les deux autres simulations. Elle démontre donc qu'à de faibles vitesses, les courbes renseignées au modèle ne permettent pas une interpolation optimale. De plus, les écarts relatifs varient entre 20,8 % et 30,0 %.

La discussion complète portant sur ce chapitre est présentée à la section 7.2 du CHAPITRE 7.

CHAPITRE 5

VALIDATION DU MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS DU COMPLEXE TÊTE-COU DU MANNEQUIN HYBRID III 50^e PERCENTILE

Dans le développement du modèle par éléments finis du mannequin H350, Altair se sont évidemment penché sur la validation de ce dernier. Comme vu à la section 1.5.2, la tête et le cou ont été validés indépendamment selon les mêmes critères normalisés que leurs homologues physiques. Cependant, ces normes impliquent des conditions de chargement non représentatives de celles pour lesquelles le H350 a été testé sur l'impacteur linéaire. En ce sens, le projet antérieur réalisé par Kerspenn (2016) s'est intéressé à la validation du complexe tête-cou du H350. La validation consistait à reproduire les essais expérimentaux de l'étude de Bartsch et al. (2012) présentée à la section 1.4.4.1, mais cette dernière n'incluait pas certains détails sur la méthodologie qui ont possiblement fait en sorte que les résultats des simulations de Kerspenn (2016) n'ont pas été concluants. L'étude de Walsh, Rousseau, & Hoshizaki (2011) présentée à la section 1.4.4.2 utilise également le complexe tête-cou H350. Cette étude comporte davantage de détails sur les paramètres expérimentaux. L'impacteur utilisé est toutefois composé d'une épaisseur de mousse VN602 dont la géométrie n'est pas détaillée.

Suite à l'achèvement du projet de (Kerspenn, 2016), CCM Hockey a mis la main sur un banc d'essai de type impacteur linéaire (*Voir* section 5.1.1.2 pour les détails). La validation numérique entreprise dans ce chapitre est basée sur des essais expérimentaux réalisés chez CCM Hockey. Tous les paramètres de ces essais étaient donc connus et/ou contrôlés. Ce chapitre aborde donc les essais expérimentaux réalisés sur le mannequin H350 seul (sans casque) ainsi que les simulations numériques reproduisant ces essais. Les résultats des simulations permettent de conclure sur la validité du modèle du mannequin H350 par rapport à son homologue physique.

5.1 Matériels et méthodes

5.1.1 Validation du MEF du H350 : Volet expérimental

5.1.1.1 Complexe tête-cou H350

La tête H350, d'une masse de $4,54 \pm 0,01$ kg, est instrumentée selon le protocole de disposition d'accéléromètres linéaires 3-2-2-2 établi par Padgaonkar et al. (1975) et tel que proposé par l'université d'Ottawa (*Voir* section 1.4.3).

Les accélérations angulaires de la tête sont calculées à partir des accéléromètres linéaires. Ces derniers sont disposés tel qu'illustrés par des symboles de cercles à quatre quadrants jaunes et noirs sur la Figure 5.1B). Les accélérations sont obtenues grâce aux équations suivantes :

$$\vec{\alpha}_x = \frac{\vec{a}_{zS} - \vec{a}_{zC}}{2S} - \frac{\vec{a}_{yT} - \vec{a}_{yC}}{2T} \quad (5.1)$$

$$\vec{\alpha}_y = \frac{\vec{a}_{xT} - \vec{a}_{xC}}{2T} - \frac{\vec{a}_{zF} - \vec{a}_{zC}}{2F} \quad (5.2)$$

$$\vec{\alpha}_z = \frac{\vec{a}_{yF} - \vec{a}_{yC}}{2F} - \frac{\vec{a}_{xS} - \vec{a}_{xC}}{2S} \quad (5.3)$$

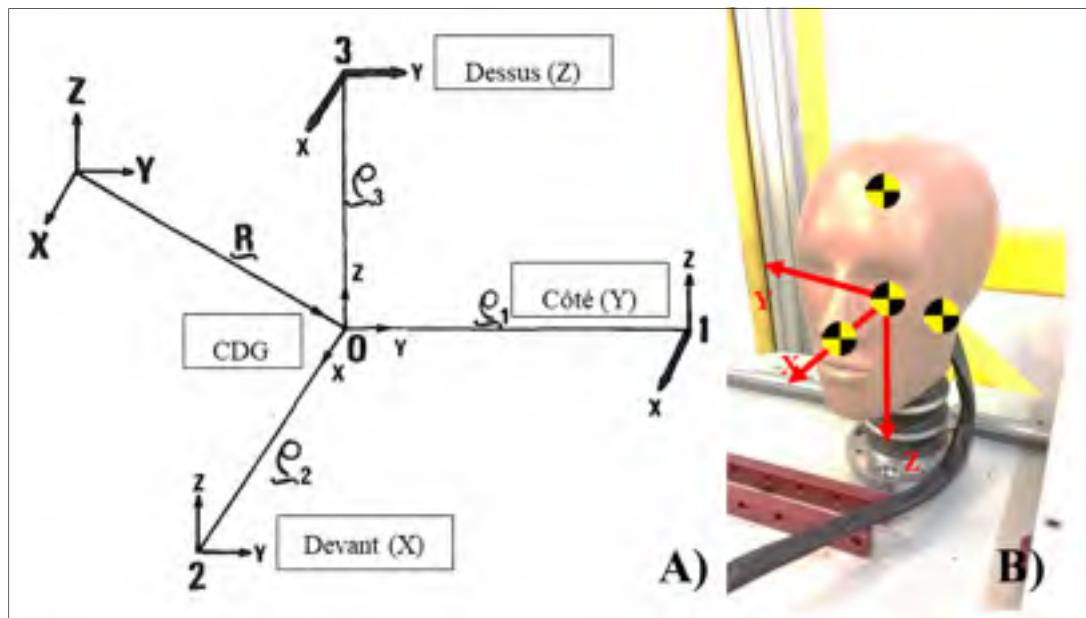


Figure 5.1 A) Disposition des accéléromètres 3-2-2-2
 (Adaptée de (Padgaonkar et al., 1975));
 B) Schématisation de la disposition des accéléromètres 3-2-2-2

Où α_i est l'accélération angulaire du composant i (x, y, z) et a_{ij} est l'accélération linéaire du composant i (x, y, z) selon l'axe perpendiculaire j (S, T, F) dont les distances sont :

$$S(\rho_1 \text{ sur la A}) = 0,04826 \pm 0,00001 \text{ m}$$

$$T(\rho_2 \text{ sur la A}) = 0,08128 \pm 0,00001 \text{ m}$$

$$F(\rho_3 \text{ sur la A}) = 0,05588 \pm 0,00001 \text{ m}$$

Il est à noter que le système de coordonnées de référence a été défini selon la règle de la main gauche. Par conséquent, le sens positif des axes est antérieur, vers l'oreille droite et caudale pour x, y et z respectivement, comme prescrit par le protocole de l'université d'Ottawa (*Voir Figure 5.1B*).

La tête est fixée sur un cou H350 possédant une masse de $1,54 \pm 0,01 \text{ kg}$.

5.1.1.2 Impacteur linéaire

Afin d'effectuer des impacts sur un complexe tête-cou d'un mannequin anthropomorphique, l'entreprise CCM Hockey a fait l'acquisition en 2016 d'un impacteur linéaire très semblable à celui présenté par l'Université d'Ottawa (*Voir section 1.4.3*). En variant certains paramètres de l'impacteur, il est possible pour CCM Hockey de reproduire le protocole Hockey STAR de l'Université Virginia Tech et celui de l'Université d'Ottawa décrits aux sections 1.4.2 et 1.4.3 respectivement. Dans le cadre de ce mémoire, il a été conclu avec CCM Hockey que le protocole Hockey STAR est utilisé pour l'ensemble des essais.

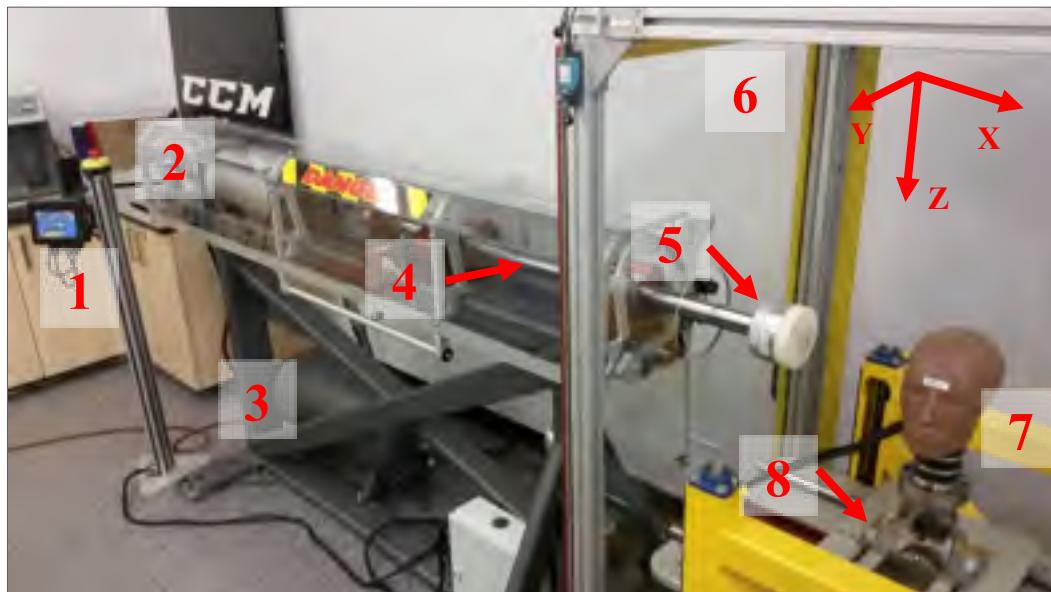


Figure 5.2 Banc d'essai expérimental -
Impacteur linéaire chez CCM Hockey
(*Voir*)⁶ – Impact latéral illustré

⁶ Système d'axe selon la règle de la main gauche

Tableau 5.1 Principales composantes de l'impacteur linéaire

Numéro de référence sur la Figure 5.2	Composantes
1	Écran de contrôle tactile
2	Piston pneumatique
3	Réservoir d'air comprimé
4	Arbre
5	Impacteur
6	Cage de protection
7	Complexe tête-cou
8	Table glissante sur rail + système de fixation

L'arbre, dont la masse est de $18,28 \pm 0,01$ kg, est propulsé horizontalement par air comprimé grâce à un piston. Sur l'extrémité de l'arbre, un impacteur avec embout de nylon possédant une masse de $1,153 \pm 0,001$ kg y est fixé. La masse totale impactant le complexe tête-cou est donc de $19,43 \pm 0,01$ kg. La table glissante, ainsi que l'assemblage qui fixe le cou à la table, ont une masse totale de $21,24 \pm 0,01$ kg. Cette table permet un mouvement post-impact du mannequin, ce qui reproduit plus fidèlement le mouvement du corps suite à un coup à la tête. L'assemblage permet un ajustement selon 5 axes du complexe tête-cou, et donc, une précision quant à l'emplacement de l'impact sur ce dernier.

5.1.1.3 Acquisition

La vitesse d'impact est mesurée par vélocimétrie par faisceau infrarouge (*time gate*) et est directement affichée après chaque essai sur l'écran tactile de commande (*Voir Figure 5.2*).

Les données d'accélérations linéaires sont enregistrées par la carte d'acquisition IMC CRFX-400 et traitées sur le logiciel IMC Studio. La fréquence d'acquisition des neuf accéléromètres linéaires Endevco 7264C-2KTZ-2-360, dont la fiche technique est disponible à l'ANNEXE XIV (*Voir Figure-A XIV-1*), et un filtre Butterworth passe-bas ont été ajustés à 20 kHz et à 1 kHz respectivement sur le logiciel IMC Studio. Ces paramètres sont ceux proposés par CCM Hockey et supportés par la norme SAE J211-1, qui encadre l'instrumentation pour des

impacts avec mannequin en sécurité routière, dont le H350 (Society of Automotive Engineers, 2014).

5.1.1.4 Préparation du banc d'essai

Afin de procéder aux essais expérimentaux, il faut d'abord préparer le mannequin et préparer le banc d'essai lui-même. Tel que mentionné précédemment, le protocole expérimental s'est grandement inspiré du Hockey STAR. Ce dernier étant conçu pour la forme de tête NOCSAE, il a été adapté pour compenser le passage de la tête NOCSAE vers le H350. La position sur l'axe des Z a donc été modifiée afin de corriger la différence les deux complexes tête-cou (*Voir Figure 5.3*).

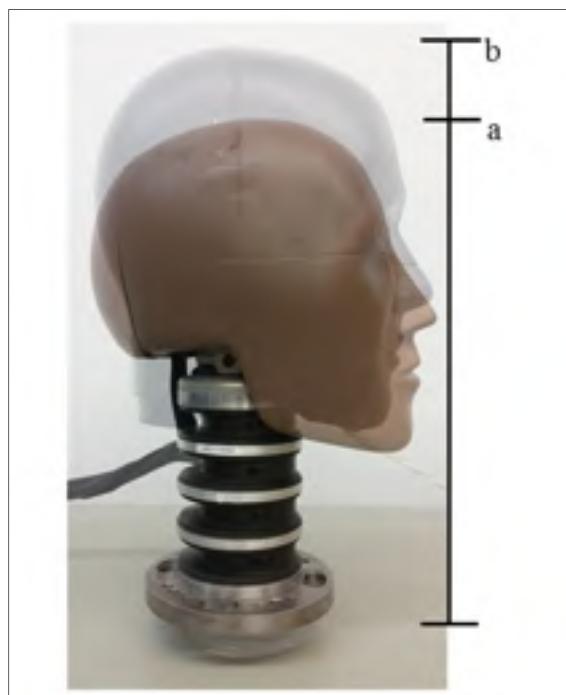


Figure 5.3 Images superposées du complexe tête-cou H350 (référence a) et du complexe tête-cou NOCSAE (référence b)

La vitesse de propulsion de l'impacteur peut être ajustée selon deux paramètres, soit la pression interne et la distance de sortie du piston. Le premier est contrôlé via l'écran tactile et le deuxième, directement en positionnant manuellement l'embout du piston à la distance requise. À l'ANNEXE XV sont présentées les différentes vitesses désirées pour les essais expérimentaux en fonction de ces deux paramètres.

Également, tel qu'illustré à la Figure 1.20B, le cou du mannequin H350 est composé d'un câble d'acier. Ce câble doit être maintenu à une certaine tension déterminée par le couple de serrage du boulon à la base du cou. Il faut donc vérifier, avant de procéder à des impacts quelconques, que ce couple est de 12,5 livres-force pouce ($1,41 \text{ N}\cdot\text{m}$) selon la documentation fournie par CCM Hockey.

Cinq essais par configuration et par vitesse ont été réalisés. Donc, pour quatre configurations (frontal, latéral, sur le dessus et arrière) et trois vitesses (3,00, 4,50 et 6,05 m/s), un total de 60 impacts a été réalisé. La Figure-A XVI-1 Zones d'impact – essais expérimentaux H350 A) Frontal, B) Latéral, C) Arrière, D) Sur le dessus présentée à l'ANNEXE XVI illustre les différentes configurations que prend le H350 dans le banc d'essai de l'impacteur linéaire selon le protocole Hockey STAR.

5.1.1.5 Méthode de comparaison des courbes

Les courbes d'accélération linéaire ou angulaire ont été comparées selon deux critères, soit le pic d'accélération a_{max} et le temps associé à ce dernier $t_{a,max}$ (*Voir* Figure 5.4).

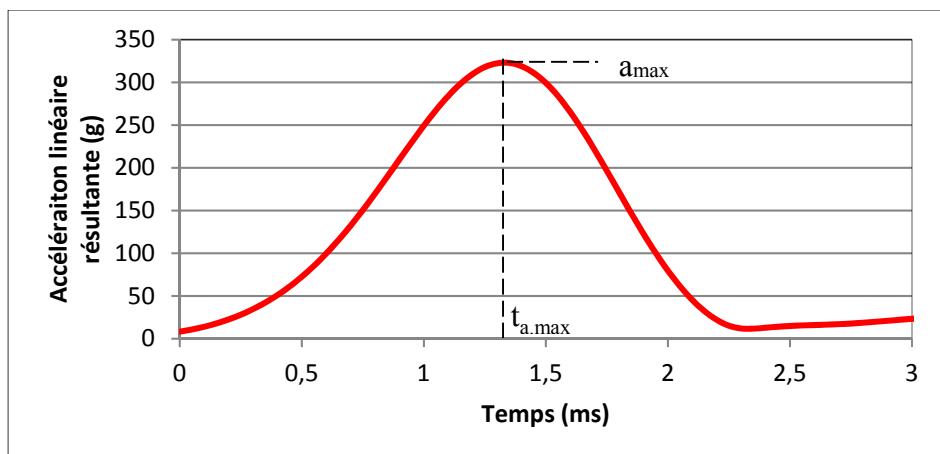


Figure 5.4 Paramètres extraits des courbes d'accélération
Exemple illustré: Impact à 3,00 m/s en position ARRIÈRE
(accélération linéaire résultante)

5.1.2 Validation du MEF du H350 : Volet numérique

5.1.2.1 Géométrie et maillage

Le modèle par éléments finis du complexe tête-cou du H350 de l'entreprise Altair, tel que détaillé à la section 1.5.2, est utilisé pour reproduire les essais expérimentaux présentés à la section précédente. Aucune modification n'a été apportée au modèle fourni par Altair. La Figure-A XIV-2 présentée à l'ANNEXE XVI illustre les différentes configurations que prend le modèle H350 selon le protocole Hockey STAR.

- La géométrie de l'impacteur (*Voir Figure 5.5*), quant à elle, reproduit son homologue physique selon les dessins techniques fournis par CCM Hockey et seule la portion en nylon a été modélisée. L'impacteur a donc été modélisé en corps rigide, car il est assumé que le nylon qui le compose absorbe très peu d'énergie par rapport au complexe tête-cou. Une masse de 19,43 kg a été ajoutée au nœud maître de l'impacteur. Le maillage est constitué de 13 148 éléments tétraédriques à quatre nœuds d'une taille caractéristique de 5 mm.

- Afin de simuler l'effet de l'inertie de masse de la table glissante, une masse totale de 21,25 kg a été ajoutée au nœud maître du corps rigide de la base du cou.

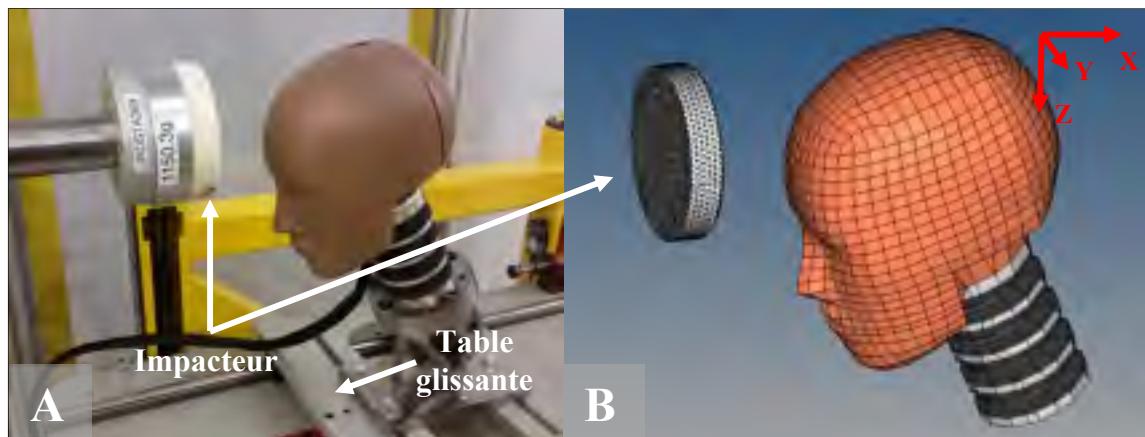


Figure 5.5 Parallèle entre le banc d'essai (A) et la modélisation (B)
Impact frontal illustré

5.1.2.2 Conditions limites

Afin d'établir le contact entre l'impacteur en nylon et la tête, notamment la peau en caoutchouc, il est nécessaire de faire appel à des interfaces de contact. Le choix s'est donc orienté vers l'interface de Type 7 *General Purpose* de RADIOSS, qui définit un contact et permet ainsi de modéliser des impacts entre une surface maîtresse et des nœuds esclaves. Les caractéristiques de cette interface sont définies plus en détail à la section 4.3.

L'impacteur était donc projeté à l'une ou l'autre des vitesses initiales désirées et était libre de se déplacer en translation selon l'axe des x , tout comme la base du cou (*Voir Figure 5.6*).

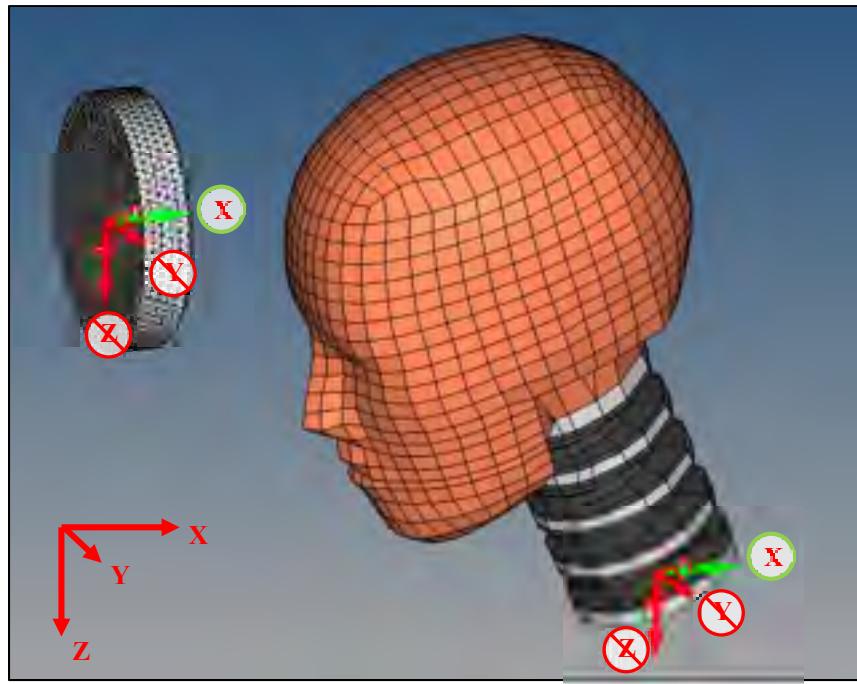


Figure 5.6 Illustration des conditions aux limites pour l'impacteur et la base du cou (impact frontal illustré)

5.2 Résultats

Dans le but d'alléger cette section, seuls les résultats d'impact arrière sont présentés, et ce, pour les trois vitesses d'impacts. L'ensemble des résultats pour les autres configurations sont présentés dans les Figure-A IX 1 à Figure-A IX 15 à l'ANNEXE XVII. Il est à noter qu'un filtre passe-bas identique à celui employé lors du traitement des essais expérimentaux, soit à une fréquence de coupure de 1 kHz, est utilisé pour traiter les résultats bruts des simulations numériques. La Figure 5.7 ainsi que le Tableau 5.2 présentent les résultats des cinq essais réalisés en configuration d'impact arrière à 3,00 m/s. Les courbes moyenne, minimale et maximale sur la Figure 5.7 se superposent de façon adéquate. De plus, ces cinq impacts ont démontré une excellente répétabilité, car les écarts-types observés pour la vitesse d'impact représentent en moyenne 0,4 % de la moyenne mesurée, 1,7 % pour le pic d'accélération linéaire, 3,0 % pour le temps associé à ce dernier, 2,5 % pour le pic d'accélération angulaire et finalement 2,4 % pour le temps associé à ce dernier.

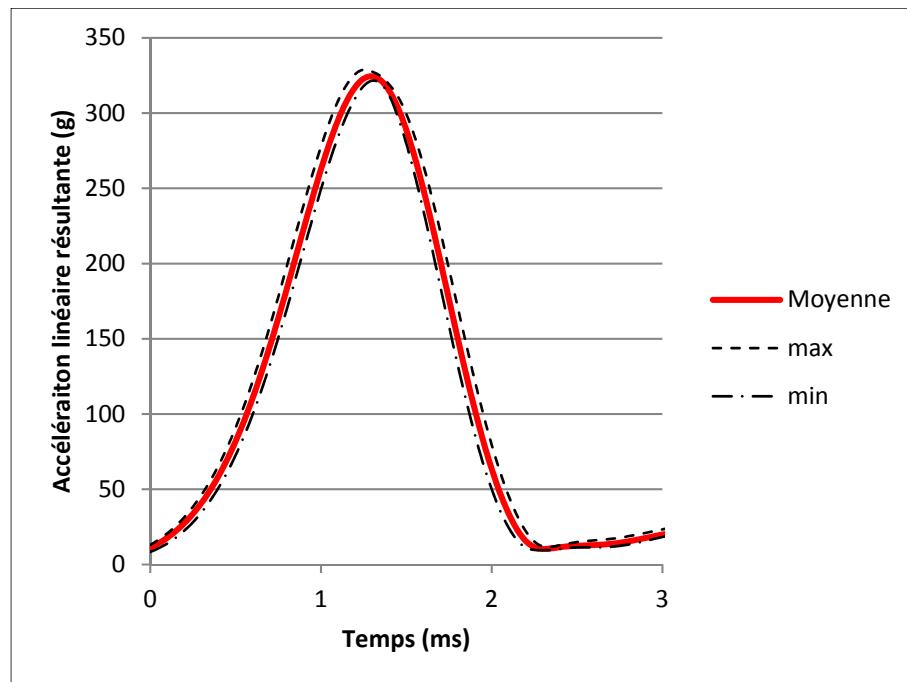


Figure 5.7 Courbes accélération linéaire résultante -temps moyenne et corridor d'erreur pour 5 impacts à 3,00 m/s en configuration d'impact arrière

Tableau 5.2 Extremums des écarts types sur la moyenne pour chaque paramètre pour 5 impacts en configuration d'impact arrière

	Min. σ/\bar{x}	Max. σ/\bar{x}
<i>Vitesse d'impact</i>	0,2 %	0,7 %
$a_{lin.\max}$	0,5 %	4,6 %
$t_{a.lin.\max}$	1,7 %	5,5 %
$a_{rot.\max}$	0,6 %	6,3 %
$t_{a.rot.\max}$	0,0 %	5,5 %

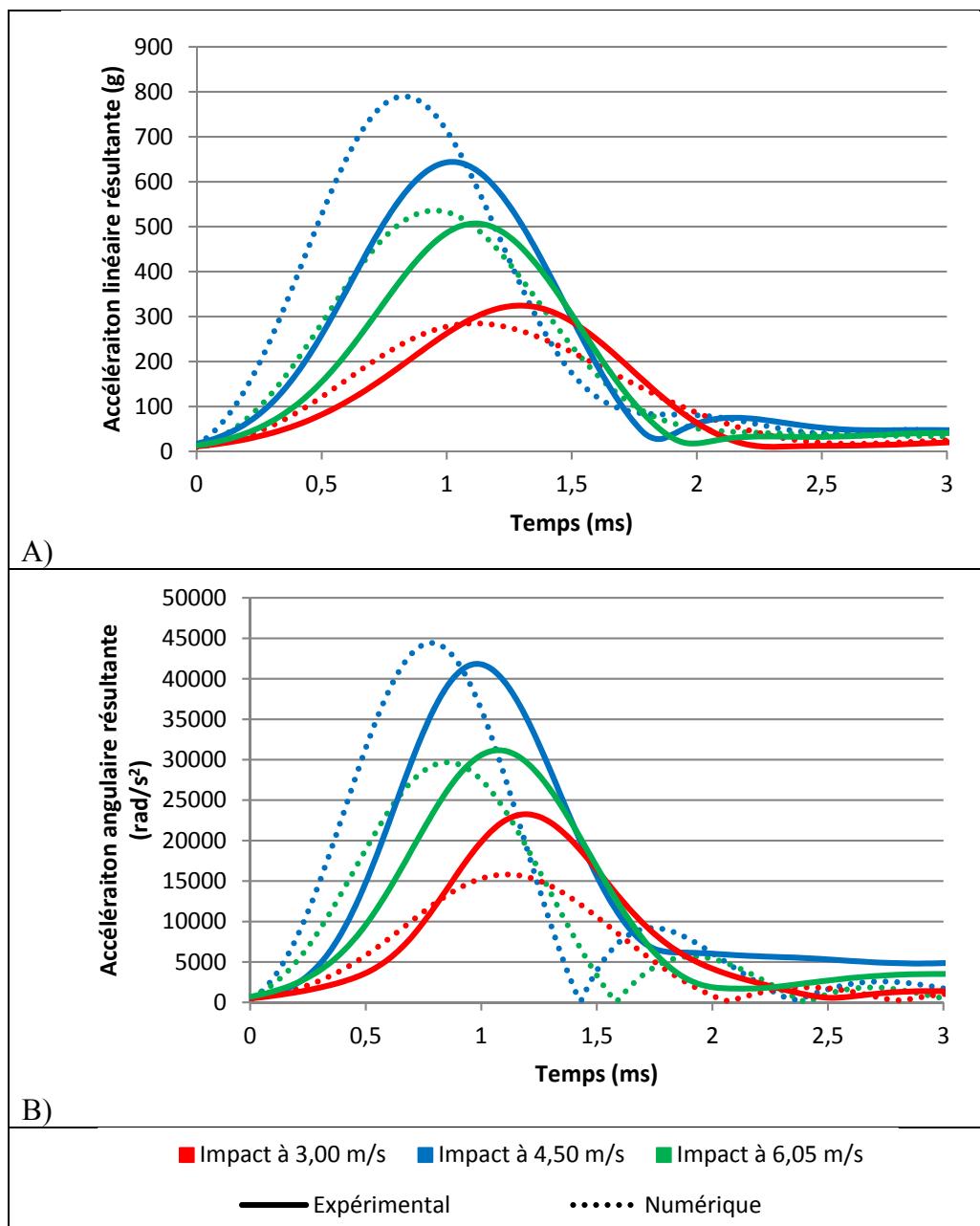


Figure 5.8 Courbes de l'accélération linéaire résultante moyenne (A) et de l'accélération angulaire résultante moyenne (B) en fonction du temps pour une configuration en impact arrière

Tableau 5.3 Temps associés aux pics d'accélération pour une configuration d'impact arrière

Vitesse d'impact (m/s)	Temps aux pics d'accélération linéaire (ms)		Écart relatif absolu (%)	Temps aux pics d'accélération angulaire (ms)		Écart relatif absolu (%)
	Expérimental (écart type)	Numérique		Expérimental (écart type)	Numérique	
3,00	1,30 (0,04)	1,11	17%	1,20 (0,00)	1,11	8%
4,50	1,10 (0,06)	0,95	16%	1,09 (0,04)	0,85	28%
6,05	1,01 (0,02)	0,83	22%	0,99 (0,04)	0,77	29%

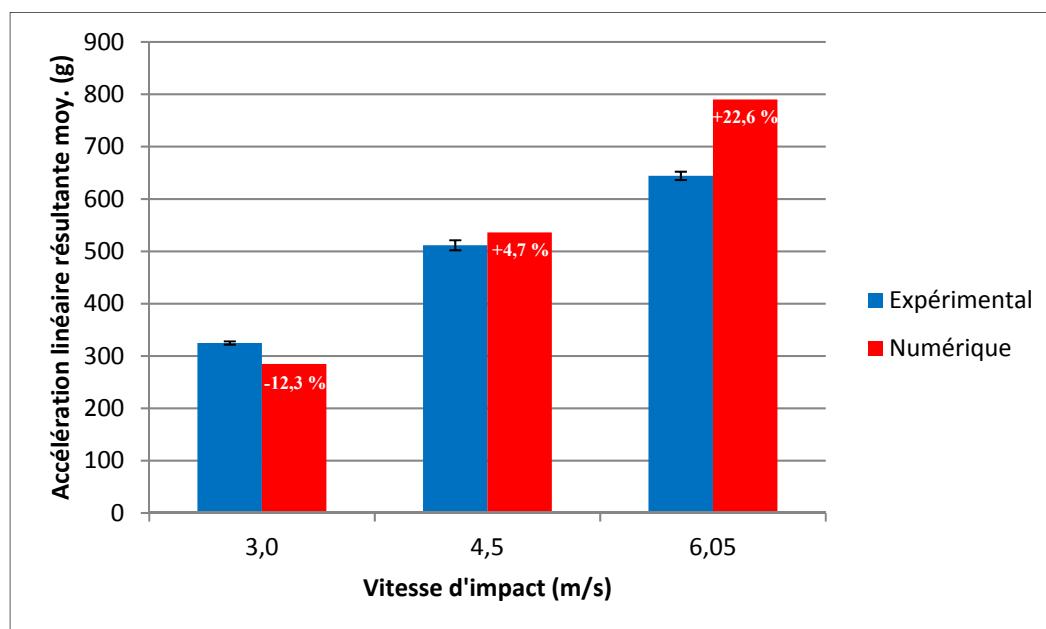


Figure 5.9 Histogramme des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact arrière

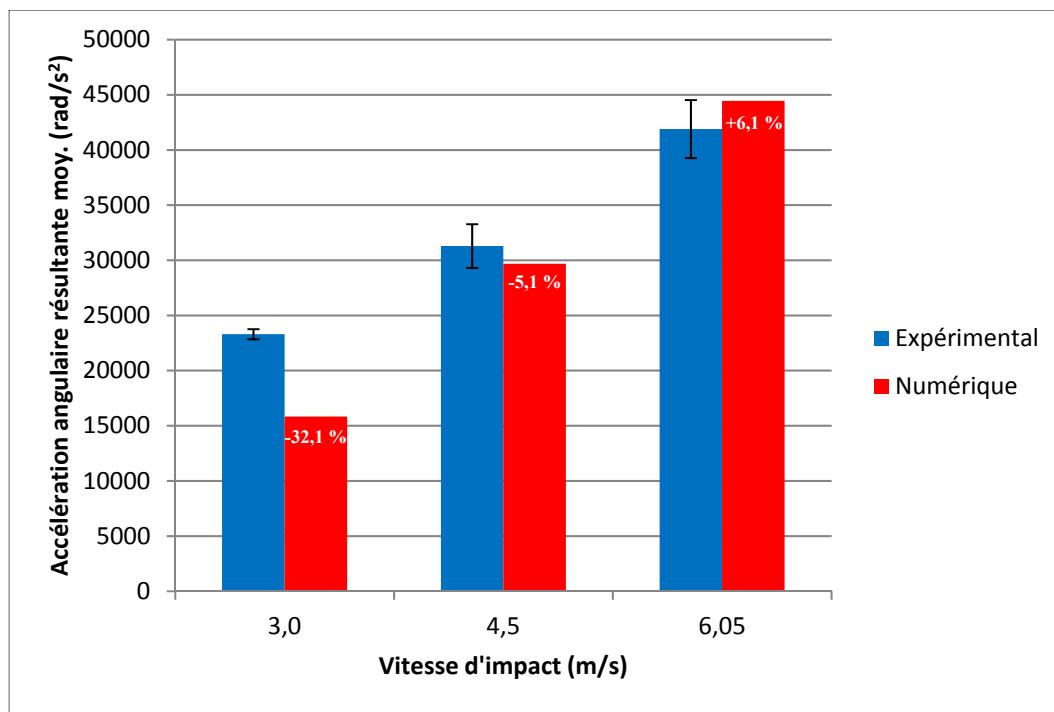


Figure 5.10 Histogramme des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact
Configuration impact arrière

La Figure 5.8 montre qu'il y a un certain écart entre les résultats des essais expérimentaux et numériques. Ces écarts se manifestent au niveau du pic maximal d'accélération et/ou au niveau du temps associé à ce pic et/ou au niveau de la durée totale de l'impact. La durée totale de l'impact ne sera pas abordée dans ce mémoire parce que l'intérêt est surtout au niveau des pics d'accélération et des temps associés à ces pics. Les histogrammes aux Figure 5.9 et Figure 5.10 et le Tableau 5.3 démontrent plus clairement ces écarts plus ou moins importants. En termes d'accélération linéaire, les écarts varient de -12,3 % à +22,6 % pour les vitesses de 3,00 m/s et de 6,05 m/s respectivement. Pour les temps associés à ces pics, les résultats montrent des écarts entre 17 % et 22 %. Pour les accélérations angulaires, les écarts varient de -32,1 % à 6,1 % pour les vitesses de 3,00 m/s et de 6,05 m/s respectivement et les temps associés entre 8 % et 29 %. Les mêmes constats peuvent être faits pour les autres configurations (*Voir ANNEXE XVII*) en termes de variabilité des écarts selon les vitesses d'impacts.

Dans le cas des impacts en configuration arrière, les pics d'accélération des résultats numériques, autant linéaires qu'angulaires, surviennent dans tous les cas plus tôt que les résultats expérimentaux. Ceci s'applique pour la configuration d'impact arrière et sur le dessus, mais varie pour les autres configurations. Par exemple, pour les impacts frontaux, c'est l'opposé qui se produit. Donc, les pics des accélérations expérimentaux surviennent plus tôt que les pics numériques. Pour la configuration latérale, les écarts entre les valeurs de temps sont beaucoup plus petits que pour les autres configurations, car les écarts varient entre 1 % et 4 %. Les rôles s'inversent donc dépendamment de la vitesse d'impact, mais les courbes peuvent être considérées comme synchronisées.

La discussion complète portant sur ce chapitre est présentée à la section 7.3 du CHAPITRE 7.

CHAPITRE 6

DÉVELOPPEMENT ET VALIDATION D'UN MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS COMPLET INCLUANT UN COMPLEXE TÊTE-COU ÉQUIPÉ D'UN CASQUE DE PROTECTION

Dans ce chapitre, des impacts produits à l'aide d'un impacteur linéaire sur un complexe tête-cou coiffé d'un casque sont présentés ainsi que la représentation numérique de ce montage. Ce chapitre propose donc une première approche pour l'évaluation de la performance des casques de hockey à l'aide d'un outil numérique. Il a été jugé approprié que cette étude se limiterait à des casques de type monocouche, c'est-à-dire des casques qui ne sont composés que d'un type de mousse de protection. Pour ce faire, un casque composé uniquement de mousse VN602 a été fabriqué sur mesure pour le projet.

6.1 Matériels et méthodes

6.1.1 Développement et validation du complexe tête-cou-casque : Volet expérimental

6.1.1.1 Complexe tête NOCSAE-cou H350

Le CHAPITRE 5 a démontré que le modèle par éléments finis du H350 n'est pas validé pour les conditions d'utilisation dans lesquelles il sera utilisé, c'est-à-dire lorsqu'il est soumis au protocole Hockey STAR. Les écarts pourraient résider dans la distinction entre les propriétés mécaniques et inertielles de certains composants du modèle et physiques (*Voir* section 7.3 pour les détails).

Fort de ces constats, il a été jugé pertinent d'utiliser le complexe tête NOCSAE-cou H350 formé par la tête NOCSAE et du cou H350. Ce changement est également appuyé par le fait que selon CCM Hockey, les normes à venir incluraient ce complexe tête-cou complexe tête NOCSAE-cou H350 davantage que le H350. Un modèle numérique de ce complexe tête-cou

sera évidemment développé dans le cadre de ce mémoire. Par ce choix, plusieurs facteurs jugés secondaire sont écartés tels que:

- la peau : la peau en uréthane de la tête NOCSAE est très mince. L'hypothèse est donc qu'elle absorbe très peu d'énergie en comparaison avec celle du H350;
- encastrement de la tête sur le cou : La tête NOCSAE est encastrée au cou. Par conséquent, il n'y a pas de mouvement permis entre les deux composants dû à l'absence des petites pièces de caoutchouc;
- les propriétés inertielles : Les propriétés inertielles, notamment les différents moments d'inerties, sont éditables sur le modèle de la tête NOCSAE contrairement à celles du H350 d'Altair.

La tête seule possède une masse de $4,960 \pm 0,001$ kg. Le cou, quant à lui, reste le même que celui du H350. Les composants de caoutchouc du cou ainsi que le câble demeurent donc les seuls paramètres pouvant avoir une influence sur la réponse selon la vitesse d'impact.

6.1.1.2 Casque

Tel que mentionné précédemment, il a été nécessaire que CCM fabrique un casque sur mesure puisqu'aucun casque actuellement vendu sur le marché n'est entièrement composé de la mousse désirée, soit la VN602 (*Voir Figure 6.1*).



Figure 6.1 Casque de hockey utilisé pour le projet – Coque 3DS et mousse VN602

La coque du casque en question provient d'un casque de modèle 3DS habituellement composé de mousses EPP et D3O (*Voir Figure 1.3*). Ces deux mousses ont donc été substituées par la mousse VN602 pour obtenir le casque illustré à la Figure 6.1 précédente. L'entreprise a également produit un modèle numérique de ce même casque sur logiciel PTC Creo 3.0 Parametric.

Le casque est positionné sur la tête NOCSAE comme l'exigent les normes. CCM Hockey utilise notamment un autocollant sur lequel est inscrit *HPI 1/2"*. Cet autocollant sert de repère afin d'ajuster le casque sur une tête de mannequin quelconque par rapport au centre de l'arcade sourcilière. Il est donc nécessaire que la limite inférieure de la mousse de protection de la région frontale du casque soit alignée avec la limite supérieure de l'autocollant en question. Un exemple est illustré à la Figure 6.2 avec le complexe tête NOCSAE-cou H350 et un casque quelconque (*Voir Figure 6.2*). Le reste du casque doit être bien appuyé sur l'ensemble de la tête en évitant au maximum les interstices entre ce dernier et la tête. Des mécanismes d'ajustement permettent également d'ajuster le casque en question (*Voir Figure 1.3*).

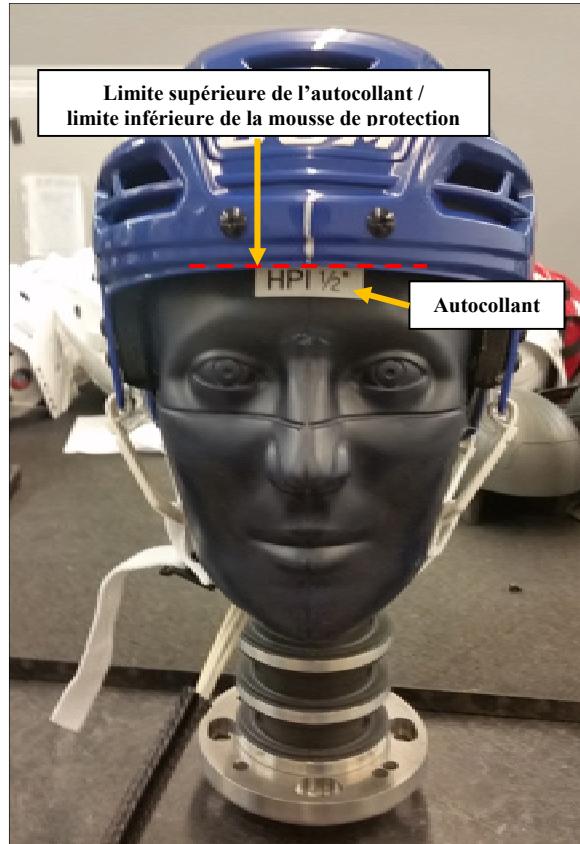


Figure 6.2 Positionnement d'un casque sur une tête selon les normes portant sur les casques de hockey (American society for testing and materials, 2015 ; Canadian Standards Association, s.d.)

6.1.1.3 Impacteur linéaire

Les impacts expérimentaux présentés dans ce chapitre impliquent le même impacteur linéaire que celui présenté à la section 5.1.1.2 du chapitre précédent. Cependant, au chapitre précédent, le protocole employé était le Hockey STAR adapté pour le complexe tête-cou H350 (*Voir* section 5.1.1.4). Dans le cas présent, le protocole original sera utilisé. Dans ce contexte, 24 impacts ont été effectués, soit deux impacts par configuration et vitesse, tel que le prescrit le protocole Hockey STAR (*Voir* section 1.4.2).

6.1.1.4 Acquisition

Tout comme le H350, les données d'accélération linéaires et angulaires de la tête NOCSAE sont mesurées. Les accélérations linéaires selon les trois axes sont mesurées au centre de masse de la tête grâce à trois accéléromètres identiques à ceux employés dans l'arrangement 3-2-2-2 pour la tête H350 présentée au CHAPITRE 5, soit l'Endevco 7264C-2KTZ-2-360 dont la fiche technique est disponible à ANNEXE XIV (*Voir Figure-A XIV-1*). Les accélérations angulaires sont cependant obtenues à partir de capteurs de vitesses angulaires pour lesquels les données sont dérivées. La fiche technique est disponible à ANNEXE XIV (*Voir Figure-A XIV-2*).

6.1.1.5 Traitement des données brutes

Un filtre Butterworth passe-bas à 320 Hz est utilisé pour traiter les données expérimentales et numériques. Cette valeur a été obtenue selon les manipulations de Yu et al. (1999) utilisant la courbe de la moyenne quadratique (*RMS*) telle qu'utilisée précédemment pour le traitement des courbes contraintes-déformation de la mousse sur le puits de chute (*Voir ANNEXE XI*).

6.1.2 Développement et validation du complexe tête-cou-casque : Volet numérique

Un modèle doit s'appuyer sur une géométrie et son maillage représentatifs de la situation simulée. S'ajoutent ensuite les conditions limites. Ces étapes sont donc présentées dans les prochaines sections couvrant l'élaboration du modèle par éléments finis du complexe tête NOCSAE-cou H350 munis d'un casque soumis à des impacts selon le protocole Hockey STAR.

6.1.2.1 Modélisation géométrique

- Complexe tête-cou

Pour construire une version par élément finis du complexe tête NOCSAE-cou H350, une représentation géométrique de la tête NOCSAE a d'abord été fournie par CCM hockey puis maillé (*Voir* la section 6.1.2.2 pour le détail du maillage). Le positionnement de ce dernier par rapport au cou du H350 est rendu possible par un scan qui a été réalisé sur le complexe tête NOCSAE-cou H350 physique (*Voir* Figure 6.3). Comme il est possible de le remarquer sur la Figure 6.3A suivante, certaines sections de la tête n'ont pas été captées par la caméra. Cependant, étant donné que la numérisation n'est utile que pour positionner cette dernière par rapport au cou H350, il n'était pas essentiel d'avoir une reproduction complète (*Voir* Figure 6.3B).

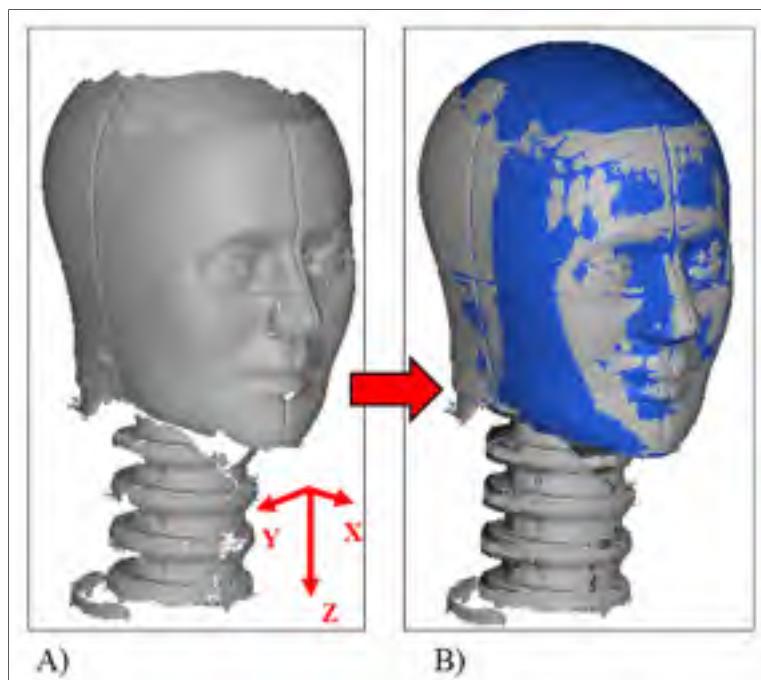


Figure 6.3 Positionnement par numérisation de la tête NOCSAE par rapport au cou

Les moments d'inertie présentés dans le Tableau 6.1 suivant ont été ajoutés à la tête NOCSAE.

Tableau 6.1 Propriétés inertielles du modèle NOCSAE
 Données de littérature
 Tirée de (Kendall & Walsh, 2012)

Moments d'inertie	Littérature (NOCSAE)	Littérature (crâne humain)	Modèle
I_{xx} (g·mm ²)	$1,9 \cdot 10^{-2}$	$2,063 \cdot 10^{-2}$	$1,9 \cdot 10^{-2}$
I_{yy} (g·mm ²)	-	$1,778 \cdot 10^{-2}$	$1,778 \cdot 10^{-2}$
I_{zz} (g·mm ²)	-	$1,513 \cdot 10^{-2}$	$1,513 \cdot 10^{-2}$

Il est à noter que les moments d'inerties autour de y et z ne sont pas disponibles dans la littérature. Cependant, l'étude de Hodgson (1975), qui est à l'origine du développement de la tête NOCSAE, souligne le fait que cette dernière est représentative du 50^e percentile de plusieurs modèles cadavériques d'homme. En ce sens, les moments d'inertie d'une tête humaine identifiées par Kendall & Walsh (2012) ont donc été utilisés pour remplacer les moments manquants.

- Impacteur

Le modèle de l'impacteur est le même que celui utilisé dans le CHAPITRE 5 précédent (section 5.1.2.1) étant donné que le même banc d'essai est utilisé.

- Le casque

Les géométries des casques de hockey ont été fournies par CCM sous forme de fichiers qui sont exploitables sur le logiciel PTC Creo 3.0 Parametric seulement. L'assemblage numérique du casque sur mesure utilisé dans ce projet inclut notamment :

- La coque (unique ou multi-sections) ;
- Les mousses de protection ;
- Les mécanismes d'ajustement ;
- Les protège-oreilles ;
- Les boulons et écrous.

Dans un premier temps, il est donc nécessaire de supprimer les pièces qui ne sont pas nécessaires ou qui ont un impact négligeable sur le comportement global du modèle. En ce sens, les mécanismes d'ajustement, les protège-oreilles, les boulons et les écrous sont retirés de l'assemblage.

La géométrie de la coque fournie par CCM Hockey est complexe. Évidemment, tous les détails y figurent étant donné qu'il s'agit de la représentation numérique d'un produit fini. Cependant, pour éventuellement ajouter un maillage aux géométries, il faut en simplifier certains éléments pour rendre le maillage possible, car des courbures trop importantes imposent un maillage très raffiné. L'impact sur le temps de calcul en serait donc très important pour des résultats comparables. Par exemple, plusieurs trous et petits rayons dans la coque ont été retirés. La Figure 6.4 suivante illustre un exemple avec le mécanisme d'ajustement qui a été retiré. La Figure 6.5 suivante présente à gauche la géométrie du casque originale et à droite la géométrie modifiée, soit simplifiée.

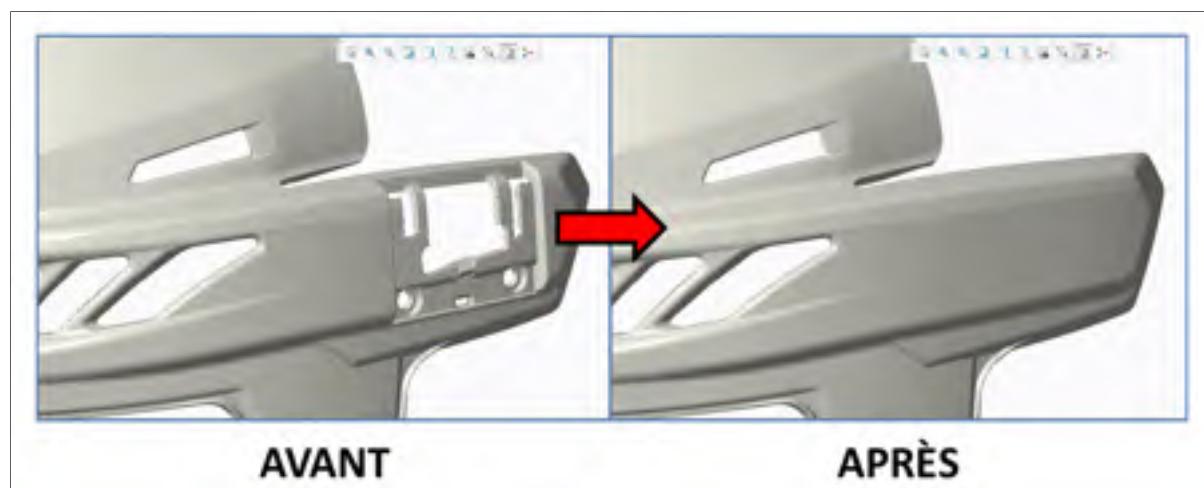


Figure 6.4 Exemples de modifications apportées à la géométrie de la coque

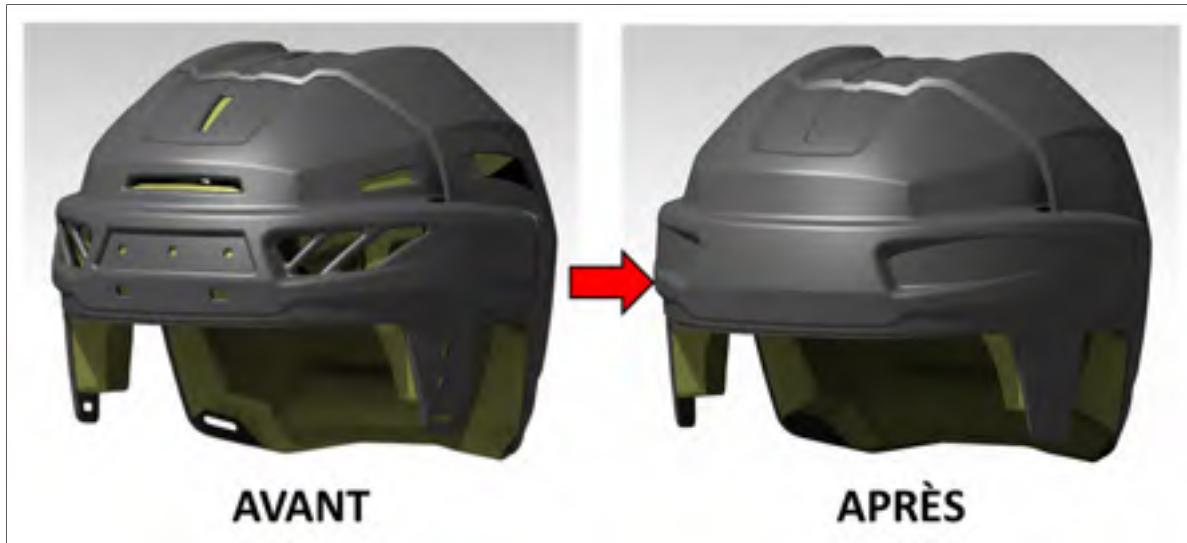


Figure 6.5 Simplification de la géométrie du casque

6.1.2.2 Maillage et propriétés mécaniques

- **Maillage**

La coque du casque et la tête NOCSAE sont modélisées par des éléments surfaciques linéaires de type *shell* (coque) à quatre nœuds. De plus, la surface maillée est en fait la surface mitoyenne de la coque. Ces choix sont justifiés par le fait que la coque a une épaisseur généralement constante sur toute sa forme. Le maillage est réalisé grâce au logiciel Hypermesh, logiciel de la suite Hyperworks d'Altair.

Le maillage de la mousse de protection est composé d'éléments volumiques de type tétraédrique à quatre nœuds. La forme complexe et les petits rayons de courbure sur certaines zones de la géométrie ont favorisé ce choix. Le Tableau 6.2 suivant résume les caractéristiques du maillage des différents composants du modèle. Il est à noter que les tailles d'éléments inscrits dans ce tableau sont celles entrées par l'utilisateur. Cependant, par souci de respect des critères de qualité de maillage, Hypermesh, logiciel de la suite Hyperworks d'Altair utilisé pour le maillage, raffiner ce dernier. La taille des éléments peut donc varier selon les rayons de courbure plus ou moins importants qu'impose la géométrie des composants. Le cou H350 et l'impacteur demeurent les mêmes que ceux présentés à la

section 5.1.2.1. Il est à noter que seule la moitié du casque est maillée. Elle est par la suite dupliquée par symétrie afin d'obtenir deux moitiés de casque identiques. Les nœuds à la jonction de cette symétrie sont donc doublés et la fonction *equivalence* de Hypermesh permet de les fusionner.

Tableau 6.2 Caractéristiques du maillage de la tête NOCSAE et du casque

Composant	Type de maillage	Taille caractéristique	Nombre d'éléments
Tête NOCSAE	Surfacique (2D) : Quadrilatères (4 nœuds)	10 mm	1 222
Coque	Surfacique (2D) : Quadrilatères (4 nœuds)	8 mm	8 392
Mousse de protection	Volumique (3D) : Tétraédriques. (4 nœuds)	8 mm	68 584

- **Étude de convergence**

L'étude de convergence est nécessaire pour le casque, soit la mousse de protection et la coque. En fait, le complexe tête-cou est composé du cou H350, qui est déjà couvert par Altair, et de la tête NOCSAE qui est modélisée en corps rigide. À cette dernière, il a toutefois été jugé nécessaire d'appliquer une taille d'éléments de 10 mm afin d'assurer une fidélité géométrique.

Les résultats de l'étude (*Voir ANNEXE XVIII*) démontrent qu'une taille maximale de 8 mm pour la coque et la mousse est nécessaire.

- **Propriétés mécaniques et lois de comportement**

La coque est fabriquée de polyéthylène à haute densité (*HDPE*). De plus, il est assumé que les déformations que subira ce matériau n'excèdent pas la région élastique et c'est pourquoi une loi élastique simple a été utilisée pour sa modélisation. Le module de Young du HDPE a été obtenu d'après un essai de traction réalisé par CCM Hockey (*Voir Figure 6.6*).

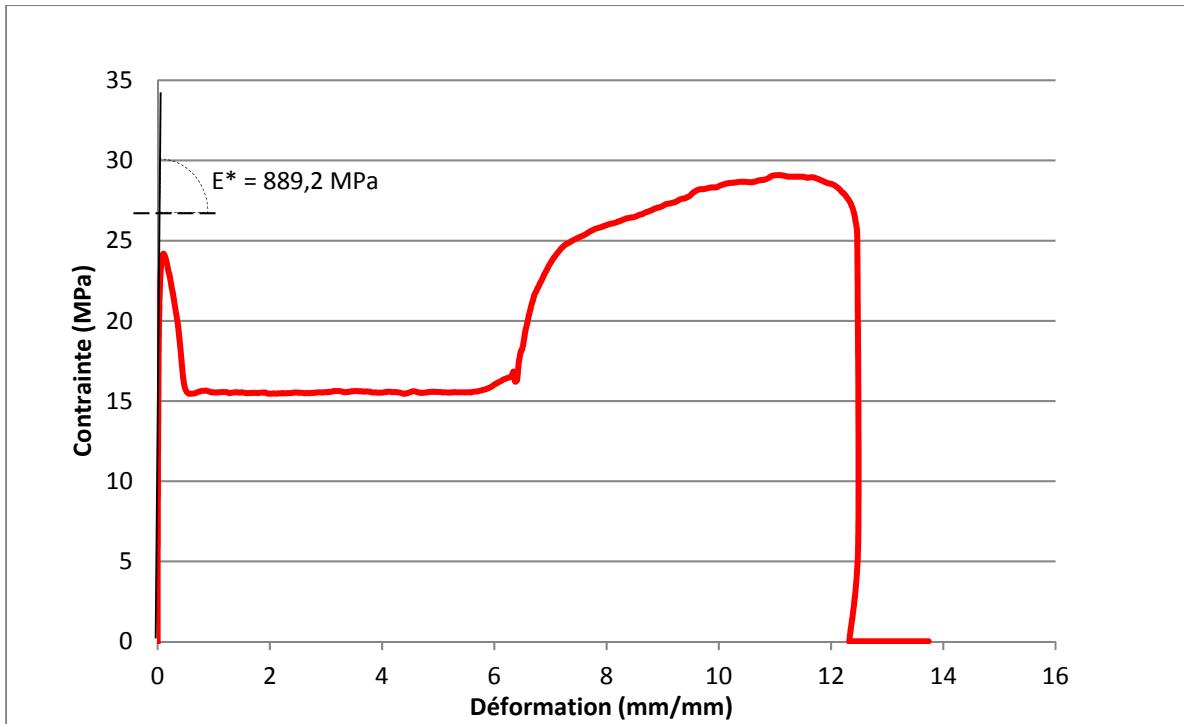


Figure 6.6 Courbe contrainte-déformation du HDPE SCLAIR 2907, 23 °C

La mousse, quant à elle, est soumise à la loi de comportement 38 *Visco-Elastic Foam Tabulated Material* dont les paramètres ont été définis à la section 4.2.2. Dans cette première approche de modèle complet (complexe tête-cou casqué), seule une courbe contrainte-déformation renseigne le modèle sur le comportement de la mousse. Il s'agit de la courbe contrainte-déformation sur puits de chute à vitesse d'impact à 5,69 m/s (*Voir*). Pour améliorer le comportement des mousses, dans les prochaines étapes d'un projet ultérieur, il faudra alimenter le modèle avec davantage de courbes contrainte-déformation couvrant ainsi différents taux de déformation tel que présenté au CHAPITRE 4.

6.1.2.3 Positionnement du casque par numérisation

Une numérisation 3D a permis de produire un maillage du complexe tête NOCSAE-cou H350 équipé du casque (*Voir* Figure 6.7A). Tout comme la numérisation du complexe tête-cou seul (*Voir* Figure 6.3B), certaines sections du casque n'ont pas été captées par la caméra,

et ce, pour les mêmes raisons. Il n'est toutefois pas nécessaire d'avoir une reproduction complète pour positionner le casque sur la tête NOCSAE (*Voir Figure 6.7C*).

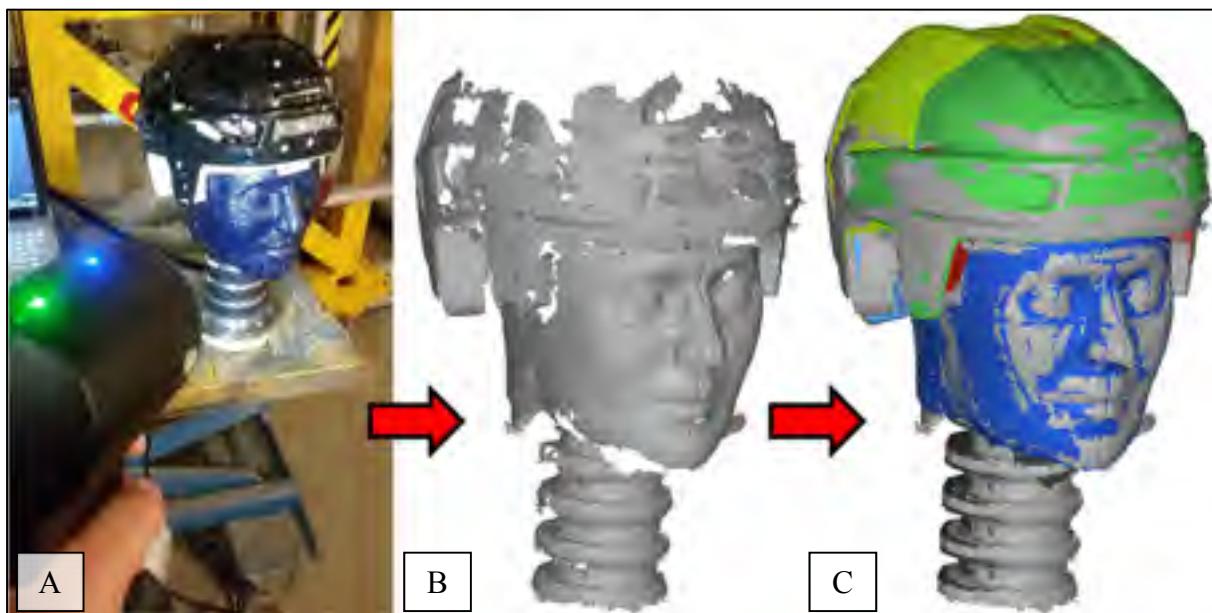


Figure 6.7 Positionnement par numérisation du casque par rapport au complexe tête NOCSAE-cou H350

6.1.2.4 Ajustement du casque sur la tête par simulation

La géométrie du casque fournie par CCM Hockey qui a servi pour construire le modèle ne tient évidemment pas compte de la déformation que le casque subit lorsqu'il est ajusté sur une tête quelconque. En fait, par la différence entre la circonférence crânienne d'une tête et la géométrie du casque, ce dernier a tendance à se déformer suivant la forme de la tête en question. Sur la tête NOCSAE, le casque a tendance à s'étendre en largeur selon l'axe x et à se restreindre en longueur selon l'axe y (*Voir Figure 6.9*). Le positionnement par scan présenté à la section 6.1.2.3 précédente est une bonne approximation, mais ne tient également pas compte de l'ajustement du casque. De plus, le modèle présente de nombreuses zones d'interférence entre les composants du casque et la tête NOCSAE. Il est donc nécessaire de procéder à une première simulation afin de reproduire cet ajustement.

- **Géométrie et maillage**

La stratégie pour simuler l'ajustement du casque sur la tête est de créer un effet de gonflement de la tête à l'intérieur du casque. Pour ce faire, les éléments superficiels de la tête NOCSAE sont extraits et divisés pour former quatre quartiers de tête (*Voir Figure 6.8*). Le principe est donc de positionner légèrement ces quartiers vers le centre de la tête manuellement jusqu'à ce qu'il n'y est plus d'interférence détectée. Les quartiers sont tous considérés comme des corps rigides.

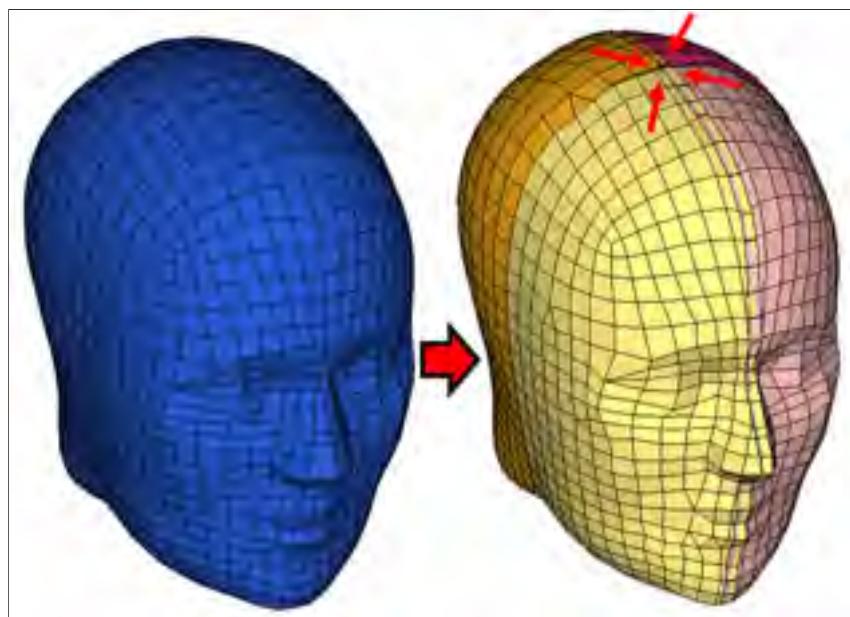


Figure 6.8 Création et repositionnement vers le centre des quartiers pour la tête NOCSAE

- **Conditions de simulation**

La simulation consiste donc à repositionner ces quartiers à leurs positions initiales. Ce faisant, les quartiers élargiront le casque en entrant en contact avec les mousses qui à leur tour élargiront la coque. L'interface de Type 7 *General Purpose* de RADIOSS, couramment utilisé dans les différents modèles présentés dans ce mémoire (*Voir les détails à la section 4.3*), assure les contacts entre l'impacteur et la coque ainsi qu'entre la mousse et la tête NOCSAE. L'interface entre les mousses et la coque est assurée par une interface de Type 2 *Tied Interface* de RADIOSS. Cette interface permet d'attacher ou de coller deux composants

qui ont des maillages dissemblables et de transmettre les contraintes de la surface vers les nœuds. Elle fait office de colle entre la coque et la mousse et donc aucun glissement ou mouvement des nœuds esclaves (mousse) n'est possible sur la surface maîtresse (coque). Ce choix d'interface est expliqué par le fait que sur le casque physique, la mousse est littéralement collée grâce à un ruban double face sur la surface intérieure de la coque. Également, seuls les nœuds médians périphériques du casque sont encastrés (*Voir Figure 6.9A*). De plus, les quartiers sont contraints à se déplacer uniquement selon une direction prédéfinie dans le plan *xy* pour chacun d'entre eux (*Voir Figure 6.9B*).

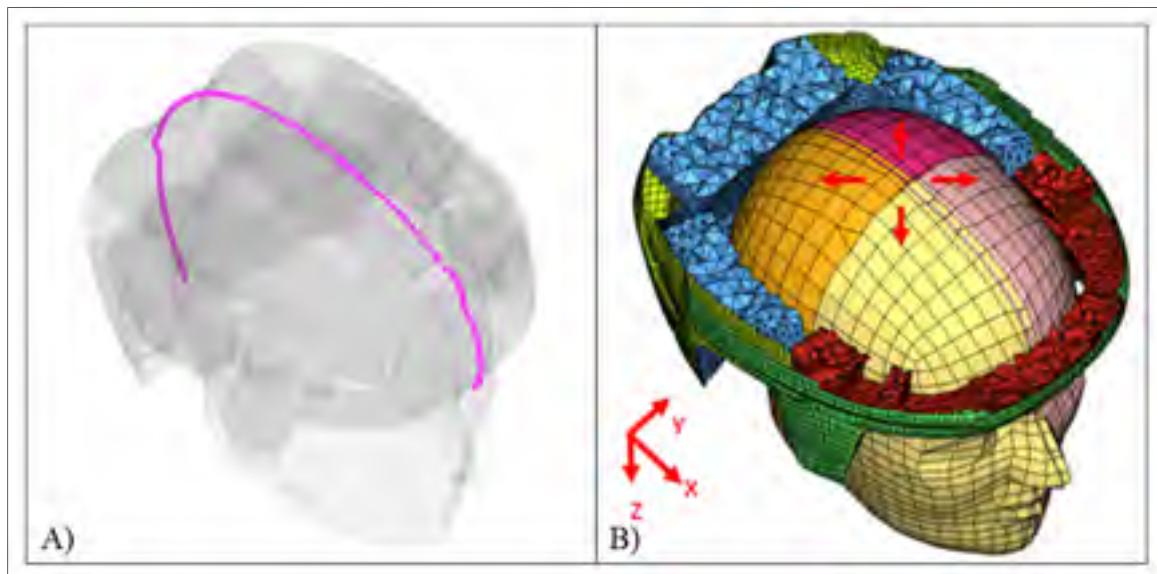


Figure 6.9 A) Encastrement des nœuds médians périphériques du casque;
B) Ajustement du casque sur la tête par simulation (vue de haut du casque coupé)

La vitesse imposée à chacun des quartiers est très faible (0,1 mm/s) pour que la mousse ait le temps nécessaire d'épouser la forme de la tête NOCSAE. Le modèle récupéré à la toute fin de la simulation présente un casque ajusté sur la tête sans interférence et servira donc de géométrie initiale pour les simulations d'impacts présentés à la section 6.2.2 suivante. En plus de la géométrie, les contraintes internes aux matériaux (coque et mousse) sont également conservées afin de simuler la pression qu'exerce la tête rigide sur le casque.

6.1.2.5 Conditions limites

Suite à l'ajustement du casque sur la tête NOCSAE, il ne manque qu'au modèle les conditions limites propres aux simulations d'impacts. Les contacts pour les couples impacteur/coque, coque/mousse et mousse/tête sont assurés par l'interface de Type 7 *General Purpose* de RADIOSS. De plus, comme utilisée précédemment, pour un même couple de composants, une interface symétrique est ajoutée.

Tout comme le présente le modèle pour la validation numérique du H350 (*Voir* section 4.3), l'impacteur est également projeté à l'une ou l'autre des vitesses initiales désirées et est libre seulement en translation selon l'axe des x, tout comme la base du cou (*Voir* Figure 6.10). Les vitesses initiales renseignées aux conditions limites représentent les moyennes des vitesses mesurées expérimentalement pour chacune des configurations désirées (*Voir* Tableau 6.3).

Tableau 6.3 Vitesses moyennes réelles en fonction des vitesses prescrites par le protocole Hockey STAR

Configuration d'impact	Configuration à 3,00 m/s, vitesse réelle moyenne (m/s)	Configuration à 4,60 m/s, vitesse réelle moyenne (m/s)	Configuration à 6,10 m/s, vitesse réelle moyenne (m/s)
Frontal	3,050	4,580	6,105
Latéral	3,000	4,550	6,135
Sur le dessus	3,025	4,580	6,122
Arrière	3,015	4,595	6,145

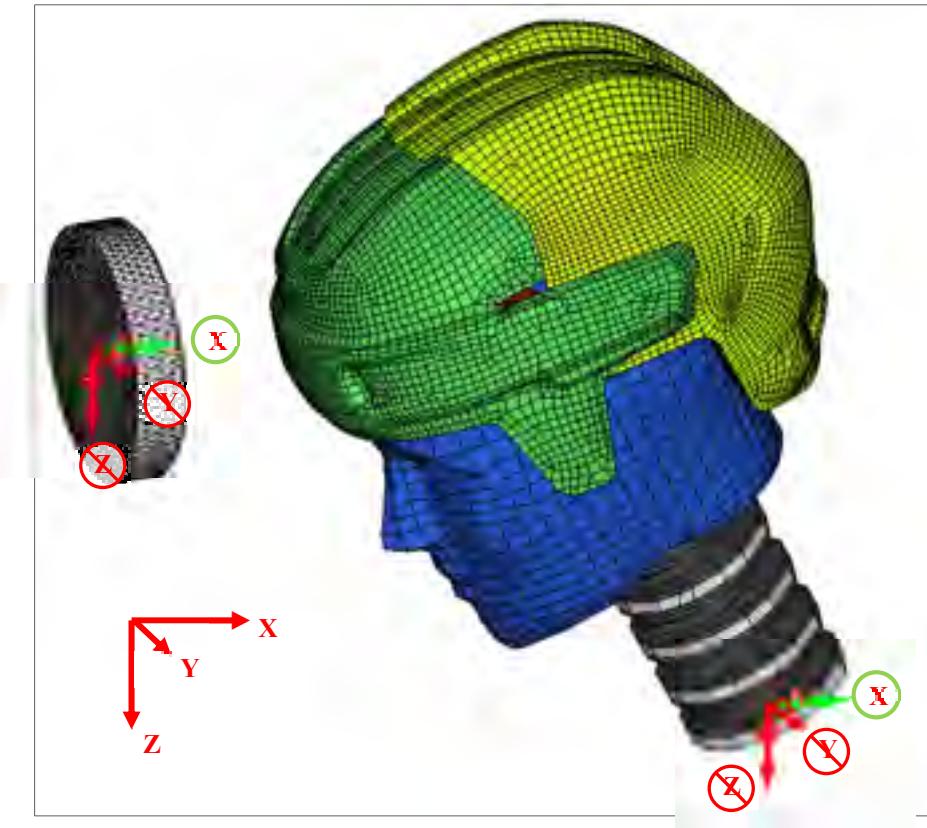


Figure 6.10 Illustration des degrés de liberté pour le modèle complexe tête NOCSAE-cou H350 équipé d'un casque (impact frontal illustré)

La Figure 6.11 suivante illustre le modèle disposé selon les quatre positions prescrites par le protocole Hockey STAR.

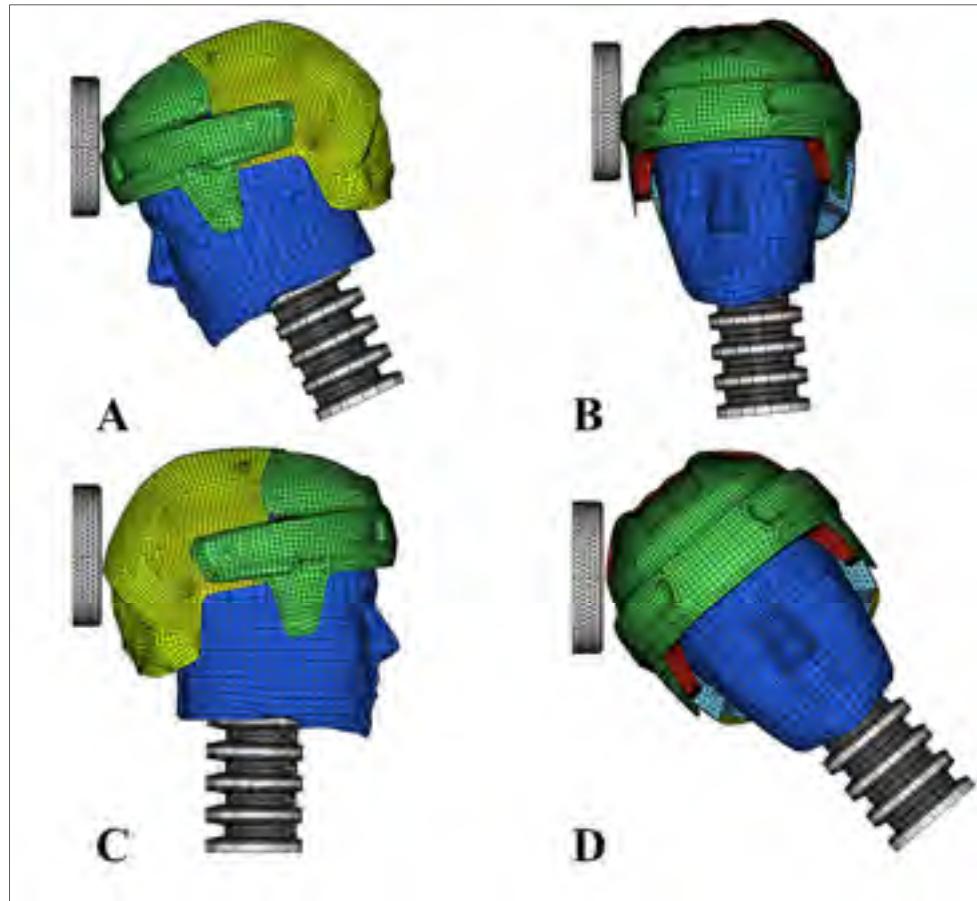


Figure 6.11 Configuration d'impact – MEF NOCSAE équipé d'un casque
A) Frontal, B) Latéral, C) Arrière, D) Sur le dessus

6.2 Résultats

En premier lieu, cette section présentera les résultats sur la qualité du maillage du modèle final. En second lieu, la validation du modèle sera présenté.

6.2.1 Qualité du maillage

Le Tableau 6.4 suivant présente les critères de qualité de maillage utilisé lors de l'élaboration du modèle du casque ainsi que les résultats lors de sa vérification par le logiciel Hypermesh.

Tableau 6.4 Critères de qualité de maillage et résultats du modèle

	Mesure sur l'élément	Valeur acceptable	Non acceptable	Valeur min./max.
2D (coque) quadrilatères/ triangles	<i>Warpage</i>	< 10 °	0,7 %	22,4
	<i>Aspect ratio</i>	< 5	0,1 %	6,8
	<i>Skew</i>	< 45 °	0,1 %	47,8
	<i>Jacobian</i>	> 0,6	0,1 %	0,54
	<i>Min. angle (quad.)</i>	> 45 °	0,0 %	45,10
	<i>Max. angle (quad.)</i>	< 135 °	0,0 %	136,5
	<i>Min. angle (tria.)</i>	> 20 °	0,0 %	24,4
	<i>Max. angle (tria.)</i>	< 120 °	0,0 %	115,2
3D (mousse) tétraèdres	<i>Tet. collapse</i>	> 0,1	0,0 %	0,2
	<i>Vol. Skew</i>	< 0,7	0,1 %	1,0
	<i>Jacobian</i>	> 0,5	0,0 %	1,0
	<i>Min. angle</i> (face triangulaire)	> 20 °	0,1 %	13,8
	<i>Max. angle</i> (face triangulaire)	< 120 °	0,0 %	150,82

La plupart des critères sont satisfaits en démontrant que pratiquement tous les éléments du modèle respectent les différents seuils régis par ces critères. Le Tableau 6.4 présente des valeurs à 0,0 % (nombre de chiffres significatifs limité par le logiciel). Cependant, dans les valeurs présentées dans la colonne de droite (Valeur min./max.) sont parfois à l'extérieur de leurs seuils (valeur acceptable). Ceci indique donc qu'il y a un ou plusieurs éléments qui ne rencontrent pas les critères, mais ils sont considérés comme négligeables. Les critères *Warpage*, *Aspect ration*, *Skew* et *Jacobian* pour les éléments surfaciques et *Vol. skew* et *Min. Angle* pour les éléments volumiques sont ceux dont les valeurs sont différentes de 0,0 %. Cependant, leur nombre est encore une fois considéré négligeable, car il ne dépasse pas les 0,7 %. Il n'est pas nécessaire de procéder à la vérification des éléments pour la tête NOCSAE étant donné que cette dernière est modélisée en corps rigide et qu'aucune déformation n'est donc permise.

6.2.2 Validation du MEF du complexe tête-cou-casque : Comparaison des essais expérimentaux et numériques

Pour chacune des configurations et vitesses, seuls deux impacts ont été réalisés comme prescrit par le protocole Hockey STAR. Sur seulement deux impacts, il n'est pas possible de réaliser une analyse de la variance. Cependant, pour une même configuration et vitesse, l'écart relatif entre ces deux impacts sera tout de même analysé. L'écart relatif est calculé selon l'équation (6.1) suivante :

$$\text{écart relatif} = \frac{\text{Val. impact 1} - \text{Val. impact 2}}{\text{Val. impact 1}} \quad (6.1)$$

Les résultats démontrent une bonne répétabilité, car les écarts relatifs entre les paramètres des deux impacts pour une même vitesse d'impact représentent en moyenne 0,5 %, 4,3 % pour le pic d'accélération linéaire, 5,6 % pour le temps associé à ce dernier, 6,8 % pour le pic d'accélération angulaire et finalement 12,4 % pour le temps associé à ce dernier. Le Tableau 6.5 présente les moyennes, les maximums et minimums des écarts relatifs, et ce, pour chacun des paramètres mesurés.

Tableau 6.5 Écarts relatifs entre deux impacts
NOCSAE casquée

	Écart relatif		
	Moyenne	Min.	Max.
<i>Vitesse d'impact</i>	0,5 %	0,0 %	1,0 %
<i>a_{lin.max}</i>	4,3 %	0,2 %	10,9 %
<i>t_{a.lin.max}</i>	5,6 %	0,0 %	18,4 %
<i>a_{rot.max}</i>	6,8 %	0,3 %	20,3 %
<i>t_{a.rot.max}</i>	12,4 %	1,1 %	36,4 %

La Figure 6.12 suivante illustre un impact expérimental en configuration arrière à 6,1 m/s et sa reproduction numérique. La Figure 6.14 suivante montre le même impact en vue coupée afin de pouvoir visualiser la déformation du casque et de ce fait la compression de la mousse. Il est possible de remarquer que le modèle, visuellement du moins, se comporte comme son homologue physique. Cependant, il y a deux éléments qui diffèrent dans le modèle par rapport à la simulation. En premier lieu, l'impacteur sur le banc d'essai expérimental est à un point ralenti et arrêté par des ressorts, ce qui n'est pas le cas dans le modèle. C'est la raison pour laquelle l'impacteur numérique poursuit sa course et son déplacement semble beaucoup plus important que l'impacteur physique. Toutefois, l'intervalle d'intérêt de l'impact (où les courbes d'accélération linéaires et angulaires sont pertinentes) est dans les tout premiers instants de l'impact (≈ 15 ms), soit au point C1 et C2 et la Figure 6.13 suivante. En second lieu, la jugulaire n'est pas modélisée et donc le casque est propulsé au lieu d'être retenu. Il est également considéré ici que les résultats numériques ne sont pas affectés par l'absence de la jugulaire.

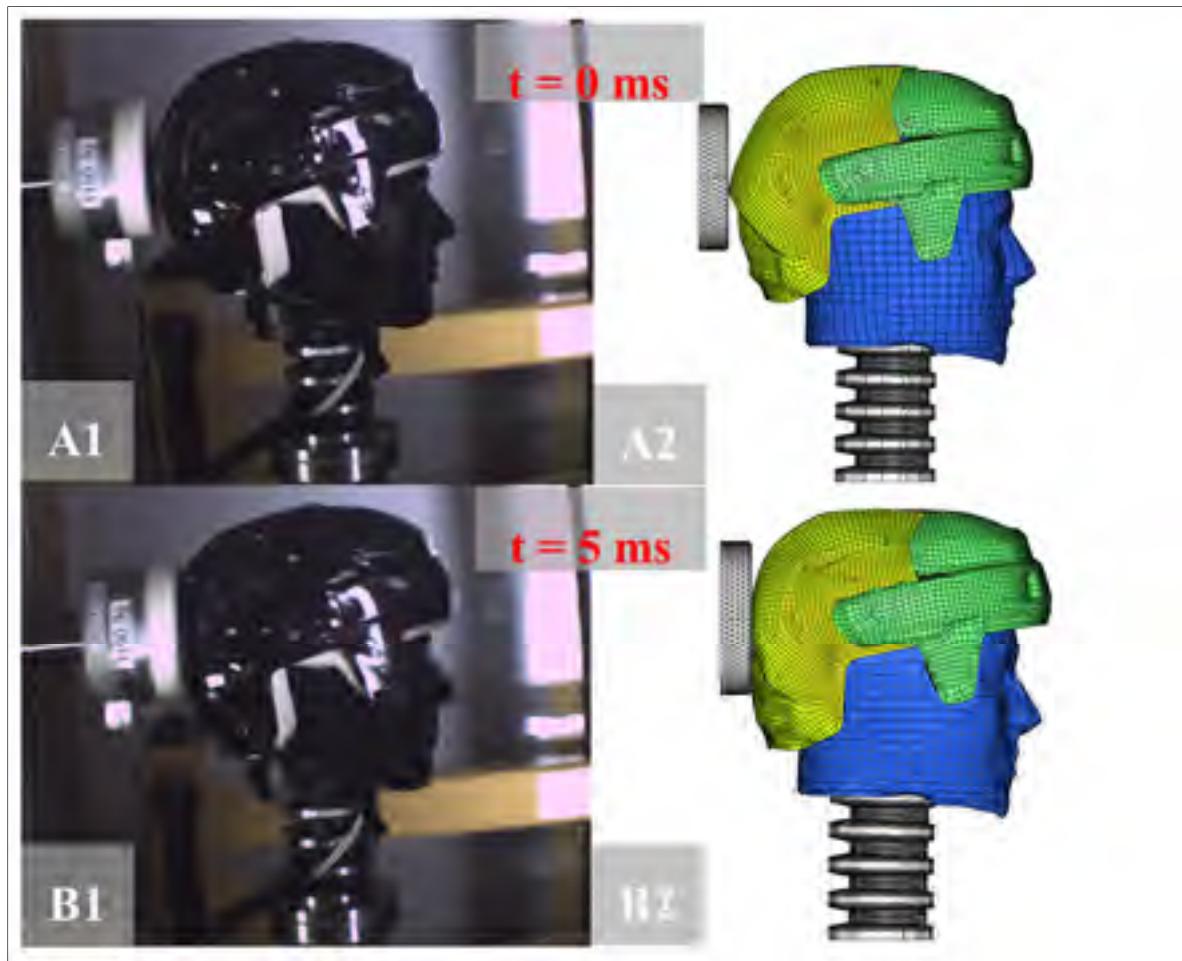


Figure 6.12 Impact expérimental et numérique en configuration arrière à 6,1 m/s;
t = 0 ms et t = 5 ms

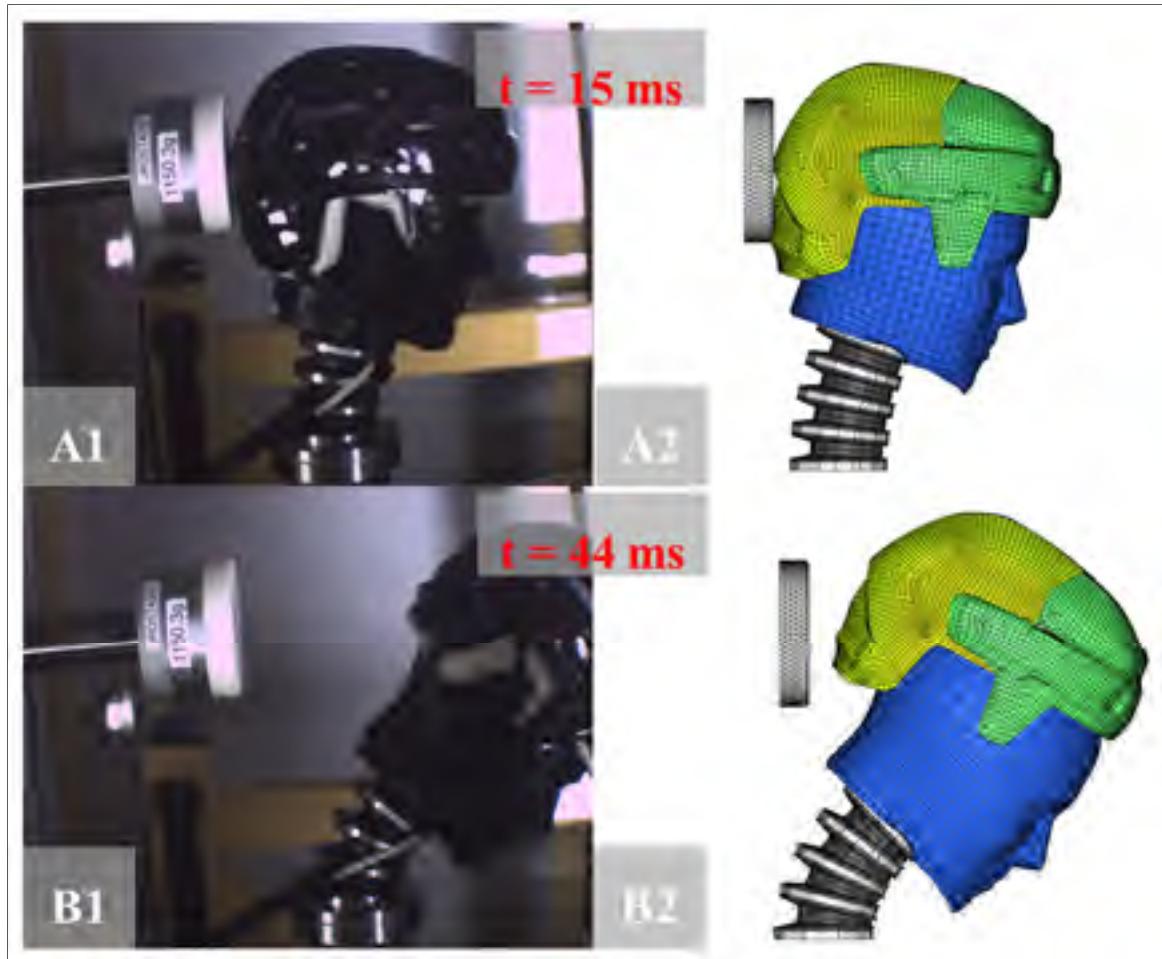


Figure 6.13 Impact expérimental et numérique en configuration arrière à 6,1 m/s;
 $t = 15 \text{ ms}$ et $t = 44 \text{ ms}$

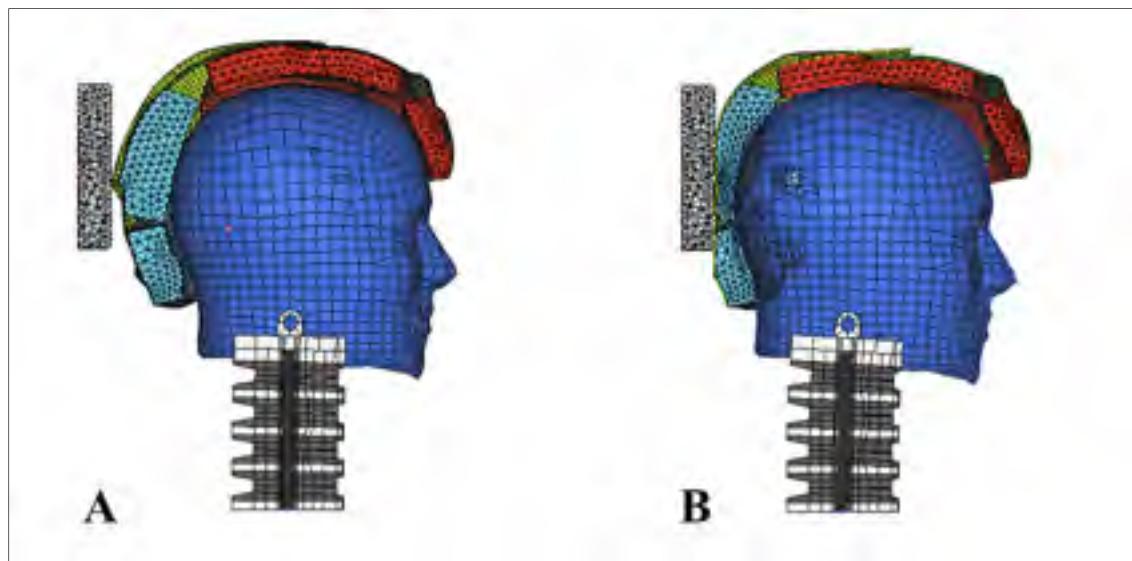


Figure 6.14 Impact numérique en configuration arrière à 6,1 m/s
Vue coupée médiane du modèle;
A) $t = 0$ ms et B) $t = 5$ ms

Les résultats suivants sont présentés sous ces formes :

- Courbes expérimentales moyennes et numériques des accélérations linéaires et angulaires selon les trois vitesses d'impacts;
- Histogrammes présentant les pics expérimentaux et numériques d'accélération linéaires et angulaires selon les trois vitesses d'impacts, les écarts entre la moyenne et les deux courbes de résultats sous forme de barre d'erreur ainsi que l'écart relatif entre ces derniers et les résultats numériques.

Les figures sont identifiées dans le Tableau 6.6 suivant pour chacune des configurations étant donné qu'il y a plusieurs figures.

Tableau 6.6 Identifications des figures pour les courbes d'accélération-temps et histogrammes des pics d'accélération pour les quatre configurations d'impact

Configuration d'impact	Courbes accélérations-temps	Histogrammes des pics d'accélération
Arrière	Figure 6.15	Figure 6.16, Figure 6.17
Frontal	Figure 6.18	Figure 6.19, Figure 6.20
Latéral	Figure 6.21	Figure 6.22, Figure 6.23
Sur le dessus	Figure 6.24	Figure 6.25, Figure 6.26

Il est à noter que les courbes expérimentales sont les moyennes des deux impacts réalisés par configuration et par vitesse. Les simulations en configuration impact arrière sont les seuls ayant aboutis avec des résultats pour les trois vitesses d'impact. Les autres configurations soient, frontal, latéral et sur le dessus n'ont terminé leur calcul que pour la vitesse d'impact de 3 m/s.

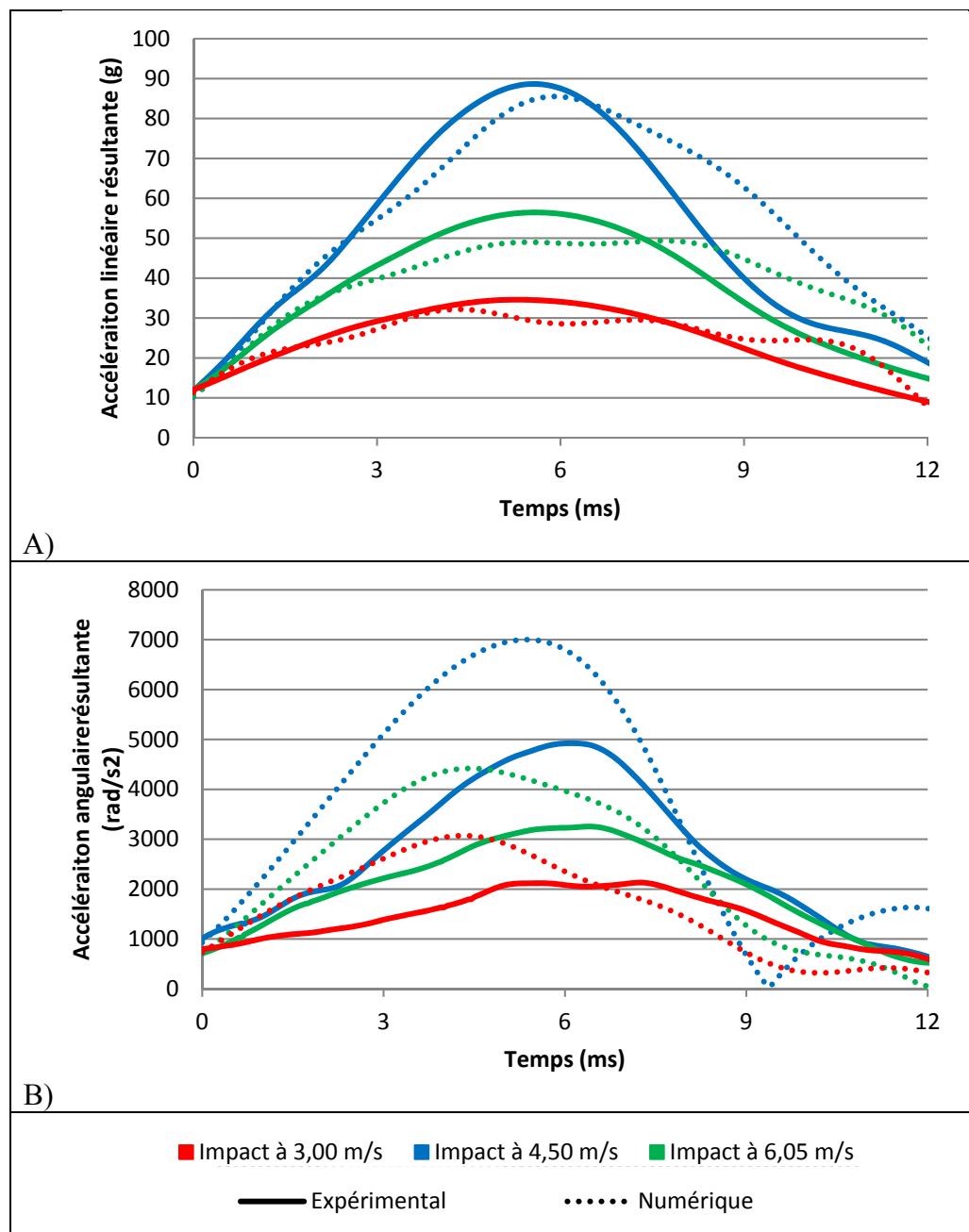


Figure 6.15 Courbes accélération linéaire résultante moyenne-temps (A) et accélération angulaire résultante moyenne (B)-temps pour une configuration d'impact arrière (NOCSAE casquée)

/

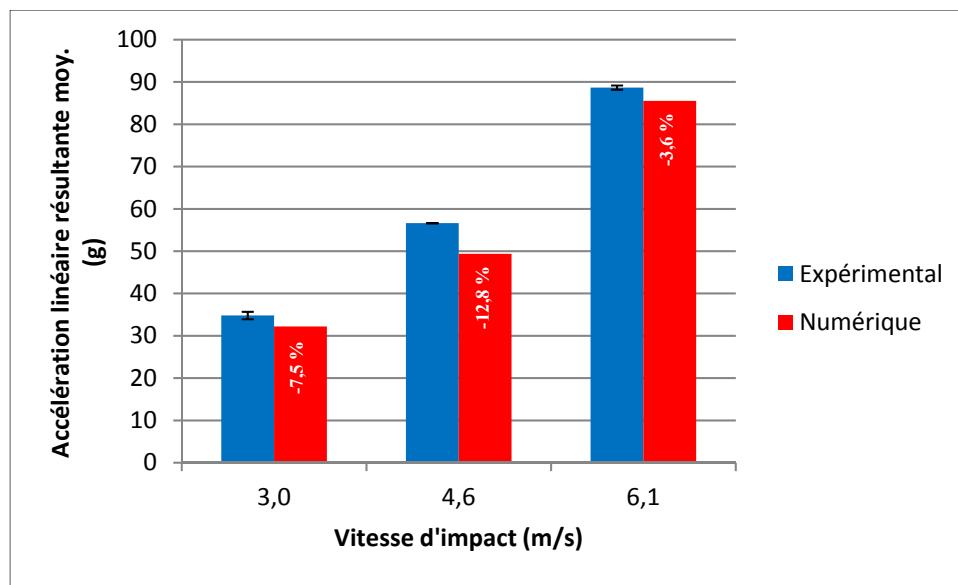


Figure 6.16 Histogramme des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact arrière (NOCSAE casquée)

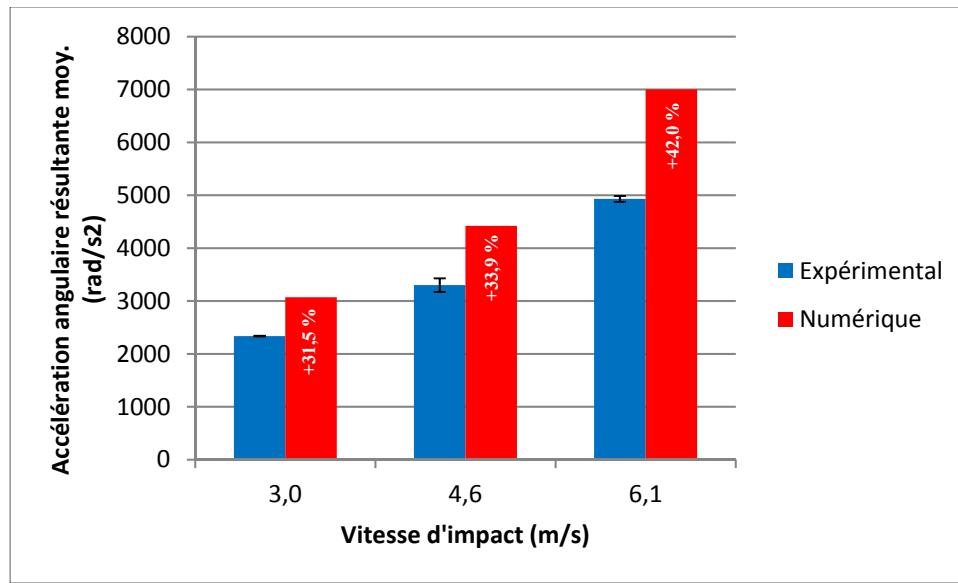


Figure 6.17 Histogramme des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact arrière (NOCSAE casquée)

- Configuration d'impact frontal

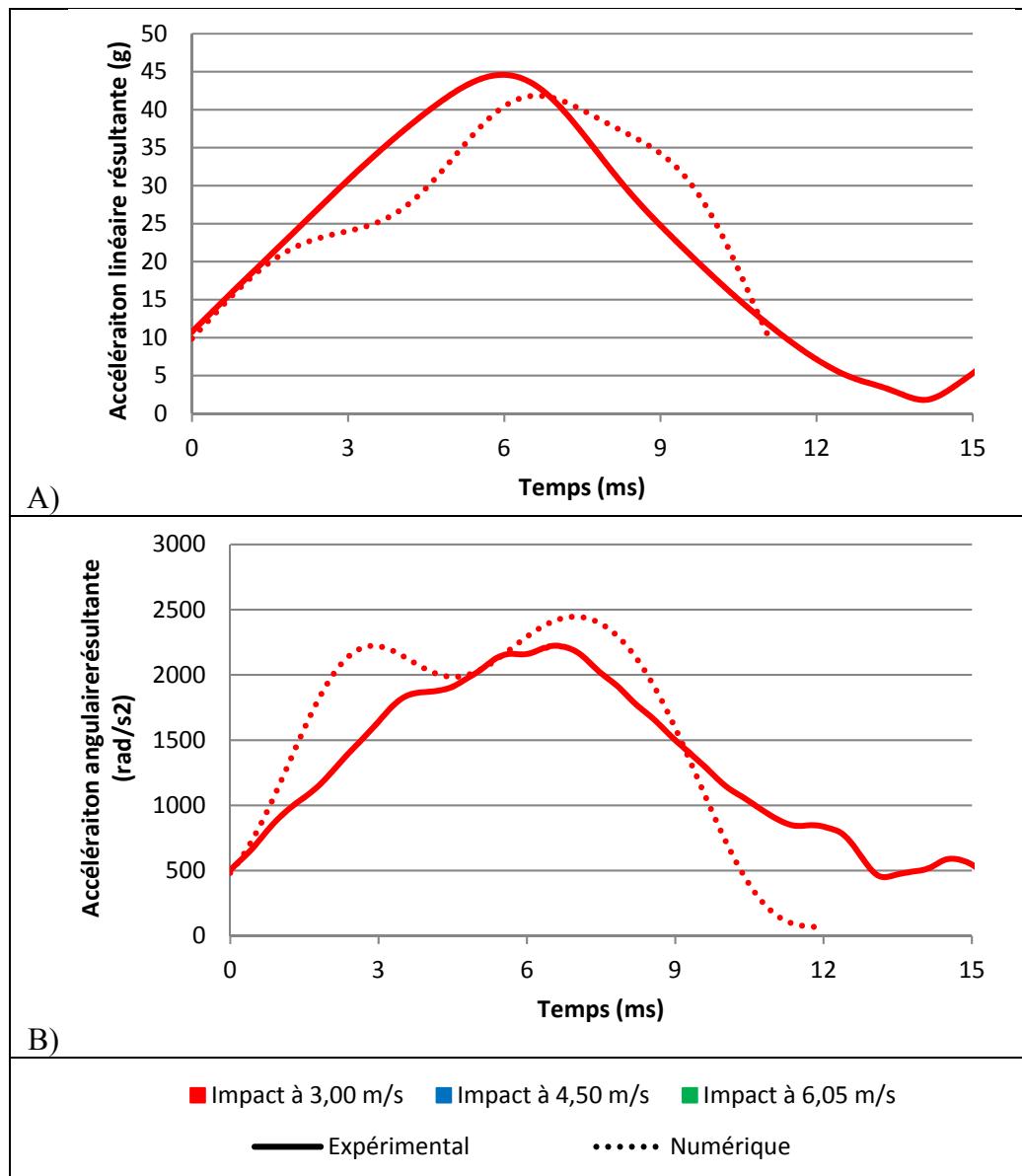


Figure 6.18 Courbes accélération linéaire résultante moyenne-temps (A) et accélération angulaire résultante moyenne (B)-temps pour une configuration d'impact frontal (NOCSAE casquée)

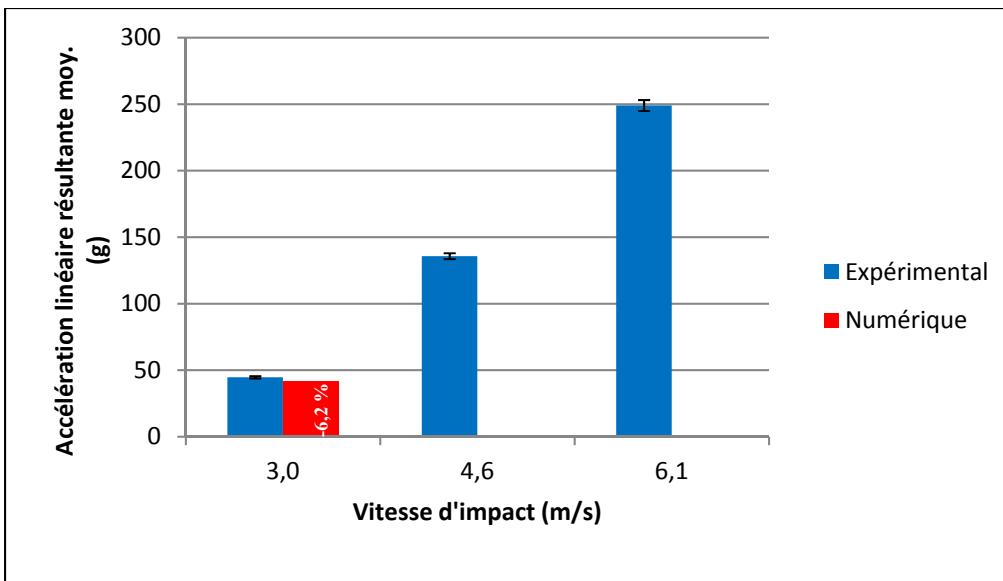


Figure 6.19 Histogramme des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact frontal (NOCSAE casquée)

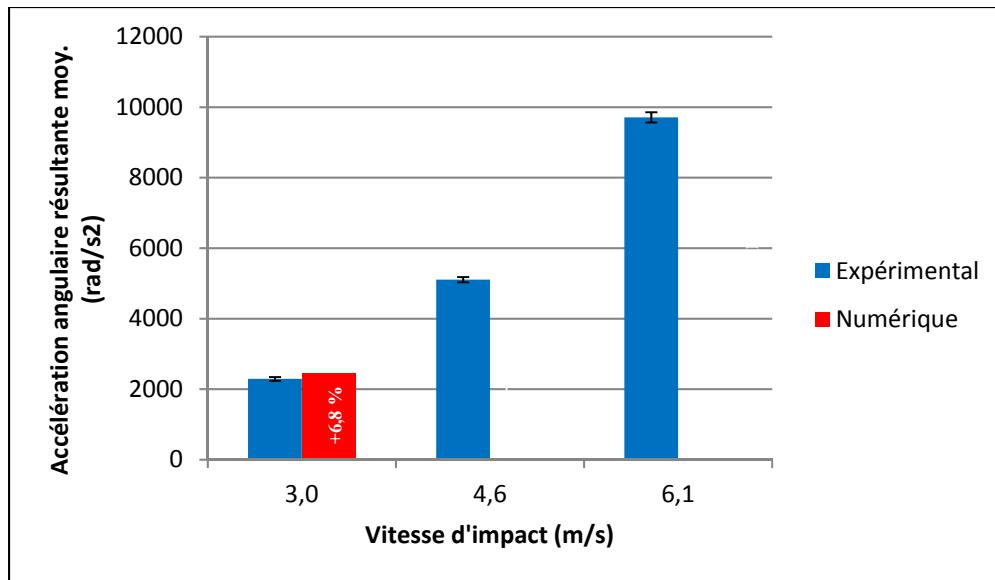


Figure 6.20 Histogramme des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact frontal (NOCSAE casquée)

- Configuration d'impact latéral

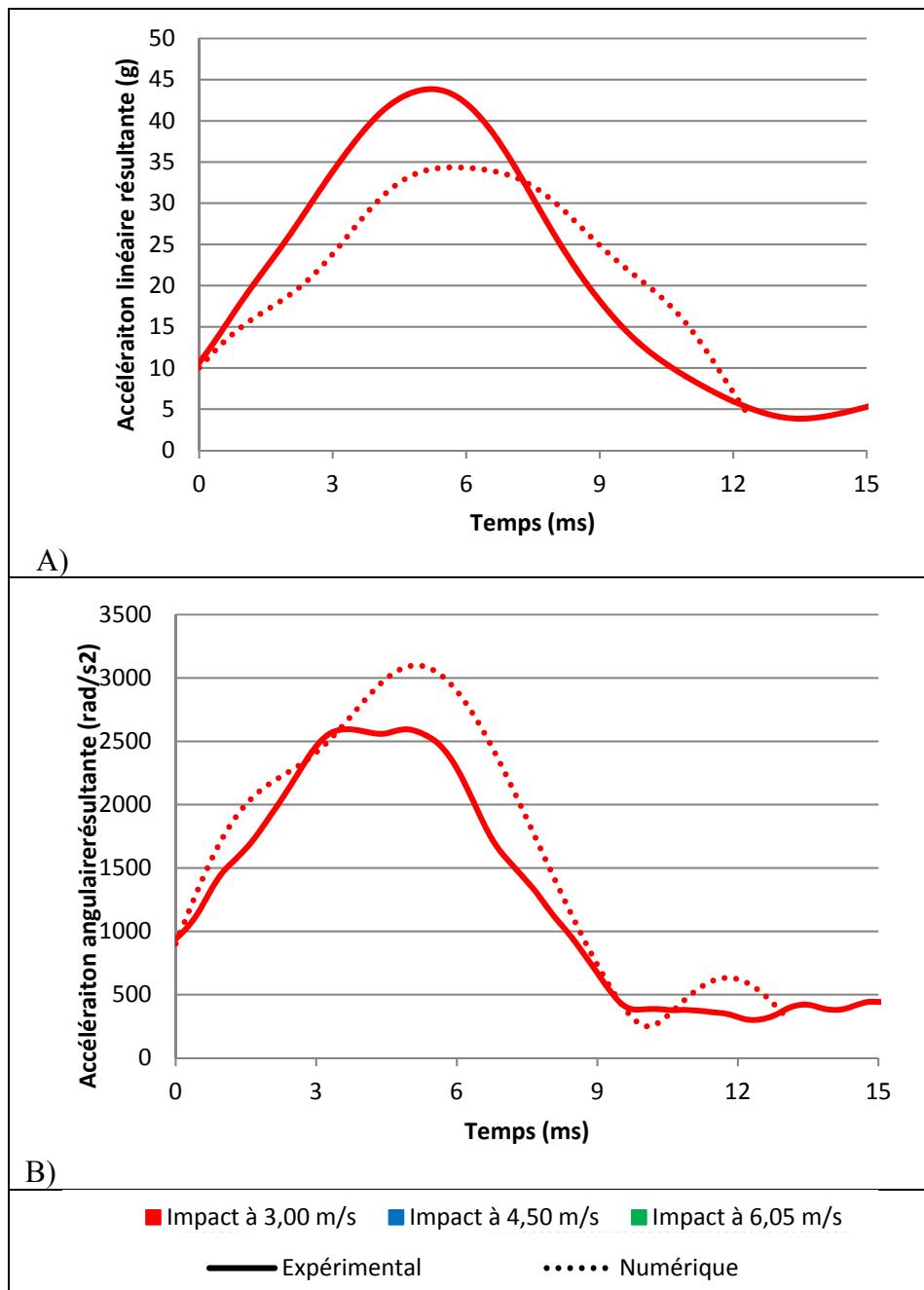


Figure 6.21 Courbes accélération linéaire résultante moyenne-temps (A) et accélération angulaire résultante moyenne (B)-temps pour une configuration d'impact latéral (NOCSAE casquée)

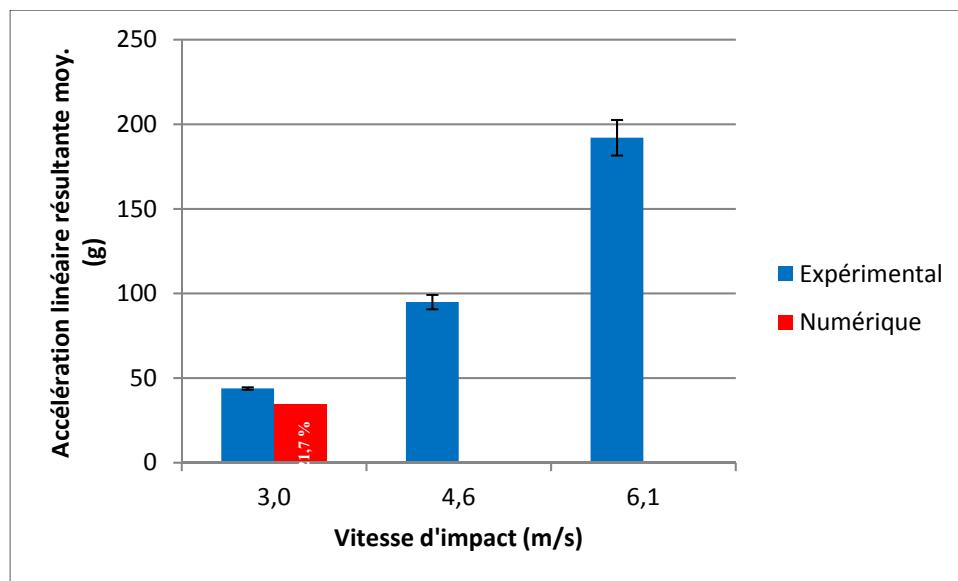


Figure 6.22 Histogramme des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact latéral (NOCSAE casquée)

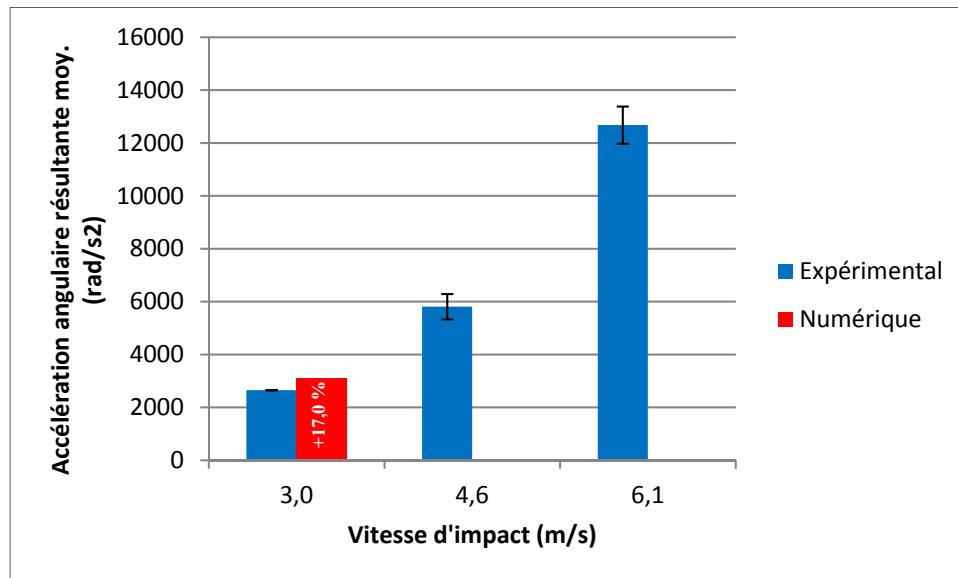


Figure 6.23 Histogramme des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact latéral (NOCSAE casquée)

- Configuration d'impact sur le dessus

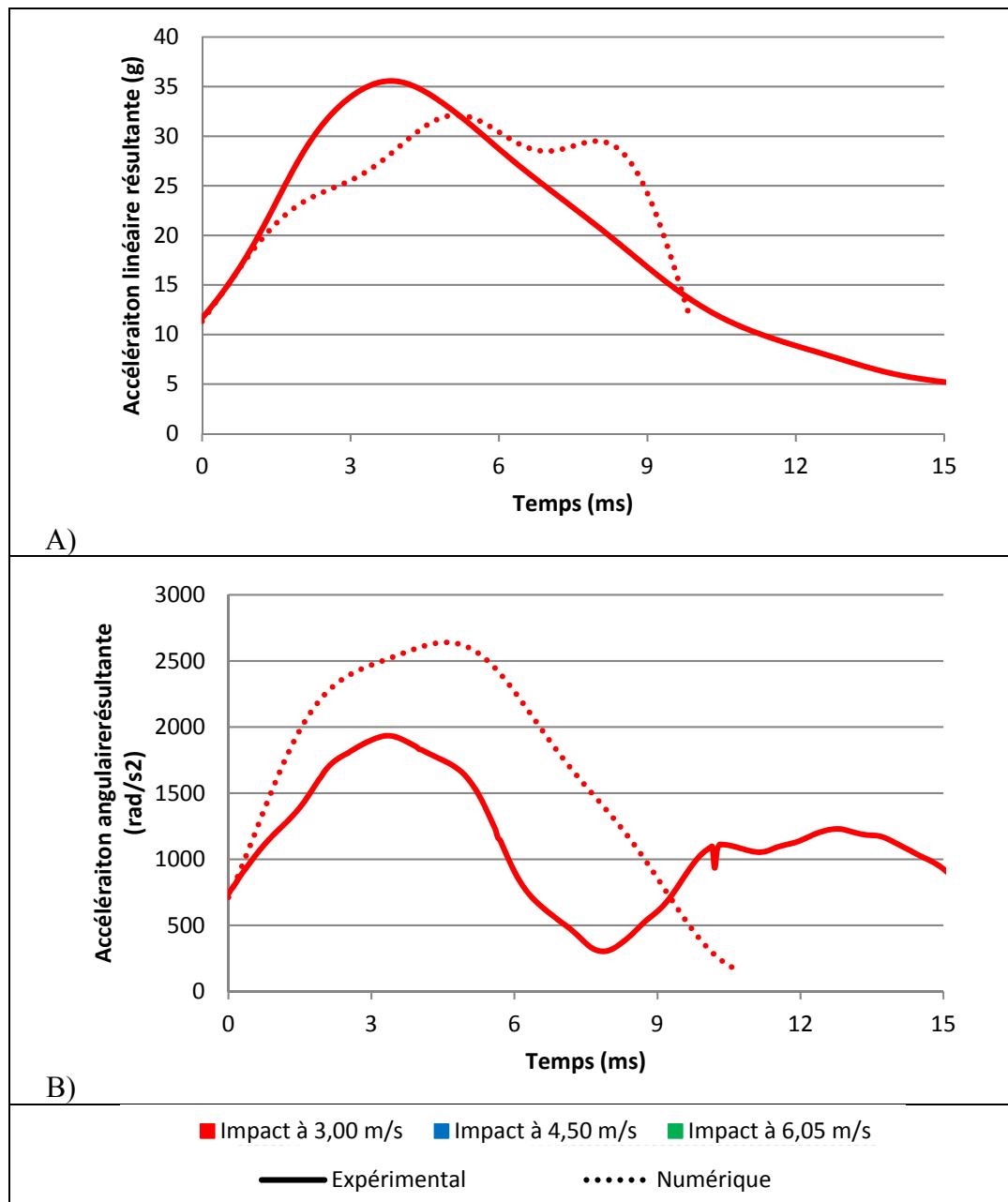


Figure 6.24 Courbes accélération linéaire résultante moyenne-temps (A) et accélération angulaire résultante moyenne (B)-temps pour une configuration d'impact sur le dessus (NOCSAE casquée)

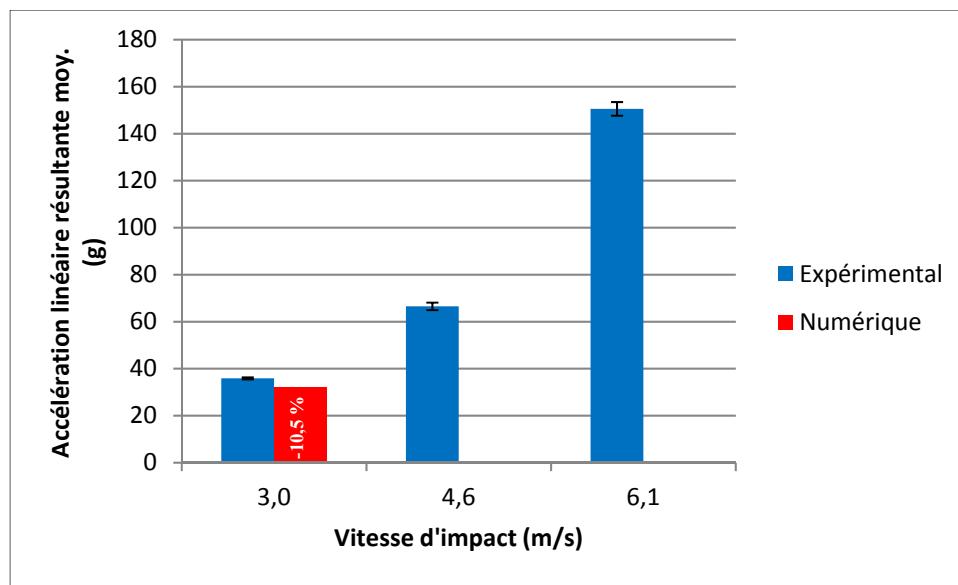


Figure 6.25 Histogramme des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact sur le dessus (NOCSAE casquée)

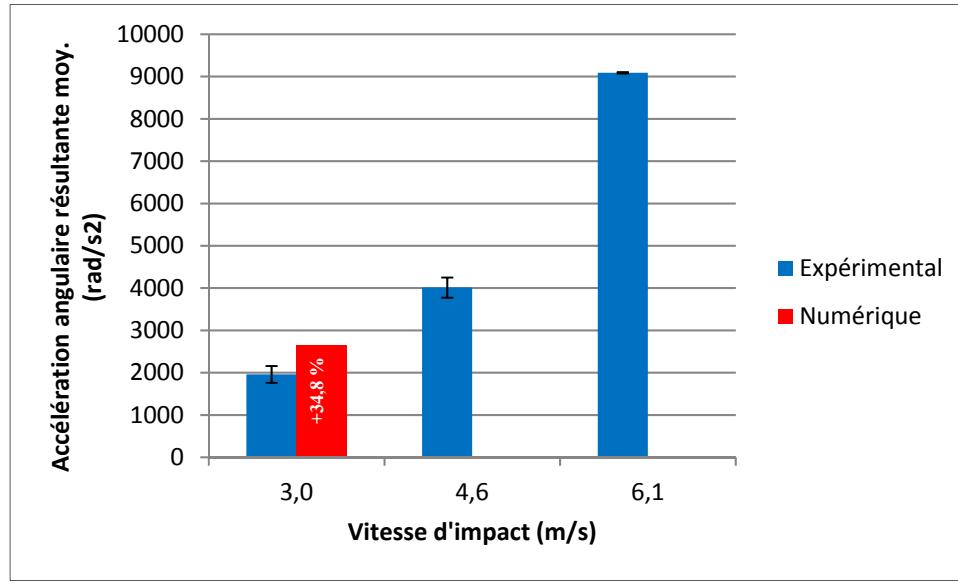


Figure 6.26 Histogramme des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact sur le dessus (NOCSAE casquée)

Les Tableau 6.7 et Tableau 6.8 suivant résument les résultats illustrés dans les , Figure 6.16 et Figure 6.17 (configuration arrière), les Figure 6.18, Figure 6.19 et Figure 6.20 (configuration frontal), les Figure 6.21, Figure 6.22 et Figure 6.23 (configuration latéral) et les Figure 6.24, Figure 6.25 et Figure 6.26 (configuration sur le dessus).

Tableau 6.7 Résultats expérimentaux et numériques pour l'impacteur linéaire :
Pics des accélérations linéaires et angulaires

Configuration	Vitesse d'impact	Pic de l'accélération linéaire résultante moyenne (g)		Écart relatif (%)	Pic de l'accélération angulaire résultante moyenne (rad/s ²)		Écart relatif (%)
		Exp.	Num.		Exp.	Num.	
Arrière	3,0	34,8	32,2	-7,5	2336,4	3072,4	31,5
	4,6	56,6	49,4	-12,8	3300,3	4420,0	33,9
	6,1	88,7	85,5	-3,6	4932,2	7001,5	42,0
Frontal	3,0	44,6	41,8	-6,2	2289,7	2446,4	6,8
Latéral	3,0	43,8	34,4	-21,7	2649,9	3099,3	17,0
Sur le dessus	3,0	35,9	32,1	-10,5	1958,4	2640,4	34,8

Au niveau des accélérations linéaires résultantes moyennes, les simulations présentent des résultats en termes de pics d'accélération en moyenne 10,4 % inférieures à celles mesurées expérimentalement. Les valeurs minimales et maximales de ces écarts sont inférieures de 3,6 % et de 21,7 % respectivement. Au niveau des accélérations angulaires résultantes moyennes les résultats des simulations sont en moyenne 27,7 % supérieures à celles mesurées expérimentalement. Les valeurs minimales et maximales de ces écarts sont supérieures de 6,8 % et de 42,0 % respectivement.

Tableau 6.8 Résultats expérimentaux et numériques pour l'impacteur linéaire
Temps correspondants aux pics d'accélération

Configuration	Vitesse d'impact	Temps pic acc. lin. résultante moy. (g)		Écart relatif (%)	Temps pic acc. ang. résultante moy. (rad/s ²)		Écart relatif (%)
		Exp.	Num.		Exp.	Num.	
Arrière	3,0	5,3	4,3	-18,3	6,2	4,3	-30,0
	4,6	5,6	7,7	37,1	6,2	4,4	-28,3
	6,1	5,6	5,9	6,0	6,0	5,4	-10,5
Frontal	3,0	6,0	10,5	74,9	6,2	9,8	58,5
Latéral	3,0	5,2	5,7	9,5	4,3	5,1	18,2
Sur le dessus	3,0	3,8	5,1	35,3	3,4	4,6	35,4

Les temps associés à ces pics d'accélérations linéaires et angulaires résultantes moyennes sont respectivement en moyenne de 24,1 % et 7,2 % supérieurs à ceux mesurés expérimentalement. Cependant, l'étendue est importante, car les écarts varient entre -18,3 % et 74,9 % pour l'accélération linéaire et entre -30,0 % et 58,5 % pour l'accélération angulaire.

La discussion complète portant sur ce chapitre est présentée à la section 7.4 du CHAPITRE 7.

CHAPITRE 7

DISCUSSION GÉNÉRALE

7.1 Section retirée pour cause de confidentialité et de secrets industriel

7.2 Modélisation numérique de la mousse de protection et validation

L'utilisation du modèle par éléments finis paramétrable de Kerspenn (2016) a permis de reproduire les essais expérimentaux sur le puit de chute, mais également sur la MTS. En plus d'une représentation géométrique fidèle des bancs d'essai, il fallait renseigner la loi 38 d'Altair choisie pour reproduire le comportement mécanique de la mousse. Trois courbes expérimentales ont été donc fournies à la loi, soit deux courbes provenant des essais de compression à basses vitesses ($0,01\text{ s}^{-1}$ et de 10 s^{-1}) et une courbe iso-valeurs provenant de plusieurs essais en compression à haute vitesse (160 s^{-1}). Les courbes à 10 s^{-1} et 160 s^{-1} ont dû être extrapolées afin d'obtenir au moins une déformation de 85 %, ce qui constitue une source potentielle d'erreur.

Une simulation a également été entreprise afin de simuler les essais à basse vitesse sur la MTS. Les résultats numériques se sont avérés très différents des résultats expérimentaux, ce qui s'explique par le fait que les paramètres d'interpolation qu'utilise la loi 38 ont été ajustés afin de mieux répondre aux compressions à haute vitesse, et non à celles à basse vitesse. Cependant, dans le contexte des casques de hockey, il est davantage pertinent de reproduire des impacts à haute vitesse plutôt que les essais à basses vitesses.

À haute vitesse, trois impacts ont été reproduits, soit à $1,48\text{ m/s}$, $3,67\text{ m/s}$ et $5,69\text{ m/s}$. Les résultats sont davantage intéressants pour les impacts à $3,67\text{ m/s}$ et $5,69\text{ m/s}$, car l'allure des courbes numériques du modèle reproduisent bien les courbes contrainte-déformation expérimentales, sauf à la fin de l'impact. Dans cette zone, la loi se rabat sur la courbe de

référence ($0,01 \text{ s}^{-1}$) puisque l'impacteur est presque immobilisé. Les écarts relatifs de 95,5 % pour le paramètre E^* à une vitesse de 5,69 m/s et de 47,4 % pour le paramètre E_{pl} à une vitesse de 3,68 m/s ne vont pas dans le même sens que l'allure des courbes. Pour l'écart de 95,5 % du moins, cette valeur importante est expliquée par le fait qu'il s'agit du premier paramètre extrait tout juste au début de l'impact. Or, lors du contact entre l'impacteur et l'échantillon, il a été observé qu'à grande vitesse, le contact était peu stable durant les premiers instants et la pente de E^* variait de façon importante pour se stabiliser rapidement. Au final, l'hypothèse est que l'erreur entre les résultats expérimentaux et numériques, en termes d'énergies transmises et absorbées, a peu d'impact sur le comportement global de la mousse. Dans une simulation complète impliquant un casque de hockey, la mousse devrait donc se comporter de façon adéquate selon la vitesse d'impact. La suite de ce projet pourrait notamment vérifier cette hypothèse.

L'allure de la courbe contrainte-déformation numérique à une vitesse d'impact de 1,48 m/s n'est, quant à elle, pas aussi fidèle à la courbe expérimentale que les deux autres simulations. Les écarts relatifs se situent entre 20,8 % et 30,0 %. Elle démontre donc qu'à de faibles vitesses, les courbes renseignées au modèle ne permettent pas une interpolation optimale. Cependant, les essais d'impact sur le complexe tête-cou équipé d'un casque impliquent des vitesses d'impact allant de 3,0 m/s à 6,1 m/s, donc près des vitesses pour lesquelles les résultats des simulations du puit de chute sont relativement fidèles aux résultats expérimentaux.

Une loi utilisant par exemple 5 courbes, dont 4 courbes à basse vitesse obtenues de la MTS ($\leq 10 \text{ s}^{-1}$) reproduirait donc mieux le comportement à basse vitesse, autant pour les simulations impliquant le puit de chute que celles impliquant la MTS mentionnées précédemment. Cependant, il est jugé que la loi actuelle à trois courbes est suffisante, car ce sont davantage des essais à hautes vitesses qui doivent être bien reproduits. De plus, l'ajout de courbes à la loi a nécessairement un impact sur le temps de calcul.

Le modèle paramétrable de Kerspenn (2016) devrait être également utilisé dans l'étude du comportement des mousses de protection en cisaillement. Ainsi, considérant que les mousses étudiées sont des matériaux isotropes, il serait intéressant de procéder à un plan d'expérience numérique afin d'ajuster les différents paramètres de la loi 38 et permettre au modèle de bien représenter le comportement de la mousse en cisaillement. Il est primordial de passer par cette étape dans la suite du projet, car les caractéristiques des mousses en cisaillement ont certainement une influence sur la rotation du casque autour de la tête lors d'un impact et donc, une influence sur l'accélération angulaire, pièce maîtresse des risques de TCL.

7.3 Validation du modèle par éléments finis du complexe tête-cou du mannequin H350

Des essais expérimentaux sur le mannequin H350 seul (sans casque) dans le banc d'essai de type impacteur linéaire ont été réalisés afin de reproduire les conditions de chargement du protocole Hockey STAR. Ces essais ont par la suite été reproduits numériquement sur le modèle par éléments finis du H350 fourni par Altair afin de conclure quant à validité de ce dernier.

Le Tableau 5.2 (*Voir section 5.2*) présente les maximums et minimums des écarts types, et ce, pour chacun des paramètres d'accélérations et de temps pour 5 impacts en configuration d'impact arrière et les résultats ont pour moyenne 2,6 %. La valeur la plus élevée, soit 6,3 %, est associée à l'accélération angulaire. En effet, comme stipulé à la section 5.1.1.1, l'accélération angulaire est calculée à partir de plusieurs accéléromètres linéaires qui comportent chacun une certaine erreur expérimentale s'accumulant lors des calculs.

Au niveau numérique, tel que stipulé à la section 5.2, la différence entre les résultats expérimentaux et numériques n'est pas constante selon la vitesse d'incidence. En fait, si l'on reprend uniquement les pics d'accélération expérimentaux et numériques pour tracer les Figure 7.1 et Figure 7.2 suivantes, il est possible de remarquer que les courbes se croisent. Il est donc montré ainsi, de manière plus évidente, que la différence entre les résultats expérimentaux et numériques n'est pas constante. De plus, les pentes de la régression linéaire

de 252,5 (numérique) et de 159,7 (expérimental) pour l'accélération linéaire résultante et de 14307 (numérique) et de 9301 (expérimental) pour l'accélération angulaire résultante démontrent que les pics d'accélération varient de façon plus importante numériquement qu'expérimentalement. Évidemment, la courbe de régression linéaire est tracée selon seulement trois valeurs. Cependant, dans la plage de vitesses incidentes, soit entre 3,0 et 6,1 m/s, les coefficients de détermination (R^2) varient entre 0,99 et 1. Il peut donc être considéré que les pics d'accélération varient linéairement.

Des conclusions similaires peuvent être apportées pour les autres configurations où les régressions linéaires des courbes expérimentales et numériques n'expriment pas la même variation et, dans plusieurs cas, se croisent (*Voir ANNEXE XVII pour l'ensemble des résultats*).

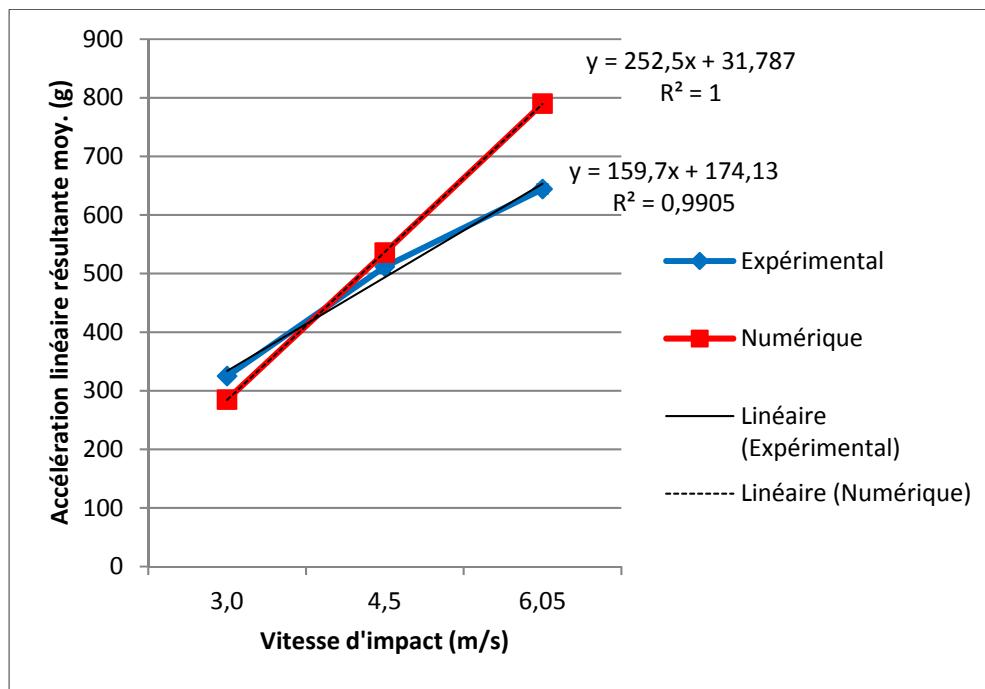


Figure 7.1 Courbes des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact arrière

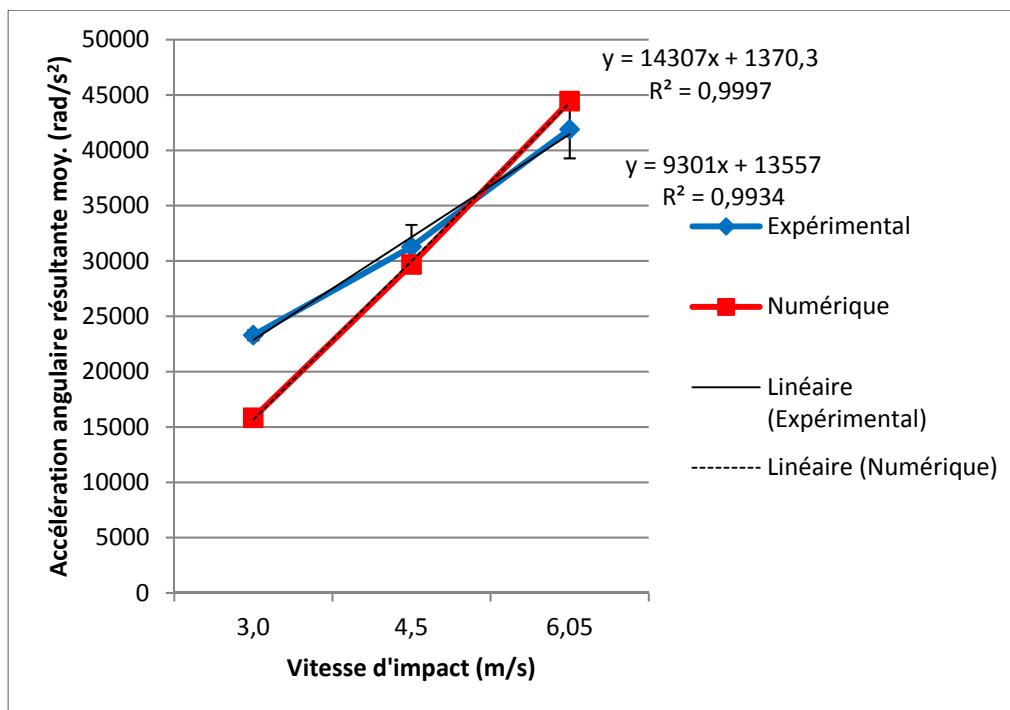


Figure 7.2 Courbes des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact arrière

En se penchant sur les caractéristiques du modèle, plusieurs composants sont considérés comme des corps rigides, dont le crâne en aluminium, les disques métalliques du cou faisant office de vertèbres, etc. Seuls la peau, les disques de caoutchouc du cou faisant office de disques intervertébraux, les petites pièces de caoutchouc qui gèrent l'amplitude de mouvement lorsque la tête pivote autour de l'axe entre sa base et le cou (*Voir Figure 7.3*) et le câble d'acier au centre du cou peuvent numériquement se déformer (*Voir Figure 1.20* pour l'ensemble des pièces). L'hypothèse est donc que l'une ou plusieurs propriétés mécaniques de ces composants sont dépendantes de la vitesse de sollicitation. En identifiant les paramètres appropriés et en mettant sur pied un plan d'expérience numérique, il serait possible d'identifier l'influence de chacun de ses paramètres sur la réponse que sont les accélérations résultantes. Ainsi, il sera possible d'ajuster ces derniers afin de retomber sur les résultats expérimentaux ou du moins que la variation entre les résultats numériques et expérimentaux soit constante.



Figure 7.3 Cou H350 - Pièces de caoutchouc et axe de pivot

De plus, en regardant de plus près les caractéristiques inertielles du modèle, certaines différences ont été constatées qui pourraient avoir certainement un effet sur les accélérations linéaires et angulaires calculées. Ces caractéristiques ne sont pas éditables dans le modèle. Le Tableau 7.1 suivant présente les différences entre les moments d'inertie de la tête du modèle par élément finis du H350 et de son homologue physique.

Tableau 7.1 Moments d'inertie de la tête du H350

Moments d'inertie	MEF H350	H350 Physique
$I_{xx} (\text{kg}\cdot\text{m}^2)$	$1,59 \cdot 10^{-2}$	$4,97 \cdot 10^{-2}$
$I_{yy} (\text{kg}\cdot\text{m}^2)$	$2,40 \cdot 10^{-2}$	$5,19 \cdot 10^{-2}$
$I_{zz} (\text{kg}\cdot\text{m}^2)$	$2,20 \cdot 10^{-2}$	$9,32 \cdot 10^{-2}$

À la lueur de ces constatations, le complexe tête NOCSAE-cou H350 a été employé expérimentalement et numériquement pour la suite du projet. Plusieurs problématiques ont été éliminées ou réduites par le choix de ce complexe tête-cou (*Voir* section 6.1.1.1 pour les détails).

L'utilisation du complexe tête-cou H350 pourrait toujours être utilisée numériquement si Altair venait à offrir un modèle démontrant un comportement et des caractéristiques plus près du mannequin physique (et considérant évidemment que le modèle utilisé dans ce mémoire n'est pas éditabile).

7.4 Développement et validation du modèle par éléments finis complet composé d'un complexe tête NOCSAE-cou H350-casque

Les vitesses d'incidence de l'impacteur varient très peu d'un essai à l'autre par rapport à la vitesse désirée démontrant une valeur d'écart relatif maximal de 1 %. En ce qui concerne les valeurs extraites des courbes, les valeurs minimales présentées dans le Tableau 6.5 proviennent des configurations d'impact frontal et arrière tandis que les valeurs maximales ont été extraites des configurations latéral et sur le dessus. Les configurations latérale et sur le dessus sont les deux seules configurations qui impliquent une rotation du cou, et par conséquent du casque dans le plan xy. Les deux autres configurations impliquent des mouvements de flexion et d'extension dans le plan xz. Ainsi, la rotation pourrait expliquer les écarts relatifs plus importants entre les paramètres que sont les pics d'accélération et les valeurs de temps associés à ces pics. Par exemple, suite à deux essais, ces écarts représentent 10,9 % et 20,3 % pour les accélérations linéaire et angulaire, respectivement. En effet, lors d'un impact frontal ou arrière, il est possible que les mousses sollicitées se déforment beaucoup moins en cisaillement que les mousses impliquées lors des impacts latéraux et sur le dessus, où la rotation est plus importante dans le plan xy. En ce sens, les mousses requièrent peut-être plus de temps de relaxation avant un deuxième impact que les 5 minutes mesurées en compression pure dans ce mémoire. Si les mousses ne reprennent pas leurs positions initiales après 5 minutes, il est fort probable que les résultats vont différer lors du deuxième impact. De plus, la déformation plastique en cisaillement, bien qu'elle soit possiblement très faible comme celle en compression, n'a pas été évaluée dans ce mémoire. Il serait donc nécessaire dans la suite du projet d'évaluer le temps de récupération et la déformation plastique des mousses en cisaillement suite à un impact. Également, bien qu'elles soient collées à la coque par un ruban adhésif double face, les différentes portions de

mousse peuvent avoir légèrement bougé par glissement suite au premier impact. Il serait donc essentiel d'évaluer l'interface de contact entre la mousse et la coque, par le ruban adhésif, par des essais mécaniques pour vérifier l'effort nécessaire au glissement. Dans le modèle, cette interface est simulée comme un contact parfait.

Des résultats présentés à la section 6.2.2, seule la configuration en impact arrière a convergé pour les trois vitesses d'impact (3,0 m/s, 4,6 m/s et 6,1 m/s). En effet, les éléments constituants la mousse dans le modèle sont comprimés de façon importante lors d'un impact à 4,6 et 6,1 m/s. Cette réduction de taille d'éléments pendant la simulation allonge drastiquement le temps de calcul et les simulations ne convergent donc pas⁹. Les explications possibles tournent autour de la loi de comportement. Le modèle est renseigné par une seule courbe, soit une courbe contrainte-déformation provenant d'un impact sur puit de chute à 5,69 m/s réalisé sur un échantillon de 33,5 mm (le taux de déformation lors du contact est de 170 s⁻¹). Or, les épaisseurs sur les parties frontale, latérale et sur le dessus du casque sont moins importantes que la portion arrière, tel que le témoigne la photographie du casque physique (*Voir Figure 6.1*). Les épaisseurs sont de 16 mm pour les portions frontale et latérale et de 25 mm pour la portion sur le dessus. Elle est plutôt de 40 mm pour la portion arrière. Donc, pour un impact de 4,6 m/s, les taux de déformation au contact sont de l'ordre de 288 s⁻¹ (16 mm) et de 184 s⁻¹ (25 mm) et pour un impact de 6,1 m/s, les taux de déformation au contact sont de l'ordre de 381 s⁻¹ (16 mm) et de 244 s⁻¹ (25 mm). Par conséquent, la courbe fournie au modèle n'est probablement pas adéquate pour les taux de déformation élevés lus par la simulation lors des impacts sur des mousses plus minces. En fait, la courbe d'impact exprime un taux de déformation qui diminue drastiquement alors que l'hypothèse est que les simulations non convergentes voient un taux de déformation de plus de 170 s⁻¹ pour une grande plage de déformation. En somme, la mousse n'est pas représentée numériquement aussi rigide qu'elle devrait l'être. Pour la configuration arrière, le problème

⁹ Les calculs pouvaient prendre plusieurs heures/jours toujours sans résultats

n'apparaît pas étant donné que le taux de déformation maximal au contact est de 152 s^{-1} pour une vitesse de 6,1 m/s et pour une épaisseur de 40 mm.

La perspective d'un modèle plus approprié passe nécessairement par l'application de deux correctifs. Un premier correctif serait d'utiliser la loi de comportement telle que validée dans le CHAPITRE 4. Cette dernière utilise 3 courbes à taux de déformation constant, soit $0,01\text{ s}^{-1}$, 10 s^{-1} et 160 s^{-1} . Ces taux de déformation sont très inférieurs au 381 s^{-1} estimé pour les portions de casque de 16 mm d'épaisseur. Cependant, la courbe renseignée à 160 s^{-1} démontre un taux de déformation constant, et ce, jusqu'à une déformation de 85 %. De plus, à des taux de déformation de plus en plus élevés, il a été démontré que la variation entre les paramètres des courbes est de plus en plus petite et que les courbes se confondent. Dans ce contexte, l'utilisation de ces paramètres pour la loi 38 permettrait de couvrir une plus large plage de déformation que lorsqu'une seule courbe d'impact est utilisée. La Figure 7.4 suivante illustre aisément la problématique. Ainsi, si les simulations étaient reprises avec ces paramètres de loi, elles convergeraient et les résultats pour les configurations frontal, latéral et sur le dessus pour les vitesses d'impact de 4,6 m/s et de 6,1 m/s seraient donc disponibles.

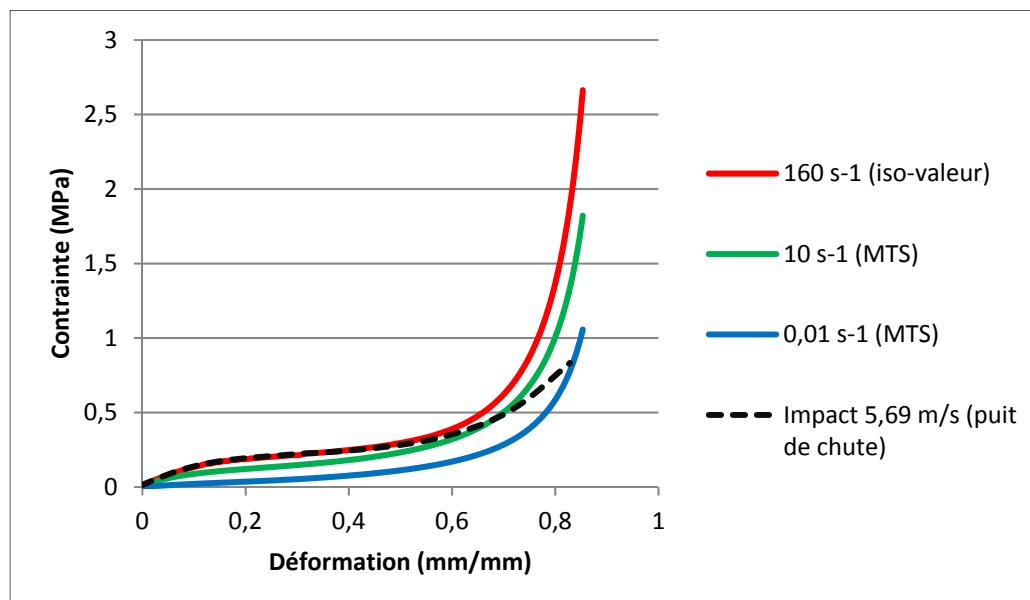


Figure 7.4 Courbes renseignées aux modèles de mousse isolée et NOCSAE casquée

La deuxième hypothèse pour l'absence de convergence de certaines simulations serait au niveau du maillage des régions frontal, latéral et sur le dessus du casque. En fait, comme mentionné à l'ANNEXE XVIII, l'étude de convergence a seulement été réalisée sur la portion arrière. Il est donc possible que le maillage soit trop grossier pour les épaisseurs mises en causes des régions du casque en question. Cette hypothèse est considérée moins plausible, mais un remaillage serait tout de même intéressant à explorer.

Les résultats numériques de la configuration en impact arrière pour les trois vitesses d'impact ainsi que les configurations en impact frontal, latéral et sur le dessus pour la vitesse d'impact de 3,1 m/s sont commentés dans cette section. Les Tableau 6.7 et Tableau 6.8 précédents (*Voir* section 6.2.2) présentent un résumé des accélérations linéaires et angulaires résultantes moyennes obtenues expérimentalement et numériquement.

- Accélérations linéaires

Les écarts entre les résultats expérimentaux et le modèle en termes de pics d'accélération linéaires, soit avec une moyenne de 10,4 % et un minimum et un maximum à 3,6 % et 21,7 % sont considérés raisonnables considérant qu'une loi 38 simplifiée utilisant une seule courbe d'impact gère le comportement de la mousse de protection. Bien que les conditions de simulations ne soient pas comparables et qu'il s'agit de casques de protection autre qu'un casque de hockey, on retrouve dans la littérature des écarts de 5,7 % et 18 % pour les accélérations linéaires et angulaires, respectivement selon Milne et al. (2013) (vélo), de 2,8 % pour les accélérations linéaires seulement selon Fernandes et al. (2013) (moto), de 1,2 % pour les accélérations linéaires seulement selon Darling et al. (2016). Peu d'auteurs ont étudié les accélérations angulaires d'un point de vue numérique. Cependant, tout comme Milne et al. (2013), ce mémoire présente des écarts numériques plus élevés pour les accélérations angulaires que linéaires. Il serait toutefois intéressant de relancer les simulations en intégrant 3 courbes dans la loi 38 (*Voir* section 4.2.2) afin d'observer les différences. Cependant, la loi 38 validée avec trois courbes a été utilisée sur un modèle de mousse constitué d'éléments hexaédriques tandis que la mousse modélisée dans le casque est

constituée d'éléments tétraédriques. Il serait donc aussi nécessaire d'évaluer l'influence du choix du type d'élément sur la réponse de la mousse.

- Accélérations angulaires

Les écarts entre les résultats expérimentaux et le modèle en termes de pics d'accélération angulaires, soit avec une moyenne de 27,7 % et un minimum et un maximum à 6,8 % et 42,0 % sont donc beaucoup plus importants que pour les accélérations linéaires. Cela pourrait être attribué en premier lieu aux caractéristiques inertielles incorporées au corps rigide de la tête NOCSAE numérique. Étant donné que les valeurs sont pour la plupart majorées, l'hypothèse est que les caractéristiques inertielles actuelles sont trop faibles. Il faut rappeler que ces dernières proviennent de données de la littérature et sont basées sur les caractéristiques inertielles de crânes humains, du moins pour I_{yy} et I_{zz} . Ces dernières ont un rôle important sur le comportement en rotation. De plus, le cou du H350 dans le complexe tête NOCSAE-cou H350 demeure toujours un élément inconnu, de par ses propriétés cryptées par Altair, ayant potentiellement un impact important sur la réponse. En ce sens, il est impératif de valider l'ensemble du complexe tête NOCSAE-cou H350. La validation passerait notamment par l'identification expérimentale des caractéristiques inertielles de la tête NOCSAE qu'utilise le partenaire CCM Hockey. Également, l'étude en flexion/extension du cou selon tous les axes utilisés est nécessaire. La validation du complexe tête NOCSAE-cou H350 pourrait notamment être réalisée grâce à une étude cinématique qui permettrait d'ajuster le modèle.

En second lieu, la mousse pourrait avoir une influence sur la réponse angulaire. Évidemment, les perspectives décrites précédemment de relancer les simulations en utilisant les 3 courbes validées en compression de la loi 38 sont tout aussi valables pour les accélérations angulaires. De plus, la mousse VN602 n'a pas été évaluée en cisaillement dans ce mémoire considérant que la mousse en question est un matériau isotrope avec un coefficient de Poisson nul. Cependant, il serait intéressant de poursuivre les travaux de Kerspenn (2016) à ce sujet afin de déterminer le comportement en cisaillement de la mousse VN602, ainsi que d'autres mousses de protection, afin de confirmer ou d'infirmer le fait que les mousses sont

pour la plupart des matériaux isotropes. Pour ce faire, il faut d'abord évaluer expérimentalement les problèmes que présente le puit de chute pour la configuration en chargement combiné. Kerspenn (2016) a souligné que des vibrations importantes altéraient les données. Une analyse cinématique est donc recommandée afin d'étudier le phénomène de vibration parasitaire sur le banc d'essai et d'en apporter des correctifs.

Toujours au niveau des propriétés mécaniques, la coque, composée de HDPE, est modélisée avec une loi élastique simple. De ce fait, aucune déformation plastique n'est permise. Pour mieux faire correspondre le modèle à son homologue physique, une loi permettant une déformation plastique, comme celle faisant intervenir les paramètres Johnson-Cook, pourrait être utilisée.

- Temps correspondants aux pics d'accélération

Les temps associés aux pics d'accélération varient ont des moyennes d'écart de 24,1 % et de 7,2 % pour les accélérations linéaires et angulaires respectivement. Cependant, ces valeurs ne sont pas représentatives des grandes étendues qui sont de 93,2 % (-18,3 % à 74,9 %) et de 88,5 % (-30,0 % à 58,5 %) pour les accélérations linéaires et angulaires respectivement. Ces valeurs de temps sont donc intimement reliées à la valeur du pic. En fait, plus le pic est bas, plus la courbe d'accélération-temps de l'impact est étendue et plus la valeur de temps associée à ce pic est importante. L'impact dure donc plus longtemps. L'inverse est aussi vrai. Plus le pic est élevé, plus la courbe d'accélération-temps est resserrée et plus la valeur de temps associée à ce pic est petite. Il est tout à fait logique que ce phénomène soit observé étant donné que le système a toujours les mêmes niveaux d'énergie que sont la masse projetée à des vitesses différentes. De plus, pour certaines valeurs, les résultats peuvent être biaisées par le fait qu'une courbe présente deux sommets ou deux maximums locaux. Un exemple typique est illustré à la Figure 6.21 où la courbe expérimentale montre deux sommets. Le temps mesuré est donc associé à l'un ou l'autre des deux sommets tandis qu'il devrait être probablement au centre de ces deux sommets. Un traitement par un filtre plus agressif permettrait d'obtenir un seul sommet, mais engendrerait nécessairement une certaine perte en information. Si l'on considère les courbes à un sommet, les erreurs entre les valeurs

de temps sont fort probablement dues aux mêmes facteurs que ceux identifiés pour les pics d'accélération étant donné que ces deux paramètres sont liés. Le fait que le complexe tête NOCSAE-cou H350 seul n'est pas validé est un obstacle majeur, car possiblement qu'une portion des erreurs y est dissimulée. Également, tel que mentionné à quelques reprises, il serait intéressant de réévaluer le modèle en renseignant à ce dernier les propriétés de la mousse avec la loi 38 validée et ses 3 courbes ainsi que les propriétés de la coque qui, dans le cadre de ce mémoire, sont restées très simples avec une loi élastique.

CONCLUSION

L'étude de la faisabilité de l'utilisation d'un outil d'assistance numérique pour la conception des casques de hockey passant par l'élaboration d'un premier modèle par élément finis complet comprenant un complexe tête-cou équipé d'un casque était l'objectif principal de ce mémoire. Ce dernier a évidemment été défini pour établir une première réponse aux lacunes que propose l'approche de conception actuelle par itérations actuellement utilisée par l'entreprise et avec l'absence de corrélations claires entre le design des casques et les performances globales. Les cinq objectifs spécifiques définis consistaient à 1) caractériser expérimentalement une mousse de protection sélectionnée; 2) modéliser et valider expérimentalement une mousse de protection sélectionnée; 3) valider le modèle numérique du mannequin H350 fourni par Altair; 4) développer le modèle par éléments finis du complexe tête-cou-casque et 5) valider expérimentalement le modèle par éléments finis du complexe tête-cou-casque.

Pour répondre aux objectifs 1 et 2, la caractérisation de la mousse VN602 a été réalisée à l'aide de deux bancs d'essai, soit une machine servohydraulique (MTS) et un puits de chute afin de définir le comportement de ce matériau en compression à vitesses constantes et à hautes vitesses respectivement. Cinq paramètres sont extraits de chaque courbe afin d'évaluer en premier lieu la répétabilité des essais expérimentaux ainsi que la sensibilité de la mousse VN602 aux taux de déformation. La répétabilité a été trouvée excellente autant pour les deux bancs d'essai. Les essais sur la MTS ont fourni des courbes contrainte-déformation à taux de compression constant tandis que des courbes iso-valeurs ont découlés des essais sur le puits de chute. Un modèle a donc pu être renseigné par trois courbes à taux de déformation constants et les résultats numériques ont démontré qu'à hautes vitesses l'allure des courbes est fidèle aux courbes expérimentales malgré des écarts relatifs entre les paramètres pouvant atteindre les 95,5 %. À basse vitesse, les courbes numériques sont moins fidèles et l'allure diverge de façon plus importante.

L'utilisation de la version actuelle du modèle par éléments finis du H350 a été trouvée non pertinente pour son emploi dans les conditions visées par ce mémoire. En fait, des essais basés sur le protocole Hockey STAR, soit des impacts frontaux, latéraux, arrière et sur le dessus de la tête, ont été réalisés sur un impacteur linéaire et reproduits à l'aide du modèle H350 d'Altair. Les courbes d'accélérations linéaires et angulaires expérimentales et numériques diffèrent de façons importantes et aucune corrélation évidente entre les valeurs des pics associés à ces courbes expérimentales et numériques n'a été trouvée. Ces divergences ont été attribuées aux composants du modèle susceptibles d'avoir un comportement dépendant de la vitesse d'impact et aux écarts entre les caractéristiques inertielles de ce dernier par rapport au mannequin physique.

Fort de ces constats, un modèle de complexe tête NOCSAE-cou H350 a été développé selon les caractéristiques de son homologue physique utilisé chez CCM Hockey. Ce modèle n'est toutefois pas validé, mais la tête utilisée permet de réduire la liste du nombre de facteurs potentiellement nuisibles du modèle du H350. Des essais expérimentaux sur ce mannequin physique équipé d'un casque composé d'une seule mousse, soit la VN602, ont donc été réalisés avec l'impacteur linéaire et reproduits numériquement. La loi de comportement 38 qui renseigne ce modèle ne tient compte que d'une courbe d'impact comme paramètres tabulés. Malgré ce fait, l'allure des courbes numériques de l'accélération linéaire résultante moyenne représente adéquatement les courbes expérimentales, et ce, pour les différentes vitesses d'impacts. Les simulations en impacts frontaux, latéraux et sur le dessus pour les impacts à 4,6 m/s et 6,1 m/s n'ont pas fourni de résultats, dus au manque de convergence. La courbe d'impact renseignée au modèle ne couvre pas les hauts taux de déformations que subit la mousse, car la mousse est beaucoup plus mince à ces endroits. En accélération angulaire, les résultats sont moins concluants. Les écarts observés pourraient provenir des écarts entre les caractéristiques inertielles de la tête physique par rapport à celles fournies au modèle et du comportement du cou, jusqu'ici non validé numériquement. Malgré les écarts observés, ce projet aura permis d'établir un niveau de confiance élevé, du moins pour les simulations ayant convergé, quant à la faisabilité de la modélisation d'un modèle complet comprenant un complexe

tête-cou, un casque et un impacteur et pour ainsi reproduire les essais expérimentaux réalisés chez CCM Hockey et assister le développement de nouveaux casques.

Une suite à ce projet est toutefois requise afin d'une part, valider le modèle complexe tête NOCSAE-cou H350 et d'autre part, étudier le comportement en cisaillement des mousses de protection abordée en surface par Kerspern (2016). La perspective de ce projet aura pour objectif entre autres de compléter l'étude de faisabilité en modélisant un casque multicouche, c'est-à-dire un casque composé de différents types et épaisseurs de mousses.

Ultimement, cet outil numérique assistera CCM Hockey dans la conception de ses futurs casques de hockey et aidera à positionner davantage l'entreprise à l'avant-garde du développement des nouvelles générations de casques de hockey, plus sécuritaires et plus performants en optimisant les choix de design et de matériaux. De plus, l'entreprise verra sa part de marché augmenter, car des équipements plus performants inciteront nécessairement la population active à la pratique de leur sport préféré en toute sécurité.

ANNEXE I

EXEMPLE DU QUESTIONNAIRE SCAT 5

2

STEP 2: SYMPTOM EVALUATION

The athlete should be given the symptom form and asked to read this instruction paragraph out loud then complete the symptom scale. For the baseline assessment, the athlete should rate his/her symptoms based on how he/she typically feels and for the post injury assessment the athlete should rate their symptoms at this point in time.

Please Check: Baseline Post-Injury

Please hand the form to the athlete

	none	mild	moderate	severe			
Headache	0	1	2	3	4	5	6
"Pressure in head"	0	1	2	3	4	5	6
Neck Pain	0	1	2	3	4	5	6
Nausea or vomiting	0	1	2	3	4	5	6
Dizziness	0	1	2	3	4	5	6
Blurred vision	0	1	2	3	4	5	6
Balance problems	0	1	2	3	4	5	6
Sensitivity to light	0	1	2	3	4	5	6
Sensitivity to noise	0	1	2	3	4	5	6
Feeling slowed down	0	1	2	3	4	5	6
Feeling like "in a fog"	0	1	2	3	4	5	6
"Don't feel right"	0	1	2	3	4	5	6
Difficulty concentrating	0	1	2	3	4	5	6
Difficulty remembering	0	1	2	3	4	5	6

Figure-A I-1 Questionnaire
provenant du SCAT 5
(partie 1)

Fatigue or low energy	0	1	2	3	4	5	6
Confusion	0	1	2	3	4	5	6
Drowsiness	0	1	2	3	4	5	6
More emotional	0	1	2	3	4	5	6
Irritability	0	1	2	3	4	5	6
Sadness	0	1	2	3	4	5	6
Nervous or Anxious	0	1	2	3	4	5	6
Trouble falling asleep (If applicable)	0	1	2	3	4	5	6
Total number of symptoms:							of 22
Symptom severity score:							of 132
Do your symptoms get worse with physical activity?							Y N
Do your symptoms get worse with mental activity?							Y N
If 100% is feeling perfectly normal, what percent of normal do you feel?							
If not 100%, why?							
Please hand form back to examiner							

Figure-A I-2 Questionnaire
provenant du SCAT 5
(partie 2)

ANNEXE II

MOUSSE DE PROTECTION

Les mousses à cellules ouvertes et les mousses à cellules fermées sont les deux principales familles de mousses et sont différenciées par leur microstructure (N. Mills, 2007). En examinant les figures suivantes (*Voir Figure-A II-1 et Figure-A II-2*), il est possible de remarquer les différences quant à ces deux types de structures de mousses, soient les faces qui se retrouvent seulement dans les mousses à cellules fermées, mais aussi d'observer les ressemblances qui sont les arêtes et les nœuds.

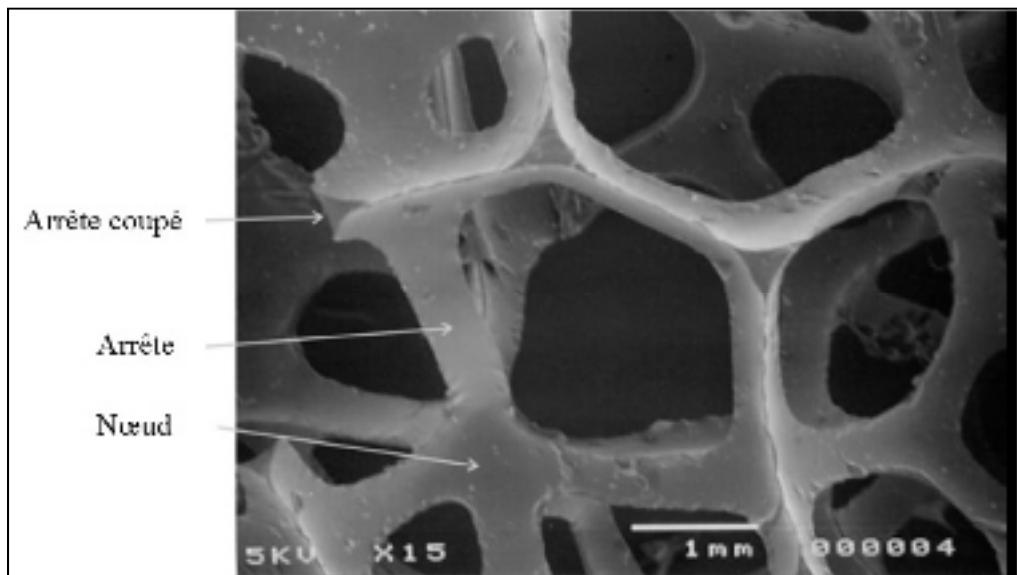


Figure-A II-1 Microstructure d'une mousse à cellules ouvertes vue au microscope électronique par balayage (MEB)
Adaptée de (Mills, 2007)

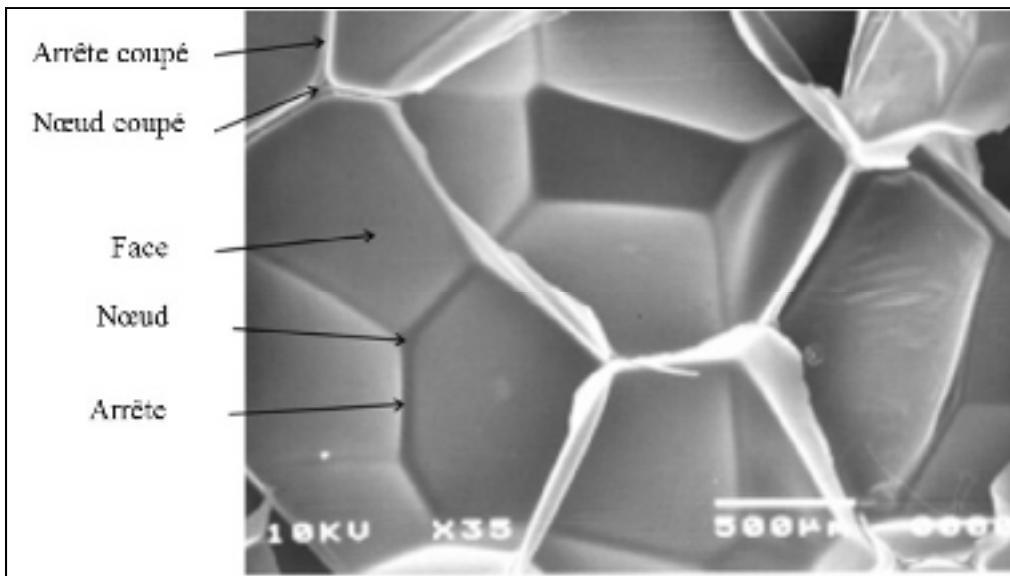


Figure-A II-2 Microstructure d'une mousse à cellules fermées vue au MEB
Adaptée de (Mills, 2007)

Le schéma présenté à la Figure-A II-3 permet de mieux visualiser que dans le cas des cellules fermées, l'air est en quelque sorte emprisonné dans chacune d'entre elles, alors qu'intuitivement, dans les cellules ouvertes, l'air circule librement. Ceci influence évidemment le comportement de la mousse lors d'un impact. En fait, la pression de l'air à l'intérieur de la mousse augmente la raideur globale du matériau.

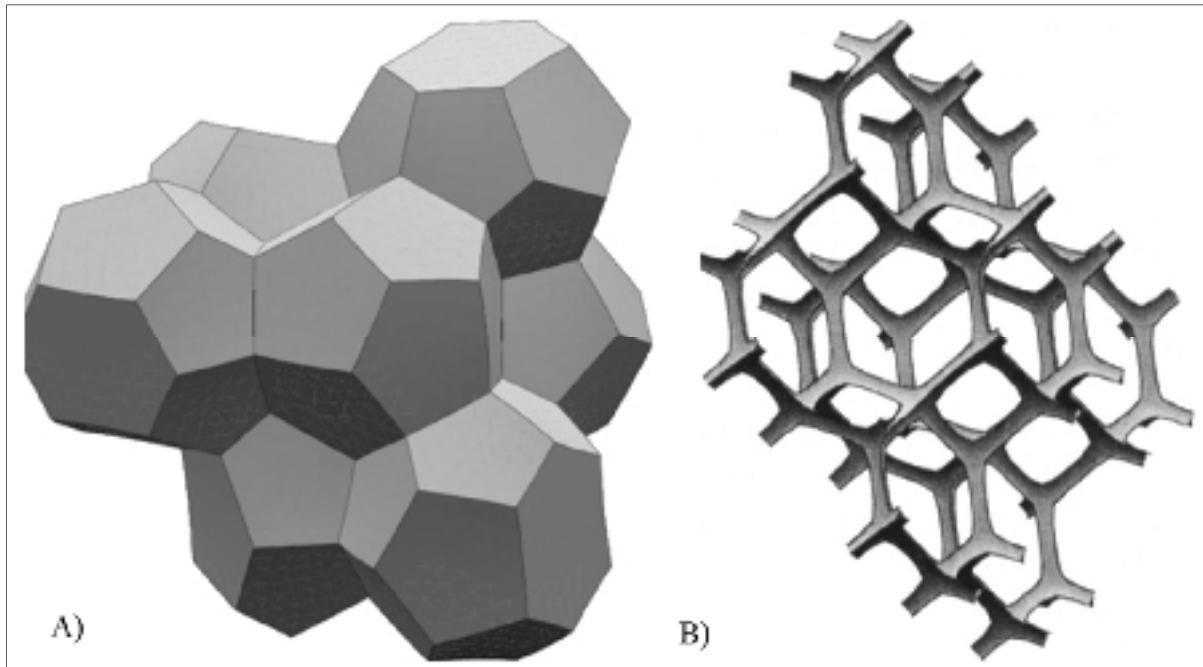


Figure-A II-3 Schéma A) cellules fermées, B) cellules ouvertes
Tirées de (Mills, 2007)

Il est à noter que l'illustration schématisant les cellules ouvertes sur la Figure-A II-3 ci-dessus (*Voir Figure-A II-3B*) représente une version exagérée de ce genre de mousse, car sur l'image, il n'y a pratiquement pas de paroi. En réalité, si seulement une petite proportion des faces des cellules d'une mousse quelconque est ouverte, c'est suffisant pour qualifier la mousse comme telle.

Dans la caractérisation d'une mousse, il est également essentiel de définir sa densité. Plusieurs manières et grandeurs existent pour la quantifier. La densité relative R de la mousse (A II-1) est définie comme suit :

$$R = \frac{\rho_{mousse}}{\rho_{polymère}} \quad (\text{A II-1})$$

Où ρ_{mousse} est le rapport entre la densité de la mousse elle-même et $\rho_{polymère}$ la masse volumique du polymère la constituant (N. Mills, 2007).

La masse volumique du polymère varie généralement entre 900 et 1 200 kg/m³. On peut donc déduire que si la mousse ne contient pas d'additif, la densité relative R représente réellement la fraction volumique du polymère présent dans la mousse. Lorsque R est inférieure à 0,1, la mousse est considérée comme ayant une faible densité (N. Mills, 2007).

De plus, il est possible d'obtenir la porosité Φ (A II-2) de la mousse de la façon suivante :

$$\Phi = 1 - R \quad (\text{A II-2})$$

La théorie de Biot est par ailleurs une théorie décrivant la mécanique des milieux poreux (Renault, 2008). Cette dernière est cependant complexe et ne sera donc pas développée dans ce mémoire. De plus, cette théorie nécessite certaines caractéristiques du milieu poreux en question comme la résistivité à l'air, la tortuosité ainsi que les longueurs caractéristiques visqueuses et thermiques.

ANNEXE III

ÉVALUATION NUMÉRIQUES DES CASQUES DE PROTECTION RÉSUMÉ DE LA LITTÉRATURE

Les tableaux suivants résument la méthodologie selon les études qui ont été retenues concernant la modélisation d'impacts impliquant un dispositif de protection pour la tête.

Tableau-A III-1 Résumé des études portant sur l'évaluation numériques de la performance des casques de protection – partie 1

Étude		(Ching-Yu et al., 2017)	(Darling et al., 2016)	(Deck & Willinger, 2006)	(Fahlstedt et al., 2016)	(Fernandes et al., 2013)
Type de casque		Vélo	Football	Moto	Vélo	Moto
Coque	Matériaux	ABS	Polycarbonate	Plastique thermo-formable	Plastique (non spécifié)	PVC
	Loi de comportement	Linéaire élastique (loi de Hooke)	Linéaire élastique (loi de Hooke)	Linéaire élastique (loi de Hooke)	Linéaire élastique (loi de Hooke)	elastoplastic (MAT24) dépend du taux de déformation
	Type de maillage	Quadrilatères (2D)	Quadrilatères (2D)	Quadrilatères (2D)	Triangles (2D)	Quadrilatères (2D)
Mousse de protection	Matériaux	EPS	EPS	EPP	EPS	EPS
	Loi de comportement	MAT63 - <i>Mat_crushable_foam</i> (Tabulée hybride)	MAT57 - <i>Low Density Foam</i> (Tabulée)	Élasto-plastique (Tabulée)	MAT126 – <i>Honeycomb</i> (Tabulée)	MAT57 - <i>Low Density Foam</i> (Tabulée)
	Type de maillage	Tetraèdres (3D)	Hexaèdres (3D)	Hexaèdres (3D)	Tétraèdres (3D)	Tétraèdres (3D)
Forme de tête	Matériaux	Rigide	GHBMC <i>full body model</i> (os, tissus mous)	Rigide	modele de crane + cerveau développé	Aluminium EN 960
	Loi de comportement	Rigide	GHBMC <i>full body model</i> Élasto-plastique (os) Viscoélastique (muscles) Élastique (tissus mous : peau, ligaments, etc.)	Rigide	modele de crane + cerveau développé	Non spécifié
	Type de maillage	Quadrilatères (2D)	Hexaèdres (3D)	Quadrilatères (2D)	Non spécifié	Triangles (2D)

Tableau-A III-2 Résumé des études portant sur l'évaluation numériques de la performance des casques de protection – partie 2

Étude		(Fernandes et al., 2013)	(Forero Rueda et al., 2011)	(Kostopoulos et al., 2002)	Milne et al., 2013)	(Pinnoji & Mahajan, 2007)
Type de casque		Moto	Équestre	Moto	Vélo	Moto
Coque	Matériaux	PVC	Plastique (non spécifié)	1- Carbone* 2- Fibre de verre* 3- Kevlar* (*renforcé de polyestère)	Polycarbonate	ABS
	Loi de comportement	elastoplastic (MAT24) dépend du taux de déformation	Linéaire élastique (loi de Hooke)	Loi élasto-plastique	Linéaire élastique (loi de Hooke)	Linéaire élastique (loi de Hooke)
	Type de maillage	Quadrillatères (2D)	Quadrillatères (2D)	Hexaèdres (3D)	Triangles (2D)	Quadrillatères (2D)
Mousse de protection	Matériaux	EPS	EPS	EPS	EPP	EPS
	Loi de comportement	MAT57 - <i>Low Density Foam</i> (Tabulée)	Tabulée	Tabulée	MAT63 - <i>Mat_crushable foam</i> (Tabulée hybride)	MAT63 - <i>Mat_crushable foam</i> (Tabulée hybride)
	Type de maillage	Tétraèdres (3D)	Hexaèdres (3D)	Hexaèdres (3D)	Tétraèdres (3D)	Hexaèdres (3D)
Heaform	Matériaux	Non spécifié (Hyp.:EN 960-rigide)	Rigide	Rigide	1- Rigide - (EN 960) 2- Peau en Caoutchouc (H350)	Crâne + cerveau (os, tissus mous)
	Loi de comportement	Non spécifié (Hyp.:EN 960-rigide)	Rigide	Rigide	1- Rigide (EN 960) Peau -2- Peau - Boltzman visc. (H350)	Viscoélastique (cerveau) Élastique (autres : os, tissus mous, muscles, etc.)
	Type de maillage	Triangles (2D)	Quadrillatères et triangles (2D)	Hexaèdres (3D)	Quadrillatères (2D) - (EN-960)	Modele de crane + cerveau développé

ANNEXE IV

LE PROTOCOLE HOCKEY STAR : CONFIGURATIONS ET VITESSES (ÉNERGIE) D'IMPACT

Pour chacune des configurations illustrées ci-dessus, trois vitesses d'impact initiales sont possibles, soit 3,0, 4,6 et 6,1 m/s.

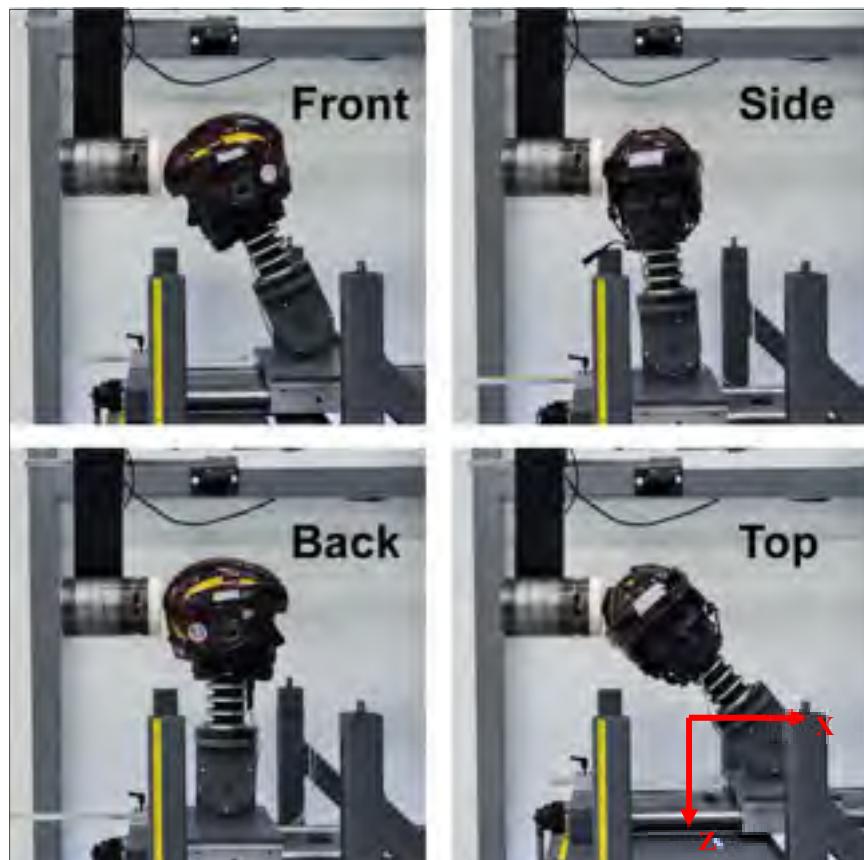


Figure-A IV-1 Zones d'impact du test Hockey STAR
Adapté de (B. Rowson et al., 2015)

Tableau-A IV-1 Repères de mesure et angles de rotation sur la table à glissière pour chaque zone d'impact testée
 Adaptée de (B. Rowson et al., 2015)

	Translation sur l'axe Y (cm)	Translation sur l'axe Z (cm)	Rotation autour de Y (°)	Rotation autour de Z (°)
Frontal (<i>Front</i>)	40,3	8,9	25	0
Latéral (<i>Side</i>)	36,9	3,5	5	80
Sur le dessus (<i>Top</i>)	42,7	13,5	40	90
Arrière (<i>Rear</i>)	40,3	4,9	0	180

ANNEXE V

DÉFORMATION PLASTIQUE DES MOUSSES

Suite à l'étude de De Vries (2009) qui a démontré que les mousses utilisées dans son étude se déforment plastiquement, il a été jugé pertinent de procéder à une vérification sur la mousse VN602. Trois essais successifs sur la MTS ont été réalisés sur un échantillon neuf de mousse VN602 dont la hauteur initiale est égale à 54,3 mm et la longueur des côtés est de 64,8 mm. L'échantillon est comprimé à une vitesse de 0,5 mm/s soit l'équivalent d'un taux de déformation d'environ $0,01 \text{ s}^{-1}$. La Figure-A V-1 suivante illustre les courbes contrainte-déformation des trois essais.

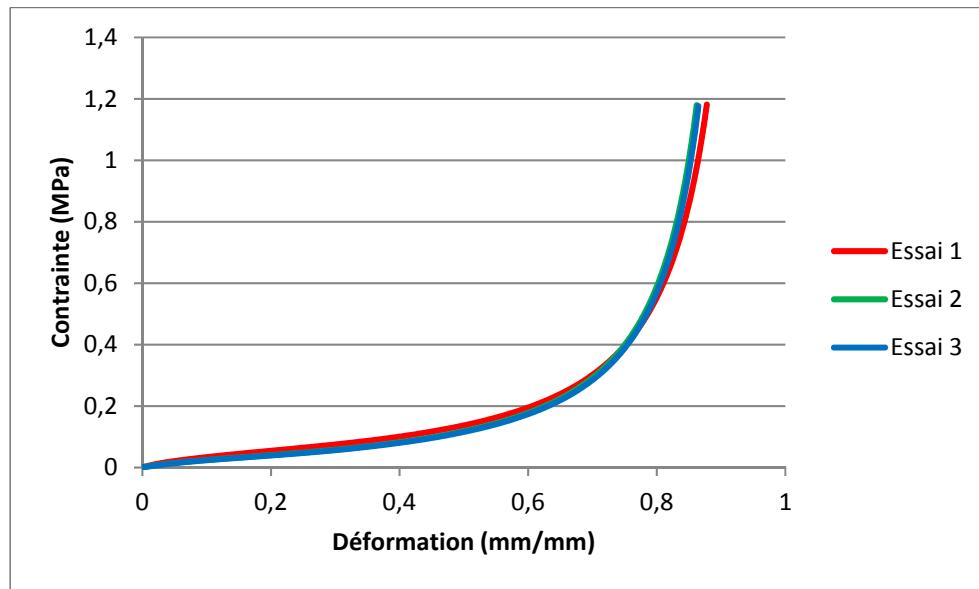


Figure-A V-1 Trois courbes contrainte-déformation d'essais successifs sur le même échantillon de mousse VN602

Il est possible de remarquer sur la Figure-A V-1 que l'essai 1 se démarque des essais 2 et 3, qui se superposent. Avant le premier essai, la hauteur de la mousse était de 54,3 mm et avant le deuxième et pour tous les suivants, la mousse est demeurée à une hauteur de 52,3 mm. La perte de hauteur attribuée à la déformation plastique est de 3,6 %. Quelques essais

préliminaires ont également déterminé que dès le deuxième essai, une grande répétabilité est observée.

Fort de ces constats, au moins deux compressions/impacts ont été réalisés avant de commencer une série de tests afin d'éliminer l'effet de la déformation plastique de la mousse VN602.

ANNEXE VI

TEMPS DE RÉCUPÉRATION DES MOUSSES

Les mousses de protection requièrent un certain temps de repos suite à un effort quelconque pour reprendre leur forme. En ce sens, une étude de ce phénomène est nécessaire afin d'établir l'intervalle de temps nécessaire entre chacun des essais. Pour ce faire, quelques compressions à vitesses constantes à l'aide d'une machine servohydraulique (MTS) ont été effectuées sur un échantillon de VN602. La MTS est décrite en détail à la section 0. Les essais ont été filmés pendant 15 minutes et à l'aide d'une simple règle apposée à l'arrière de l'échantillon de mousse (règle de couleur orange dans la Figure-A VI-1). Avec le temps sur le vidéo, il est possible de définir la période nécessaire pour que la mousse récupère sa longueur initiale. Donc, lorsque l'échantillon retrouvait la même ligne de graduation sur la règle, le temps correspondant sur la vidéo était noté. Ainsi, le maximum de temps que la mousse a nécessité pour récupérer sa longueur initiale était d'environ 4 min 30 s. L'arrondi de 5 min sera donc considéré comme intervalle entre chacun des essais.



Figure-A VI-1A) Temps = 0 s (immédiatement après l'effort)
B) Temps = 4 min 30 s (Retour à la hauteur initiale)

ANNEXE VII

COMMANDÉ D'ARRÊT EN FORCE DE LA MTS EN FONCTION DES VITESSES DE COMPRESSION

Le Tableau-A VII-1 suivant présente donc les forces auxquelles la MTS devait s'arrêter pour qu'une fois le plateau supérieur immobilisé, la force maximale ne dépasse pas les 15 Kn (soit le seuil maximal limite de la cellule de charge). Ces valeurs ont été déterminées à tâtons.

**Tableau-A VII-1 Commande d'arrêt en force de la MTS
en fonction des vitesses de compression**

Vitesse (mm/s)	Taux de déformation équivalent (s-1)	Temps (s)	Déplacement (mm/mm)	Commande en force (N)
0,54	0,01	150,50	0,85	10000
2,72	0,05	29,70	0,84	6000
5,43	0,10	14,78	0,83	6000
27,15	0,50	2,92	0,81	5000
54,30	1,00	1,44	0,77	5000
271,50	5,00	0,30	0,71	1500
543,00	10,00	0,16	0,61	1400

ANNEXE VIII

**SECTION RETIRÉE POUR CAUSE DE CONFIDENTIALITÉ ET DE SECRETS
INDUSTRIELS**

ANNEXE IX

SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES DES EQUIPEMENTS DE MESURES EXPÉRIMENTALES

Specifications	Output	Incremental encoder output A/B with differential push-pull output, TTL/RS422 or HTL compatible							
	Excitation voltage	10 ... 30 VDC or 5 VDC $\pm 5\%$							
	Excitation current	50 mA to 300 mA, depending on pulse frequency, cable length and load							
	Magnetic period of the sensor	2 mm			5 mm				
	Guided spacing between sensor and mag. scale (x_g)	0.1 ... 0.8 mm			0.1 ... 2 mm				
	Side tracking tolerance of the sensor	± 1 mm			± 1 mm				
	Linearity (sensor with mag. scale PMIB3)	$15 \mu\text{m} \pm 40 \mu\text{m}/\text{m}$			$30 \mu\text{m} \pm 40 \mu\text{m}/\text{m}$				
	Repeatability	± 1 digit			± 1 digit				
	Resolution with ext. times 4 counting mode [μm]	5	10	20	50	10	25	50	125
Max. velocity with $f_p=50$ kHz [m/s] (20 kHz: x 0.4; 10 kHz: x 0.2)		0.8	1.6	3.2	8	1.6	4	8	20

Figure-A IX-1 Fiche technique du capteur de déplacement
PMIS3 POSIMAG de ASM Sensor
Tirée de (ASM, 2012)

MC6 SERIES SPECIFICATIONS (Metric Units)				
Model:	1000	2000	4000	
CAPACITY				
Fz	4500	9000	18000	N
Fx, Fy	2250	4500	9000	N
Mz	170	340	680	N·m
Mx, My	340	680	1360	N·m
TYPICAL SENSITIVITY				
Fz	0.17	0.08	0.04	$\frac{\mu\text{V}}{\text{N}}$
Fx, Fy	0.67	0.33	0.17	$\frac{\mu\text{V}}{\text{N}}$
Mz	13.27	6.63	3.32	$\frac{\mu\text{V}}{\text{N}\cdot\text{m}}$
Mx, My	6.20	3.10	1.55	$\frac{\mu\text{V}}{\text{N}\cdot\text{m}}$
STIFFNESS				
Fz	14	23	35	$\times 10^7 \text{ N/m}$
Fx, Fy	2.1	4.4	8.8	
NON-LINEARITY				
Fx, Fy, Fz	0.20	0.20	0.20	$\pm \text{ %FSO}$
HYSTERESIS				
Fx, Fy, Fz	0.20	0.20	0.20	 %FSO
RESONANT FREQUENCY				
Fz	620	875	1200	Hertz
Fx, Fy	550	800	1000	Hertz

Figure-A IX-2 Fiche technique
du capteur de force
Tirée de (AMTI, 1995)

ANNEXE X

RELATION ENTRE LA HAUTEUR DE CHUTE ET LA VITESSE D'IMPACT DE L'IMPACTEUR DU PUIT DE CHUTE

La conservation de l'énergie mécanique permet de déterminer la relation théorique entre la hauteur à laquelle l'impacteur est lâché et la vitesse d'impact. E_m , E_c et E_p représentent respectivement l'énergie mécanique, cinétique et potentielle. Les équations (VIII.1) à (VIII.7) suivantes impliquent les variables suivantes :

- m représente la masse de l'impacteur
- v la vitesse
- h la hauteur (l'origine étant située au niveau de la face supérieure de la mousse)
- g l'accélération de la pesanteur
- L'indice i représente l'état initial (impacteur en position haute)
- L'indice f représente l'état final (impacteur en contact avec la mousse)

Le principe de conservation de l'énergie mécanique (VIII.1) stipule que :

$$E_{m_i} = E_{m_f} \quad (\text{VIII.1})$$

Par ailleurs, l'énergie mécanique est la somme de l'énergie cinétique et de l'énergie potentielle de pesanteur (VIII.2),

$$E_m = E_c + E_p \quad (\text{VIII.2})$$

D'après les formules (VIII.1) et (VIII.2), on obtient donc (VIII.3),

$$E_{c_i} + E_{p_i} = E_{c_f} + E_{p_f} \quad (\text{VIII.3})$$

Or, l'énergie cinétique (VIII.4) s'exprime comme suit :

$$E_c = \frac{1}{2}mv^2 \quad (\text{VIII.4})$$

Et l'énergie potentielle de pesanteur (VIII.5) de la façon suivante :

$$E_p = mgh \quad (\text{VIII.5})$$

À l'état initial, la vitesse de l'impacteur est nulle et à l'état final, la hauteur de l'impacteur est nulle dans le référentiel du banc d'essai. Par conséquent on obtient (VIII.6),

$$mgh_i = \frac{1}{2}mv_f^2 \quad (\text{VIII.6})$$

Finalement (VIII.7),

$$h_i = \frac{v_f^2}{2g} \quad (\text{VIII.7})$$

ANNEXE XI

DÉTERMINATION DE LA FRÉQUENCE DE COUPURE OPTIMALE POUR UN FILTRE BUTTERWORTH D'ORDRE 2

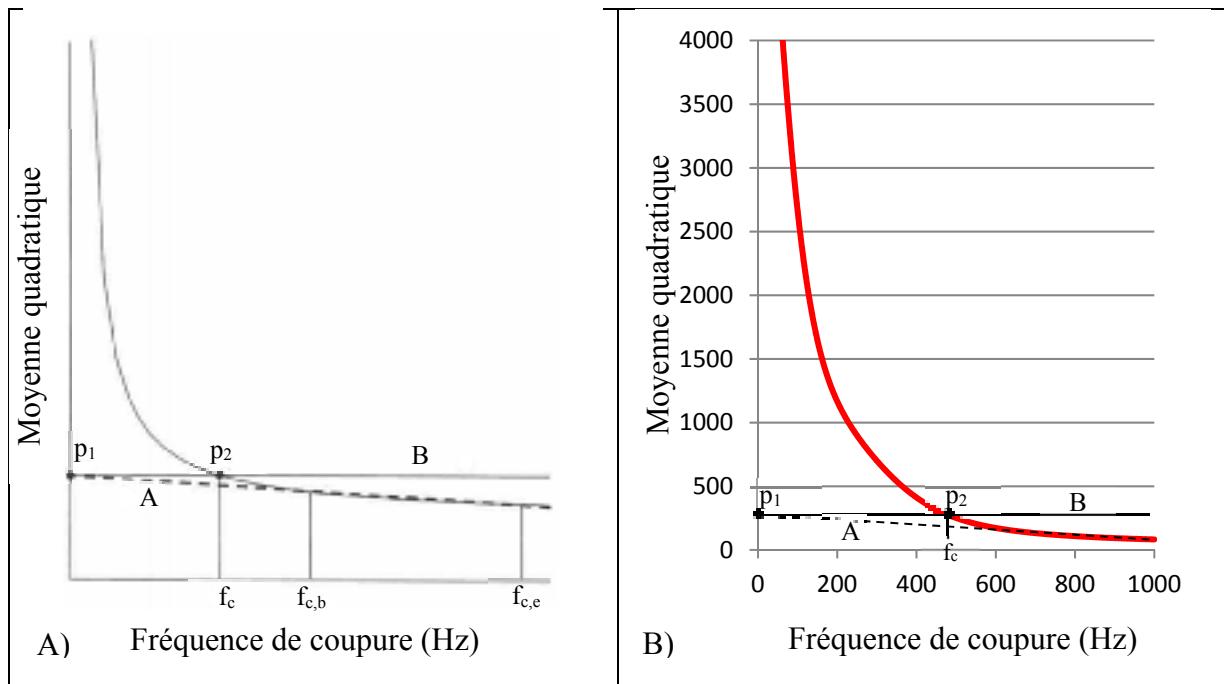


Figure-A XI-1 Détermination de la fréquence de coupure optimale
 A) Adaptée de (Yu et al., 1999); B) Courbe de la moyenne quadratique expérimentale -
 Impact à 5,69 m/s sur VN602 S = (100,6 mm)²; H = 33,5 mm.¹⁰

Tel qu'illustree sur la Figure-A XI-1A, la strategie est d'effectuer une regression lineaire A sur la courbe de la moyenne quadratique (*RMS* ou *Root Mean Square*) entre les points $f_{c,b}$ et $f_{c,e}$. Ces points correspondent à la région lineaire de cette dernière. De l'intersection entre la droite A et l'abscisse est obtenu le point p_1 . La droite horizontale B passe par ce dernier et le point p_2 situé sur la courbe de la moyenne quadratique. La fréquence de coupure f_c correspondante au point p_2 est donc considérée comme étant la fréquence de coupure optimale. En appliquant cette méthode sur un des essais réalisés sur le puits de chute (*Voir*

¹⁰ S = surface de contact, H = hauteur de l'échantillon

Figure-A XI-1B), la fréquence de coupure optimale est de 497 Hz. L'arrondi de 500 Hz a donc été utilisé. Cette courbe présentée à la Figure-A XI-1B est obtenue via une fonction MATLAB (*rms*) lors de l'utilisation du filtre Butterworth.

ANNEXE XII

**SECTION RETIRÉE POUR CAUSE DE CONFIDENTIALITÉ ET DE SECRETS
INDUSTRIELS**

ANNEXE XIII

ANALYSE DU MOUVEMENT SUR LE BANC D'ESSAI PUIT DE CHUTE

La Figure-A XIII-1 suivante illustre donc la déformation telle que vue par le capteur de position et celle vue par l'analyse GOM pour les 20 vitesses d'impacts.

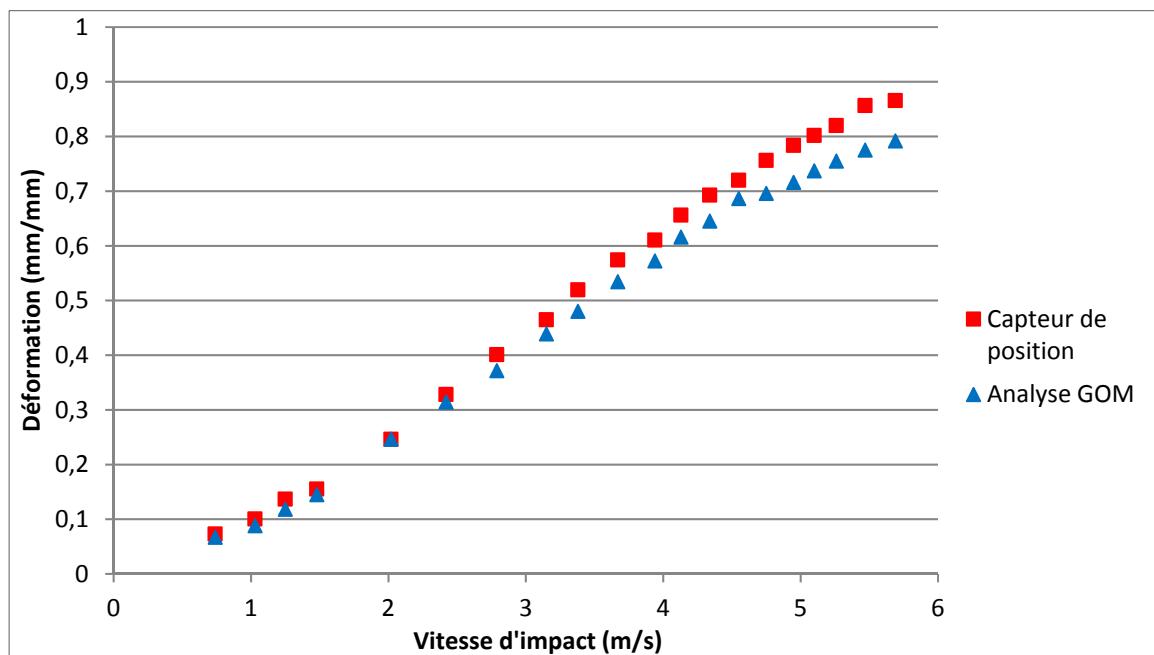


Figure-A XIII-1 Comparaison entre la déformation vue du capteur de position et celle vue par l'analyse GOM en fonction de la vitesse d'impact

ANNEXE XIV

SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES DES EQUIPEMENTS DE MESURES EXPÉRIMENTALES

Specifications

The following performance specifications conform to ISA-RP-37.2 (1994) and are typical values, referenced at +75°F (+24°C) and 100 Hz, unless otherwise noted. Calibration data, traceable to National Institute of Standards and Technology (NIST), is supplied.

Dynamic characteristics	Units	7264C-500	7264C-2000
Range	g	± 500	± 2000
Sensitivity (at 100 Hz & 10 g)	mV/g typ. (min)	0.80 (0.40)	0.20 (0.15)
Frequency response	Hz		
(± 2% max, ref. 100 Hz)		0 to 3000	0 to 2000
(± 5% max, ref. 100 Hz)			0 to 5000
Mounted resonance frequency	Hz	17 000	26 000
Damping ratio	Max	0.005	0.005
Non-linearity	(% of reading, to full range)	% max	±1
Repeatability			±1
(after full scale shock)	Equiv. g	0.2	0.2
Transverse sensitivity [1]	% max	3 (1 optional)	3 (1 optional)
Zero measurand output [2]	mV max	± 50 (± 25 optional)	± 50 (± 25 optional)
Thermal zero shift	mV typ.	± 10	± 10
From 0°F to +150°F (-18°C to +66°C), ref 75°F (24°C)	mV max	± 25	± 25
Thermal sensitivity shift	%/°F typ.	-0.06	-0.06
From 0°F to +150°F (-18°C to +66°C)	%/°C typ.	-0.10	-0.10
From 65°F to +85°F (+18°C to +29°C), ref 75°F (24°C)	± % typ.	± 1.0	± 1.0
Warm-up time	ms typ.	1	1
Base strain sensitivity (per ISA 37.2.8 250 µ strain)	Equiv. g's	± 0.1	± 0.1
Mechanical overtravel stops	g's	1500 g typical, 750 g minimum	5000 g typical, 2500 g minimum

Figure-A XIV-1 Fiche technique de l'accéléromètre linéaires Endevco 7264C-2KTZ-2-300
 (arrangement 3-2-2-2)
 Tirée de (Endevco, 2017)

PHYSICAL	
Dimensions:	19 x 19 x 12.5 mm (0.75 x 0.75 x 0.49")
Enclosure:	Anodized aluminum
Weight:	16 g (0.35 oz)
ENVIRONMENTAL	
Operating Temp.:	-40 to +85°C (-40 to +185°F)
Acceleration:	10000 g, 0.5 ms (survival only)
IP Rating:	IP67, short-term immersion OK
ELECTRICAL	
Excitation:	5.0-14.0 VDC Output not proportional to excitation
Current:	4 mA nominal per axis
Signal Voltage:	Centered 2.4 V above -Excitation
Zero Output:	±200 mV
Full Scale Output:	±2 V nominal
Shunt Check:	3000 Ω equivalent bridge resistance
PERFORMANCE	
Cross Axis Sensitivity:	<1.0%
Non-Linearity:	<0.5% full scale
Influence of Linear Acceleration:	<0.1 deg/sec² typical
Thermal Drift:	-40 to +85C
Zero:	±1 deg/sec (±5 deg/sec for 15k & 50k)
Sensitivity:	±2% (±5% for 1500 & 5k)
CALIBRATION	
Calibration Supplied:	NIST traceable
ISO 17025:	ISO 17025 (A2LA Accredited) available
Service Options:	Factory or on-site, Service Contracts available
CONNECTORS	
Type:	Standard: one triax 16-pin Omnetics connector with Dallas ID (23 ft). Optional: Adapter cable with pigtail or connectors of choice (2 ft)

Figure-A XIV-2 Fiche technique du capteur de vitesse angulaire
Tirée de (DTS, 2017)

ANNEXE XV

AJUSTEMENT DE LA VITESSE D'IMPACT SELON LES PARAMÈTRES DE PRESSION ET DE DISTANCE DE SORTIE DU PISTON

Tableau-A XV-1 Vitesses d'impact Hockey STAR
selon les paramètres du banc d'essais

Pression ajustée piston (psi)	Distance de sortie du piston (mm)	Hockey STAR (m/s)
19	227	3,00
19	160	4,60
22	10	6,10

Tableau-A XV-2 Vitesses d'impact pour validation du MEF HIII
selon les paramètres du banc d'essais

Pression ajustée piston (psi)	Distance de sortie du piston (mm)	Validation MEF H350 (m/s)
19	235	3,00
19	170	4,50
22	20	6,05

ANNEXE XVI

CONFIGURATIONS HOCKEY STAR ADAPTÉ POUR LA VALIDATION DU MODÈLE PAR ÉLÉMENTS DU MANNEQUIN HYBRID III 50^e PERCENTILE

Pour chacune des configurations illustrées ci-dessus, trois vitesses d'impact initiales sont possibles, soit 3,00, 4,50 et 6,05 m/s.

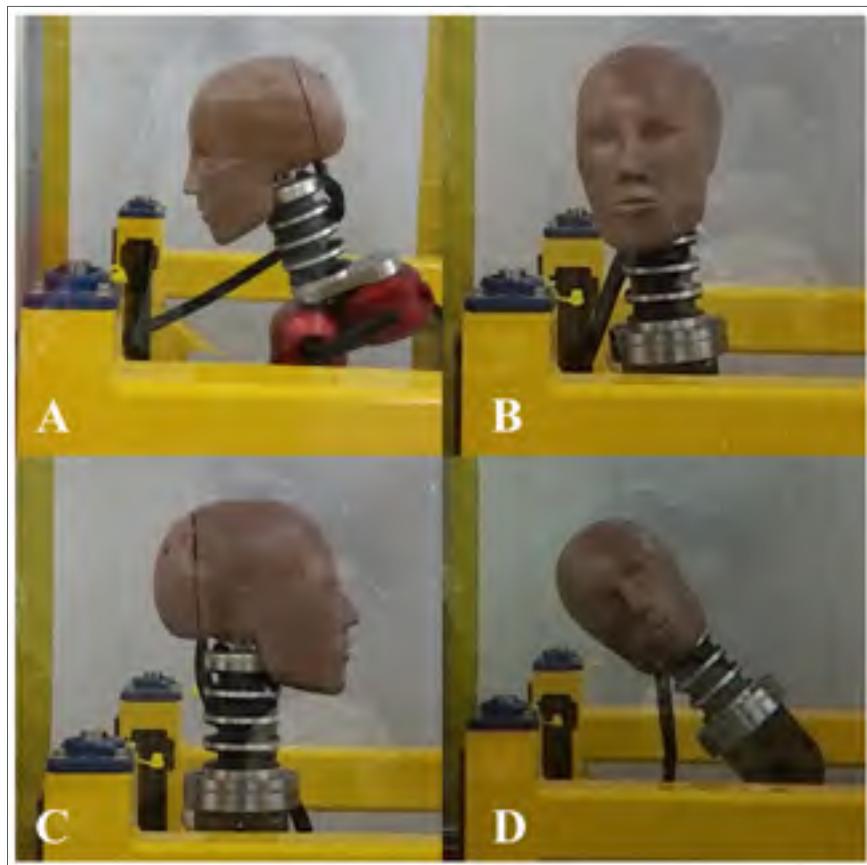


Figure-A XVI-1 Zones d'impact – essais expérimentaux H350
A) Frontal, B) Latéral, C) Arrière, D) Sur le dessus

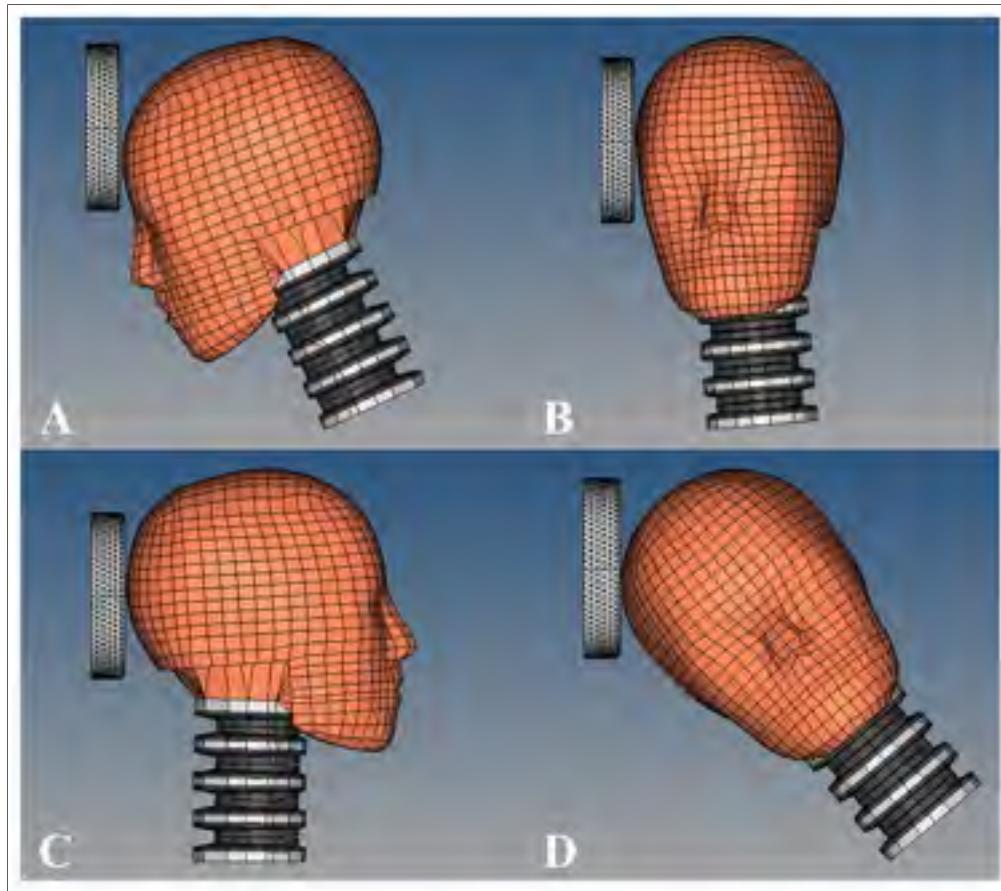


Figure-A XVI-2 Zones d'impact – modèle numérique H350
A) Frontal, B) Latéral, C) Arrière, D) Sur le dessus

ANNEXE XVII

RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX ET NUMÉRIQUES POUR LA TÊTE HIII 50^e PERCENTILE (VALIDATION DU MODÈLE)

Les résultats compris dans cette section sont présentés sous ces formes :

- Courbes expérimentales moyennes et numériques des accélérations linéaires et angulaires selon les trois vitesses d'impacts.
- Histogrammes présentant les pics expérimentaux et numériques d'accélération linéaires et angulaires selon les trois vitesses d'impacts, les écarts-types associés aux résultats expérimentaux ainsi que l'écart relatif entre ces derniers et les résultats numériques.
- Courbes présentant les pics expérimentaux et numériques d'accélération linéaires et angulaires selon les trois vitesses d'impacts ainsi que la régression linéaire de chacune d'entre elles.

- Configuration d'impact frontal

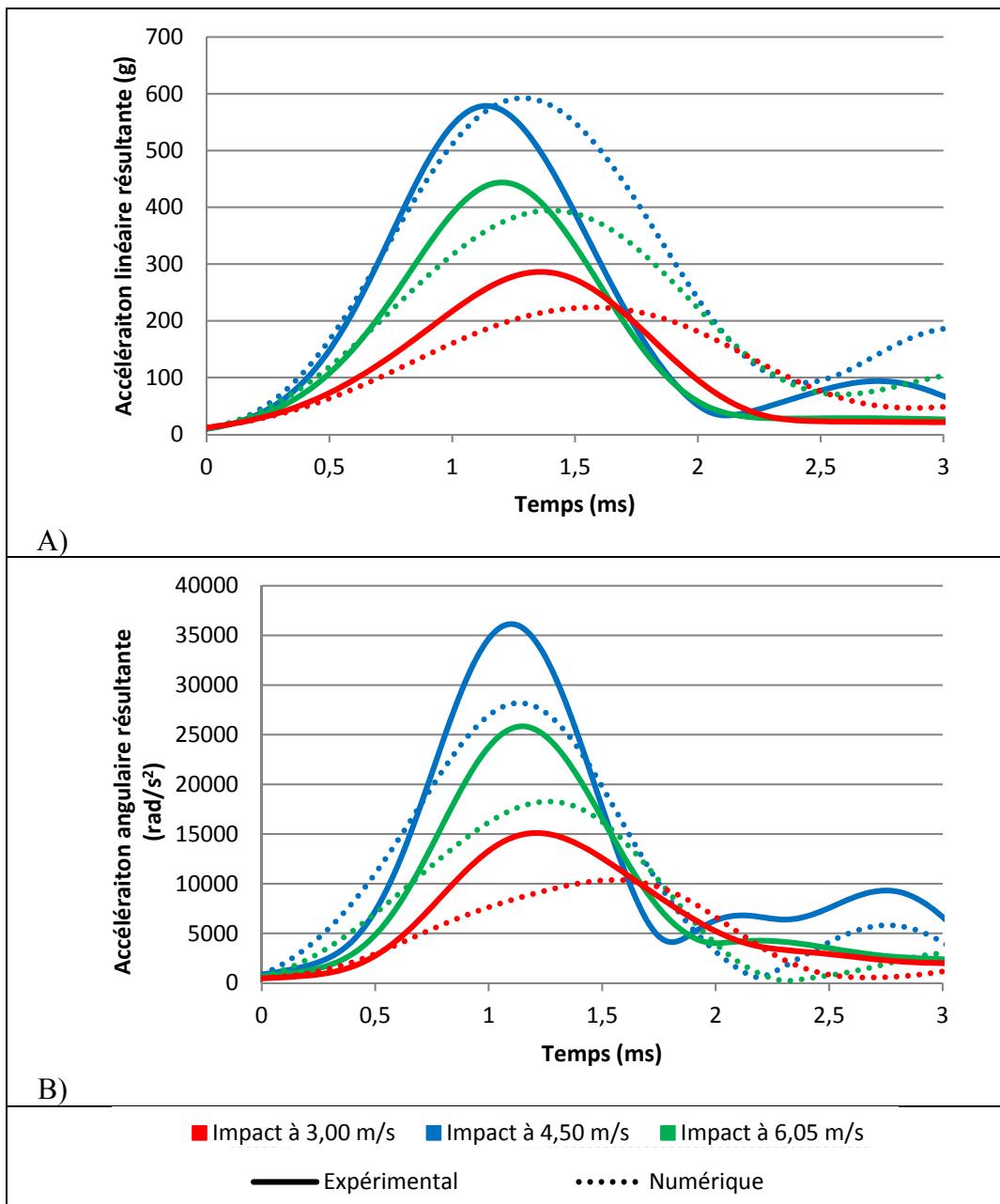
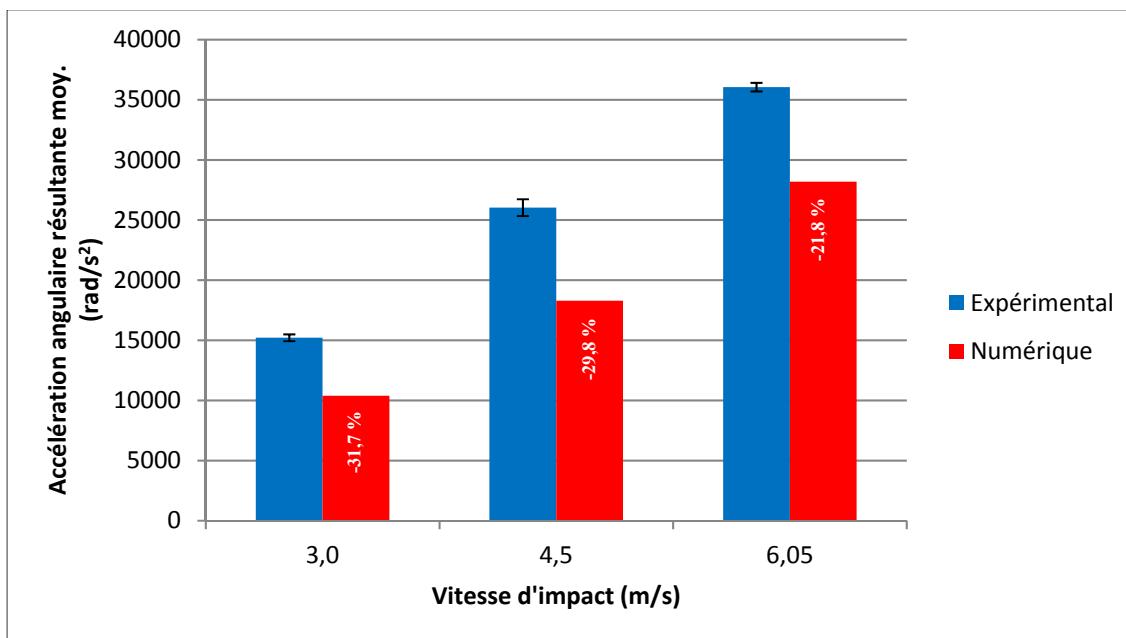
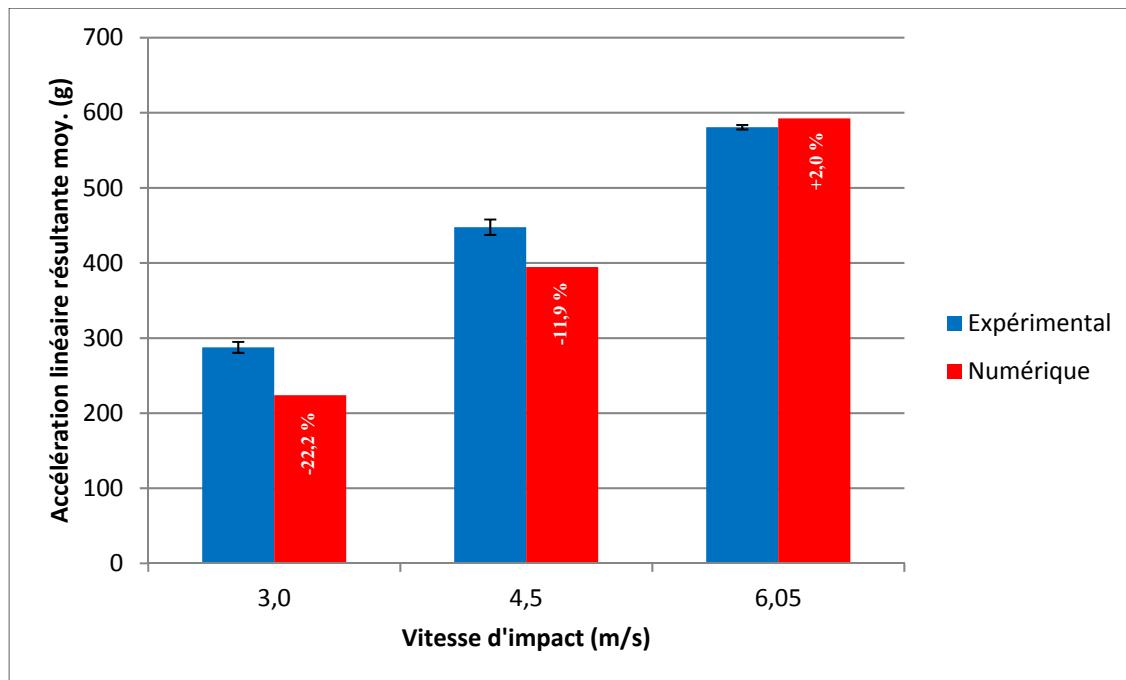


Figure-A XVII-1 Courbes de l'accélération linéaire résultante moyenne (A) et de l'accélération angulaire résultante moyenne (B) en fonction du temps pour une configuration en impact frontal

Tableau-A XVII-1 Temps associés aux pics d'accélération pour une configuration d'impact frontal

Vitesse d'impact (m/s)	Temps aux pics d'accélération linéaire (ms)		Écart relatif absolu (%)	Temps aux pics d'accélération angulaire (ms)		Écart relatif absolu (%)
	Expérimental (é. type)	Numérique		Expérimental (é. type)	Numérique	
3,00	1,36 (0,06)	1,57	13%	1,20 (0,07)	1,55	16%
4,50	1,21 (0,06)	1,40	14%	1,15 (0,04)	1,26	13%
6,05	1,13 (0,04)	1,29	12%	1,10 (0,04)	1,13	11%



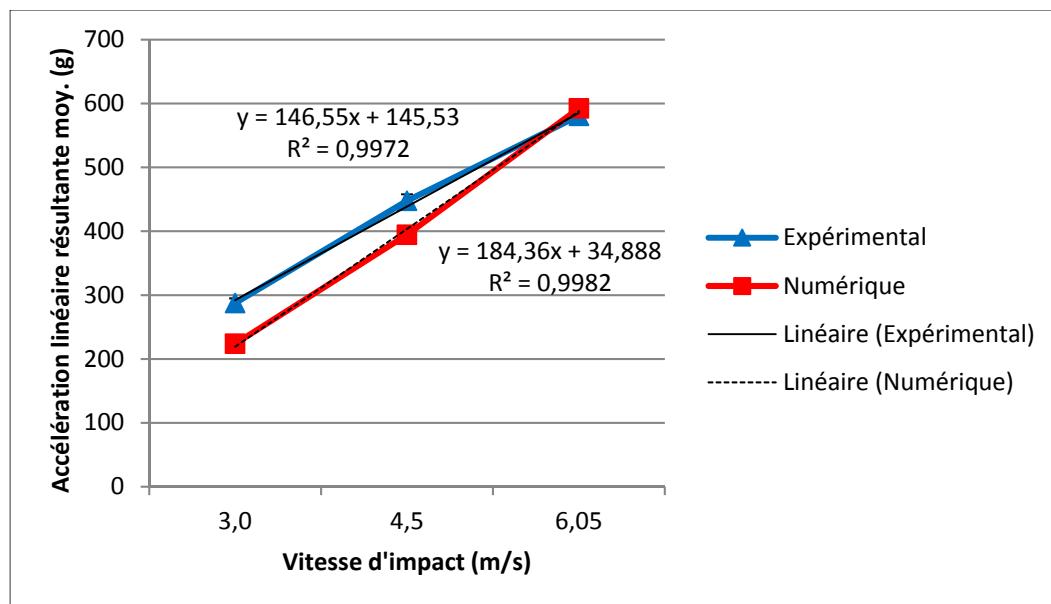


Figure-A XVII-4 Courbes des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact frontal

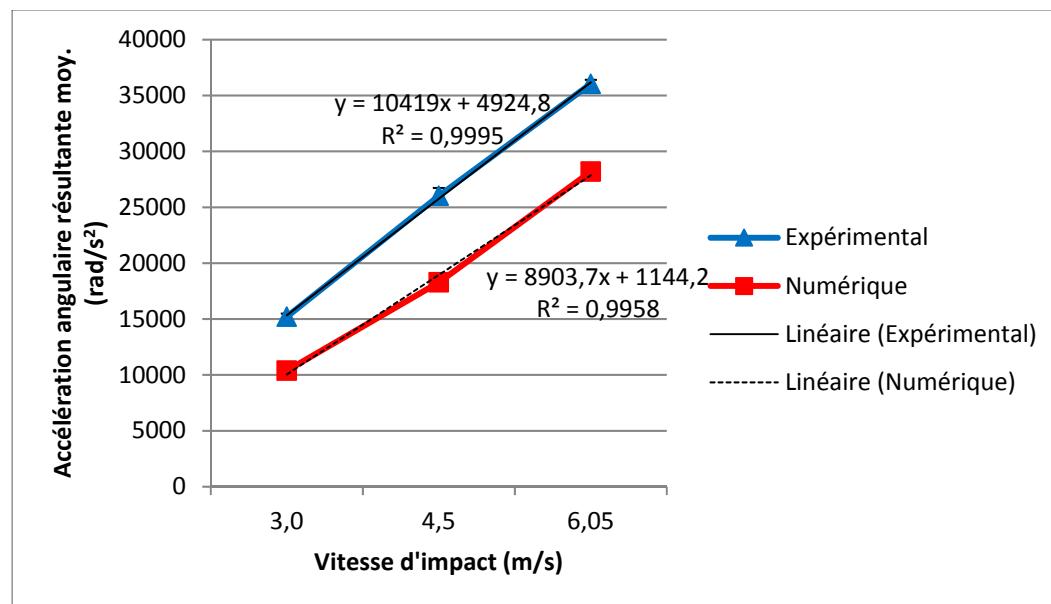


Figure-A XVII-5 Courbes des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact frontal

- Configuration d'impact latéral

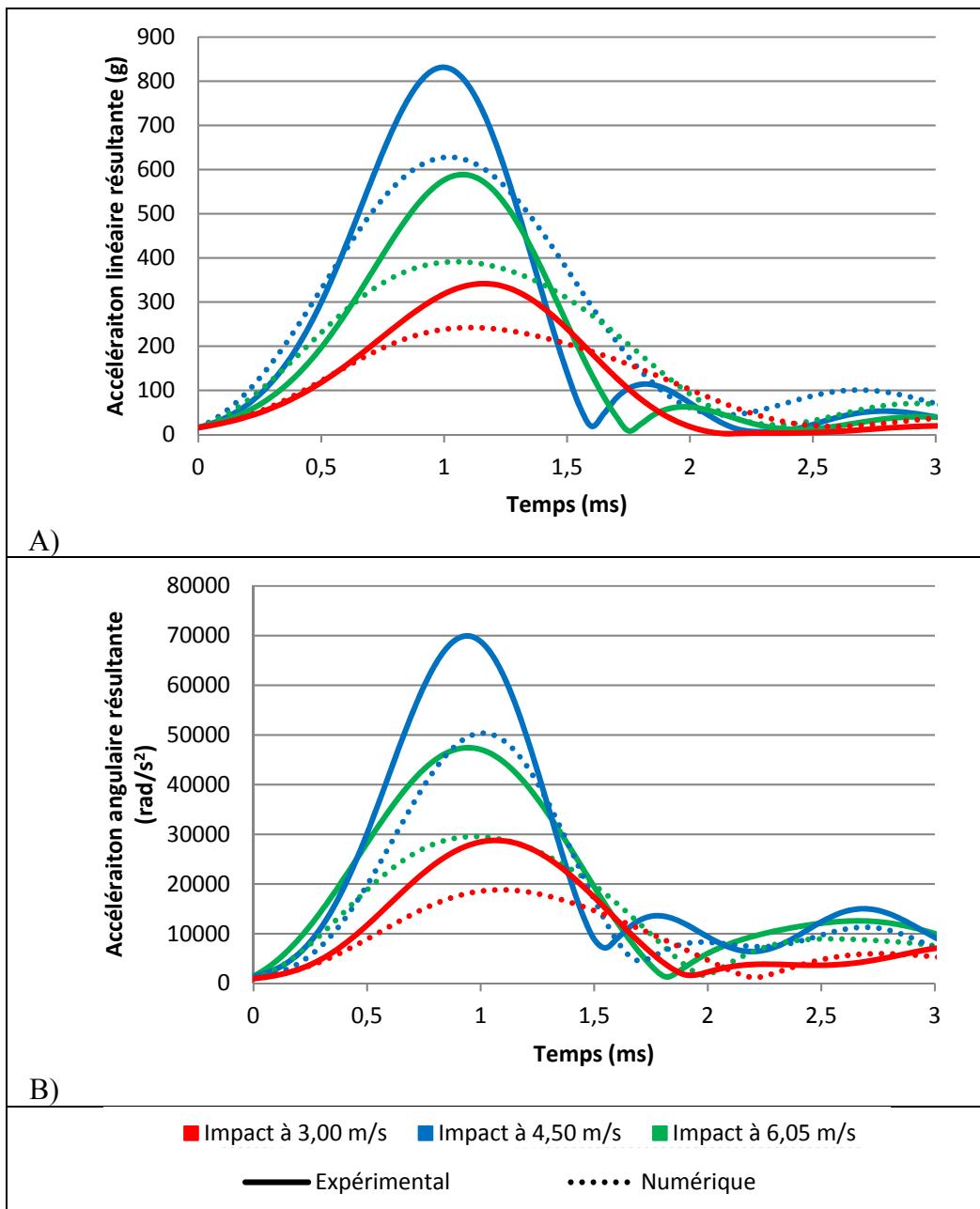
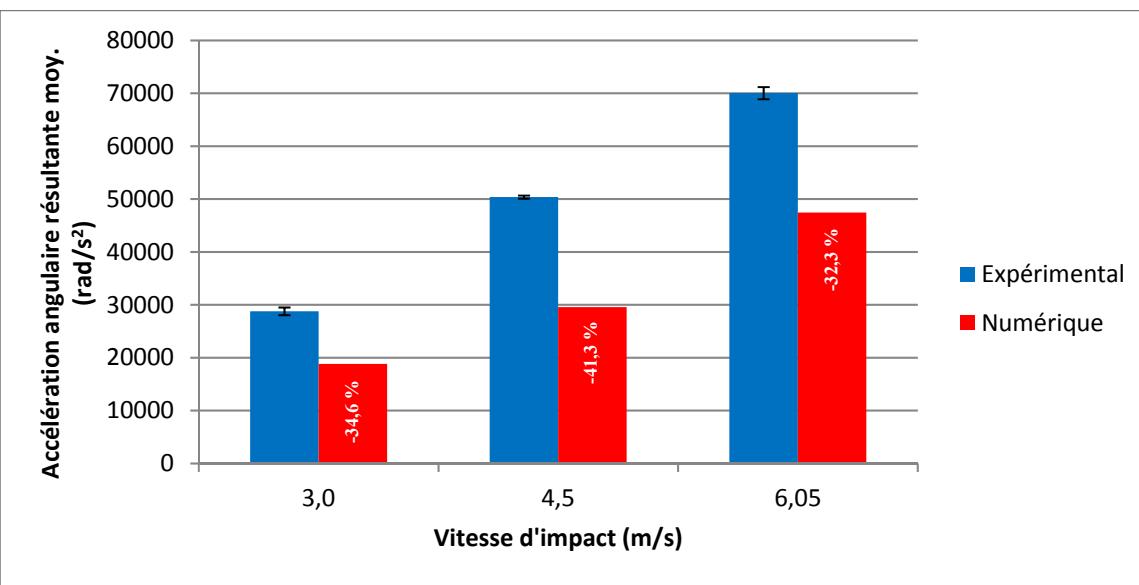
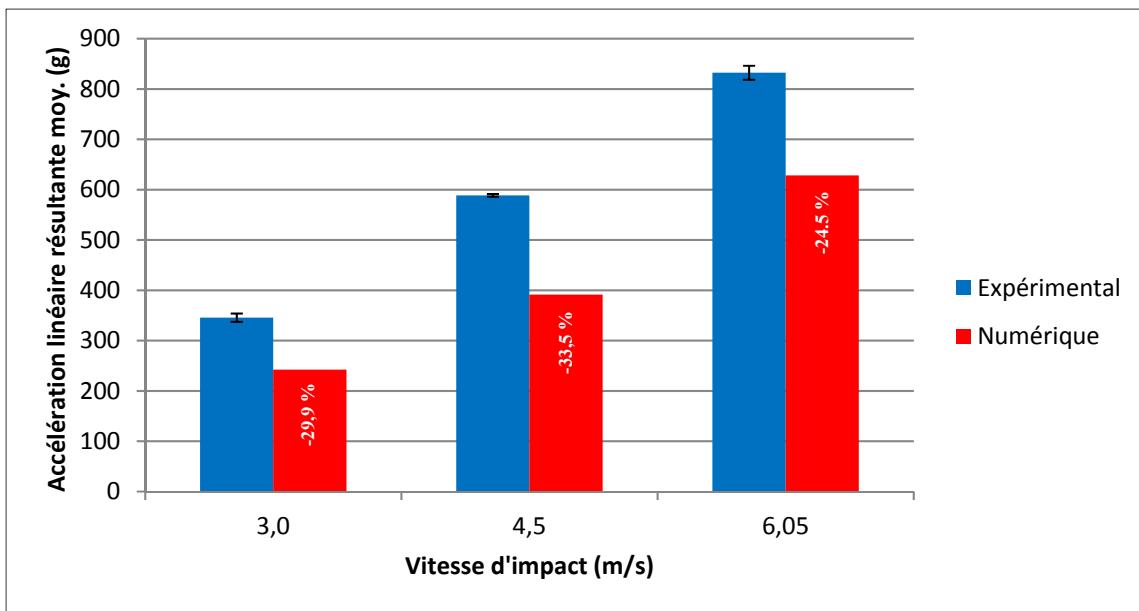


Figure-A XVII-6 Courbes de l'accélération linéaire résultante moyenne (A) et de l'accélération angulaire résultante moyenne (B) en fonction du temps pour une configuration en impact latéral

Tableau-A XVII-2 Temps associés aux pics d'accélération pour une configuration d'impact latéral

Vitesse d'impact (m/s)	Temps aux pics d'accélération linéaire (ms)		Écart relatif absolu (%)	Temps aux pics d'accélération angulaire (ms)		Écart relatif absolu (%)
	Expérimental (é. type)	Numérique		Expérimental (é. type)	Numérique	
3,00	1,16 (0,02)	1,11	4 %	1,06 (0,02)	1,09	3 %
4,50	1,08 (0,03)	1,05	3 %	1,00 (0,00)	0,97	3 %
6,05	0,99 (0,02)	1,02	3 %	0,94 (0,02)	0,95	1 %



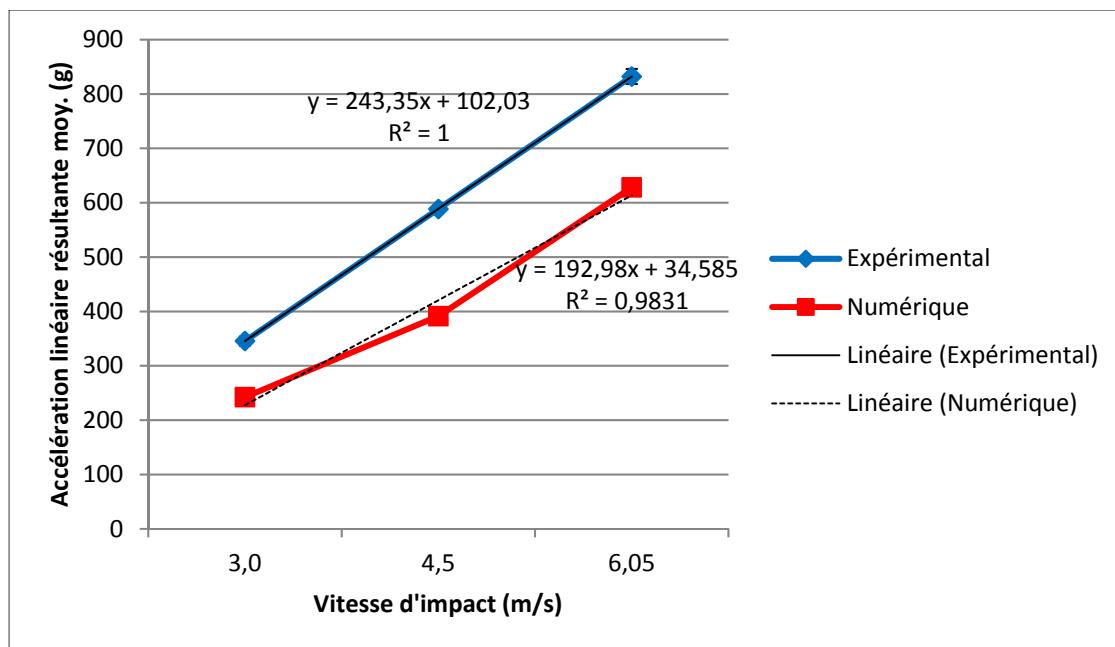


Figure-A XVII-9 Courbes des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact latéral

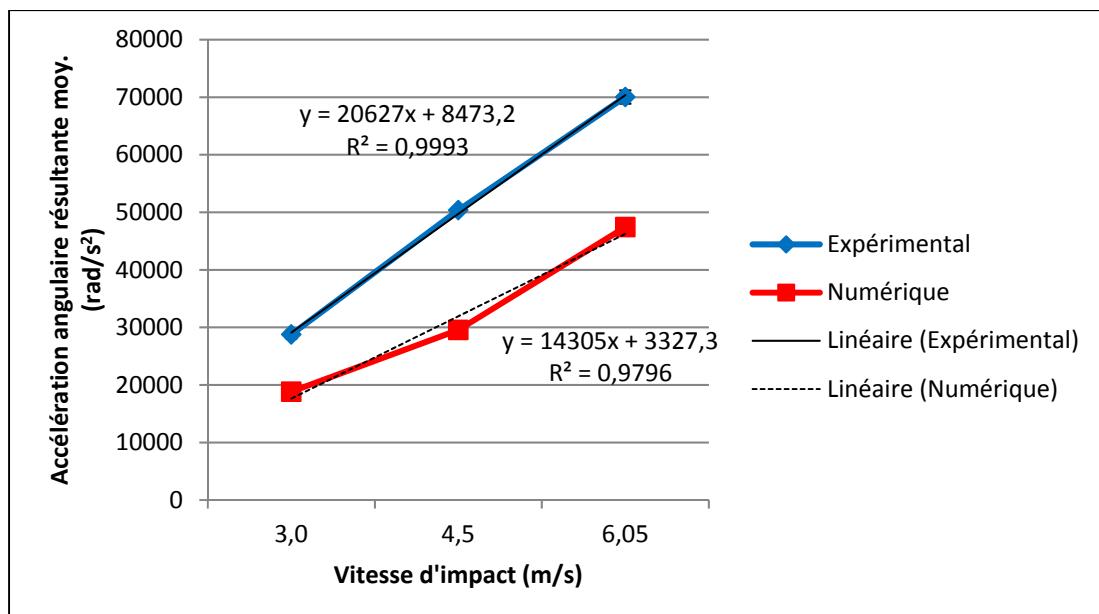


Figure-A XVII-10 Courbes des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact latéral

- Configuration d'impact sur le dessus

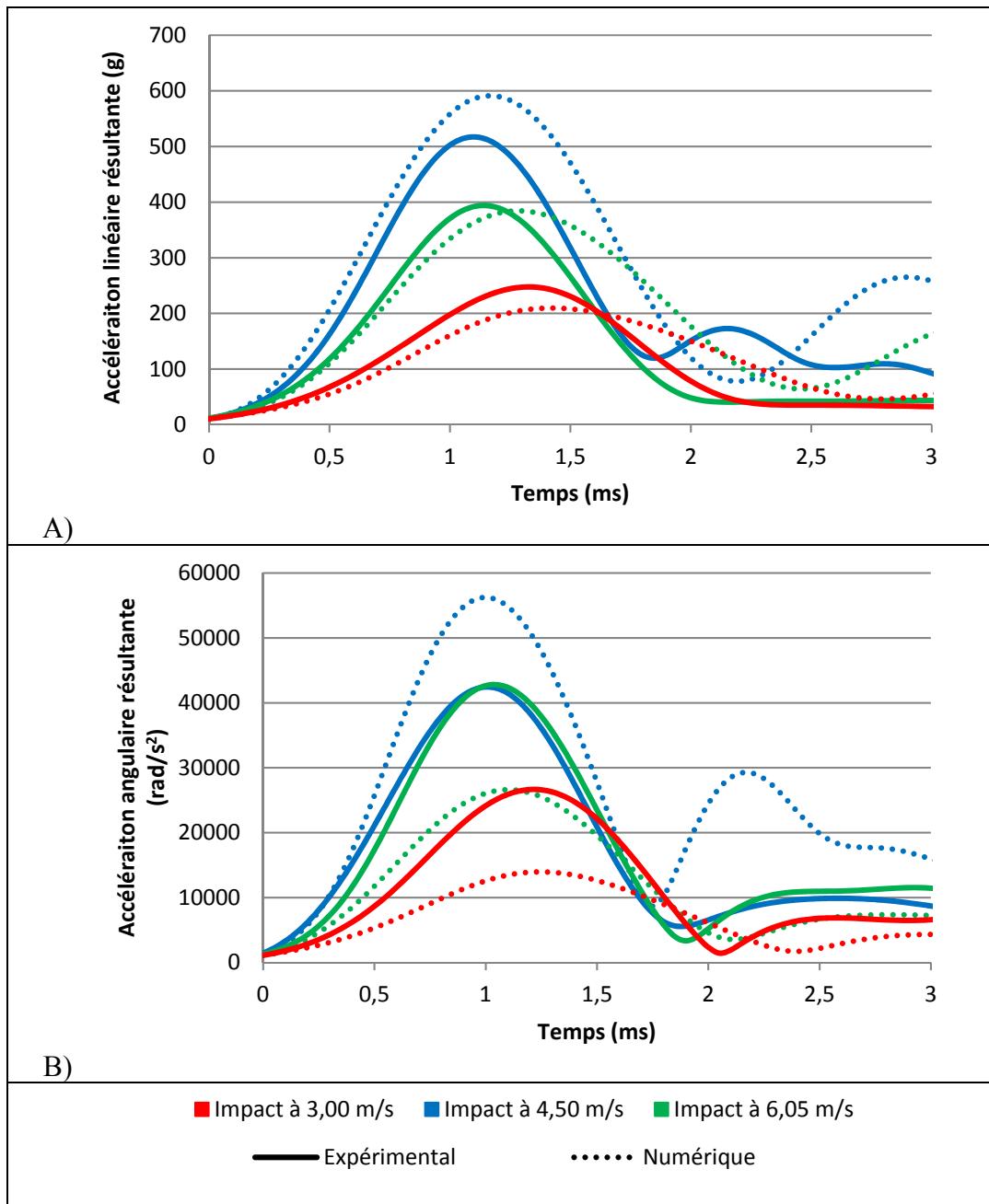
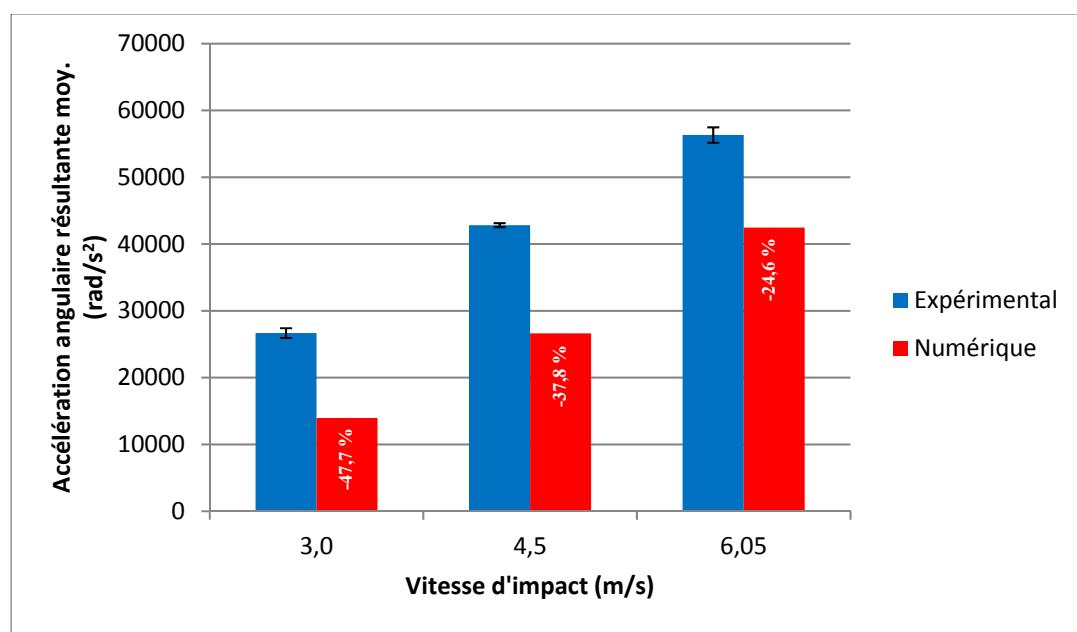
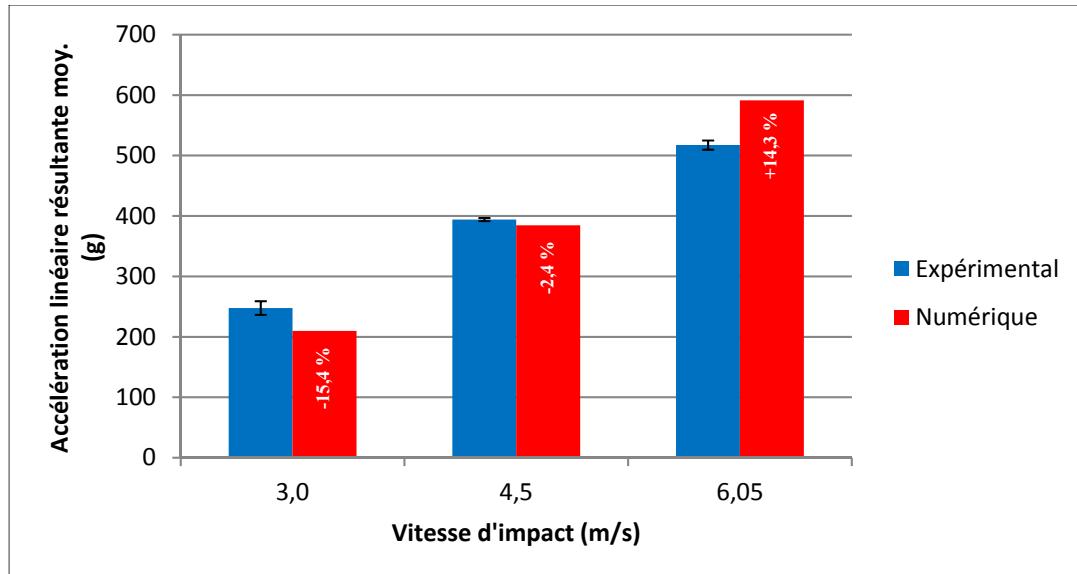


Figure-A XVII-11 Courbes de l'accélération linéaire résultante moyenne (A) et de l'accélération angulaire résultante moyenne (B) en fonction du temps pour une configuration en impact sur le dessus

Tableau-A XVII-3 Temps associés aux pics d'accélération pour une configuration d'impact sur le dessus

Vitesse d'impact (m/s)	Temps aux pics d'accélération linéaire (ms)		Écart relatif absolu (%)	Temps aux pics d'accélération angulaire (ms)		Écart relatif absolu (%)
	Expérimental (é. type)	Numérique		Expérimental (é. type)	Numérique	
3,00	1,33 (0,03)	1,42	6 %	1,22 (0,03)	1,24	15 %
4,50	1,14 (0,02)	1,28	11 %	1,04 (0,02)	1,10	9 %
6,05	1,11 (0,02)	1,17	5 %	1,00 (0,04)	1,01	7 %



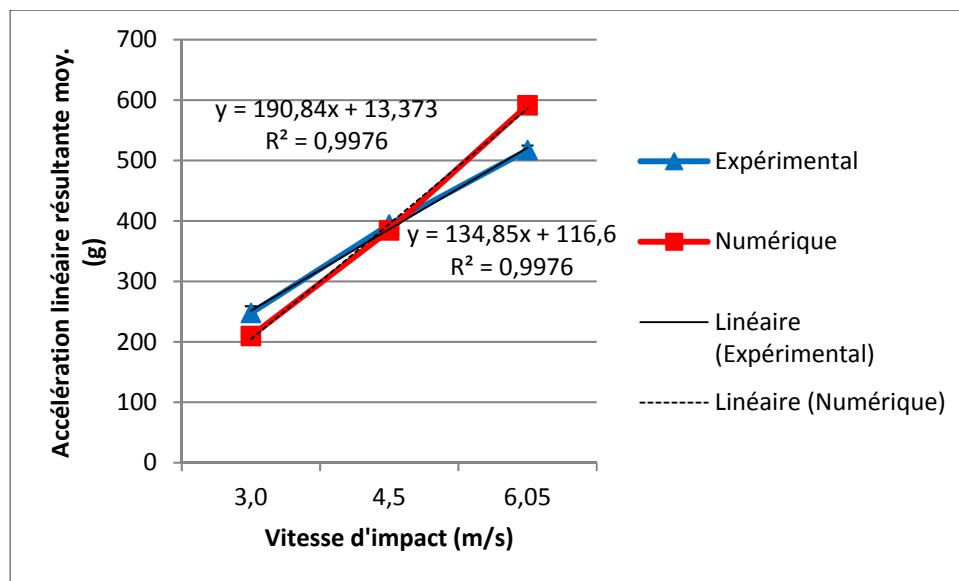


Figure-A XVII-14 Courbes des pics de l'accélération linéaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact sur le dessus

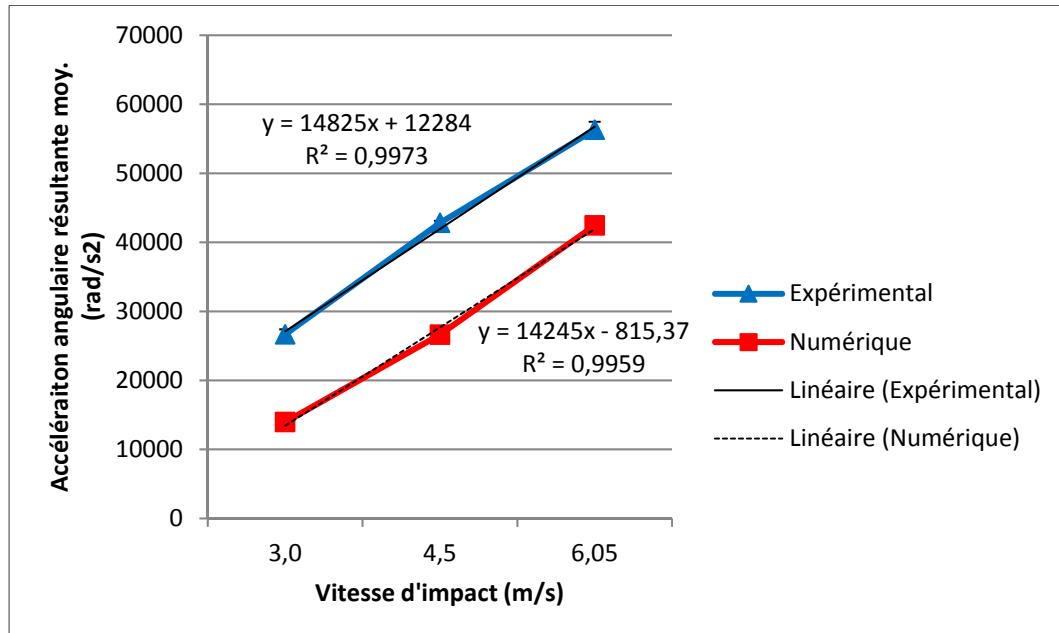


Figure-A XVII-15 Courbes des pics de l'accélération angulaire résultante moyenne en fonction de la vitesse d'impact pour une configuration d'impact sur le dessus

ANNEXE XVIII

ÉTUDE DE CONVERGENCE

L'étude de convergence présentée dans cette section se base sur une simulation impliquant le complexe tête NOCSAE-cou H350 équipé d'un casque soumis à un impact en configuration arrière à 6,1 m/s. Les données sur lesquelles sera effectuée la convergence sont l'accélération linéaire résultante au centre de gravité de la tête. La première simulation a été effectuée à une taille d'élément de 15 mm pour la coque et pour la mousse de VN602. Cette taille est évidemment réduite jusqu'à ce que la convergence soit observée. Cette dernière est confirmée lorsque l'erreur relative entre deux simulations, soit deux valeurs d'accélération linéaire résultante, est inférieure à 5 %.

Tableau-A XVIII-1 Étude de convergence pour un impact à 6,1 m/s en configuration arrière

Taille des éléments (mm)	Accélération linéaire résultante	Erreur relative par rapport à la valeur précédente
15	75,6	-
10	78,4	3,7%
9	80,6	2,9%
8	82,1	1,9%

Tel qu'il peut être observé dans le Tableau-A XVIII-1, la convergence est observée dès la première itération, soit lorsque la taille des éléments passe de 15 mm à 10 mm avec un écart relatif de 3,7 %. Elle est confirmée par la suite lorsque la taille passe de 10 mm à 9 mm avec un écart relatif de 2,9 %. Cependant, à la taille de 10 mm, seule la portion arrière de la mousse, soit la plus épaisse, a pu être maillée en respectant adéquatement la géométrie de la mousse. Les autres portions (côté, avant et sur le dessus) du casque altéraient donc grandement cette dernière ou n'ont simplement pas pu être maillées dû aux rayons de courbure importants. Ils ont donc dû être maillés à des tailles inférieures lors des simulations. La taille maximale que pouvait générer le logiciel pour la géométrie utilisée est donc de 8

mm qui demeure toujours une taille offrant des résultats ayant un écart relatif de 1,9 % avec le résultat précédent.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Agel, J., Dompier, T. P., Dick, R., & Marshall, S. W. (2007). Descriptive epidemiology of collegiate men's ice hockey injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train*, 42(2), 241-248. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17710172>
- Agel, J., Dompier, T. P., Dick, R., & Marshall, S. W. (2007). Descriptive Epidemiology of Collegiate Men's Ice Hockey Injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 Through 2003–2004. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 241-248. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1941284/>
- Altair. (2009). *Radioss Theory Manual* (10th ed éd.). Troy, MI, USA.
- American society for testing and materials. (2015). *Standard Performance Specification for Ice Hockey Helmets*. Norme internationale. West Conshohocken, PA, USA: ASTM International.
- ASTM. (2011). *Standard Test Method for Flexible Cellular Materials - Slab, Bonded, Molded Urethane Foams* Norme internationale. West Conshohocken, PA, USA: ASTM International.
- ASTM. (2014). Standard Specification for Flexible Cellular Materials - Sponge or Expanded Rubber [Norme internationale]. Repéré
- Avalle, M., Belingardi, G., & Montanini, R. (2001). Characterization of polymeric structural foams under compressive impact loading by means of energy-absorption diagram. *International Journal of Impact Engineering*, 25(5), 455-472.
- Bartsch, A., Benzel, E., Miele, V., Morr, D., & Prakash, V. (2012). Hybrid III anthropomorphic test device (ATD) response to head impacts and potential implications for athletic headgear testing. *Accident Analysis & Prevention*, 48, 285-291.
- Benson, B. W., McIntosh, A. S., Maddocks, D., Herring, S. A., Raftery, M., & Dvořák, J. (2013). What are the most effective risk-reduction strategies in sport concussion? *British journal of sports medicine*, 47(5), 321-326. Repéré à <http://bjsm.bmjjournals.com/content/47/5/321.long>
- BOSE. (2008). *ElectroForce 3200 Test Instruments - Reference Manual*. Eden Prairie, MN, USA.

Bouix, R., Viot, P., & Lataillade, J.-L. (2009). Polypropylene foam behaviour under dynamic loadings: Strain rate, density and microstructure effects. *International Journal of Impact Engineering*, 36(2), 329-342.

Canadian Standards Association. (2015). *Casques de hockey sur glace*. Norme internationale Z262.1-F15. Toronto, ON: Canadian Standards Association. Repéré à <http://shop.csa.ca/fr/canada/prevention-des-blessures/z2621-f15/invt/27009292015>

Capela, C., Ferreira, J. A. M., & Costa, J. D. M. (2010). Viscoelastic properties assessment of syntactic foams by dynamic mechanical analysis. *Materials Science Forum*, 636, 280-286.

Casson, I. R., Viano, D. m. D. C., Powell, J. W., & Pellman, E. J. (2010). Twelve Years of National Football League Concussion Data. *Sports Health*, 2(6), 471-483. doi: doi:10.1177/1941738110383963. Repéré à <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/1941738110383963>

Chen, W., Lu, F., & Winfree, N. (2002). High-strain-rate compressive behavior of a rigid polyurethane foam with various densities. *Experimental Mechanics*, 42(1), 65-73.

Cobb, B. R., MacAlister, A., Young, T. J., Kemper, A. R., Rowson, S., & Duma, S. M. (2014). Quantitative comparison of Hybrid III and National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment headform shape characteristics and implications on football helmet fit. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 229(1), 39-46. doi: 10.1177/1754337114548245. Repéré à <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/1754337114548245>

Concussion in Sport Group. (2013). Outil d'évaluation de la commotion dans le sport – 3e édition. Consultée le, à <http://fecst.inesss.qc.ca/fileadmin/documents/Publications/Scat3-adultes-FR.pdf>

De Beaumont, L., Lassonde, M., Leclerc, S., & Théoret, H. (2007). Long- term and cumulative effects of sports concussion on motor cortex inhibition. *Neurosurgery*, 61(2), 329-337. doi: 10.1227/01.neu.0000280000.03578.b6. Repéré à http://journals.lww.com/neurosurgery/Fulltext/2007/08000/LONG_TERM_AND_CUMULATIVE_EFFECTS_OF_SPORTS.13.aspx
<http://graphics.tx.ovid.com/ovftpdfs/FPDDNCJCJHPAHO00/fs046/ovft/live/gv023/00006123/00006123-200708000-00013.pdf>

Dicolatin. (2017). Commotio. Repéré à <http://www.dicolatin.com/FR/LAK/0/COMMOTIO/index.htm>

- Ellembert, D. (2017). Commotions cérébrales dans le sport: Les neuropsychologues à la rescoussse du cerveau. Repéré à <https://aqnp.ca/documentation/neurologique/commotions-cerebrales-sport/>
- Etchessahar, M. (2002). *Caractérisation mécanique en basses fréquences des matériaux acoustiques* (Thèse de doctorat en acoustique, École doctorale de l'université du Maine, Le Mans, France).
- Fernandes, F. A. O., de Sousa, R. J. A., Willinger, R., & Deck, C. (2013). Finite element analysis of helmeted impacts and head injury evaluation with a commercial road helmet. Dans (pp. 431-442).
- Forero Rueda, M. A., Cui, L., & Gilchrist, M. D. (2011). Finite element modelling of equestrian helmet impacts exposes the need to address rotational kinematics in future helmet designs. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 14(12), 1021-1031.
- Frioui, N., Bezazi, A., Remillat, C., Scarpa, F., & Gomez, J. P. (2010). Viscoelastic and compression fatigue properties of closed cell PVDF foam. *Mechanics of Materials*, 42(2), 189-195.
- Hockey Canada. (2017). Faits et prévention. Repéré à <http://www.hockeycanada.ca/fr-ca/Hockey-Programs/Safety/Concussions/Facts-and-Prevention>
- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of Collegiate Injuries for 15 Sports: Summary and Recommendations for Injury Prevention Initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 311-319. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1941297/>
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1941297/pdf/i1062-6050-42-2-311.pdf>
- Hoshizaki, T. B., & Brien, S. E. (2004). The Science and Design of Head Protection in Sport. *Neurosurgery*, 55(4), 956-967. doi: 10.1227/01.neu.0000137275.50246.0b. Repéré à http://journals.lww.com/neurosurgery/Fulltext/2004/10000/The_Science_and_Design_of_Head_Protection_in_Sport.33.aspx
- Humanetics. (2013). *H350 FE Dummy model RADIOSS*.
- Ici Radio-Canada | Découverte. (2009). *Commotions cérébrales et dépression* (Reportage télévisé). Montréal, QC: Radio-Canada. Repéré à <http://ici.radio-canada.ca/emissions/decouverte/2008-2009/Reportage.asp?idDoc=82508>
- Ici Radio-Canada | Découverte. (2012). *Les effets à long terme des commotions* (Reportage télévisé). Montréal, QC: Radio-Canada. Repéré à <http://ici.radio-canada.ca/emissions/decouverte/2011-2012/reportage.asp?idDoc=199487>

- International Ice Hockey Federation, I. (2010). Welcome to ice hockey: A concise guide to junior ice hockey (pp. 16). Zurich, Switzerland.
- International Ice Hockey Federation, I. (2015). IIHF Official Rule Book 2014-2018 (pp. 148). Zurich, Switzerland.
- Jaouen, L., Renault, A., & Deverge, M. (2008). Elastic and damping characterizations of acoustical porous materials: Available experimental methods and applications to a melamine foam. *Applied acoustics*, 69(12), 1129-1140.
- Jazi, M. S., Rezaei, A., Karami, G., Azarmi, F., & Ziejewski, M. (2012). A Study on the Impact of Helmet Padding Materials on the Brain Pressure Under Shock Loads. Dans *Summer Bioengineering Conference* (pp. 641-642). New York, NY, USA: American Society of Mechanical Engineers.
- Kerspenn, V. (2016). *Étude biomécanique de la protection de la tête au hockey* (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal).
- Kimpara, H., & Iwamoto, M. (2012). Mild traumatic brain injury predictors based on angular accelerations during impacts. *Ann Biomed Eng*, 40(1), 114-126. doi: 10.1007/s10439-011-0414-2
- King, A. I., Yang, K. H., Zhang, L., Hardy, W., & Viano, D. C. (2003). Is head injury caused by linear or angular acceleration. Dans *International IRCOBI Conference on the biomechanics of impact* (pp. 1-12). IRCOBI.
- Kleiven, S. (2006). Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure. *International Journal of Crashworthiness*, 11(1), 65-79. doi: 10.1533/ijcr.2005.0384. Repéré à <http://dx.doi.org/10.1533/ijcr.2005.0384>
- Kleiven, S. (2007). Predictors for Traumatic Brain Injuries Evaluated through Accident Reconstructions. *Stapp Car Crash J*, 51(October 2007), 35.
- Luo, H., Zhang, Y., Wang, B., & Lu, H. (2010). Characterization of the compressive behavior of glass fiber reinforced polyurethane foam at different strain rates. *Journal of Offshore Mechanics and Arctic Engineering*, 132(2), 78-90.
- Marar, M., McIlvain, N. M., Fields, S. K., & Comstock, R. D. (2012). Epidemiology of concussions among United States high school athletes in 20 sports. *The American journal of sports medicine*, 40(4), 747-755.
- Marc, A. (2014). JO SOTCHI. Portrait robot du champion de hockey sur glace : 26 ans, 1,86 m pour 93 kilos [En ligne]. Repéré le 28 septembre 2015 à

- <http://leplus.nouvelobs.com/contribution/1148845-jo-sotchi-portrait-robot-du-champion-de-hockey-sur-glace-26-ans-1-86-m-pour-93-kilos.html>
- McKenzie, J., & Williams, J. (1971). The dynamic behaviour of the head and cervical spine during 'whiplash'. *Journal of biomechanics*, 4(6), 477-490.
- Mills, N. (2007). *Polymer foams handbook: engineering and biomechanics applications and design guide* (1st ed éd.). Oxford, UK: Butterworth-Heinemann.
- Milne, G., Deck, C., Bourdet, N., Alline, Q., Gallego, A., Carreira, R. P., & Willinger, R. (2013). Assessment of Bicyclist Head Injury Risk under Tangential Impact Conditions. Dans *IRCOBI Conference* (pp. 735-746). IRCOBI.
- Mulliken, A. D., & Boyce, M. C. (2006). Mechanics of the rate-dependent elastic-plastic deformation of glassy polymers from low to high strain rates. *International journal of solids and structures*, 43(5), 1331-1356.
- Omalu, B. I., DeKosky, S. T., Minster, R. L., Kamboh, M. I., Hamilton, R. L., & Wecht, C. H. (2005). Chronic Traumatic Encephalopathy in a National Football League Player. *Neurosurgery*, 57(1), 128-134. doi: 10.1227/01.neu.0000163407.92769.ed. Repéré à <http://graphics.tx.ovid.com/ovftpdः/FPDDNCJCJHPAHO00/fs046/ovft/live/gv025/0006123/00006123-200507000-00021.pdf>
- Padgaonkar, A. J., Krieger, K. W., & King, A. I. (1975). Measurement of Angular Acceleration of a Rigid Body Using Linear Accelerometers. *Journal of Applied Mechanics*, 42(3), 552-556. doi: 10.1115/1.3423640. Repéré à <http://dx.doi.org/10.1115/1.3423640>
- Post, A., & Blaine Hoshizaki, T. (2015). Rotational acceleration, brain tissue strain, and the relationship to concussion. *J Biomech Eng*, 137(3). doi: 10.1115/1.4028983
- Post, A., & Hoshizaki, T. B. (2012). Mechanisms of brain impact injuries and their prediction: a review. *Trauma*, 14(4), 327-349.
- Post, A., Oeur, A., Hoshizaki, B., & Gilchrist, M. D. (2013). Examination of the relationship between peak linear and angular accelerations to brain deformation metrics in hockey helmet impacts. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16(5), 511-519.
- Quirion, R.-C. (2014). Commotion cérébrale: le hockey encore plus problématique [En ligne]. Repéré le 26 octobre 2015 à <http://www.lapresse.ca/la-tribune/sports/201402/06/01-4736125-commotion-cerebrale-le-hockey-encore-plus-problematique.php>

- Renault, A. (2008). *Caractérisation mécanique dynamique de matériaux poro-visco-élastiques* (Thèse de doctorat en génie mécanique, Université de Sherbrooke, Sherbrooke).
- Rousseau, P., & Hoshizaki, T. (2009). The influence of deflection and neck compliance on the impact dynamics of a Hybrid III headform. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 223(3), 89-97.
- Rousseau, P., Hoshizaki, T. B., Gilchrist, M. D., & Post, A. (2010). Estimating the influence of neckform compliance on brain tissue strain during a helmeted impact. *Stapp car crash journal*, 54(6), 37.
- Rousseau, P., Post, A., & Hoshizaki, T. (2009). A Comparison of Peak Linear and Angular Headform Accelerations Using Ice Hockey Helmets.
- Rowson, B., Rowson, S., & Duma, S. M. (2015). Hockey STAR: a methodology for assessing the biomechanical performance of hockey helmets. *Annals of biomedical engineering*, 1-15.
- Rowson, S., & Duma, S. M. (2011). Development of the STAR evaluation system for football helmets: integrating player head impact exposure and risk of concussion. *Annals of biomedical engineering*, 39(8), 2130-2140.
- Rowson, S., & Duma, S. M. (2013). Brain injury prediction: assessing the combined probability of concussion using linear and rotational head acceleration. *Ann Biomed Eng*, 41(5), 873-882. doi: 10.1007/s10439-012-0731-0
- Rowson, S., Duma, S. M., Beckwith, J. G., Chu, J. J., Greenwald, R. M., Crisco, J. J., . . . Maerlender, A. C. (2012). Rotational head kinematics in football impacts: an injury risk function for concussion. *Annals of biomedical engineering*, 40(1), 1-13.
- Rowson, S., Duma, S. M., Beckwith, J. G., Chu, J. J., Greenwald, R. M., Crisco, J. J., . . . Maerlender, A. C. (2012). Rotational head kinematics in football impacts: an injury risk function for concussion. *Ann Biomed Eng*, 40(1), 1-13. doi: 10.1007/s10439-011-0392-4. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22012081>
- Slater, J. (2013). NFL: qui est responsable des commotions cérébrales? [En ligne]. Repéré le 11 novembre 2015 sur La Presse à <http://www.lapresse.ca/sports/football/nfl/201301/24/01-4614613-nfl-qui-est-responsable-des-commotions-cerebrales.php>
- Sport Maska Inc., C. H. (2016, 2016-07-04). Fitlite 3DS Helmet. Repéré à <http://ccmhockey.com/en/product/player/helmets-cages/fitlite-3ds-helmet>

Sport Mask Inc., C. H. (2017). Joignez notre équipe. Repéré

Tan, L. B., Tse, K. M., Lee, H. P., Tan, V. B. C., & Lim, S. P. (2012). Performance of an advanced combat helmet with different interior cushioning systems in ballistic impact: Experiments and finite element simulations. *International Journal of Impact Engineering*, 50, 99-112.

TuxBoard. (2011). Casque de Hockey coupé en deux [En ligne]. Repéré le 14 avril 2015 à <http://www.tuxboard.com/choses-coupees-en-2/casque-hockey-coupe-en-deux/>

Van Gurp, M., & Palmen, J. (1998). Time-temperature superposition for polymeric blends. *Rheol Bull*, 67(1), 5-8.

Virginia Tech. (2017). Virginia Tech Helmet Ratings: Hockey helmets. Repéré à http://www.beam.vt.edu/helmet/helmets_hockey.php

Walsh, E. S., Rousseau, P., & Hoshizaki, T. B. (2011). The influence of impact location and angle on the dynamic impact response of a Hybrid III headform. *Sports Engineering*, 13(3), 135-143. doi: 10.1007/s12283-011-0060-9. Repéré à <http://dx.doi.org/10.1007/s12283-011-0060-9>

Wennberg, R. A., & Tator, C. H. (2003). National Hockey League reported concussions, 1986-87 to 2001-02. *Can J Neurol Sci*, 30(3), 206-209.

Willinger, R., & Baumgarthner, D. (2003). Human head tolerance limit to specific injury mechanisms. *International Journal of Crashworthiness*, 8(6), 605-617.

Zhang, L., Yang, K. H., & King, A. I. (2004). A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury. *J Biomech Eng*, 126(2), 226-236. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15179853>

Zhang, L., Yang, K. H., & King, A. I. (2004). A Proposed Injury Threshold for Mild Traumatic Brain Injury. *Journal of Biomechanical Engineering*, 126(2), 226-236. doi: 10.1115/1.1691446. Repéré à <http://dx.doi.org/10.1115/1.1691446>

Zhao, J., Knauss, W. G., & Ravichandran, G. (2007). Applicability of the time-temperature superposition principle in modeling dynamic response of a polyurea. *Mechanics of Time-Dependent Materials*, 11(3-4), 289-308.

Zhou, Y. J., Lu, G., & Yang, J. L. (2015). Finite element study of energy absorption foams for headgear in football (soccer) games. *Materials & Design*, 88(3), 162-169.

Zuckerman, S. L., Kerr, Z. Y., Yengo-Kahn, A., Wasserman, E., Covassin, T., & Solomon, G. S. (2015). Epidemiology of Sports-Related Concussion in NCAA Athletes From

2009-2010 to 2013-2014 Incidence, Recurrence, and Mechanisms. *The American journal of sports medicine*, 2654-2662.