

**ÉCOLE DOCTORALE MATHÉMATIQUES, SCIENCES DE L'INFORMATION ET DE
L'INGÉNIEUR**

Département Mécanique - ICube

THÈSE présentée par :

Gérald MILNE

soutenue le : **24 mai 2013**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'Université de Strasbourg**

Discipline/S spécialité : Mécanique spécialité Biomécanique

**Evaluation biomécanique du casque de
protection pour cycliste
Proposition d'une nouvelle norme
d'homologation**

THÈSE dirigée par :

M. WILLINGER Rémy

Professeur, Université de Strasbourg

M. RAUL Jean-Sébastien

Professeur, Institut Médico-Légal, Strasbourg

RAPPORTEURS :

M. PELDSCHUS Steffen

Professeur, Université de Munich

M. MITTON David

Directeur de Recherches, IFSTTAR, Lyon-Bron

Remerciements

Ce travail de thèse a été réalisé au sein du Département Mécanique du laboratoire des Sciences de l'Ingénieur, de l'Informatique et de l'Imagerie (ICUBE) de Strasbourg, dans l'équipe Biomécanique dirigée par le Professeur Rémy Willinger, en partenariat avec l'entreprise Oxyane, notamment l'équipe Outchoc qui conçoit des équipements de protection pour sportifs et au sein de laquelle j'ai évolué pendant neuf mois.

Je tiens tout particulièrement à remercier Rémy Willinger de m'avoir accueilli dans son équipe, d'avoir animé ces travaux avec le dynamisme qu'on lui connaît, et pour ses nombreux encouragements. Je remercie également mon co-directeur de thèse, le Professeur Jean-Sébastien Raul de l'Institut Médico-Légal de Strasbourg.

Merci également au Professeur Steffen Peldschus de l'Université de Munich et à David Mitton, directeur de recherches à l'IFSTTAR Lyon-Bron de supporter la charge de rapporter ces travaux.

Bien évidemment, je remercie Rui Pedro Carreira et l'équipe Outchoc au grand complet pour leur accueil, leur implication, leur empathie, leur dynamisme et leur disponibilité permanente.

J'exprime ma reconnaissance envers tous les membres de l'équipe Biomécanique, permanents, doctorants et autres stagiaires pour leurs nombreux coups de main et l'ambiance qu'ils ont su initier.

Je ne saurais clore ces remerciements sans une pensée tournée vers ma famille, mes amis mais également et surtout mes parents à qui je dédie cette thèse de doctorat. Merci à eux pour leur soutien et leur confiance inconditionnels tout au long de ces nombreuses années.

Abstract

Cycling is a very popular sport but also a mode of transport that is practical, economic as well as ecological. Even if it is less used in the world, it is still widely used in developing countries. In industrialized countries where motor vehicles are more common, the modal part of cycling tends to increase due to heavy traffic in urban areas. In France particularly, cycling still appears low (4%) as compared to the Netherlands where cycling represents up to 28% of urban displacements (Réseau Vélo-Boulot 2007).

However, facing other road users in dense traffic, cyclists are extremely vulnerable and subjected to falls or collisions with antagonist vehicles. In the past, Maimaris *et al.* (1994) as well as Eilert-Petersson *et al.* (1997) reported that the majority of bicycle accidents were due to falls. Due to societal changes and an increasing number of motor vehicles, more recent studies such Yang *et al.* (2008) and Got *et al.* (2009) inverted the trend by showing that bicycle accidents were mainly due to collisions with other vehicles.

Studies led in France by Ricard *et al.* (2005) and Chiron *et al.* (2006) demonstrated that the majority of injuries observed on cyclists were localized to the upper limbs. However, concerning the most serious injuries (AIS3+), Amoros (2007) estimated by extrapolating data from the road accidents registry in French department of Rhône, annual average number of injured people presenting major sequelae. Contrary to pedestrians and motorcyclists, cyclists are more often severely injured than killed. Moreover, it appears that over four victims with life-threatening injuries (MAIS4+), three were injured to the head. Hospitalization is often necessary and involves high costs to society. In consequence, helmet is the unique protective device that can limit the occurrence of head injuries in case of bicycle accident (Curnow 2006, Amoros *et al.* 2009).

In connection with a bicycle helmet manufacturer, this PhD thesis aims at understanding the way such a protective device protects the head against normative and oblique impact conditions deduced from real bicyclists' accidents. To do so, experimental approaches have been conducted in parallel to a numerical modeling effort by mean of finite element method. Obtained results will allow the optimization of head protection and the questioning of current EN 1078 standard.

Abstract

Two experimental approaches consisting in impacts on a commercial helmet were carried out by use of a free-falling test device:

- 15 impacts on flat anvil and 15 impacts on kerbstone anvil were performed under three conditionings according to EN 1078 standard. A total of 90 normative impacts were carried out to record time-history resultant linear acceleration at the center of gravity of the ISO head form.
- 2 tangential impacts at velocity 5.42 m/s on a 60° inclined anvil and at ambient temperature were also performed at the front and side of the helmet leading to more realistic impact conditions. A 4.5 kg 50th percentile Hybrid III dummy head form whose inertia are in good agreement with those of the human head, was used to capture both time-history resultant linear acceleration and angular velocities at the center of gravity of the head.

Few bicycle helmet finite element models are reported in the literature. These FE model were mainly developed by Willinger *et al.* (1997), Asiminei *et al.* (2008) or Mills & Gilchrist (2008). This commercial helmet has been digitalized to get a CAD of its geometry and meshed respectively by tetra elements for the liner and tria elements for the external shell. The polycarbonate shell was characterized by a linear elastic law and the expanded polystyrene foam by a material law adapted to material subjected to large compressive strains.

The bicycle helmet FE model was implemented under both LS-Dyna® and PamCrash® crash codes. Tabulated curves under the three normative conditionings were get from tests performed on EPS cubic samples compressed up to 70% nominal strain at different strain rates. Two different tabulated laws were considered to model the EPS behavior.

Numerical reproductions of 90 normative impacts were performed to validate the helmet model for numerous points and three conditionings. Computed resultant linear accelerations were superimposed with experimental data and a good agreement has been observed. However, high relative errors were calculated under few impacts conditions particularly localized at the side of the helmet. This can be explained by issues in experimental recordings, difference in experimental/numerical helmet

positioning against the anvil, or mechanical phenomena such as shear or cracks in EPS layer which are not taken into account in the EPS material law.

Coupled to a 50th percentile Hybrid III dummy head FE model, experimental oblique impact tests were numerically reproduced. The validation has been proposed in terms of resultant linear acceleration and angular acceleration versus time curves.

After validation under both linear and tangential impacts conditions, the bicycle helmet FE model has been coupled to a human head FEM (*Strasbourg University Finite-Element Head Model*) previously developed in the laboratory. This head model is composed of principal anatomic features and has been validated against experimental tests performed by Nahum *et al.* (1977), Trosseille *et al.* (1992) and Yoganandan *et al.* (1994) and allows the assessment of head injury risks. Intracerebral parameters such as the brain Von Mises stress, internal energy or minimum pressure in cerebrospinal fluid were calculated to determine risks of diffuse axonal injuries (DAI) and subdural hematoma which are seen in injured cyclists. It has been shown that head injury risk is not negligible in case of normative impacts. Indeed, a 50% risk of moderate DAI has been calculated for a lateral impact at velocity 5.42 m/s. For a 60° head impact angle and an impact velocity of 5.42 m/s, a correlation between angular acceleration level and risk of head trauma has been observed.

In conjunction with a recent kinematic study conducted by Bourdet *et al.* (2012) and based on 26 real bicyclist accident cases, these results were used to propose relevant modifications in the current EN 1078 standard. A total of four key aspects have been reviewed in a critical way i.e. head impact conditions, head surrogate, head impact location and injury criteria. For each of these issues a concrete improvement proposal has been made in order to open a discussion on further research needed. At head impact conditions level it is proposed to consider a tangential head impact tests with a helmeted Hybrid III head-neck system. This improved head has also the advantage of more realistic inertial properties and interface characteristics between head form and helmet. Further improvement concerns the impact location as the current test line excludes any impact to the temporal region which has been shown to be a critical area. A final key evolution which is proposed, concerns the assessment of the head injury risk

Abstract

for which a coupled experimental versus numeric method is proposed in order to introduce model based head injury criteria. It is believed that the evolution of helmet standard test method will enable advanced helmet evaluation and optimization against biomechanical criteria.

Keywords: Bicycle helmet modelling, Oblique impacts, Head modelling, Head injuries, Standards

Table des matières

INTRODUCTION GENERALE	1
CHAPITRE 1 : SYNTHÈSE BIBLIOGRAPHIQUE	5
1. INTRODUCTION.....	6
2. EPIDEMIOLOGIE ET ACCIDENTOLOGIE DU CYCLISTE	7
2.1. Introduction	7
2.2. Epidémiologie du cycliste en France.....	7
2.3. Accidentologie du cycliste	12
2.3.1. Les conditions d'accidents.....	12
2.3.2. Les lésions du cycliste.....	15
2.4. Conclusion.....	17
3. LÉSIONS DE LA TÊTE ET LIMITES DE TOLÉRANCE	19
3.1. Anatomie	19
3.1.1. Méninges et liquide cébrospinal	19
3.1.2. L'encéphale.....	21
3.2. Traumatologie du cycliste	23
3.2.1. Mécanismes.....	23
3.2.2. Classification des lésions crânio-encéphaliques.....	25
3.3. Critères lésionnels basés sur les paramètres cinématiques	27
3.3.1. Introduction.....	27
3.3.2. Critères liés à l'accélération linéaire de la tête	28
3.3.3. Critères liés à l'accélération linéaire et angulaire de la tête.....	31
3.4. Modèle SUFEHM et limites de tolérance	33
3.4.1. Présentation du modèle	33
3.4.2. Limites de tolérance	36
3.5. Conclusion.....	39
4. NORMES ET CASQUE VELO	40
4.1. Introduction	40
4.2. Description du casque de protection pour cycliste	41

4.3.	<i>Norme EN 1078</i>	43
4.3.1.	Introduction.....	43
4.3.2.	Absorption des chocs.....	43
4.3.3.	Système de rétention.....	46
4.3.4.	Stabilité.....	47
4.3.5.	Champ de vision.....	48
4.4.	<i>Conclusion</i>	48
5.	CASQUE EN SITUATION DE CHOC OBLIQUE	51
5.1.	<i>Introduction</i>	51
5.2.	<i>Cadre normatif ECE 22.05</i>	51
5.2.1.	Introduction.....	51
5.2.2.	Méthode.....	51
5.2.3.	Dispositif expérimental	52
5.2.4.	Conclusion	54
5.3.	<i>Essais non normés</i>	54
5.3.1.	Introduction.....	54
5.3.2.	Impact sur disque tournant.....	54
5.3.3.	Impact sur surface mobile.....	56
5.3.4.	Impact sur surface inclinée.....	60
5.3.5.	Pendule pesant	62
5.3.6.	Impacteur pneumatique linéaire.....	63
5.3.7.	Conclusion	66
5.4.	<i>Conclusion</i>	67
6.	MODELISATION DU CASQUE DE CYCLISTE	70
6.1.	<i>Introduction</i>	70
6.2.	<i>Modèle à paramètres localisés</i>	70
6.3.	<i>Modèles éléments-finis</i>	71
6.4.	<i>Conclusion</i>	78
7.	SYNTHESE ET MOTIVATIONS DE L'ETUDE	80
CHAPITRE 2 : CARACTERISATION EXPERIMENTALE		83
1.	INTRODUCTION	84
2.	CARACTERISATION DU MATERIAU AMORTISSANT	86

2.1.	<i>Introduction</i>	86
2.2.	<i>Méthodes de caractérisation du polystyrène expansé</i>	86
2.2.1.	Méthodes de caractérisation statique	86
2.2.2.	Méthodes de caractérisation dynamique	90
2.3.	<i>Essais en compression quasistatique</i>	92
2.3.1.	Introduction	92
2.3.2.	Protocole expérimental.....	92
2.3.3.	Plan expérimental	93
2.3.4.	Résultats	95
2.3.5.	Conclusion	95
2.4.	<i>Essais en compression dynamique lente</i>	96
2.4.1.	Introduction	96
2.4.2.	Protocole expérimental.....	96
2.4.3.	Plan expérimental	97
2.4.4.	Résultats	97
2.4.5.	Conclusion	98
3.	CASQUE DE CYCLISTE EN SITUATION DE CHOC.....	99
3.1.	<i>Introduction</i>	99
3.2.	<i>Impacts normatifs (EN 1078)</i>	99
3.2.1.	Introduction	99
3.2.2.	Protocole expérimental.....	99
3.2.3.	Plan expérimental	101
3.2.4.	Résultats	104
3.2.5.	Conclusion	110
3.3.	<i>Impacts obliques</i>	110
3.3.1.	Introduction	110
3.3.2.	Protocole expérimental.....	110
3.3.3.	Plan expérimental	111
3.3.4.	Résultats	113
3.3.5.	Conclusion	115
4.	CONCLUSION	116

CHAPITRE 3 : MODELISATION ET VALIDATION DU CASQUE DE CYCLISTE.....	119
--	-----

1. INTRODUCTION.....	120
2. MODELE ELEMENTS-FINIS DU CASQUE	121
2.1. <i>Introduction</i>	<i>121</i>
2.2. <i>Géométrie et maillage</i>	<i>121</i>
2.3. <i>Propriétés mécaniques du modèle éléments-finis du casque</i>	<i>122</i>
2.3.1. Introduction.....	122
2.3.2. Propriétés mécaniques de la coiffe	123
2.3.3. Propriétés mécaniques de la coque externe.....	127
2.3.4. Conclusion	129
2.4. <i>Conclusion.....</i>	<i>129</i>
3. VALIDATION DU MODELE SOUS CHOCS NORMATIFS	131
3.1. <i>Introduction</i>	<i>131</i>
3.2. <i>Modélisation de la fausse tête ISO.....</i>	<i>131</i>
3.3. <i>Résultats de validation sous chocs normatifs.....</i>	<i>132</i>
3.3.1. Introduction.....	132
3.3.2. Chocs sur enclume plate	133
3.3.3. Chocs sur enclume cornière	141
3.3.4. Conclusion	147
3.4. <i>Conclusion.....</i>	<i>148</i>
4. VALIDATION DU MODELE SOUS CHOCS OBLIQUES	150
4.1. <i>Introduction</i>	<i>150</i>
4.2. <i>Modélisation de la fausse tête de mannequin</i>	<i>150</i>
4.3. <i>Résultats de validation sous choc oblique</i>	<i>153</i>
4.3.1. Introduction.....	153
4.3.2. Paramétrage du modèle.....	153
4.3.3. Choc frontal	156
4.3.4. Choc latéral.....	158
4.3.5. Conclusion	159
4.4. <i>Etude paramétrique</i>	<i>160</i>
4.4.1. Introduction.....	160
4.4.2. Choc frontal	161
4.4.3. Choc latéral.....	164

4.4.4.	Conclusion	166
4.5.	<i>Conclusion</i>	167
5.	CONCLUSION	169
 CHAPITRE 4 : ESTIMATION DU RISQUE LESIONNEL 171		
1.	INTRODUCTION	172
2.	CHOCS NORMATIFS	174
2.1.	<i>Introduction</i>	174
2.2.	<i>Impacts sur enclume plate</i>	175
2.2.1.	Introduction	175
2.2.2.	Résultats en termes de lésions neurologiques	175
2.2.3.	Résultats en termes d'hématome sous-dural	177
2.2.4.	Conclusion	179
2.3.	<i>Impact sur enclume cornière</i>	179
2.3.1.	Introduction	179
2.3.2.	Résultats en termes de lésions neurologiques	180
2.3.3.	Résultats en termes d'hématome sous-dural	182
2.3.4.	Conclusion	184
2.4.	<i>Conclusion</i>	184
3.	CHOCS OBLIQUES	186
3.1.	<i>Introduction</i>	186
3.2.	<i>Impact frontal</i>	187
3.3.	<i>Impact latéral</i>	188
3.4.	<i>Etude paramétrique</i>	189
3.5.	<i>Conclusion</i>	193
4.	CONCLUSION	194
 CHAPITRE 5 : PROPOSITION D'UNE NOUVELLE NORME		
.....		197
1.	INTRODUCTION	198
2.	CONDITIONS D'IMPACT	199

2.1. Introduction	199
2.2. Conditions de choc et conditionnements.....	199
3. FAUSSE TETE	202
4. LOCALISATION DES IMPACTS	208
5. CRITERES D'HOMOLOGATION.....	210
6. FAISABILITE.....	211
7. CONCLUSION	214
CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES.....	217
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	223
ANNEXES	233

INTRODUCTION

GENERALE

L'objectif de ce travail de thèse est de quantifier la protection au choc de la tête des cyclistes en faisant appel aux moyens expérimentaux prescrits par les normes et en utilisant la dernière génération d'outils de prédiction de lésions, tout en gardant à l'esprit les conditions réelles d'accidents de cyclistes. Ce travail de thèse a été réalisé au sein de l'équipe Biomécanique du département Mécanique, entité du nouveau laboratoire ICUBE de Strasbourg.

Les cyclistes sont considérés comme des usagers vulnérables de la route, au même titre que les motocyclistes ou les piétons. En France et selon les derniers chiffres publiés, les cyclistes représentent 3.7% des tués lors d'accidents en 2011, soit 141 tués en trop sur nos routes (ONISR 2012). En dehors du coût économique qui y est associé (prise en charge de la victime, assistance médicale, hospitalisation,...), les lésions traumatiques représentent un impact social dramatique du fait qu'elles entraînent fréquemment de profondes séquelles chez la victime qui se retrouve dans un état neuropsychologique souvent irréversible avec des troubles du comportement importants pendant tout le restant de sa vie. Une manière de contrôler, voire d'éradiquer ce développement pathologique est de mettre au point des systèmes de protection susceptibles d'emmagasiner le plus d'énergie possible liée au choc. De nombreuses études ont été réalisées afin d'améliorer les capacités de protection des casques quels qu'ils soient. Les modèles mécaniques à paramètres localisés de casques tout d'abord à la fin des années 80 jusqu'aux modèles éléments-finis au cours des années 2000 ont permis de mieux comprendre le mode de chargement de la tête casquée lors d'un choc.

L'objectif premier de cette thèse sera l'évaluation des performances des moyens de protection de la tête en situation de chocs définis par la norme européenne EN 1078, mais également en situation de chocs tangentiels pour des configurations de chocs proches de celles rencontrés en cas d'accidents réels de cyclistes.

Afin de modéliser le casque de cycliste, il sera dans un premier temps nécessaire de caractériser le matériau amortissant de la coiffe, à savoir du polystyrène expansé, selon une méthodologie propre à Oxylane pour l'implémentation et l'optimisation du modèle éléments-finis du casque sous le code de calcul PamCrash®. En vue de disposer d'une base de validation conséquente du futur modèle éléments-finis du casque, deux

campagnes d'impacts expérimentaux ont été menées par l'industriel dans le cadre du projet PREDIT. Ces dernières seront détaillées dans le deuxième chapitre. La première campagne consiste en des impacts normatifs en différents points du casque afin d'enregistrer l'évolution temporelle de l'accélération linéaire résultante du centre de gravité d'une fausse tête. La seconde, consistant en des impacts tangentiels, tend à étudier la dynamique en rotation d'une fausse tête casquée pour des cas d'impacts se rapprochant de ceux observés dans la réalité.

Dans un second temps, nous procéderons à la validation complète du MEF d'un casque de cycliste. Couplé à un modèle éléments-finis de la tête normative rigide dite « fausse tête », le MEF du casque sera validé en regard d'impacts normatifs expérimentaux sur les deux enclumes et sous les trois conditionnements spécifiés par la norme EN 1078. Couplé ensuite à un MEF d'une tête de mannequin biofidèle, le modèle EF du casque sera validé sous conditions de chocs obliques. Les résultats obtenus lors des simulations numériques sous LS-Dyna® et PamCrash®, réalisées respectivement à l'UdS et chez Oxyane, seront comparés avec ceux obtenus lors des essais expérimentaux, que ce soit en termes d'accélération linéaire ou d'accélération rotatoire du centre de gravité de la fausse tête (chapitre 3).

Cette validation effectuée, nous couplerons le SUFEHM (*Strasbourg University Finite Element Head Model*) avec le modèle éléments-finis du casque validé afin d'évaluer les risques lésionnels encourus par une tête humaine aussi bien en situation de chocs normatifs que tangentiels (chapitre 4). Ce modèle prend en compte les principaux éléments anatomiques composant la tête humaine et a été validé vis-à-vis de données expérimentales. Il dispose d'un certain nombre de critères de tolérance spécifiques à des lésions données obtenus en reconstruisant notamment 59 cas d'accidents réels sous LS-Dyna® (Deck *et al.* 2008) et 62 sous PamCrash®.

Les résultats obtenus avec le SUFEHM ont permis de conforter la proposition d'évolution de la norme EN 1078 proposée dans le livrable 3.3 du projet PREDIT « BicyTête ». Cette proposition de nouvelle norme d'homologation des casques de cycliste sera explicitée dans le dernier chapitre (chapitre 5). Quatre différents points clés seront évoqués et soumis à une analyse critique afin de proposer des améliorations

Introduction générale

permettant une évaluation plus pertinente qu'elle ne l'est à l'heure actuelle des performances du casque en termes de protection de la tête. Comme nous le verrons, les deux grands chantiers de cette proposition de nouvelle norme sont l'intégration de chocs tangentiels en compléments de chocs normaux et le parallèle entre approches expérimentale et numériques afin d'homologuer le casque vis-à-vis de critères biomécaniques et non plus uniquement accélérométriques, l'ultime bénéficiaire étant bien évidemment le porteur du casque qui verra et saura sa tête d'autant mieux protégée.

CHAPITRE 1 :
SYNTHESE
BIBLIOGRAPHIQUE

1. INTRODUCTION

Ce premier chapitre du présent manuscrit de thèse collecte des données bibliographiques sur différents aspects connexes à l'étude du casque de protection pour cycliste.

En guise de contexte général, nous évoquerons tout d'abord des statistiques relatives à la sécurité routière et issues de récents bilans d'instances gouvernementales françaises. Des chiffres relatifs aux nombres de décès à vélo, à l'âge et au sexe des victimes seront explicités de même que les causes d'accidents et les lésions observées. Au travers de ce paragraphe nous montrerons que le cycliste est un usager de la route qu'il convient de protéger au mieux dès lors qu'un traumatisme crânien peut lourdement le handicaper, voire lui être fatal.

Les cyclistes étant principalement lésés au niveau de la tête et du cou, notre intérêt portera dans ce paragraphe sur les différents traumatismes crânio-encéphaliques pouvant être diagnostiqués par le corps médical suite à un accident de bicyclette. Une revue des différents critères lésionnels établis par les chercheurs depuis le début des années 1970 sera proposée en mettant tout particulièrement l'accent sur le modèle éléments-finis de la tête humaine développé à l'Université de Strasbourg.

Le casque de protection étant le seul dispositif permettant de limiter le risque de blessure à la tête, des normes d'évaluation et d'homologation des casques vélo ont été établies dans différents pays à travers le monde. Nous évoquerons donc dans cette section plusieurs normes en détaillant succinctement les tests qu'elles préconisent notamment leur test de la capacité à absorber les chocs.

Le développement de l'outil numérique a permis à des chercheurs d'étudier le comportement dynamique du casque de protection de cycliste en situation de choc linéaire et tangentielle au travers de modèles. Ces modèles, dits à paramètres localisés ou éléments-finis, seront mis en avant dans ce paragraphe.

Nous détaillerons enfin les travaux menés par les chercheurs afin de comprendre le comportement dynamique du casque de protection en cas de chargement tangentiel. Nous verrons que plusieurs dispositifs expérimentaux ont été élaborés afin de générer la rotation du casque et mesurer les paramètres cinématiques de la tête.

2. EPIDEMIOLOGIE ET ACCIDENTOLOGIE DU CYCLISTE

2.1. Introduction

Le vélo est un moyen de transport de moins en moins utilisé dans le monde mais qui reste toutefois encore très employé dans les pays en voie de développement comme l'a montré une étude de Papon en 2000. Dans les pays industrialisés où l'usage des véhicules à moteur s'est généralisé, la part modale du vélo après être descendue jusqu'à des valeurs quasiment nulles, tend à remonter dû à la congestion des centres-villes par les véhicules motorisés et les problèmes de développement durable qui leur sont inhérents. Malgré l'attrait pratique et écologique de la bicyclette, sa pratique en France apparaît comme faible (4%) si on la compare avec d'autres pays de même niveau de développement, notamment les Pays-Bas où les déplacements à vélo représentent 28% des déplacements urbains comme l'évoque le Tableau 1 recensant des données statistiques pour les deux pays.

Pays	km/an/hab.**	Part modale du vélo*	Proportion des déplacements urbains***	Nb vélos/1000 hab.**	Cyclistes réguliers**
Pays-Bas	1019	27,0%	28%	1010	68,8%
France	87	3,0%	4%	367	8,1%

Tableau 1. Indicateur d'usage du vélo en France et aux Pays-Bas selon plusieurs sources :
***Ministère de l'Ecologie, **IFEN-CERTU 2003, ***Réseau vélo-boulot 2007**

Il s'agit donc dans cette partie de mettre en évidence dans un premier temps l'épidémiologie du cycliste en France, ainsi que les différents types d'accidents survenus lors de ces dernières années. Nous ferons ensuite un point détaillé sur l'accidentologie liée à la pratique du vélo. Rappelons que l'accidentologie désigne l'étude des accidents et des risques d'accidents pouvant survenir dès lors qu'un mode de transport est utilisé.

2.2. Epidémiologie du cycliste en France

L'épidémiologie est l'étude des facteurs influant sur la santé des populations humaines. Il s'agit d'une science qui se rapporte à la répartition, à la fréquence et à la gravité des états pathologiques. Ce paragraphe consiste donc à présenter des informations sur la population de cyclistes accidentés en France selon les chiffres

publiés en juillet 2012 par l'Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière (ONISR).

Pour commencer, intéressons-nous aux données générales épidémiologiques tous types d'utilisateurs confondus. Concernant les accidents corporels, il a été observé en France une baisse globale de 46% entre les années 2000 et 2011, soit 56199 accidents en moins comme le prouve la courbe d'évolution présentée en Figure 1. Notons également que l'évolution de 2011 par rapport à 2010 démontre une diminution de 3.4% de ces accidents soit 2264 en moins. Cette diminution significative du nombre d'accidents sur les routes témoigne de l'efficacité des mesures gouvernementales mise en œuvre en France, notamment les politiques de prévention et de répression de la vitesse et de l'alcool au volant.

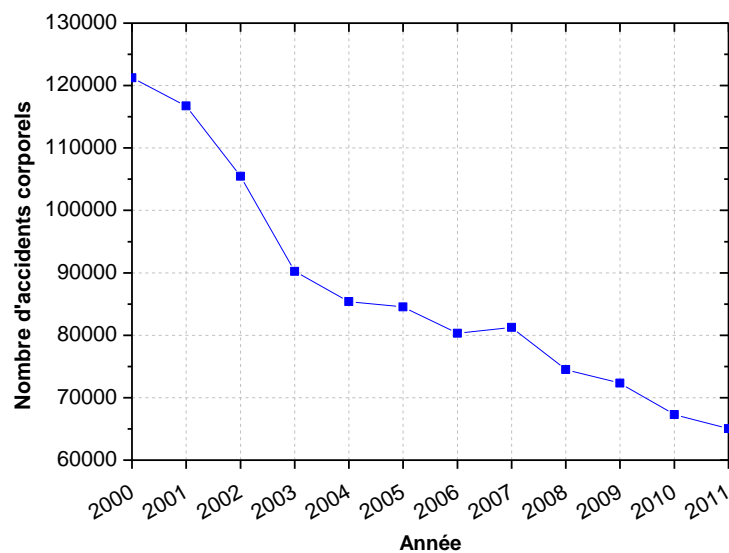


Figure 1. Evolution entre les années 2000 et 2011 du nombre d'accidents corporels tous types d'utilisateurs confondus en France

Entre ces deux mêmes années, la plus forte baisse des accidents corporels concerne ceux impliquant un cyclomoteur (-9.3%). Les accidents avec au moins un piéton diminuent de 1% seulement alors que ceux impliquant un cycliste sont en hausse de +7.2% en milieu urbain comme en témoigne le graphe de la Figure 2. Cette augmentation du nombre d'accidents à vélo peut se justifier par de nouvelles mesures du Code de la Route favorisant les déplacements à vélo : contresens cyclable dans les zones où la vitesse est limitée à 30 km/h et les zones de rencontre et franchissement

des feux rouges aux carrefours signalés. L'année 2012 devra être observée pour évaluer dans quel sens ces mesures impactent l'accidentalité du cycliste.

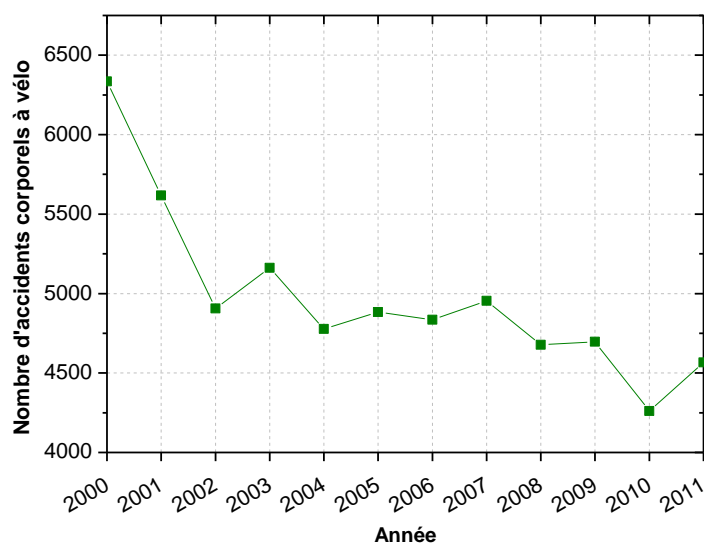


Figure 2. Evolution entre les années 2000 et 2011 du nombre d'accidents corporels à vélo en France

Malgré cette hausse du nombre de personnes accidentées à vélo ces deux dernières années, les cyclistes ne représentent en 2011 que 4.4% des usagers impliqués dans un accident corporel de la circulation routière comme l'illustre la Figure 3. Les usagers d'automobiles représentent quant à eux la moitié des accidentés.

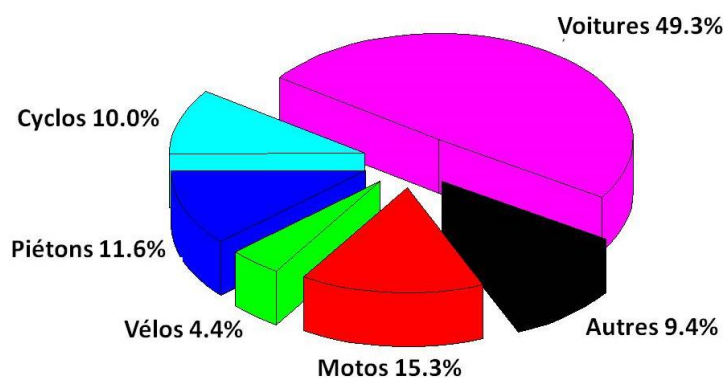


Figure 3. Répartition du nombre d'accidentés corporels par catégorie d'usagers de la route en France en 2011

Concernant les personnes tuées, la baisse est de -52% soit une différence de 4207 personnes tuées entre 2000 à 2011 et 29 tués en moins (-0.7%) dénombrés entre les années 2010 et 2012.

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Ce sont les usagers des véhicules de tourisme qui connaissent la plus forte baisse du nombre de décès (55 personnes), suivis des cyclomotoristes (28 personnes). La catégorie des cyclistes (3.6% des personnes tuées en 2011) a bénéficié d'une baisse de -48% du nombre de personnes tuées depuis 2000 et connaît une baisse du nombre de tués de -4.1% par rapport à 2010, revenant ainsi à son niveau de 2007 avec 141 tués comme le montre la Figure 4.

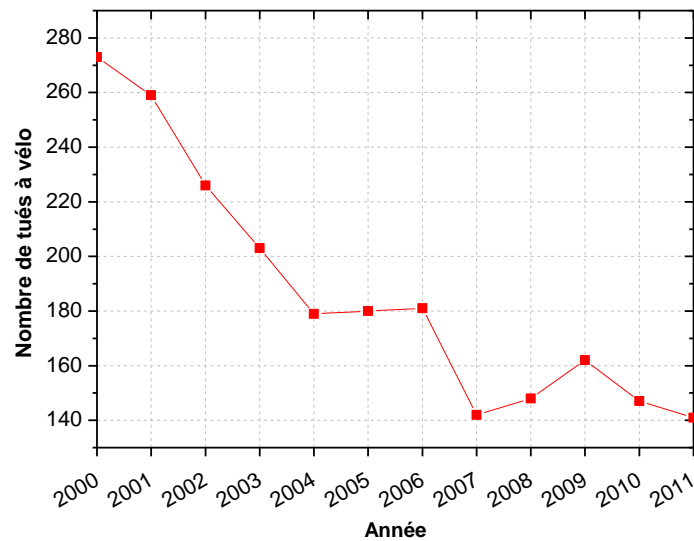


Figure 4. Evolution entre les années 2000 et 2011 du nombre de cyclistes tués en France

Comme le montre la Figure 5, ces 141 tués à vélo représentent 3.7% du nombre total de décès en 2011, les usagers de véhicules légers et de motocyclettes présentant un taux de mortalité de 53% et 17.6% respectivement.

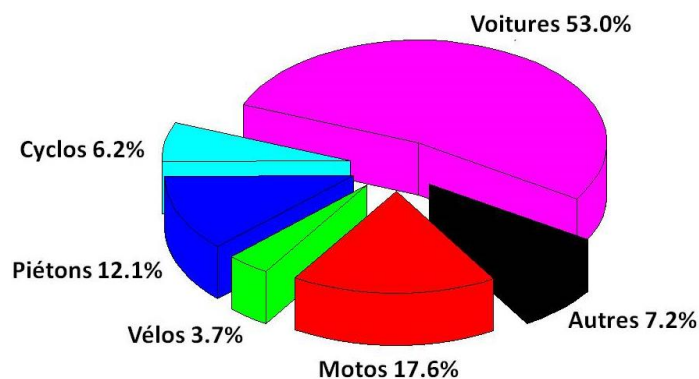


Figure 5. Répartition du nombre de tués par catégorie d'usagers de la route en France en 2011

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

En France, parmi les 404311 enregistrements de la base Epac 2004-2007 (Enquête Permanente sur les Accidents de la vie Courante), 13001 (soit 3.2%) étaient des accidents impliquant un vélo. Cette enquête repose sur l'enregistrement exhaustif, dans certains hôpitaux en France, des recours aux urgences pour accidents de la vie courante. Les données collectées concernent la personne accidentée (âge, sexe, résidence, profil social), sa prise en charge (date et heure d'arrivée aux urgences, traitement, hospitalisation éventuelle), les caractéristiques de l'accident (mécanisme, lieu, activité, type de lésion, partie du corps lésée), les produits (agents, éléments) impliqués dans l'accident. Tous les accidents de vélo sont recueillis dans l'Epac, y compris lorsqu'il s'agit d'accidents de la circulation ou d'accident du travail. Dès lors qu'un vélo est impliqué dans un accident, la moyenne d'âge des cyclistes accidentés est de 21.5 ans et il y a plus d'hommes que de femmes (71% vs 29%). Par-ailleurs, le sex-ratio hommes/femmes calculé par Ricard & Thélot (2009) est de 1.7 chez les enfants et les personnes âgées alors qu'il est de 4.2 chez les adolescents.

En 2011, 18% des cyclistes tués et 21% des blessés hospitalisés à vélo ont moins de 18 ans d'après la source ONISR 2012. Les plus de 64 ans représentent 31% des tués mais seulement 18% des blessés hospitalisés comme le montrent conjointement les Figure 6 et Figure 7. Rapportés au nombre d'habitants correspondant, les classes d'âges les plus touchées sont les 65-74 ans et les 15-17 ans avec respectivement 0.52 et 0.49 tué pour 100000 habitants.

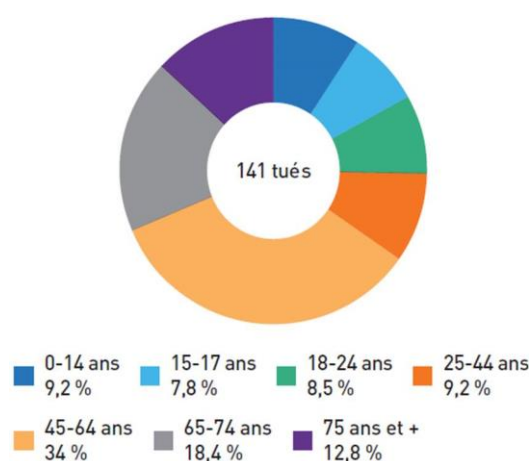


Figure 6. Répartition des cyclistes tués par classe d'âge

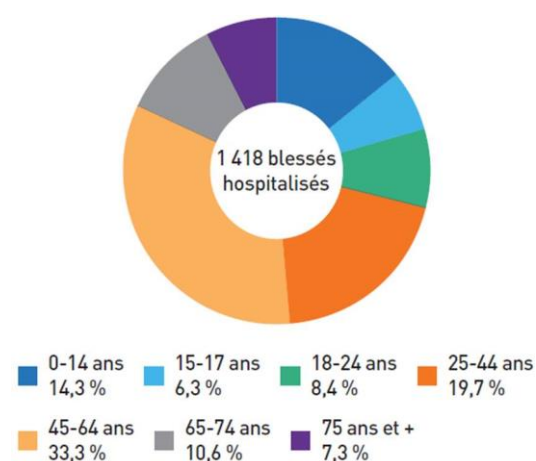


Figure 7. Répartition des cyclistes blessés et hospitalisés par classe d'âge

Toujours en 2011 en France, les accidents corporels avec au moins une bicyclette se déroulent dans 86% des cas en milieu urbain (Figure 8) alors que les décès interviennent majoritairement en rase campagne où le taux de décès à vélo atteint 59% comme le montre la Figure 9. Nous pouvons relier ce constat aux vitesses pratiquées, souvent excessives, par les antagonistes des cyclistes lors d'accident en rase campagne et par un non respect des cyclistes des règles de circulation en milieu urbain.

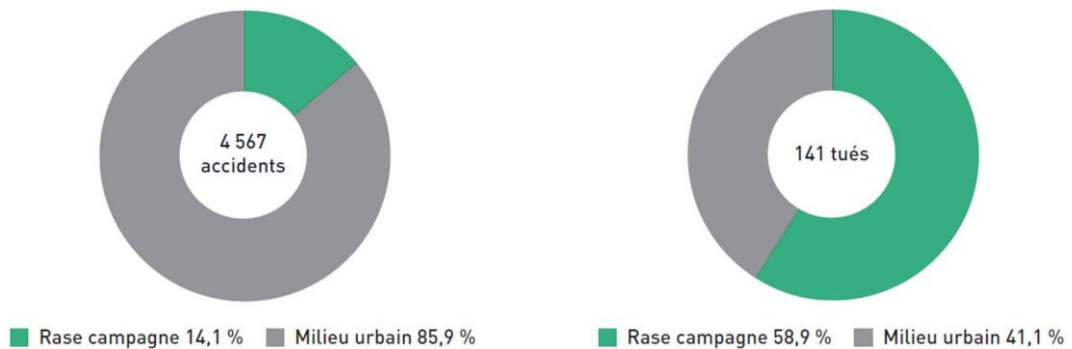


Figure 8. Répartition des cyclistes accidentés selon le milieu

Figure 9. Répartition des cyclistes tués selon le milieu

2.3. Accidentologie du cycliste

2.3.1. Les conditions d'accidents

Selon les 13001 accidents de vélo enregistrés dans la base Epac 2004-2007, le mécanisme accidentel est une chute dans 89% des cas. Ce constat est également rapporté par Maimaris *et al.* (1994) et Eilert *et al.* (1997) dans des études antérieures. Au contraire et plus récemment, Kong *et al.* (2008) ainsi que Got *et al.* (2009) ont montré que ces accidents correspondaient davantage à des collisions avec des véhicules tiers.

En 2011 et comme en témoigne la Figure 10 tirée du dernier bilan de l'ONISR, les cyclistes sont majoritairement accidentés en collision avec une voiture de tourisme et ce, à hauteur de 65% des accidents corporels impliquant au moins un vélo. Ce type de collision est néanmoins en recul de -35% depuis 2000. Une part non négligeable de 8.5% des cyclistes sont victimes d'accident sans tiers. Toutefois, il est important de signaler que les accidents de cyclistes sans tiers sont assurément sous-estimés sachant qu'ils font rarement l'objet d'un signalement sauf accident grave. En effet, Amoros (2007), en comparant les données du registre des victimes d'accident de la circulation routière

dans le département français du Rhône avec celles des Procès Verbaux d'accident établis par les forces de l'ordre au travers du Bulletin d'Analyse Corporel de la circulation (BAAC), montre que la probabilité d'être enregistré dans les BAAC pour un cycliste victime d'un accident sans tiers (chute sur la voie publique) est de 2.1% alors qu'elle est de 33.6% si le cycliste est blessé dans un accident avec tiers.

La Figure 11 montre que 52% des cyclistes décédèrent en 2011 lors de collisions avec un seul véhicule de tourisme, 18% lors d'accidents avec un poids lourd ou un véhicule de transport en commun, mais aussi sans tiers (12%).

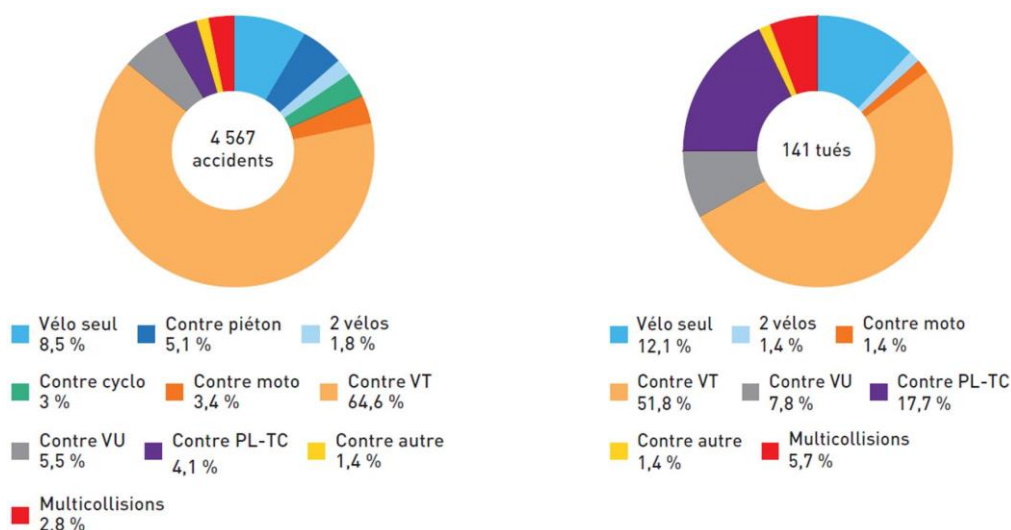


Figure 10. Répartition des accidents corporels avec bicyclette selon l'antagoniste

Figure 11. Répartition des tués à bicyclette selon l'antagoniste

Hunter *et al.* (1997) ont étudié un échantillon représentatif de 3000 accidents impliquant un vélo et un véhicule à moteur survenus dans 6 états américains. Les auteurs ont constatés que 57% de ces cas sont de type « trajectoires sécantes » et 36% sont de type « trajectoires parallèles ». Pour les accidents avec trajectoires sécantes, ils se répartissent principalement dans les catégories suivantes : 38% liés à un refus de priorité du véhicule motorisé, 29% liés à un refus de priorité du cycliste et 20% liés à un refus de priorité du cycliste lors d'une traversée de la route en section courante c'est-à-dire hors intersection. Pour les accidents à trajectoires parallèles, le véhicule à moteur tourne puis coupe la trajectoire du cycliste dans 34% des cas ou le véhicule dépasse le cycliste dans 24% des cas. Dans 21% de ces cas d'accidents, le cycliste tourne et coupe la trajectoire du véhicule à moteur.

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Les informations fournies dans le Tableau 2 selon plusieurs études épidémiologiques montrent que les accidents entre un véhicule en mouvement et un cycliste ont lieu la plupart du temps à des vitesses faibles. Pour des vitesses de véhicules inférieures à 5.6 m/s, il a été montré par Carter *et al.* (2008) que les accidents ne sont pas fatals au cycliste. Par-ailleurs Otte en 2000 a montré que les blessures commencent à devenir sérieuses (AIS3+) à partir d'une vitesse du véhicule de 11.1 m/s.

Etude épidémiologique	Vitesse de collision (m/s)
Otte (1986)	< 13.4 m/s (61.9% des collisions)
Otte (1991)	< 11.1 m/s (89% adultes et 96% enfants)
Ching <i>et al.</i> (1997)	< 6.7 m/s (57% des collisions)
Otte (2000)	< 13.9 m/s (95% des cyclistes impactés)

Tableau 2. Vitesses d'impacts des véhicules répertoriées selon différentes études

Cardot *et al.* (2006) décrit le déroulement de l'accident cycliste à partir d'une étude bibliographique sur la base des travaux de Huijbers (1984), Räsänen (1998), McLundie (2002) et Stone (2003). La condition la plus fréquente est l'impact latéral sur le cycliste par la partie avant de la voiture et ce, dans 60 à 72% des cas. Elle survient dans deux situations caractéristiques à savoir : le véhicule tourne et heurte le cycliste venant en sens inverse ou, avant de tourner, la voiture heurte le cycliste venant perpendiculairement.

D'une manière globale, la cinématique de l'impact du cycliste présente plusieurs phases caractéristiques comme l'illustre la Figure 12. En général, il est heurté par l'avant du véhicule au-dessous de son centre de gravité. Le cycliste s'enroule alors sur le capot du véhicule. Pour des vitesses inférieures à 25 km/h, le pare-brise est rarement heurté. Haight & Eubanks ont par-ailleurs montrés en 1990 que :

- entre 24 et 32 km/h, la tête du cycliste heurte la partie basse du pare-brise,
- entre 32 et 40 km/h, la tête percute la partie haute du pare-brise
- pour des vitesses supérieures à 40 km/h, la tête percute le toit du véhicule

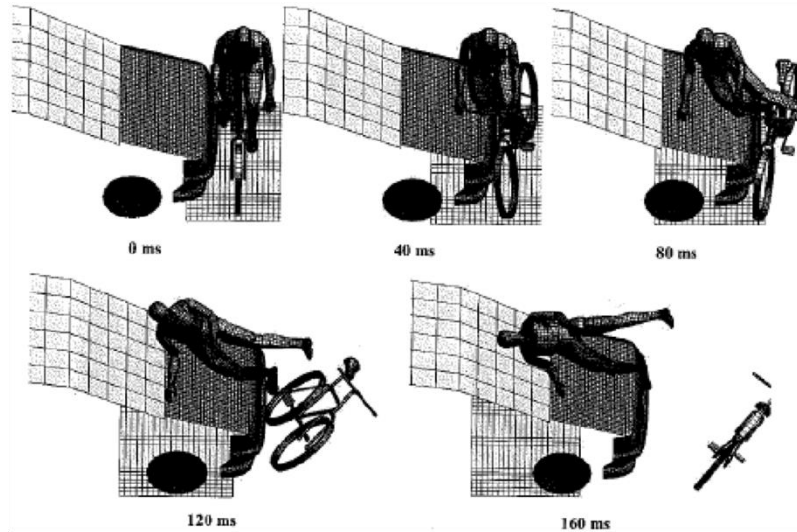


Figure 12. Cinématique globale du choc cycliste (Cardot et al., 2006)

2.3.2. Les lésions du cycliste

La Figure 13 représente pour différentes études, le pourcentage de cyclistes touchés en fonction de la localisation de la blessure sur le corps. En calculant le pourcentage moyen pour chacune des quatre zones lésées, nous remarquons que la majorité des blessures se situent au niveau des membres inférieurs. Pour les études menées en Allemagne, en Chine et au Japon, au moins 50% des cyclistes ont été blessés au niveau des jambes. Néanmoins en France, les cyclistes sont principalement touchés au niveau des membres supérieurs et du segment tête-cou.

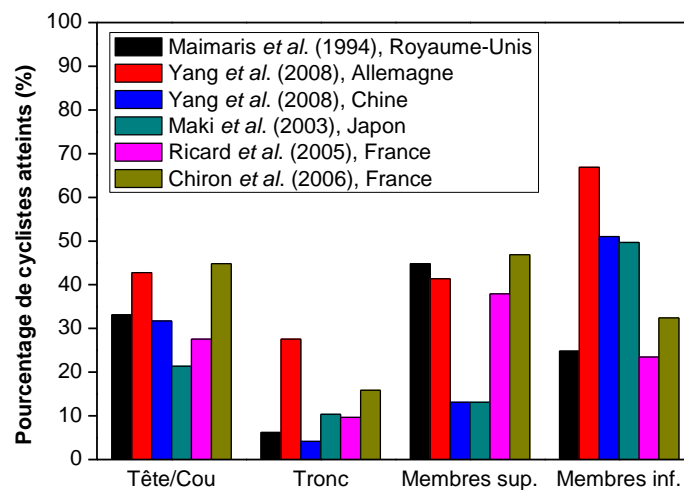


Figure 13. Répartition des blessures sur le corps selon plusieurs auteurs

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Concernant les blessures les plus graves impliquant des séquelles majeures (AIS3+), Amoros (2009) a évalué par extrapolation des données du Registre du Rhône, le nombre annuel moyen de blessés avec séquelles majeures selon le type d'utilisateur entre 1996 et 2004. Comme le montre la Figure 14, les cyclistes et les usagers de deux-roues motorisés sont beaucoup plus souvent lourdement handicapés que tués. Cette tendance est inversée pour les automobilistes et les piétons.

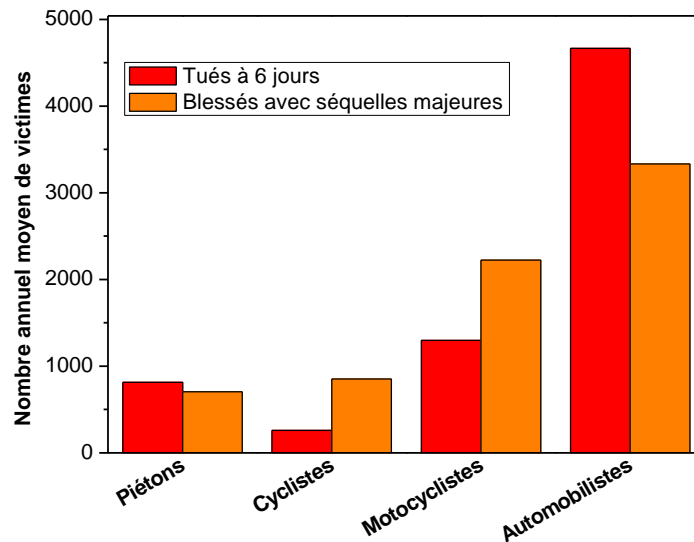


Figure 14. Effectif de tués et de blessés avec séquelles majeure selon le type d'utilisateur de la route (Amoros, 2009)

Amoros (2007) observe ensuite la répartition de ces blessés avec séquelles majeures selon la région corporelle atteinte pour différents types d'utilisateurs (Figure 15). Parmi les blessés à vélo avec une lésion de gravité AIS4+, 72.8% souffrent d'une telle lésion à la tête.

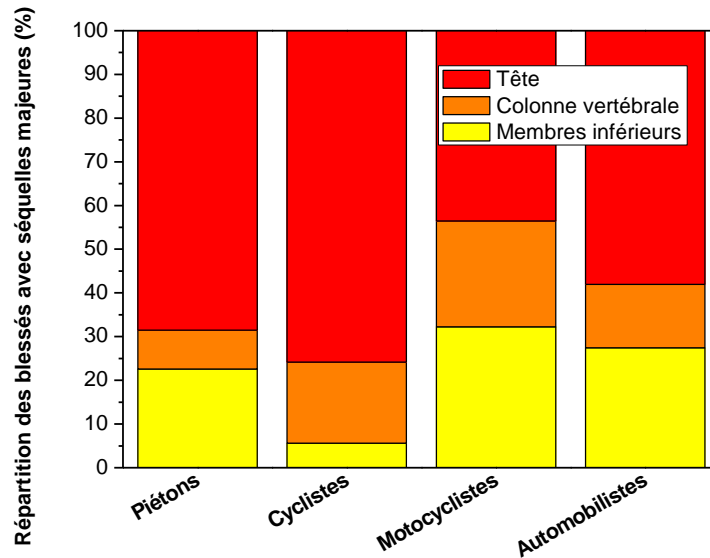


Figure 15. Répartition des blessés avec séquelles majeures selon la région corporelle atteinte et le type d'utilisateur (Amoros, 2009)

Ndiaye & Chiron (2009) ont observé (Tableau 3) que les cyclistes non casqués sont un peu plus souvent touchés à la tête, et que la gravité dans cette zone est supérieure. A la face, les cyclistes non-casqués sont plus souvent touchés dans l'ensemble et pour les lésions sévères (AIS3+). Toutefois la fréquence des lésions modérées (AIS2) est supérieure chez les casqués, cela prouvant l'efficacité du port du casque.

	Non casqués (N=5562)	Casqués (N=1432)
Blessés à la tête	19.4% (1078)	16.6% (238)
Tête AIS3+	2.1% (118)	1.0% (14)
Tête AIS4+	1.1% (60)	0.6% (8)
Blessés à la face	24.3% (1354)	18.5% (265)
Face AIS2+	1.5% (83)	2.0% (28)
Face AIS3+	0.14% (8)	0.07% (1)

Tableau 3. Atteintes à la tête et à la face en fonction du port du casque (Ndiaye & Chiron 2009)

2.4. Conclusion

En France, selon un récent bilan de l'ONISR daté de juillet 2012, le taux de décès à vélo suite à un accident est de 3.7%. Ce taux est par-ailleurs à son plus bas niveau depuis 2000 bien que les accidents à vélo aient augmentés de +7.2% en milieu urbain entre 2010 et 2011.

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Confronté aux autres usagers de la route, le cycliste peut être impliqué dans un accident avec un véhicule antagoniste. Le manque de vigilance et le non-respect des règles de circulation de l'une ou l'autre des parties sont souvent à l'origine de l'accident. Par-ailleurs, la vitesse du véhicule motorisé au moment de la collision a été corrélée à la gravité des lésions constatées chez le cycliste.

Concernant les lésions chez cycliste accidenté, celles-ci sont le plus souvent localisées au niveau des membres inférieurs. Cependant, les traumatismes les plus graves en termes d' AIS touchent le segment tête-cou d'où l'intérêt que nous allons porter à sa protection et à sa préservation.

3. LESIONS DE LA TÊTE ET LIMITES DE TOLERANCE

3.1. Anatomie

Ce paragraphe a pour objet une description succincte des éléments anatomiques de la tête sur lesquels notre attention s'est portée durant cette thèse, notamment pour le calcul des paramètres intracrâniens et l'estimation du risque lésionnel encouru. La tête humaine, de forme sphérique, possède une ossature appelée crâne. Cette ossature abrite le système nerveux central constitué du cerveau et de la moelle épinière. Le cerveau est séparé du crâne par une série de membranes (les méninges) et baigne dans un fluide : le liquide cébrospinal. Les paragraphes qui suivent proposent une description plus détaillée, mais toutefois non exhaustive de ces éléments en partant de l'extérieur vers l'intérieur. Pour une description plus précise, on pourra se reporter aux atlas d'anatomie standards comme le Kamina (2002) ou celui de Thines *et al.* (2008).

3.1.1. Méninges et liquide cébrospinal

A l'intérieur du crâne, l'encéphale est entouré et protégé par diverses enveloppes tissulaires ou liquidiennes comme le montre la Figure 16. Les enveloppes tissulaires sont constituées par les méninges. Les enveloppes tissulaires ou liquidiennes sont constituées par le liquide cébrospinal. On distingue deux types de méninges : la pachyméninge qui correspond à la dure-mère (Figure 17) et la leptoméninge qui correspond à l'arachnoïde et la pie-mère (Figure 18).

La dure-mère est épaisse, fibreuse et très résistante. Elle tapisse la face interne du crâne, et est traversée par les orifices laissant passage aux nerfs crâniens et vaisseaux encéphaliques. Elle est formée de deux feuillets : externe au contact de la face interne du crâne, qui correspond au périoste, et interne qui enveloppe les nerfs crâniens à leur sorties du crâne et forme également les parois intracrâniennes (faux et tente). Ces cloisons protègent l'encéphale lors des mouvements brusques de la tête en limitant ses déplacements au sein de la boîte crânienne. La faux du cerveau est une cloison sagittale qui sépare les deux hémisphères cérébraux. Elle s'insère en avant par un sommet étroit à la crista galli et en arrière par une base large sur la tente du cervelet. La tente du cervelet est une cloison qui sépare le cerveau du cervelet et délimite en haut la loge cérébrale qui contient le cerveau et en bas la fosse crânienne postérieure qui contient le

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

tronc cérébral et le cervelet. La faux du cerveau et la tente du cervelet sont illustrées Figure 19.

L'arachnoïde est un tissu conjonctif lâche, translucide et avasculaire. Son feuillet pariétal tapisse la face interne de la dure-mère et les cloisons qui en sont issues. Les espaces arachnoïdiens sont remplis de liquide cébrospinal. Par endroit, ces espaces s'élargissent pour constituer les citernes à la base du cerveau ou autour du tronc cérébral et à la surface du cerveau.

La pie-mère est une membrane très fine et transparente qui est appliquée contre le cortex jusqu'au fond des sillons et qui contient les vaisseaux corticaux.

On distingue à partir de ces différents feuillets trois espaces : l'espace extradural entre table osseuse interne et dure-mère, l'espace sous-dural entre dure-mère et arachnoïde, et l'espace sous-arachnoïdien entre arachnoïde et pie-mère, qui contient le liquide cébrospinal.

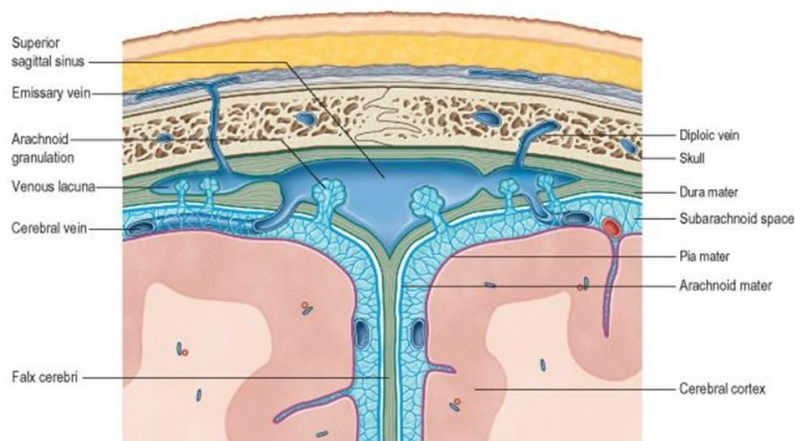


Figure 16. Coupe coronale vertex présentant les différentes enveloppes entourant l'encéphale (Drake et al., 2005)



Figure 17. Vue de la face externe de la dure mère montrant l'artère méningée moyenne fréquemment lésée dans les hématomes extraduraux

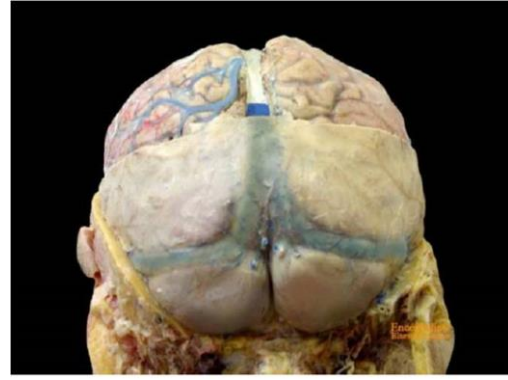


Figure 18. Pie-mère

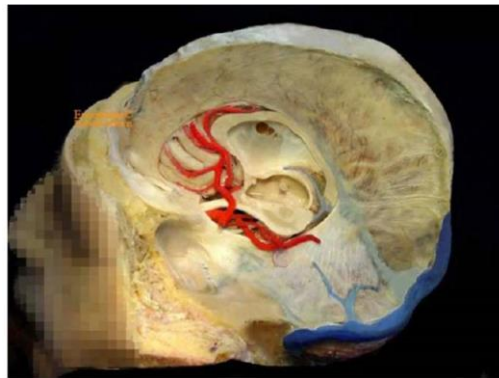


Figure 19. Vue latérale gauche de la faux du cerveau et de la tente du cervelet

3.1.2. L'encéphale

Au sein de la boîte crânienne, le cerveau est contenu dans la fosse cérébrale. Celle-ci est séparée de la fosse postérieure par le cervelet. Il épouse à sa périphérie la face interne de la boîte crânienne qui lui donne la forme d'un ovoïde et, au niveau de sa face inférieure, les reliefs de la base du crâne. Il est divisé par la fissure longitudinale du cerveau en deux hémisphères cérébraux. Ceux-ci sont réunis par des commissures inter-hémisphériques, dont la plus volumineuse est le corps calleux, et par le diencéphale, partie centrale du cerveau. La fissure transverse du cerveau sépare le télencéphale du diencéphale. Le cerveau est recouvert sur toute sa surface d'une couche de substance grise (cortex) qui lui donne son aspect externe grisâtre. La surface des hémisphères cérébraux est complètement plissée. Les sillons permettent de tripler la surface corticale. On distingue des sillons principaux profonds (latéral, central, pariéto-occipital et cingulaire) qui délimitent les lobes cérébraux (frontal, pariétal, temporal, occipital,

insulaire et limbique) comme l'illustre la Figure 20 et qui sont les sièges des fonctions cognitives chez l'homme.

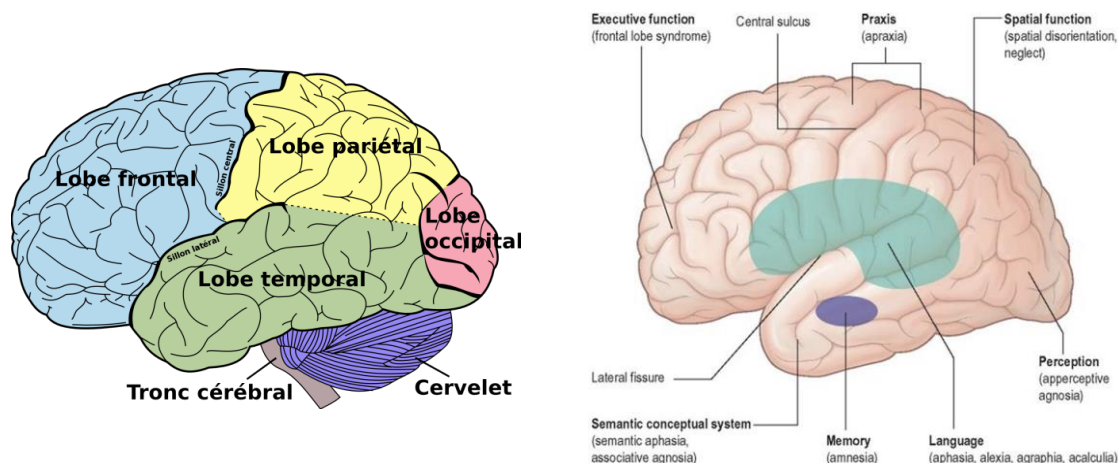


Figure 20. Lobes cérébraux et lieux des fonctions cognitives associées (Gray's Anatomy, 2008)

Le cerveau est constitué du télencéphale (deux hémisphères cérébraux) unis par le diencéphale central et les commissures. Le diencéphale correspond au thalamus, aux pallidums médiaux et à l'hypothalamus. Sous la surface corticale, le cerveau est composé de substance blanche, de substance grise, et est creusé par les cavités des ventricules cérébraux. La substance blanche correspond au centre ovale, aux différentes capsules et commissures. La substance grise est formée notamment des noyaux gris centraux. Les ventricules cérébraux sont les deux ventricules latéraux, le troisième ventricule et le quatrième ventricule, qui communiquent entre eux et où circule le liquide cébrospinal (Figure 21). L'aspect externe du cerveau selon une coupe sagittale est montré en Figure 22.

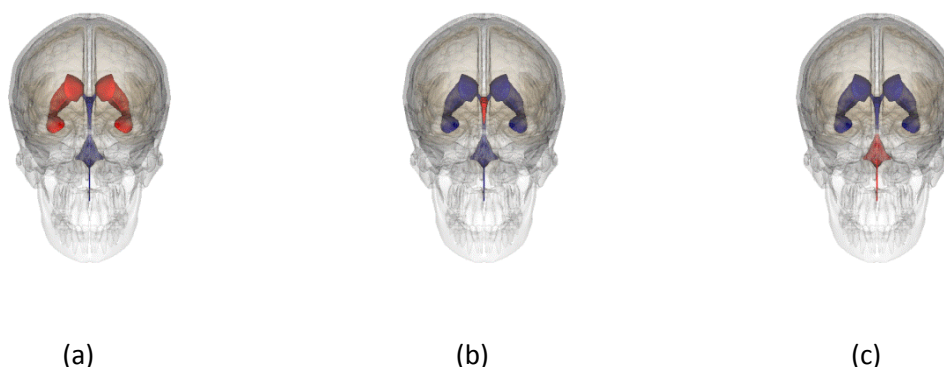


Figure 21. Vue postérieure des ventricules cérébraux (en rouge) : a) Ventricules latéraux, b) Troisième ventricule, c) Quatrième ventricule



Figure 22. Vue médiale de l'hémisphère gauche (Gray's Anatomy, 2008)

3.2. Traumatologie du cycliste

Les traumatismes crânio-encéphaliques représentent 1% de la totalité des décès. Ils sont à l'origine de 25% des décès traumatiques et de 50% des décès par accident de la route. Pour la tranche d'âge 15-25 ans, les traumatismes céphaliques liés aux accidents de la circulation représentent la première cause de mortalité (Gherardi 1988, Durigon 1987).

La tête est la partie la plus lourde du corps si l'on considère sa taille. Si le cerveau semble protégé par une grande surface osseuse, il n'en reste pas moins vulnérable (Adams 1984). Quelquefois, cette protection devient même un facteur aggravant lorsque, du fait d'un phénomène d'accélération/décélération, l'inertie du cerveau par rapport à celle de la boîte crânienne est à l'origine d'une lacération du tissu cérébral contre les irrégularités de surface de la base du crâne.

3.2.1. Mécanismes

Les expérimentations animales ont permis de mettre en évidence deux types de mécanismes lésionnels : ceux liés aux chocs céphaliques (phénomènes de contact) et ceux liés à l'inertie de l'extrémité céphalique (phénomènes d'accélération/décélération) (Knight 1995)

Les phénomènes de contact

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Ils sont représentés essentiellement par les compressions crâniennes avec ou sans fractures, les pénétrations et les chocs directs avec ou sans fractures. Ces phénomènes sont responsables, de l'extérieur vers l'intérieur de la tête :

- des plaies du cuir chevelu,
- des fractures du crâne,
- des hématomes extra-duraux,
- des hématomes sous-duraux,
- des contusions cérébrales (par coup ou par contrecoup) par mise en accélération.

Les phénomènes d'accélération

Ces phénomènes sont surtout retrouvés en présence d'une rotation brusque de la tête, par accélération angulaire autour d'un centre de rotation. Cette accélération va être responsable d'une commotion cérébrale à l'origine de la perte de connaissance (Figure 23).

Les lésions retrouvées, de l'extérieur vers l'intérieur, vont être :

- les hématomes sous-duraux aigus,
- les hémorragies hémisphériques para-sagittales par cisaillement des veines sous-durales ou de leurs branches intra-parachymateuse,
- les contusions focales liées à l'inertie du cerveau par rapport à la boîte crânienne,
- les lésions axonales diffuses.

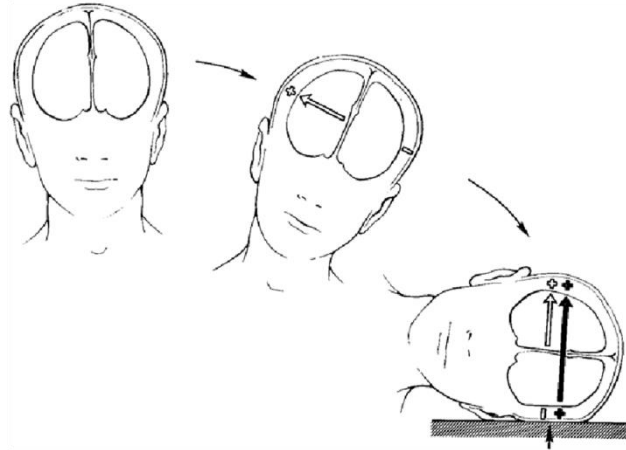


Figure 23. Illustration des phénomènes d'accélération précédant une chute et des phénomènes de choc direct et d'accélération au moment de l'impact. Dans ce cas, les forces sont positives à l'endroit du contrecoup (Lindenberg 1973)

3.2.2. Classification des lésions crânio-encéphaliques

Nous décrivons successivement les lésions de l'extérieur vers l'intérieur de la tête afin de dégager des groupes principaux permettant de mieux comprendre la physiopathologie de ces lésions.

Hématomes sous-duraux

Les hématomes sous-duraux siègent entre la dure-mère et le cerveau (Figure 24). Il convient ici de distinguer deux entités différentes, l'hématome sous-dural précoce et l'hématome sous-dural tardif, qui ne doivent pas être confondus car leur physiopathologie et leurs implications vitales sont radicalement différentes.

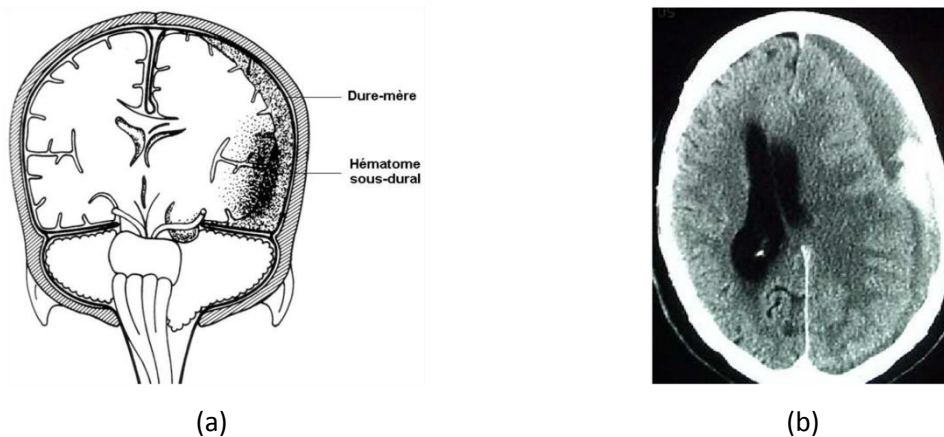


Figure 24. Hématome sous-dural : a) Schématisation selon Cohadon et al (2002), b) Image scanographique

➤ *L'hématome sous-dural précoce*

Il se crée par la déchirure de veines corticales cheminant en pont dans l'espace sous-dural avant de rejoindre un sinus dural, le plus souvent le sinus sagittal supérieur. Il siège donc le plus souvent à proximité du vertex et diffuse largement du fait de l'absence d'obstacle dans l'espace sous-dural. Il est de couleur noir sépia.

La déchirure de la veine pont survient habituellement à l'occasion de phénomènes d'accélération-décélération très violents comme on en rencontre en cas de chute ou d'agression (72% des cas), les accidents de la route (24% des cas) représentant une étiologie moins fréquente (Gherardi 1988, Durigon 1987).

Ces hématomes proviennent aussi quelquefois d'une contusion sous-jacente et entrent alors dans le cadre des attritions cérébrales hémorragiques (Durigon 1987).

➤ *L'hématome sous-dural tardif*

Il s'observe plusieurs semaines après un traumatisme quelquefois minime et oublié. Il se retrouve essentiellement chez le sujet âgé et est souvent bilatéral. On ne retrouve pas en général d'autres lésions traumatiques cérébrales. Son évolution lente permet une organisation cicatricielle sous la forme de membranes qui sont d'autant plus épaisses que l'évolution a été longue. La formation de ces membranes permet de dater ces hématomes histologiquement. La lenteur de son évolution est en partie expliquée par l'atrophie corticale existant chez la personne âgée, permettant de supporter la présence de cet hématome même si celui-ci est volumineux. Des images impressionnantes avec un effet de masse majeur peuvent ainsi être observées (Civit 1995). Il ne faut malgré tout pas oublier que la compliance cérébrale est limitée et que la décompression de ces hématomes peut-être très rapide et mortelle.

Les lésions axonales diffuses

Egalement appelées lésions neurologiques, ce terme décrit à la fois un aspect anatomopathologique de lésions microscopiques très spécifiques (rupture axonale) et un aspect clinique de perte de connaissance immédiate, prolongée et durable. D'une certaine manière, elles peuvent être considérées comme le substratum anatomique à la perte de connaissance. Adams *et al.* (1982) ont montré que ces lésions consistent en un

étirement des axones (Figure 25) cheminant dans la substance blanche, qui conduit à leur rupture (axotomie), à l'extrusion de leur masse axoplasmique et leur rétractation appelée « boule de rétractation ». Gennarelli *et al.* (1982) ont montré au moyen de tests sur primates, que la conséquence fonctionnelle aboutissant à la perte de connaissance est directement due à la destruction des axones au moment du choc. Ces lésions sont la cause de près de 50% des décès par traumatisme crânio-encéphalique et de 70% des morts précoces (Simpson *et al.*, 1985).

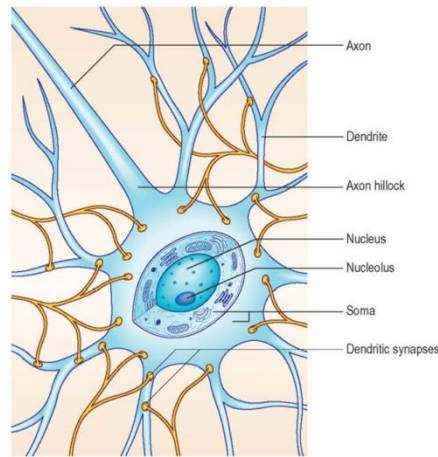


Figure 25. Vue schématique d'un neurone présentant ses différents constituants dont l'axone (Gray's Anatomy, 2008)

3.3. Critères lésionnels basés sur les paramètres cinématiques

3.3.1. Introduction

Le besoin d'un système de standardisation visant à classer les catégories de blessures et leurs gravités s'est fait ressentir dans le milieu des années 1960 au moment de la constitution des premières équipes pluridisciplinaires réalisant des enquêtes sur les accidents de véhicules à moteur. Ces équipes ont été constituées pour assurer la collecte de données épidémiologiques sur les accidents et permettre d'évaluer les relations entre la conception des véhicules, l'incidence des traumatismes et leurs mécanismes. C'est à partir des travaux de ces différentes équipes qu'est née l'*Abbreviate Injury Scale* (AIS) en 1971. En 1975, la première classification AIS fut publiée avec plus de 500 lésions recensées. Quelques années plus tard, la version de 1980 a intégré des améliorations majeures concernant les lésions cérébrales mais aussi une modification du codage au niveau de l'évaluation de la sévérité globale.

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

L'AIS a été initialement développé pour l'évaluation des lésions produites au moment de l'impact. L'évolution de la traumatologie et des études épidémiologiques des blessures dans les années 1980 ont entraîné le besoin d'un élargissement de l'AIS pour faciliter le codage des lésions par pénétration. De nouvelles descriptions de blessures rédigées dans un langage compatible avec la clinique ont été introduites dans la révision 1985. L'AIS 1985 comporte un registre plus large de lésions décrites et évaluées en sévérité particulièrement pour le thorax et l'abdomen, afin d'obtenir un codage plus précis qu'auparavant. La révision de 1990 a aussi représenté une actualisation majeure du système de codage. Une version simplifiée du codage AIS est présentée dans le Tableau 4.

Nous présenterons dans ce paragraphe les principaux critères de lésions de la tête, avec ceux liés uniquement à l'accélération linéaire du centre de gravité de la tête dans un premier temps, puis ceux incluant l'accélération angulaire de la tête dans un second temps.

Score AIS	Gravité des lésions
0	Aucune lésion
1	Lésion mineure
2	Lésion modérée
3	Lésion sérieuse
4	Lésion sévère
5	Lésion critique
6	Lésion fatale
9	Inconnu

Tableau 4. Correspondance entre le score AIS et la sévérité des lésions (Baker et al., 1974)

3.3.2. Critères liés à l'accélération linéaire de la tête

Le premier critère lié aux lésions de la tête a été proposé sous forme de courbe de tolérance par la Wayne State University (WSUTC pour *Wayne State University Tolerance Curve*), représentée en Figure 26. Cette courbe a été obtenue à partir des travaux de Lissner (1960), Gurdjian *et al.* (1958, 1961), Patrick *et al.* (1963). Cette courbe donne l'évolution de l'accélération linéaire en fonction de la durée du choc, cette accélération ayant été obtenue lors de divers chocs sur cadavres, animaux ou volontaires. Le seuil de

lésion lors des tests sur volontaires a été fixé comme étant l'apparition d'une commotion cérébrale légère et sans effets permanents. La courbe obtenue est divisée en trois parties :

- La partie I ($t < 6$ ms) est obtenue à partir des tests sur cadavres et le critère de lésion retenu est la fracture de la boîte crânienne.
- La partie II ($6 \text{ ms} < t < 10$ ms) concerne des tests sur cadavres et sur animaux. Le paramètre retenu est la pression intracrânienne pour les sujets anatomiques et la commotion cérébrale pour les animaux.
- La partie III ($t > 10$ ms) est issue des tests réalisés sur volontaires. Ces derniers subissent une décélération globale du corps et non pas un choc comme dans les autres parties, et on enregistre la dynamique de leur tête.

Cette courbe représente donc la durée maximale durant laquelle une accélération peut être appliquée sans qu'une lésion ne survienne (ce qui correspond à la zone située en-dessous de la courbe). On remarque que des accélérations très élevées sont tolérables si elles sont brèves mais qu'elles doivent être de plus faible amplitude si la durée du choc dépasse 10 à 15 ms.

Cette courbe n'a cependant pas été validée chez l'homme, et elle ne concerne que des chocs en zone frontale.

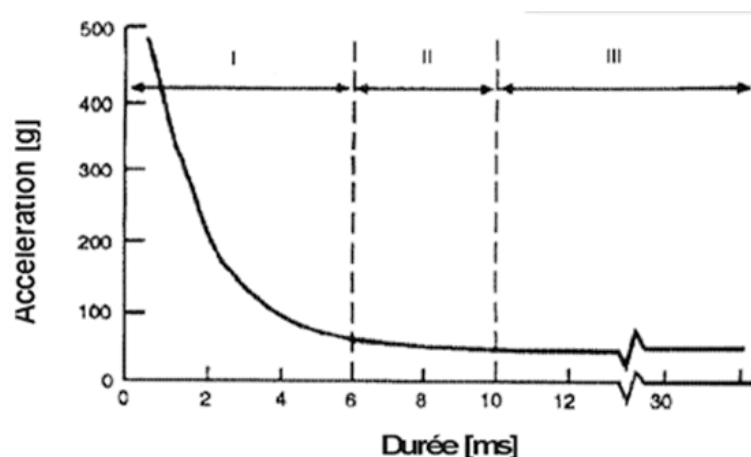


Figure 26. « Wayne State University Tolerance Curve » qui représente l'accélération linéaire de la tête en fonction de la durée du choc. Les lésions apparaissent lorsqu'on se place au-dessus de la courbe.

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Les travaux réalisés pour obtenir la WSUTC ont été poursuivis par Gadd en 1966 qui a effectué des études sur volontaires humains. Gadd considère que l'accélération moyenne ou le pic d'accélération ne sont pas des paramètres suffisants pour décrire la réponse de la tête humaine en cas de choc, et qu'il faut également prendre en compte la forme de cette accélération ainsi que sa durée. Gadd propose donc de pondérer cette courbe d'un coefficient de 2.5, et définit par suite un nouveau critère appelé « *Gadd Severity Index* » (GSI) :

$$GSI = \int_0^T a^{2.5} dt < 1000 \quad \text{Eq. 1}$$

Avec :

- a : l'accélération linéaire résultante exprimée en g,
- t : le temps exprimé en s,
- T : la durée de l'impulsion exprimée en s.

La valeur seuil de 1000 pour le critère GSI a été choisie pour rester proche du critère de la WSUTC.

En 1972, la « *United State National Highway Traffic Safety Administration* » (NHTSA) propose une modification du critère de Gadd qui devient le « *Head Injury Criteria* » (HIC), défini par :

$$HIC = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2.5} \right\}_{max} \quad \text{Eq. 2}$$

Avec :

- a : l'accélération linéaire résultante exprimée en g,
- t₁ et t₂ : les temps de début et fin de contact exprimés en s.

De nombreuses critiques ont été émises sur ce critère. Newman, tout d'abord en 1980, émet des doutes sur la capacité du HIC à corrélérer des lésions cérébrales. L'auteur considère qu'un paramètre cinématique tel que le HIC n'est pas suffisant pour représenter la complexité des lésions de la tête humaine. Chamouard *et al.*, ensuite en 1986, réalisent des chutes sur cadavres casqués et non-casqués. Ils en concluent qu'il n'existe pas de corrélation entre le HIC et la survenue de lésions. En effet, ils observent

que le HIC est plus faible et que les blessures sont plus importantes en présence de fracture du crâne. Kessler, enfin, montre en 1987 qu'il serait réaliste de relier le HIC à une probabilité de lésion plutôt que de l'utiliser comme limite fixe. Ainsi, les résultats obtenus à partir de l'analyse d'accidents piétons montrent que des HIC de 1000 et 2000 correspondent respectivement à des risques de décès de 10% et 50%.

Cependant, sa grande facilité d'application en fait un critère largement utilisé, notamment dans les normes piéton et motocycliste.

3.3.3. Critères liés à l'accélération linéaire et angulaire de la tête

Les critères définis dans le paragraphe précédent prennent uniquement en compte l'accélération linéaire de la tête. Cependant, lors d'accidents réels, l'accélération comporte une composante rotatoire qui a une grande influence sur la survenue de certaines lésions (Deck *et al.*, 2008).

Newman, en 1986, propose comme critère le « *Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold* » (GAMBIT). Le GAMBIT est donné par la formule suivante:

$$G(t) = \frac{a_m}{250} + \frac{\alpha_m}{10000} \leq 1 \quad \text{Eq. 3}$$

Où :

- a_m : l'accélération linéaire résultante de la tête, exprimée en g,
- α_m : l'accélération rotatoire résultante de la tête, exprimée en rad/s².

Les valeurs de 250 (g) et 10000 (rad/s²) présentes dans la formule se rapportent aux tolérances des accélérations. Ce critère est validé avec des données provenant d'expériences sur des sujets anatomiques et sur des animaux. Cette formule combine les fonctions de probabilités linéaires et angulaires, et les limites sont supposées valides lorsque le cerveau est chargé par une combinaison d'accélérations linéaires et angulaire.

En 1999 et 2000, Newman propose, à partir d'une reconstruction expérimentale du choc entre deux footballeurs américains sur des têtes de mannequins de type Hybrid III casquées, un nouveau critère des commotions cérébrales fondé sur la puissance mécanique de l'impact. Le *Head Impact Power* ou HIP prend en compte les masses et les

inerties de la tête et est défini pour les accélérations linéaire et angulaire. Le calcul du HIP est donné par l'équation suivante :

$$\begin{aligned} HIP = 4.5 \left(a_x \int_{t_1}^{t_2} a_x dt + a_y \int_{t_1}^{t_2} a_y dt + a_z \int_{t_1}^{t_2} a_z dt \right) + 0.016 \alpha_x \int_{t_1}^{t_2} \alpha_x dt \\ + 0.024 \alpha_y \int_{t_1}^{t_2} \alpha_y dt + 0.022 \alpha_z \int_{t_1}^{t_2} \alpha_z dt \end{aligned} \quad \text{Eq. 4}$$

Où :

- a est l'accélération linéaire en m/s^2 du centre de gravité de la tête suivant les axes (x, y, z) du repère anatomique de la tête,
- α est l'accélération angulaire en rad/s^2 de la tête suivant les axes (x, y, z) du repère anatomique de la tête
- t_1 et t_2 sont respectivement l'instant initial et final de l'impact en s.

Zhang *et al* ont en 2004 reconstruit expérimentalement 24 accidents réels survenus lors de match de football américain. Deux fausses têtes instrumentée Hybrid III casquée et couplées à des faux cous ont été utilisées pour reproduire des collisions entre têtes de joueurs. Les données cinématiques mesurées ont servies de paramètres d'entrée au modèle par éléments-finis de la tête anatomique WSUTBIM (*Wayne State University Traumatic Brain Injury Model*) afin de calculer la pression intracrânienne et la contrainte de cisaillement dans le cerveau pour chaque cas d'accident. Une régression logistique à ensuite permis de déterminer la probabilité de survenue d'une commotion cérébrale en fonction des maximas d'accélération linéaire résultante et d'accélération rotatoire résultante du centre de gravité de la tête. Pour un impact d'une durée de 10 à 30 ms, une accélération linéaire résultante de 66 g, 82 g et 106 g a été liée à une probabilité de commotion cérébrale de 25%, 50% et 80% respectivement. Concernant l'accélération rotatoire résultante, une valeur de 4.6 krad/s², 5.9 krad/s² et 7.9 krad/s² implique selon les auteurs un risque respectif de 25%, 50% et 80%. Un récapitulatif est proposé dans le Tableau 5.

Risque lésionnel	25%	50%	80%
γ_{max} (g)	66	82	106
$\ddot{\omega}_{max}$ (krad/s ²)	4.6	5.9	7.9

Tableau 5. Critères établis pour le risque de commotion cérébrale par Zhang et al. en 2004

En 2007, Kleiven a reconstruit 58 cas de chocs réels entre footballeurs américains avec le modèle éléments finis de KTH (Kleiven, 2002). Quatre paramètres cinématiques ont été évalués lors de ces reconstructions : l'accélération linéaire résultante de la tête, l'accélération rotatoire résultante de la tête, la vitesse angulaire résultante de la tête et le HIC. La meilleure corrélation a été obtenue en effectuant une combinaison linéaire de la vitesse angulaire et du HIC (Eq. 5). Les auteurs relient la déformation principale de la matière cérébrale à ces deux paramètres cinématiques (Kleiven, 2007). La limite de tolérance quant à l'apparition des contusions est fixée par les auteurs à 26% de déformation de la matière grise (probabilité d'apparition de 50%).

$$\varepsilon(\Delta\omega, HIC) = 0.004718\Delta\omega + 0.000224HIC \quad \text{Eq. 5}$$

D'autres critères plus spécifiques à un type de lésion donnée existent, comme par exemple la force d'impact pour les fractures osseuses. De plus amples détails peuvent être trouvés dans les travaux de Deck en 2004.

3.4. Modèle SUFEHM et limites de tolérance

3.4.1. Présentation du modèle

Cette section présente le modèle éléments-finis tridimensionnel de la tête humaine développé au sein du laboratoire des Systèmes Biomécaniques – Transport et Sécurité de l'université Louis Pasteur de Strasbourg par Kang (1998), encore appelé modèle SUFEHM (*Strasbourg University Finite-Element Head Model*). Ce modèle éléments-finis sera utilisé dans la suite de ce travail de thèse. D'autres modèles éléments-finis de la tête humaine existent à travers le monde et dont les descriptions peuvent être trouvées dans Deck 2004.

Le modèle SUFEHM est construit sur la base d'un crâne humain sec dont les surfaces externes et interne sont digitalisées avec un dispositif de mesure tridimensionnelle. La création semi-automatique du maillage est obtenue avec le logiciel Hypermesh. La mise en place des membranes intracrânielles est faite avec l'appui d'atlas d'anatomie. Le cerveau remplit l'espace intracrânien jusqu'à 2 mm de la boîte crânienne. Le maillage est continu entre toutes les parties du modèle. L'espace subarachnoïdien est représenté entre le cerveau et le crâne pour simuler le liquide

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

cérébrospinal. Cet espace est maillé avec une couche d'éléments briques et entoure intégralement le cerveau. La tente sépare le cervelet du cerveau et la faux s'intercale entre les deux hémisphères cérébraux dans le plan sagittal. Le scalp est modélisé par des éléments briques et recouvre entièrement le crâne et l'os facial.

Globalement le présent modèle est constitué de 11939 nœuds, 13208 éléments divisés en 10395 éléments briques et 2813 éléments coques (Figure 27).

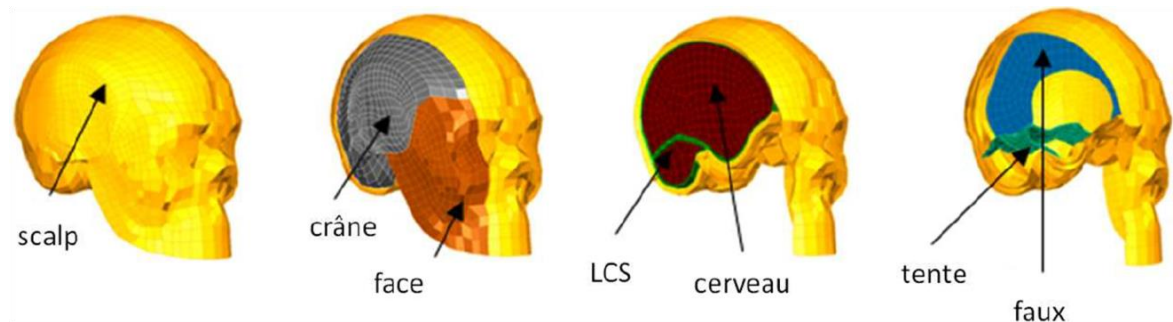


Figure 27. Modèle éléments-finis de la tête humaine développé à l'Université de Strasbourg

Les caractéristiques mécaniques affectées aux constituants du modèle par éléments-finis de la tête humaine sont consignées dans le Tableau 6.

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Constituant	Illustration	Maillage	Comportement mécanique	Caractéristiques mécaniques	Caractéristiques mécaniques
Faux du cerveau et tente du cervelet		471 éléments membranes	Elastique linéaire	$e = 1 \text{ mm}$ $\rho = 1140 \text{ kg/m}^3$ $E = 31.5 \text{ MPa}$ $\nu = 0.45$	/
Interface cerveau crâne		2591 éléments brique	Elastique linéaire	$\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$ $E = 0.012 \text{ MPa}$ $\nu = 0.49$	/
Cerveau et cervelet		5508 éléments brique	Elastique visqueux	$\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$ $K = 1125 \text{ MPa}$ $G_0 = 0.049 \text{ MPa}$ $G_{\text{inf}} = 0.0167 \text{ MPa}$ $B = 145 \text{ s}^{-1}$	/
Crâne		1813 éléments coques composites 3 couches	Elastique plastique fragile	Cortical $e = 2 \text{ mm}$ $\rho = 1900 \text{ kg/m}^3$ $E = 15000 \text{ MPa}$ $\nu = 0.21$ $K = 6200 \text{ MPa}$ $\text{UTS} = 90 \text{ MPa}$ $\text{UTC} = 145 \text{ MPa}$	Spongieux $e = 3 \text{ mm}$ $\rho = 1500 \text{ kg/m}^3$ $E = 4600 \text{ MPa}$ $\nu = 0.05$ $K = 2300 \text{ MPa}$ $\text{UTS} = 35 \text{ MPa}$ $\text{UTC} = 28 \text{ MPa}$
Face		529 éléments coques	Elastique linéaire	$e = 10 \text{ mm}$ $\rho = 2500 \text{ kg/m}^3$ $E = 5000 \text{ MPa}$ $\nu = 0.23$	/
Peau		2296 éléments brique	Elastique linéaire	$\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$ $E = 16.7 \text{ MPa}$ $\nu = 0.42$	/

Tableau 6. Propriétés mécaniques du modèle par éléments-finis de la tête humaine implémentées sous Radioss® et LS-Dyna®

L'os crânien, modélisé par 1813 éléments coques composite affecté d'un critère de rupture de type Tsai-Wu, est constitué d'une table externe et d'une table interne en os cortical entourant une structure spongieuse qu'est le diploé.

La modélisation de la liaison entre le cerveau et le crâne est réalisée par une couche d'éléments brique à bas module d'élasticité pour simuler la compliance de l'espace

subarachnoïdien, déterminé dans une étude antérieure par Willinger *et al.* (1995) au moyen d'une analyse modale de la tête *in vivo*.

La structure supposée homogène et isotrope du cerveau est maillée en 5508 éléments briques affectés d'une loi de comportement viscoélastique. La viscoélasticité est assurée par un modèle rhéologique de Boltzman. Les paramètres mécaniques de ce modèle de Boltzman sont optimisés de façon à ce qu'il superpose sa réponse aux tests rhéologiques de Shuck *et al.* (1972).

Les 2296 éléments briques du scalp, tout comme les 471 éléments membranes de la faux et de la tente, sont considérés comme élastiques et affectés de caractéristiques mécaniques issues de l'étude de Zhou *et al.* (1996).

Le modèle SUFEHM est disponible sous les codes de calcul Radioss®, LS-Dyna® (Willinger *et al.* 1999, Deck *et al.* 2009) et PamCrash®. Sous les deux premiers code le modèle a été validé vis-à-vis des tests de :

- Nahum *et al.* (1977) en termes de :
 - Force de contact entre l'os frontal de la tête et l'impacteur qui vient la heurter
 - Accélération du crâne
 - Pressions intracrâniennes en région frontale, occipitale, temporal et au niveau des ventricules latéraux et du troisième ventricule
- Trosseille *et al.* (1992)
 - Accélération intracérébrale en régions frontale, occipitale et au niveau du noyau lenticulaire
 - Pressions intracrâniennes en régions frontale, occipitale, temporale et au niveau des ventricules latéraux et du troisième ventricule
- Yoganandan *et al.* (1994)
 - Force d'interaction entre la boule impactante et les os crâniens
 - Traits de fractures linéaires observés lors de la simulation

3.4.2. Limites de tolérance

Afin de déterminer les mécanismes de lésion et les limites de tolérance des tissus du segment crânio-encéphalique humain propre au modèle SUFEHM, des

reconstructions numériques d'accidents ont été menées. Les accidents considérés sont issus des domaines du transport, du sport et des impacts balistiques. Une corrélation entre certains paramètres mécaniques calculés et les lésions observées ont permis de quantifier un certain nombre de limites de tolérance présentées ci-dessous pour deux logiciels. Le logiciel Radioss® n'ayant pas été utilisé au cours de cette thèse, nous ne présenterons que celles établies sous LS-Dyna® et PamCrash®. Les limites de tolérance présentées correspondent à une probabilité d'apparition des lésions de 50%.

Limites obtenues sous LS-Dyna®

Sous LS-Dyna®, 59 cas d'accidents réels ont été reconstruits et ont permis d'obtenir les limites de tolérance pour des mécanismes de lésion : les lésions neurologiques (modérées et sévères) et les hématomes sous-duraux. Les limites de tolérance obtenues pour deux mécanismes lésionnels et les paramètres mécaniques associés sont présentés dans le Tableau 7 et le Tableau 8. De plus amples informations sur l'obtention de ces limites peuvent être trouvées dans les travaux de Deck & Willinger (2009).

Pour les lésions neurologiques modérées (respectivement sévères), trois paramètres ont été corrélés à ces lésions :

- La déformation de Von Mises dans le cerveau, avec une limite de 30% (respectivement 57%),
- La déformation principale dans le cerveau, avec une limite de 33% (respectivement 67%),
- La contrainte de Von Mises dans le cerveau, avec une limite de 28 kPa (respectivement 53 kPa).

Les paramètres corrélés avec les hématomes sous-duraux sont :

- La pression minimale dans le liquide cébrospinal, avec une limite de 290 kPa,
- L'énergie de déformation du liquide cébrospinal, avec une limite de 5 J.

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

	Lésions neurologiques modérées	Lésions neurologiques sévères
Déformation de Von Mises dans le cerveau (%)	30	57
Première déformation principale dans le cerveau (%)	33	67
Contrainte de Von Mises dans le cerveau (kPa)	28	53

Tableau 7. Limites de tolérance du SUFEHM sous LS-Dyna® pour les lésions neurologiques modérées et sévères

	Hématome sous-dural
Pression minimale dans le liquide cérebrospinal (kPa)	-290
Energie de déformation de liquide cérebrospinal (mJ)	4950

Tableau 8. Limites de tolérance du SUFEHM sous LS-Dyna® pour les hématomes sous-duraux

Limites obtenues sous PamCrash®

Des limites de tolérance ont été établies pour ce modèle sous PamCrash® en reconstruisant 62 cas d'accidents réels. Des limites de tolérance spécifiques à des mécanismes de lésion propres au modèle SUFEHM sous PamCrash® sont présentées dans le Tableau 9 et le Tableau 10.

Pour les lésions neurologiques modérées (respectivement sévères), un paramètre mécanique a été corrélé à ces lésions : la contrainte de Von Mises dans le cerveau avec une limite de 29 kPa (respectivement 53 kPa).

Le paramètre corrélé avec les hématomes sous-duraux est la pression minimale dans le liquide cérebrospinal avec une limite de -315 kPa

	Lésions neurologiques modérées	Lésions neurologiques sévères
Contrainte de Von Mises dans le cerveau (kPa)	29	53

Tableau 9. Limites de tolérance du SUFEHM sous PamCrash® pour les lésions neurologiques modérées et sévères

	Hématome sous-dural
Pression minimale dans le liquide cérebrospinal (kPa)	-315

Tableau 10. Limites de tolérance du SUFEHM sous PamCrash® pour les hématomes sous-duraux

3.5. Conclusion

A partir de constatations anatomiques sur les types de lésions présents lors d'accidents de la route, les chercheurs ont mis au point divers critères afin de prédire ces lésions.

Les critères les plus couramment utilisés, notamment dans les normes piétons, cyclistes ou motocyclistes, sont ceux basés sur les accélérations linéaires de tête, notamment la valeur maximale de l'accélération linéaire résultante et le HIC. Cependant, de plus en plus d'étude montrent les limites du HIC et suggèrent de prendre en compte les aspects rotatoires en plus des aspects linéaires.

D'autre part, l'émergence des modèles éléments-finis de la tête humaine ont permis de développer de nouveaux critères de lésions plus spécifiques. Ces critères, notamment ceux du modèle SUFEHM sous PamCrash®, seront utilisés dans la suite de cette étude pour l'évaluation du casque de cycliste.

4. NORMES ET CASQUE VELO

4.1. Introduction

La tête étant le principal segment anatomique gravement lésé, les autorités de chaque pays ou continent ont mis en place des normes d'évaluation et d'homologation des casques de cyclistes, avec des tests représentant des cas de figures pouvant survenir en cas d'accidents (choc direct ou perte du casque par rupture de la jugulaire par exemple).

Ces normes, de par les prescriptions qu'elles imposent, sont globalement similaires en termes de tests de performances à mener (capacité à absorber l'énergie d'un choc, fiabilité du système de rétention, stabilité du casque et champ de vision). De même et pour toutes ces normes, le critère d'homologation est basé sur l'accélération linéaire résultante mesurée au centre de gravité d'une fausse tête. Un récapitulatif non exhaustif des principales normes vélo à travers le monde est proposé dans le Tableau 11. Ce tableau mentionne également les tests de performances à réaliser.

Norme	Pays	Absorption des chocs	Système de rétention	Stabilité du casque	Champ de vision
EN 1078	Europe	✓	✓	✓	✓
ANSI Z90.4	Etats-Unis	✓	✓		✓
CPSC	Etats-Unis	✓	✓	✓	✓
Snell B95	Etats-Unis	✓	✓	✓	✓
BS 6863	Royaume-Unis	✓	✓	✓	✓
ASTM F-1447	Etats-Unis	✓	✓	✓	✓
CSA D113.2-M	Canada	✓	✓	✓	
JIS T 8134	Japon	✓	✓	✓	✓
KOVFS	Suède	✓	✓		✓
AS/NZS 2063	Australie/Nouvelle-Zélande	✓	✓	✓	✓

Tableau 11. Les normes d'homologation des casques de cycliste existantes et les tests de performances qu'elles imposent

Dans un premier temps nous évoquerons la structure d'un casque de cycliste et nous expliciterons ensuite en détails la norme EN 1078 en vigueur en France et en Europe (sauf Royaume-Unis).

4.2. Description du casque de protection pour cycliste

Le casque de protection, peu importe son domaine d'utilisation, est un dispositif destiné à absorber l'énergie d'impact permettant ainsi de réduire le risque de blessure à la tête en cas de choc. Dans le cas du casque de cycliste, celui-ci se compose (de l'extérieur vers l'intérieur) :

- D'une coque externe,
- D'un rembourrage protecteur,
- D'un rembourrage de confort,
- De cales de réglage de la taille,
- D'un système de rétention.

La coque externe a pour but de distribuer la force d'impact sur une surface aussi large que possible. Cette coque thermoplastique, d'une épaisseur de l'ordre du millimètre est généralement conçue en polycarbonate mais peut également être en Acrylonitrile Butadiène Styrène (ABS) voire en matériau composite, à grand renfort de fibres de verre ou de carbone pour les casques vélo les plus haut de gamme et donc les plus chers du marché.

Pour absorber l'énergie d'impact, le rembourrage protecteur (aussi appelé coiffe) est fabriqué en matériau amortissant. Lors d'un choc, la coiffe s'écrase ce qui permet de réduire la force transmise au crâne. Ce matériau est le plus souvent du polystyrène expansé en raison de ses bonnes performances et de son coût réduit. L'épaisseur de la coiffe varie de 20 à 30 mm pour une gamme de densités comprises entre 71 et 101 kg/m³ (Mills & Gilchrist, 2008).

La mousse de confort est très souvent en mousse de polyuréthane de faible densité. Ce composant n'a pas vocation à absorber une quantité significative de l'énergie mais sert surtout à assurer le confort du porteur.

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

La cale de réglage de la taille est un système breveté qui permet à l'utilisateur de raffiner le réglage du casque sur sa tête. Ce système peut présenter comme originalité, une diode électroluminescente au niveau de l'arrière du casque de sorte que le cycliste soit visible des autres usagers de la route, notamment de nuit.

Le système de rétention n'est autre qu'une jugulaire à ajuster sous le menton. Généralement solidaire de la cale de réglage de la taille, son rôle est de garantir la parfaite tenue du casque sur la tête et surtout éviter sa perte en cas de chocs simples ou multiples.

Plusieurs types de casque vélo sont disponibles sur le marché et dont la conception dépend du domaine de pratique (Figure 28). Nous constatons que les casques vélo peuvent revêtir des architectures variées allant de la simple forme « bol » (Figure 28a) à la forme très aérodynamique (Figure 28e) en passant par une forme faisant immédiatement penser au casque de motocycliste (Figure 28d). La masse d'un casque vélo adulte s'échelonne généralement entre 0.2 et 1 kg, les modèles présentant une mentonnière étant bien souvent les plus lourds. Il est important de signaler le fait que malgré des designs et des champs d'utilisation différents, aucune norme d'homologation actuelle ne distingue ces casques de protection, le casque de BMX par exemple étant testé et évalué selon les mêmes critères que le casque de triathlon.



Figure 28. Différents types de casque vélo

4.3. Norme EN 1078

4.3.1. Introduction

Nous allons présenter ici la norme EN 1078 qui a servi de base à notre travail. Il s'agit d'une norme européenne appliquée en France pour homologuer les casques de cyclistes et autres utilisateurs de planches et de patins à roulettes. Cette norme impose quatre tests que nous allons détailler dans ce qui suit.

4.3.2. Absorption des chocs

La capacité d'absorption du casque lors d'un impact est déterminée en enregistrant l'accélération linéaire de la fausse tête au cours du temps lorsque casquée, elle est impactée sur une enclume à vitesse définie.

Avant de procéder à l'impact à proprement parler, il convient de définir une zone d'essai sur laquelle seront portés les chocs. Cette zone d'essai est délimitée par la « *testline* », ainsi nommée par Depreitere en 2004 dans son travail de thèse. Pour la norme que nous considérons dans ce paragraphe, cette ligne est dessinée directement sur le casque après l'avoir correctement placé sur la fausse tête. La Figure 29 montre la position de la ligne conformément aux prescriptions de norme EN 1078. Le tracé de cette ligne obéit aux instructions suivantes :

- 1) Prendre une fausse tête de taille appropriée et marquer le point B à mi-distance entre les points A' défini dans la norme EN 960 et le point F,
- 2) Placer le casque sur la fausse tête et appliquer une force de 50 N au sommet du casque afin de le stabiliser. S'assurer que le champ de vision est conforme aux prescriptions,
- 3) Tracer une droite (AA'') sur le casque,
- 4) Tracer une droite parallèle à (AA'') et située environ 20 mm au-dessus d'elle. Cette nouvelle droite sert de trait de repère de mesurage angulaire,
- 5) Tracer un repère sur le casque aux points B1 et B2 qui sont les projections horizontales latérales du point B sur la surface extérieure du casque,
- 6) Tracer la droite (RR') sur le casque passant par B1 et B2, cette droite formant un angle de 10° vers le haut et l'avant du casque par rapport au trait repère tracé précédemment en 5).

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

La surface colorée représente la surface d'essai pour les chocs sur enclume plane. Sur enclume cornière, ne sera considérée que la surface délimitée par les segments [RW] et [WA''].

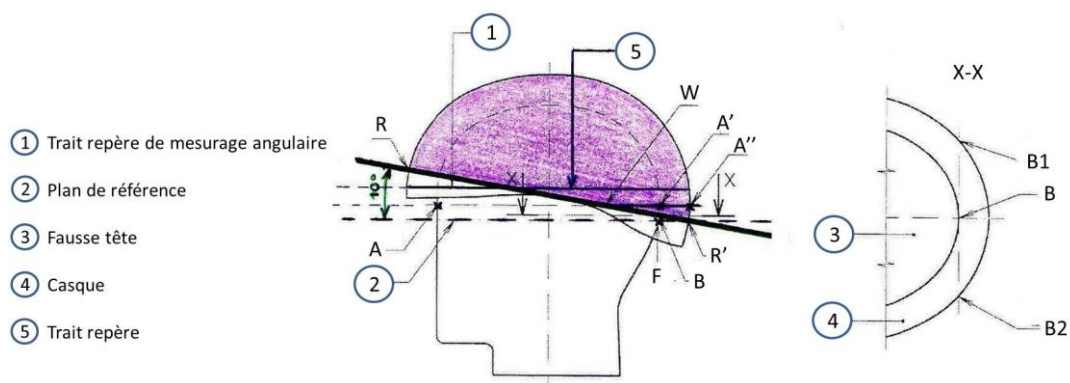


Figure 29. Définition de la surface d'essai selon la norme EN 1078

Les fausses têtes à utiliser doivent être conformes à la norme EN 960. Pour la détermination de la capacité d'absorption des chocs, les caractéristiques des fausses têtes à utiliser sont précisées dans le Tableau 12. Elles doivent être réalisées en un matériau rigide qui n'influe pas sur les mesures d'absorption des chocs ou de pénétration (norme moto ECE 22-05). Leurs fréquences de résonance ne doit pas être inférieure à 2 kHz.

Un accéléromètre tridirectionnel, placé au centre de gravité de la fausse tête, doit permettre une mesure et un enregistrement d'accélérations linéaires allant jusqu'à 2000 g. Sa masse ne doit pas dépasser 50 g.

Lettre-code	Circonférence (mm)	Masse (kg)
A	500	3.1 ± 0.1
E	540	4.1 ± 0.1
J	570	4.7 ± 0.1
M	600	5.6 ± 0.1
O	620	6.1 ± 0.1

Tableau 12. Caractéristiques des fausses têtes utilisées dans le cadre de la norme vélo EN 1078 pour le test d'absorption des chocs

Pour chaque casque, les tests doivent être effectués sous plusieurs conditionnements et avec les deux types d'enclumes. Un récapitulatif est proposé dans

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

le Tableau 13. Deux impacts au maximum sont autorisés par casque, l'un sur enclume plate et l'autre sur enclume cornière. L'ordre des enclumes dépend du conditionnement. Les caractéristiques géométriques ainsi d'une représentation de chacune de ces enclumes sont collectées dans le Tableau 14.

Conditionnement	Enclumes
Basse température (-20 ± 2)°C	Plate puis cornière
Haute température ($+50 \pm 2$)°C	Cornière puis plate
Viellissement artificiel (UV et humidité)	Cornière puis plate

Tableau 13. Récapitulatif des tests à effectuer en termes de conditionnements et de type d'enclume dans le cadre du test de la capacité à absorber les chocs de la norme EN 1078



Enclume	Illustration	Diamètre (mm)	Rayon (mm)	Hauteur (mm)	Longueur (mm)
Plate		130 ± 3			
Cornière			15 ± 0.5	≥ 50	≥ 125

Tableau 14. Caractéristiques géométriques des enclumes utilisées dans la norme EN 1078

Une illustration du dispositif expérimental est montrée en Figure 30. Le socle doit être monolithique et fabriqué en acier, en béton ou à partir d'une combinaison de ces matériaux. Sa masse doit être au moins égale à 500 kg. La fréquence de résonance de toute partie du socle ou de l'enclume ne doit pas être susceptible d'influencer le mesurage, mesurage devant être par ailleurs conforme à la classe de fréquence 1000 de la norme ISO 6487.

Le premier impact doit être réalisé dans la minute suivant le retrait du casque de son enceinte de conditionnement, le deuxième impact devant être réalisé au plus tard deux minutes après le premier. Les deux points d'impact doivent être distants d'au moins 150 mm et en tout état de cause, contenus dans la surface de test définie précédemment pour l'enclume plate et cornière. Le point de choc doit être centré au-dessus du centre de l'enclume.

Les vitesses d'impact sont de 5.42 m/s et 4.57 m/s respectivement sur l'enclume plate et l'enclume cornière. Le casque vélo est homologué vis-à-vis de ce test si l'accélération linéaire résultante enregistrée au centre de gravité de la fausse tête ISO ne dépasse pas 250 g.

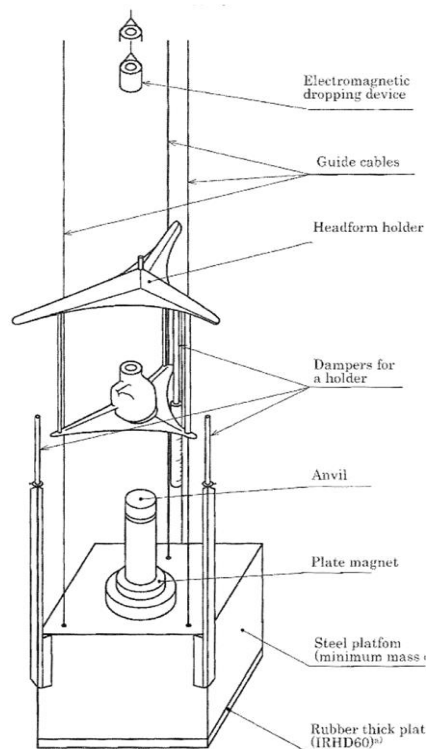


Figure 30. Puits de chute utilisé dans le cadre de la norme européenne EN 1078

4.3.3. Système de rétention

L'essai est conduit selon le principe schématisé en Figure 31. Un lest de précharge de (5 ± 0.5) kg est tout d'abord placé sur le sommet du casque puis une masse cylindrique de (4 ± 0.2) kg est lâchée en chute libre guidée depuis une hauteur de (600 ± 5) mm. L'allongement dynamique du système de rétention ne doit pas dépasser 35 mm et l'allongement résiduel, mesuré au bout de deux minutes en laissant la masse tombante en butée, ne doit pas être supérieur à 25 mm. Le système doit ensuite pouvoir être ouvert d'une seule main.

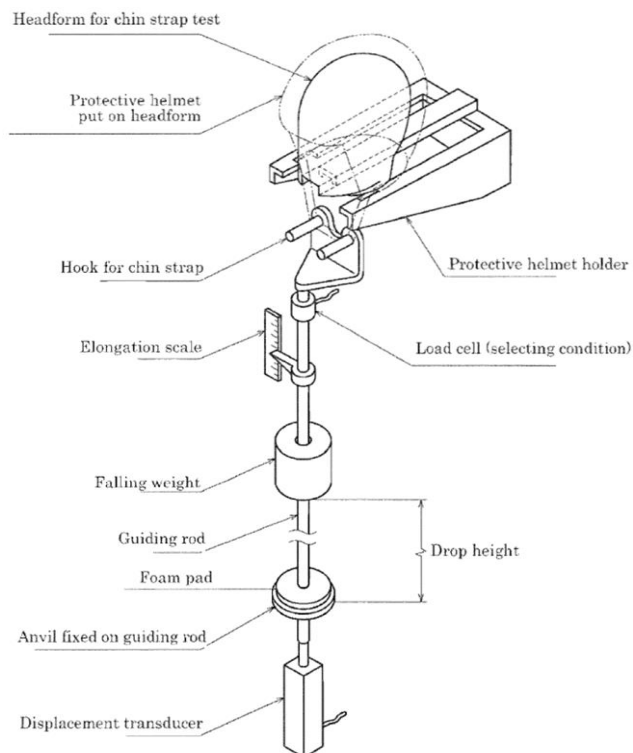


Figure 31. Dispositif expérimental pour l'évaluation de la résistance de la jugulaire

4.3.4. Stabilité

Ce test est mené conformément au schéma de la Figure 32. Il consiste en un crochetage d'une sangle flexible à l'arrière du casque placé sur une fausse tête. Cette sangle est liée à une masse tombante de (10 ± 0.1) kg guidée en chute libre depuis une hauteur de (175 ± 5) mm. Aucune désolidarisation entre la tête et le casque ne doit être constatée.

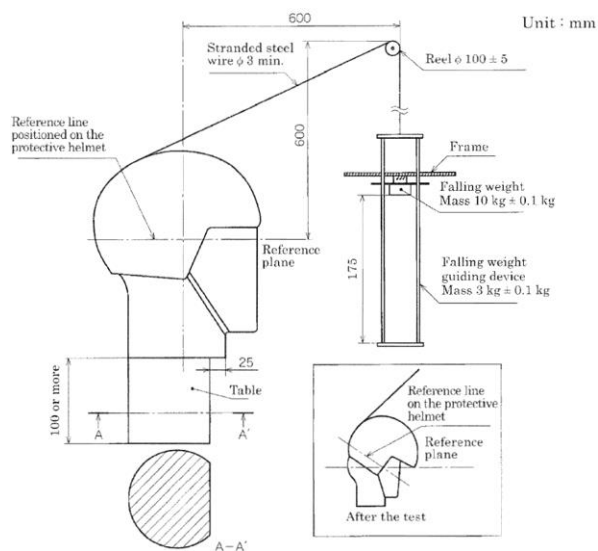


Figure 32. Dispositif expérimental mis en œuvre pour tester la stabilité du casque

4.3.5. Champ de vision

Le casque est placé sur une fausse tête de dimensions appropriées puis une charge de 50 N est appliquée au sommet du casque afin de bien le stabiliser. L'opérateur doit s'assurer que le plan vertical médian du casque coïncide bien avec celui de la fausse tête puis il ajuste la jugulaire telle que recommandé par le fabricant.

Aucune occultation du champ de vision ne doit dès lors être constatée, ce champ de vision étant délimité par les angles suivants :

- Horizontalement : minimum 105° à partir du plan vertical médian ;
- Vers le haut : minimum 25° à partir du plan de référence ;
- Vers le bas : minimum 45° à partir du plan de base

4.4. Conclusion

Au travers de ce paragraphe, nous avons détaillés les tests prescrits par la norme européenne EN 1078 en mettant tout particulièrement l'accent sur le test de la capacité à absorber les chocs. Confrontée à trois autres normes, à savoir les Snell B95 (Etas-Unis), JIS T 8134 (Japon), AS/NZS 2063 (Australie/Nouvelle-Zélande), nous constatons que celles-ci sont globalement identiques en termes de tests à mener. Cependant, des différences de conditions expérimentales sont à noter en termes de conditionnements (Tableau 15), d'enclumes (Tableau 16), de conditions initiales d'impacts (Tableau 17) et de critères (Tableau 18).

Les normes d'homologation des casques de cyclistes sont cependant sujettes à réflexion et critiques, ce qu'ont fait Schuller *et al.* en 1993. Les auteurs sont pour le moins sceptiques quant à la transposition de ces impacts normatifs à des cas réels d'accident. En effet :

- Les fausses têtes considérées ne prennent pas en compte la complexité structurelle et anatomique de la tête humaine,
- Le transfert d'énergie mis en œuvre dans ces tests normatifs n'est aucunement influencé par la masse du restant du corps du cycliste tel que cela est le cas lors d'un accident réel,
- La jonction entre la tête et le cou n'est pas prise en compte,

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

- Les enclumes supposées rigides ne sont représentatives que d'un nombre limité de structure pouvant être impactées en cas d'accident.

Il est également important de noter que l'accélération angulaire n'est jamais prise en compte alors qu'il a été montré que ce paramètre peut être à l'origine de traumatismes crânio-encéphaliques notamment neurologiques (Smith *et al.* 2003). De plus, ces normes ne distinguent pas les différents types de casques (VTT, BMX,...) alors que les conditions d'utilisation et donc les configurations d'accidents possibles diffèrent.

Conditionnement	Snell B95	JIS T 8134	AS/NZS 2063	EN 1078
Ambiant		T = +23 ± 5 °C	18°C ≤ T ≤ 25°C	
Froid	T = -20 ± 2 °C	T = -10 ± 2 °C	-7°C ≤ T ≤ -3°C	T = -20 ± 2 °C
Chaud	T = +50 ± 2 °C	T = +50 ± 2 °C	48°C ≤ T ≤ 52°C	T = +50 ± 2 °C
Humide	Bain d'eau entre 17°C et 27°C durant 4 à 24h	Bain d'eau à 25 ± 5 °C durant 4 à 24h	Bain d'eau à 18°C ≤ T ≤ 25°C durant 16 à 30h	Traitement UV + vaporisation d'eau à T ambiante durant 4 à 6h

Tableau 15. Conditionnements du casque selon quatre normes

Enclume	Snell B95	JIS T 8134	AS/NZS 2063	EN 1078
Plate	Φ = 127 mm	Φ = 130 ± 3 mm	Pas de précision	Φ = 130 ± 3 mm
Cornière	r = 15 ± 0.5 mm h ≥ 50 mm L ≥ 200 mm			r = 15 ± 0.5 mm h ≥ 50 mm L ≥ 125 mm
Hémisphérique	r = 48 ± 0.5 mm	r = 50 ± 2 mm		

Tableau 16. Type d'enclume sur lequel seront portés les chocs selon quatre normes

Enclume	Snell B95	JIS T 8134	AS/NZS 2063	EN 1078
Plate	110 J	5.42 m/s	5.42 m/s	5.42 m/s
Cornière	72 J			4.57 m/s
Hémisphérique	72 J	4.57 m/s		
Fausse tête				
ISO	Taille A, E, J, M, O			

Tableau 17. Conditions initiales d'impact en fonction de l'enclume selon quatre normes

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Condition	Snell B95	JIS T 8134	AS/NZS 2063	EN 1078
Conditions 1	$\gamma_{\max} < 300 \text{ g}$	$\gamma_{\max} < 300 \text{ g}$	$\gamma_{\max} < 250 \text{ g}$	$\gamma_{\max} < 250 \text{ g}$
Conditions 2		$\gamma > 200 \text{ g}$ durant $\Delta t \leq 4 \text{ ms}$	$\gamma > 200 \text{ g}$ durant $\Delta t \leq 3 \text{ ms}$	
Conditions 3			$\gamma > 150 \text{ g}$ durant $\Delta t \leq 6 \text{ ms}$	

Tableau 18. Critère et conditions d'homologation du casque vis-à-vis du test de la capacité à absorber les chocs prescrits par quatre normes

5. CASQUE EN SITUATION DE CHOC OBLIQUE

5.1. Introduction

Dans cette partie nous proposons de passer en revue les méthodes d'essai développées et utilisées pour initier la rotation de la tête et comprendre sa dynamique e situation de choc tangentiel. Nous distinguerons pour cela la méthode normative définie dans le cadre de la norme motocycliste ECE 22.05 des méthodes non normatives développées à partir du milieu des années 1970. Parmi tous les travaux évoquant des tests en chocs obliques, nous verrons que les études menées en Europe se focalisent davantage sur le casque de moto alors qu'Outre-Atlantique, elles s'intéressent aux casques de football et de hockey.

5.2. Cadre normatif ECE 22.05

5.2.1. Introduction

La norme ECE 22.05 est la norme en vigueur dans tous les pays de l'Union Européenne pour l'évaluation des casques de protection de motocyclistes. Cette norme impose la réalisation des quatre tests d'homologation que sont la capacité à absorber les chocs, la rigidité, la fiabilité du système de rétention et l'abrasion des saillies. Nous ne nous intéresserons dans cette section qu'à l'essai d'abrasion des saillies selon une des deux méthodes possibles et impliquant pour une seule uniquement (méthode A), la réalisation d'un choc oblique. Le critère de validation du test se base sur la mesure de la force maximum et l'intégrale sur le temps pendant la durée de l'impulsion.

5.2.2. Méthode

La méthode consiste à mesurer les forces de rotation induites par les saillies du casque et les frottements contre la surface externe de ce dernier lorsque qu'une fausse tête ISO casquée tombe verticalement sur une enclume inclinée.

Un lest de 50 N est appliqué sur le sommet du casque afin qu'il soit bien couplé à la fausse tête et que la surface interne du casque soit bien en contact avec elle. Le casque est ensuite positionné de sorte que son plan horizontal forme un angle de $90 \pm 5^\circ$ par rapport à l'axe vertical de la fausse tête. Le système de rétention est ajusté sous le menton puis la fausse tête casquée est positionnée de manière à ce que le point

d'impact choisi sur le casque puisse être heurté au niveau de la partie supérieure de l'enclume.

La hauteur de chute doit être telle que l'ensemble constitué du casque et de la fausse tête ISO percute l'enclume à une vitesse de 8.5 (-0.0/+0.15) m/s soit une vitesse normale et tangentielle de 2.2 m/s et 8.2 m/s respectivement.

5.2.3. Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental est illustré en Figure 33. Il se compose :

- d'une enclume rigidement fixée à un socle et inclinée de 15° par-rapport à l'axe vertical : Cette enclume d'une largeur minimum de 200 mm, peut être équipée d'une surface à barrettes ou d'une surface abrasive. L'enclume à barrettes comporte une série d'au moins cinq barrettes horizontales espacées de 40 mm. Chaque barrette est une barre d'acier de 6 mm de hauteur et 25 mm de largeur. Cette enclume à barrettes est utilisée pour évaluer les forces tangentielles et leurs intégrales temporelles dues aux saillies du casque, par exemple aux fixations de l'écran, aux vis, aux boutons-pressions ou aux irrégularités de la surface de la calotte. L'enclume abrasive est enveloppée d'une feuille de toile émeri à l'oxyde d'aluminium de granulométrie 80 qui est soutenue sur une longueur d'au moins 225 mm et est agrafée au socle de l'enclume pour ne pas glisser. Comme l'enclume à barrettes, l'enclume abrasive sert à mesurer les forces tangentielles et leurs intégrales sur le temps provoquées par la friction contre la surface externe du casque. Cet essai est particulièrement utile pour les parties du casque dont la surface extérieure présente des variations notables de courbure ou qui sont composées de plus d'un matériau. L'enclume est équipée d'un ou de plusieurs capteur de force reliés à une centrale d'acquisition de telle façon que l'effort longitudinal transmis puisse être mesuré et enregistré en continu lors de tout impact oblique en un point quelconque de la surface du casque.
- d'un système de guidage en chute libre : Les rails de guidage doivent être conçus de telle sorte que la vitesse d'impact ne soit pas inférieure à 95% de la vitesse théorique.

- d'un système mobile supportant la fausse tête casquée : Ce système doit posséder des caractéristiques n'influant pas sur la mesure de la force dans l'enclume. Il doit être également conçu afin de pouvoir impacter n'importe quel point du casque.
- d'une fausse tête ISO de taille J (4.7 ± 0.1 kg).
- d'un système de réglage permettant de mettre le point d'impact en phase avec la partie supérieure de l'enclume.
- d'une instrumentation permettant d'enregistrer en continu la force transmise à l'enclume pendant le choc.
- d'un socle absorbant l'énergie et d'un filet de protection pour que le casque ne s'abîme pas à l'issue du choc.

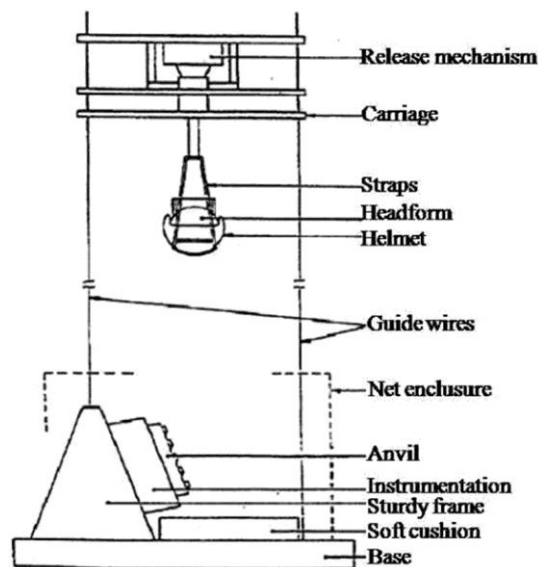


Figure 33. Dispositif expérimental pour l'essai d'abrasion des saillies

La force mesurée ne doit pas excéder 2500 N et 3500 N respectivement sur l'enclume à barrettes et l'enclume abrasive. L'intégrale temporelle doit être inférieure à 12.5 N.s sur l'enclume à barrettes et 25 N.s sur l'enclume abrasive. Ces critères d'homologation sont résumés dans le Tableau 19.

Enclume	Force (N)	Intégrale temporelle (N.s)
Barrettes	< 2500	< 12.5
Abrasive	< 3500	< 25

Tableau 19. Critères d'homologation vis-à-vis du test d'abrasion des saillies de norme ECE 22.05

5.2.4. Conclusion

Ce test d'impact oblique conforme à la norme ECE 22.05 produit certes la rotation de la fausse tête casquée mais la mesure de l'accélération rotatoire n'est pas prise en compte. Par ailleurs, les forces tangentielles sont mesurées au niveau de l'enclume et non pas entre la tête et le casque. Il a de plus été montré par Mills *et al* (2009) qu'il n'y a aucune relation entre force tangentielle et accélération rotatoire. Ce test ne peut dès lors pas évaluer le niveau de protection offert par le casque en situation de choc oblique.

5.3. Essais non normés

5.3.1. Introduction

Il existe dans la littérature plusieurs méthodes de test visant à reproduire et à quantifier la rotation d'une fausse tête casquée. Les premières méthodes élaborées par les chercheurs remontent au milieu des années 1970. Nous proposons dans cette partie un tour d'horizon des dispositifs développés et utilisés par les chercheurs pour étudier la dynamique de la tête sous conditions de chargement oblique.

5.3.2. Impact sur disque tournant

En vue d'étudier l'influence de la coque du casque de motocycliste sur la cinématique d'une fausse tête de mannequin Ogle-Opat liée à un cou, Aldman *et al.* en 1976 ont développé un dispositif de puits de chute équipé à sa base d'un disque tournant permettant de générer une composante tangentielle responsable de la rotation du casque. Une illustration du principe est donnée en Figure 34. Pour une vitesse normale de 5.2 m/s et une vitesse tangentielle de 8.3 m/s, l'accélération angulaire de la tête a été mesurée entre 4.5 krad/s² et 14.5 krad/s². La rotation du cou s'échelonne entre 35° et 80°.

En 1978, Aldman *et al.* ont utilisé le dispositif développé deux années plus tôt pour impacter un mannequin Ogle-Opat complet et équipé d'un casque de moto. Des impacts frontaux à 4.4 m/s et 5.2 m/s ont été réalisés sur un disque tournant à une vitesse de 8.3 m/s. Le disque de diamètre 1 m a été conçu en asphalte de façon à modéliser un contact réaliste avec la route. L'accélération rotatoire enregistrée au centre de gravité de la fausse tête a été mesurée entre 4.8 et 19 krad/s², soit des valeurs du même ordre

de grandeur que celle obtenues avec le système tête/cou uniquement. L'étude a également montré que la composante tangentielle de la vitesse n'a que peu d'effet sur l'accélération linéaire de la tête.

Halldin *et al.* (2001) souligne que cette méthode de test a pour principaux inconvénients d'être lourde en équipements, coûteuse et apparemment risquée à mettre en œuvre de par la projection possible de granulats.

Un tel type de dispositif (Figure 34) a été construit et simplifié par Mills & Gilchrist en 1996 pour étudier l'influence des matériaux constitutifs du casque moto sur la réponse dynamique de la tête sous choc oblique. La fausse tête est modélisée par une sphère de diamètre 222 mm et de masse 2.255 kg. La masse de cette fausse tête ainsi que ses inerties en rotation sont environ deux fois moindres que celles d'une tête humaine. Le disque tournant est recouvert d'une feuille de carbure de silicium de granulométrie 150. Des échantillons de mousse de polystyrène (50 kg/m^3) et de polypropylène (60 kg/m^3) utilisées dans des coiffes de casques moto ont été collés sur la fausse tête. Ces échantillons ont été considérés avec et sans couche additionnelle de 0.5 mm de PVC. Pour une vitesse horizontale de 8 m/s, les échantillons ont été impactés depuis des hauteurs de chute de 0.3, 0.5 et 0.8 m. Pour le polystyrène, les résultats ont montré que la couche de PVC permet non seulement d'empêcher sa rupture mais également de réduire l'accélération rotatoire de la tête de presque 20%. Cette tendance est cependant moins marquée pour le polypropylène.

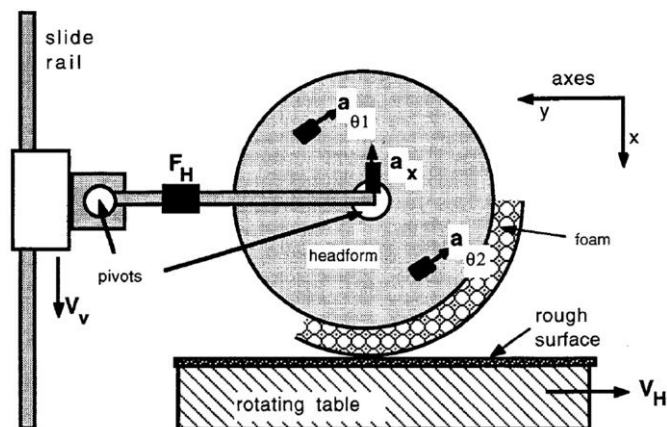


Figure 34. Impact d'une fausse tête casquée sur un disque tournant (Mills & Gilchrist, 1996)

5.3.3. Impact sur surface mobile

L'idée d'un banc d'essai de choc oblique sur le principe d'une tête casquée venant impacter une surface mobile (Figure 35) a été pour la première fois évoquée par Harrison *et al.* en 1996. Leur étude portant sur le casque équestre a permis de montrer qu'en cas de chute à cheval lors d'une compétition de saut d'obstacle, la composante tangentielle de la vitesse est typiquement deux fois plus élevée que la composante normale.

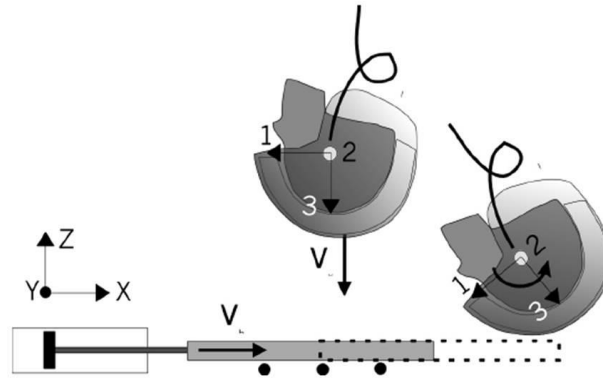


Figure 35. Principe d'essai développé par Harrison et al. 1996

Halldin *et al* en 2001 se sont penchés sur le développement d'un tel dispositif pour proposer une nouvelle méthode d'évaluation des casques motocyclistes soumis à des chocs obliques. Dans cette étude, un nouveau casque a été comparé à ceux déjà existants. Les casques sont tous de type jet. Ce nouveau casque propose le système MIPS (*Multi-direction Impact Protection System*) qui consiste en une couche de 0.9 mm de Téflon à faible coefficient de frottement intercalée entre la coque et la coiffe. Cela autorise un découplage entre les deux composants du casque tel que cela est le cas entre le crâne et le cerveau. L'essai est montré en Figure 36. L'appareillage se compose notamment d'un rail de guidage d'une hauteur de 3 m permettant d'impacter le casque à une vitesse maximum de 7.67 m/s. Un système pneumatique permet de translater le plateau à une vitesse comprise entre 4.6 et 6.3 m/s. Selon que l'on simule un impact sur la route ou un pare-brise, le plateau a été recouvert d'une feuille de carbure de silicium (SiC) de granulométrie 80 ou d'une épaisseur de 25 mm de polystyrène expansé de densité 20 kg/m³. Une fausse tête de mannequin Ogle instrumentée et d'une circonférence de 590 mm a été utilisée. Un capteur accélérométrique triaxial et un capteur de vitesse angulaire placés au centre de gravité de la fausse tête ont permis

l'enregistrement des trois accélérations linéaires et de la vitesse angulaire autour de l'axe principal de rotation de la tête. Dans cette étude, la hauteur de chute a été fixée à 1.5 m soit une vitesse d'impact mesurée entre 4.8 et 5.2 m/s. Pour un choc vertex à une vitesse normale et tangentielle de 5.0 m/s, le casque MIPS réduit en moyenne de 33% l'accélération rotatoire de la fausse tête lorsque celle-ci impacte le papier de SiC. Lorsque l'impact est porté selon la même configuration sur le polystyrène, une réduction de 20% est observée. Par-ailleurs, le système MIPS se révèle efficace quel que soit le point de choc.



Figure 36. Dispositif expérimental de choc oblique selon Halldin et al. 2001

Selon Aare & Halldin en 2004, cette méthode d'essais est particulièrement pertinente pour mesurer l'accélération rotatoire d'une fausse tête casquée soumise à un choc oblique. De plus, cette méthode offre une très large gamme de configurations de choc et une bonne répétabilité des résultats. Cela peut ainsi contribuer à l'optimisation des casques en termes de protection de la tête.

En amont d'une analyse par éléments-finis, Mills & Gilchrist en 2007 ont utilisé un tel dispositif expérimental pour évaluer les performances de cinq casques de cycliste soumis à des chocs obliques. Leur appareillage permet une vitesse normale de 6 m/s et une vitesse tangentielle de 4 m/s au maximum. Tout comme Halldin *et al* (2001), le plateau mobile (7.5 kg) a été recouvert d'un papier abrasif de grain 80. Ce plateau se compose de deux plaques d'aluminium entre lesquelles ont été disposés deux capteurs de force triaxial afin d'enregistrer les forces normales et tangentielles. Dans cette étude, la hauteur de chute est fixée à 1.5 m comme dans la norme vélo européenne EN 1078.

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Une fausse tête en aluminium de type Ogle d'une masse de 4.26 kg pour une circonférence de 580 mm a été recouverte d'un scalp en PVC. Cette fausse tête est équipée en son centre de gravité d'un capteur accélérométrique triaxial et de deux capteurs d'accélération rotatoire. Les impacts ont été réalisés sur cinq casques vélo et en plusieurs points, les vitesses tangentielle et normales étant de 3.6 m/s et 4.5 m/s respectivement. Un exemple d'impact oblique frontal réalisé par Mills & Gilchrist est montré en Figure 37. Sous cette configuration de choc et pour un même point d'impact, les auteurs ont montré que le design du casque n'a que peu d'effet sur la réponse dynamique de tête en termes d'accélération rotatoire. Cependant, des chocs directs à une vitesse de 4 m/s ont révélé des niveaux d'accélération rotatoire similaires à ceux obtenus sous conditions de chargement oblique.

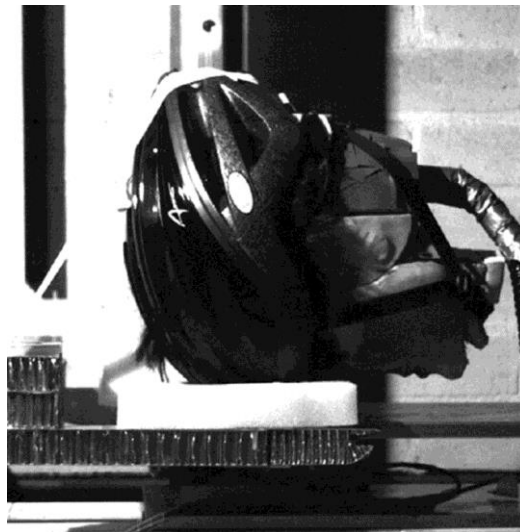


Figure 37. Exemple d'impact oblique frontal réalisé par Mills & Gilchrist en 2007. Les vitesses tangentielle et normale sont de 3.6 m/s et 4.5 m/s respectivement

En vue de simuler des impacts de motocyclistes représentatifs de la réalité, Pang *et al.* en 2011 ont développé leur propre dispositif avec pour principale originalité de prendre en compte l'influence d'un faux cou Hybrid III. Le montage expérimental est présenté en Figure 38. Il se compose d'un châssis en acier sur lequel sont montés les différents éléments, de deux rails de guidage en chute libre, d'un chariot mobile en aluminium, de deux roulements à billes assurant un frottement minimum, d'un système couplé tête/cou de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile, d'un support de fixation, d'un plateau mobile et d'une courroie d'entraînement. La courroie reliée à un servomoteur permet de déplacer le plateau jusqu'à une vitesse 10 m/s. La fausse tête Hybrid III est

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

équipée en son centre de gravité de trois accéléromètres linéaires (2000 g) et deux accéléromètres angulaires permettant de mesurer les accélérations rotatoires dans les plans coronal et sagittal. Un capteur de force est monté sur le faux cou au niveau de sa fixation avec la fausse tête. Ce capteur permet la mesure des forces et des moments dans les trois directions. Le plateau mobile a été recouvert d'une surface abrasive conduisant à un coefficient de frottement entre la tête et l'asphalte de 0.51. Dans cette étude, trois points sur le casque ont été impactés sous deux configurations de choc oblique à savoir des vitesses normale et tangentielle de 6.26 m/s et 3.13 m/s pour l'une et des vitesses normale et tangentielle de 7.67 m/s et 5.42 m/s pour l'autre. Sous ces configurations, l'accélération rotatoire s'échelonne entre 1.3 et 6.7 krad/s² pour un choc frontal, et entre 2.3 et 10.9 krad/s² pour un choc latéral. Ces résultats sont en accord avec les résultats obtenus par Halldin *et al* (2001) et Aare & Halldin(2003) même si l'on peut noter que le faux cou Hybrid III est plus rigide qu'un cou humain et que de fait, il sous-estime la mesure de l'accélération rotatoire de la tête.

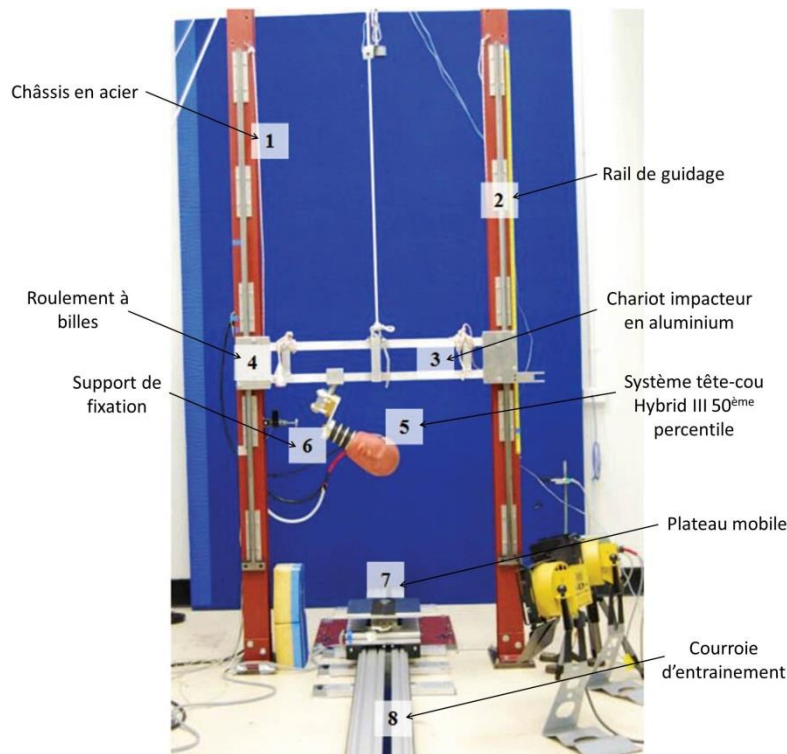


Figure 38. Dispositif de choc oblique développé par Pang et al en 2011 et prenant en compte un système couplé tête/cou Hybrid III

5.3.4. Impact sur surface inclinée

Dans le cadre de la Coopération Européenne dans la Recherche Scientifique et Technique numéro 327 (COST 327), des tests ont été réalisés sur une plateforme de force inclinée de 15° par rapport à la verticale et munie d'une surface de contact abrasive conforme aux normes moto BS 6658 et ECE 22.05. Des impacts ont été menés en plusieurs points du casque :

- avec une fausse tête de mannequin Hybrid II instrumentée (4.77 kg) et casquée,
- à l'aide d'un mannequin complet Hybrid III 50^{ème} percentile mâle d'une masse de 83 kg. Le mannequin a également été casqué.

Fausse tête Hybrid II casquée

Quatre casques de motocycliste se distinguant principalement par leur coque externe (thermoplastique ou composite) ont été testés sous conditions de chargement oblique. Chaque type de casques a subi un impact latéral à une vitesse de 6.0, 7.5, 8.5, 10 et 12 m/s sur l'enclume abrasive à 15°. Un exemple d'impact est visible Figure 39. Les accélérations linéaires et angulaires du centre de gravité de la fausse tête ainsi que sa vitesse angulaire ont été enregistrées en fonction du temps. L'effort tangentiel sur l'enclume a également été enregistré lors de chacun des impacts. Un total de 84 chocs obliques a été effectué.

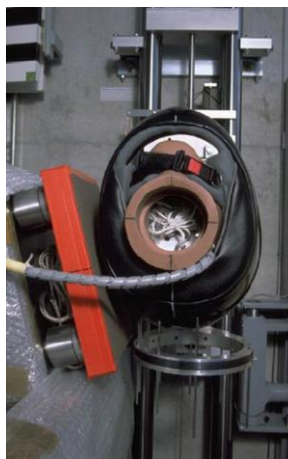


Figure 39. Impact oblique latéral sur enclume inclinée à 15° par rapport à la verticale (COST 327)

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Sous ces conditions d'impact oblique, il a été constaté que l'accélération angulaire de la fausse tête est en moyenne plus élevée de 21% lorsqu'elle est équipée d'un casque à coque thermoplastique.

Il a de plus été montré grâce à une régression linéaire pour l'ensemble des 84 tests, que le pic d'accélération rotatoire est bien corrélé au pic d'effort tangentiel ($R^2 = 0.97$).

Mannequin complet

Afin d'étudier l'influence du corps entier du motocycliste sur la dynamique de la tête en cas de choc oblique, un mannequin complet Hybrid III 50^{ème} percentile male a été considéré et dont la tête (4.62 kg) a été instrumentée. Les résultats ont été comparés à ceux obtenus avec la fausse tête Hybrid II seule.

La hauteur du mannequin a été ajustée au moyen d'un système de levage équipée de chaînes de sorte que la vitesse d'impact sur l'enclume oblique à 15° soit de 4.4 m/s, 5.2 m/s et 6.0 m/s. En accord avec la norme BS 6658, le mannequin a également été placé afin de pouvoir réaliser un impact latéral comme en témoigne la Figure 40. Un total de 18 chocs obliques avec mannequin complet a été mené.



Figure 40. Impact oblique latéral d'un mannequin Hybrid III complet (COST 327)

Pour un impact à 6.0 m/s, la résultante des paramètres mesurés (accélérations linéaires et rotatoires, force tangentielle) est plus élevée avec le mannequin complet qu'avec la fausse tête seule. Cela peut s'expliquer par les effets d'inertie du corps qui influent sur la dynamique de la tête par l'intermédiaire du cou.

Des essais d'impacts obliques ont été réalisés récemment en 2013 par Ghajari *et al.* et dont les résultats ont servis à la validation d'un MEF de casque de motocycliste. Des chocs latéraux ont été portés à une vitesse de 8.5 m/s sur une enclume inclinée de 15° par-rapport à la verticale comme montré Figure 41. Cette configuration est en accord avec les préconisations des normes BS 6658 et ECE 22.05 et l'enclume a été recouverte d'un papier abrasif grain 80. Les forces tangentielles et normales ont été enregistrées de même que les accélérations linéaires et angulaires résultantes du centre de gravité d'une fausse tête de mannequin Hybrid II. Pour cette campagne expérimentale, cinq casques moto AGV-T2 de taille M ont été impactés.

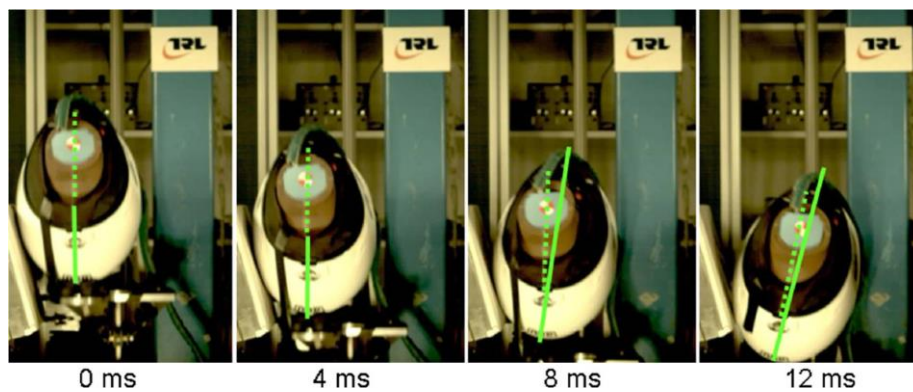


Figure 41. Essai d'impact oblique réalisé par Ghajari et al. en 2013

5.3.5. Pendule pesant

Une méthode de test originale permettant de produire et mesurer des accélérations linéaire et rotatoire a été inventée par les américains Withnall & Bayne et a été brevetée en 2005 sous le numéro US 6871525 B2. Cette méthode consiste en un pendule pesant qui a été développé pour tester les performances des casques de protection de football américain en cas de collisions entre joueurs.

Le dispositif est simple et est schématisé en Figure 42. Pour cet essai, une fausse tête de mannequin Hybrid III instrumentée et liée à un faux cou (4) est utilisée, le système tête/cou étant monté sur un pivot fixé à la structure (3). Le bras (1) du pendule mesure 2 m. L'impacteur (2), d'une masse de 19 kg et de diamètre 152 ± 10 mm présente une face courbée dont le rayon est similaire à celui du casque de football soit approximativement 127 ± 10 mm. De plus, cette surface est recouverte d'une couche de polycarbonate d'épaisseur 4 ± 2 mm.

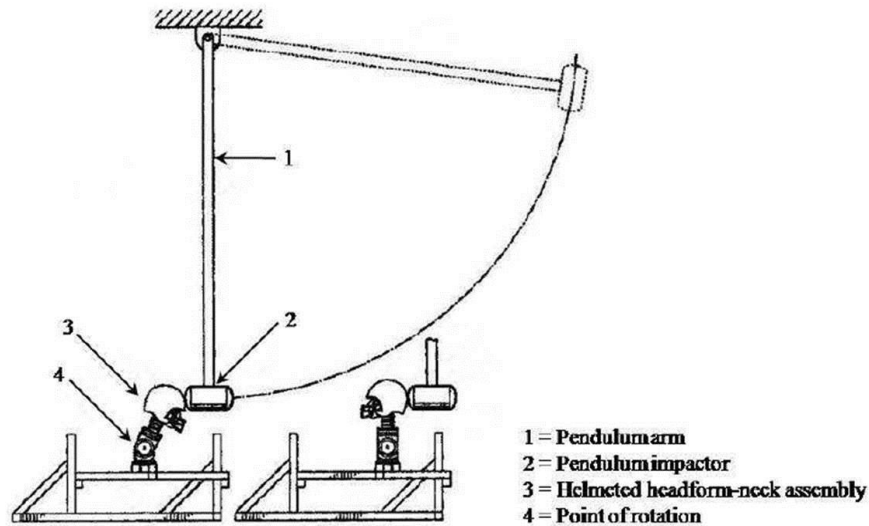


Figure 42. Dispositif expérimental pour tester les casques de football américain (Brevet US)

Pour une vitesse d'impact conseillée de 5.4 m/s, les accélérations linéaire et angulaire du centre de gravité de la fausse tête sont mesurées au cours du temps et le HIP (*Head Impact Power*) est calculé sous le logiciel LabView® après filtrage des données à 1 kHz. Huit chocs centrés et non centrés tout autour du casque ainsi qu'un HIP maximum de 12.8 kW sont recommandés.

A défaut de remplacer l'essai normatif actuel ne prenant pas en compte les effets rotatoires, ce dispositif se veut à terme un complément à l'évaluation des performances des casques de football.

5.3.6. Impacteur pneumatique linéaire

Dans la littérature, l'impacteur pneumatique linéaire a été très souvent utilisé, notamment par les chercheurs canadiens du Neurotrauma Impact Science Laboratory de l'Université d'Ottawa. Ce système, dont une vue d'ensemble est présentée en Figure 43, se compose d'un piston contrôlé électroniquement, d'un bras impacteur et d'une table mobile supportant une fausse tête Hybrid III. Un bloc hémisphérique en nylon d'une masse de 0.68 kg et contenant une mousse de vinyl nitrile est fixé à l'extrémité du bras.

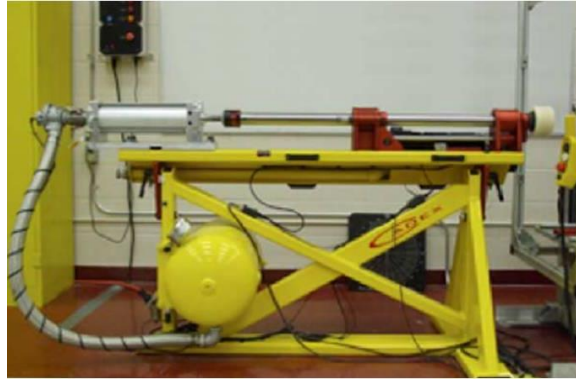


Figure 43. Impacteur pneumatique linéaire (Rousseau et al., 2008)

Comme cela est montré en Figure 44, une fausse tête Hybrid III ainsi qu'un faux cou sont fixés sur un chariot mobile de sorte que le mouvement de la tête initié par le choc soit réaliste. Le chariot mobile a une masse de 12.78 kg à vide et 18.86 kg lorsqu'une fausse tête et un faux cou Hybrid III 50^{ème} percentile sont montés dessus.

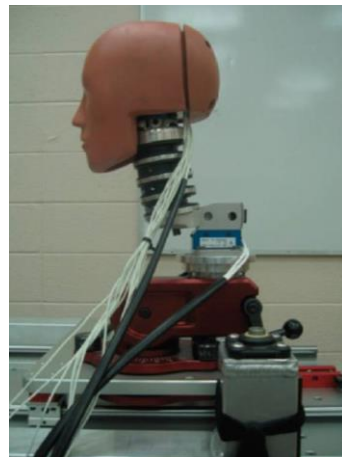


Figure 44. Ensemble tête/cou Hybrid III monté sur chariot mobile (Rousseau et al., 2008)

De récents et nombreux travaux ont été réalisés par les chercheurs canadiens afin de mieux comprendre la réponse dynamique de la tête en cas de choc mais également afin d'évaluer les performances de casques de football américain et de hockey sur glace. Ces travaux se basent pour la plupart sur la mesure des accélérations linéaires et rotatoires du centre de gravité de la fausse tête Hybrid III. Les valeurs maximums des résultantes sont comparées aux limites de tolérance de la tête établies par Zhang *et al* (2004) (voir paragraphe 3.3.3).

Rousseau *et al.* en 2008 ont mis en œuvre le dispositif pour impacter six casques de hockey afin de comparer les effets d'une coiffe en vinyl nitrile ou polypropylène expansé

sur les paramètres cinématiques de la tête. Les casques, placés sur la fausse tête de mannequin Hybrid III, ont subis des impacts à 5 m/s, 7 m/s et 9 m/s en six points tous localisés en zones frontale et fronto-temporale. Les auteurs ont montré que les casques de hockey testés contiennent difficilement le risque de commotion cérébrale en-deçà des limites de tolérance. Par-ailleurs, ils montrent que pour un impact frontal, un écart de quelques centimètres par-rapport au centre de gravité de la fausse tête diminue significativement la valeur maximum de la résultante des accélérations linéaire et angulaire et donc le risque lésionnel encouru. Cette conclusion a été réaffirmée par Rousseau & Hoshizaki en 2009 qui ont impacté une fausse tête Hybrid III non casquée en des points du front dans l'axe ou non de son centre de gravité et à des vitesses proches de celles rencontrées dans le domaine du football américain. Néanmoins, cette tendance est inversée pour un choc à la tempe. Cela soutient que la dynamique de la tête est fortement influencée par le lieu du point d'impact.

L'influence de la rigidité du cou a été analysée par Rousseau & Hoshizaki (2009). Pour ce faire, trois faux cous de raideur différente ont été utilisés (soft, median, stiff) afin de simuler une contraction des muscles du cou plus ou moins importante. Les faux cous « soft » et « stiff » ont été fabriqués puis testés et calibrés selon la norme FMVSS (National Highway Traffic Safety Administration). Le front de la tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile a été impacté dans l'axe de son centre de gravité à des vitesses de 5 m/s, 7 m/s et 9 m/s. Ces impacts ont été reproduits pour les trois faux cous. Quelle que soit la vitesse d'impact, les auteurs ont noté que lorsque la raideur du faux cou augmente et qu'il résiste donc davantage au mouvement, l'accélération linéaire de la fausse tête augmente tandis que l'accélération rotatoire diminue. Pour une collision frontale entre joueurs de football, il semble dès lors qu'une contraction du cou puisse limiter le risque de commotion cérébrale.

Post et al. se sont intéressés en 2011 à la protection opérée par le casque de hockey sur glace en menant deux approches, expérimentale et numérique via la modélisation par éléments-finis. L'objectif des auteurs était d'étudier l'influence des accélérations linéaire et rotatoire sur la déformation de la matière cérébrale en cas de choc. 16 casques de hockey (Figure 45) ont été considérés soit 8 présentant une coiffe en vinyl nitrile (VN) et 8 présentant une coiffe en polypropylène expansé (EPP). Chacun des 16

casques a été impacté en 5 points autour du casque à une vitesse de 4.5 m/s. La durée entre les impacts est de 7 min. Les courbes temporelles des accélérations linéaires et rotatoires enregistrées au centre de gravité de la fausse tête de mannequin Hybrid III ont servies de paramètres d'entrée au modèle par éléments-finis de la tête humaine de Dublin. Le calcul a montré que les plus hautes valeurs en termes de contrainte de Von Mises et de contrainte principale maximum étaient obtenues dans la matière grise.



Figure 45. Configuration d'impact latéral sur un casque de hockey (Post et al., 2011)

5.3.7. Conclusion

Au fil de ce paragraphe, nous avons explicité les cinq différents dispositifs expérimentaux développés et mis en œuvre par les chercheurs afin de quantifier la dynamique en rotation de la tête lorsque celle-ci est soumise à un choc. A l'heure actuelle, aucune de ces méthodes d'essai n'a été adoptée par les normes pour évaluer la capacité à absorber les chocs, qui rappelons-le, ne considèrent que l'accélération linéaire résultante d'une fausse tête ISO non déformable. Nous avons notamment pu remarquer que tous les auteurs ont fait appel à des dispositifs anthropomorphiques de tests de type fausse tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile instrumentée dont les inerties en rotation sont de l'ordre de celles de la tête humaine. Pour les études les plus récentes, un faux cou Hybrid III est également utilisé. Le cas de l'impacteur pneumatique linéaire se distingue des autres méthodes d'essais en ce sens que le choc sur la fausse tête est direct mais désaxé du plan du centre de gravité ce qui initie une rotation. Ce type d'impact se veut représentatif de collisions entre joueurs de football ou de hockey.

5.4. Conclusion

La mise en rotation d'une fausse tête peut être effectuée selon plusieurs méthodes, qu'elles soient inscrites dans le cadre d'une norme ou élaborées en-dehors de toutes considérations normatives.

Nous avons tout d'abord évoqué la norme motocycliste ECE 22.05 qui dans son test d'abrasion des saillies, impose la réalisation d'un choc sur une enclume inclinée. Lors de ce test, une fausse tête ISO de taille J couplée au casque est impactée sur une enclume inclinée à 15° recouverte de barrettes en métal ou d'un papier abrasif reproduisant le contact avec le bitume. L'impact est porté sur l'enclume à une vitesse de 8.5 m/s ce qui correspond à des vitesses normale et tangentielle de 2.2 m/s et 8.2 m/s respectivement. Le critère normatif est la force maximum sur l'enclume et l'intégrale sur le temps de la courbe temporelle de force. Aucunes accélérations linéaire et rotatoire ne sont mesurées dans ce test.

Nous avons ensuite présenté les méthodes de test développées hors cadre normatif pour générer et surtout quantifier la rotation de la tête en situation de choc oblique. Cinq méthodes ont été recensées dans la littérature : impact sur disque tournant, impact sur plateau mobile, impact sur enclume inclinée, pendule impacteur et impact linéaire désaxé du centre de gravité de la tête. Ces méthodes ont été développées pour tester les performances des casques de motocyclisme, de football ou de hockey. Seuls Mills & Gilchrist en 2007, en amont d'une analyse par éléments-finis, ont réalisé expérimentalement de tels chocs sur des casques de vélo. Toutes ces méthodes de test ont en commun l'usage d'au moins une fausse tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile instrumentée en son centre de gravité. Pour les études les plus récentes, un faux cou Hybrid III a été de plus couplé à la fausse tête ce qui permet de tendre davantage vers une dynamique réaliste de la tête. Un récapitulatif des configurations de chargement opérées par les différents auteurs ainsi que les résultats expérimentaux obtenus en termes de gamme d'accélération rotatoires résultante est proposé pour le dispositif à disque tournant (Tableau 20), le dispositif à surface mobile (Tableau 21), l'impact sur enclume inclinée (Tableau 22), le pendule pesant (Tableau 23) et l'impacteur pneumatique linéaire (Tableau 24).

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Auteurs	Casque	Fausse tête	V_N (m/s)	V_T (m/s)	$\ddot{\omega}$ (krad/s ²)
Aldman <i>et al.</i> , 1976	Motocycliste	Ogle-Opat + faux cou	5.2	8.3	[4.5 ; 14.5]
Aldman <i>et al.</i> , 1978	Motocycliste	Mannequin Ogle-Opat complet	4.4	8.3	[4.8 ; 19]
			5.2		
Mills & Gilchrist, 1996	Motocycliste	Sphérique	2.4	8.0	[10.4 ; 16.0]
			3.1		
			4.0		

Tableau 20. Impacts sur disque tournant

Auteurs	Casque	Fausse tête	V_N (m/s)	V_T (m/s)	$\ddot{\omega}$ (krad/s ²)
Halldin <i>et al.</i> , 2001	Motocycliste	Ogle	5.0	5.0	[6.0 ; 14.0]
Mills & Gilchrist, 2007	Cycliste	Ogle	4.5	3.6	[2.8 ; 6.2]
Pang <i>et al.</i> , 2011	Motocycliste	Hybrid III + cou	6.26	3.13	[1.3 ; 10.9]
			7.67	5.42	

Tableau 21. Impacts sur surface mobile

Auteurs	Casque	Fausse tête	V_N (m/s)	V_T (m/s)	$\ddot{\omega}$ (krad/s ²)
ECE 22.5	Motocycliste	ISO taille J	2.2	8.2	Non mesuré
COST 327	Motocycliste	Hybrid II	1.5	5.8	[3.0 ; 7.0]
			1.9	7.2	
			2.2	8.2	
			2.6	9.7	
			3.1	11.6	
		Mannequin Hybrid III complet	1.1	4.2	[1.9 ; 3.1]
			1.3	5.0	
		1.5	5.8		
Ghajari <i>et al.</i> , 2013	Motocycliste	Hybrid II	2.2	8.2	[3.2 ; 3.8]

Tableau 22. Impacts sur enclume inclinée

Auteurs	Casque	Fausse tête	V_N (m/s)	V_T (m/s)	$\ddot{\omega}$ (krad/s ²)
Withnall & Bayne, 2005	Football	Hybrid III + cou	5.4	0	Non précisé

Tableau 23. Pendule impacteur

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Auteurs	Casque	Fausse tête	V_N (m/s)	V_T (m/s)	$\ddot{\omega}$ (krad/s ²)
Rousseau et al., 2008	Hockey	Hybrid III + cou	5.0	0	[1.2 ; 3.9]
			7.0	0	[2.3 ; 6.0]
			9.0	0	[2.2 ; 9.4]
Rousseau & Hoshizaki, 2009	-	Hybrid III + cou	5.0	0	[2.7 ; 6.9]
			7.0	0	[3.7 ; 12.0]
		Hybrid III + cou « soft »	5.0	0	7.4
			7.0	0	12.5
			9.0	0	15.4
		Hybrid III + cou « median »	5.0	0	6.9
			7.0	0	12.0
			9.0	0	15.2
		Hybrid III + cou « stiff »	5.0	0	6.1
			7.0	0	11.5
			9.0	0	12.6
		Post et al., 2011	Hockey	Hybrid III + cou	4.5

Tableau 24. Impacteur pneumatique linéaire

6. MODELISATION DU CASQUE DE CYCLISTE

6.1. Introduction

Afin de mieux comprendre le comportement du casque de cycliste en situation de choc, les chercheurs ont développé de nombreux modèles. Cette modélisation présente un intérêt notamment pour les entreprises car cela leur permet d'optimiser le temps et surtout le coût de production, paramètres essentiels à maîtriser. Les modèles de casques existant dans la littérature s'appliquent à des domaines très divers à savoir l'équitation (Mills & Whitlock 1989, Forero *et al.* 2009), le motocyclisme (Köstner & Stöcker 1987, Yettram *et al.* 1994, Mills *et al.* 2008, Ghajari *et al.* 2009 pour n'en citer que quelques-uns), la balistique (Van Hoof *et al.* 2001, Baumgartner & Willinger 2003) ou bien encore l'aéronautique militaire (Liu *et al.*, 1983). Cependant, nous ne détaillerons dans ce manuscrit que les modèles de casques pour cyclistes.

Ces modèles peuvent être divisés en deux catégories : les modèles dits à paramètres localisés et les modèles éléments-finis.

6.2. Modèle à paramètres localisés

Les modèles masse-ressort ont pour principaux avantages d'être peu coûteux en temps de calcul et de permettre de réaliser des études qualitatives. Dans ce type de modèles, le casque et la tête sont considérés comme rigide et sont reliés entre eux par des ressorts et des amortisseurs. Un seul modèle à paramètres localisés modélisant un casque vélo a été recensé dans la littérature.

Hui & Yu, en 2002, ont développé un modèle afin d'optimiser le design du casque vélo en regard de l'absorption au choc. Sur la base d'un schéma masse-ressort-amortisseur-interstice (Figure 46), ce modèle prend en considération l'effet de la mousse de confort, la déformation globale du casque et son indentation locale.

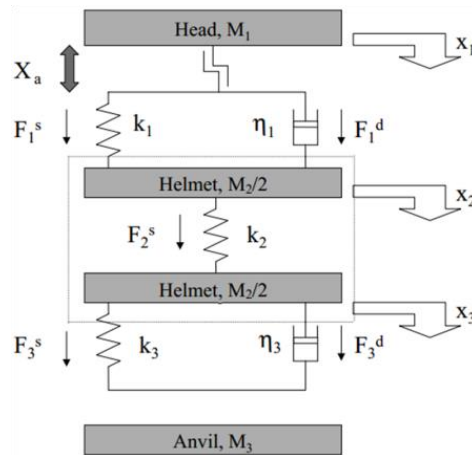


Figure 46. Modèle à paramètres localisés proposé par Hui & Yu (2002)

La valeur des constantes de raideurs k_i et des coefficients d'amortissement η_i sont renseignés dans le Tableau 25 et ont été déterminés par les auteurs sur la base de tests expérimentaux en compression quasistatique d'échantillons de mousse de polyuréthane et de polyuréthane expansé (EPU de densité 96 kg/m^3).

k_i (kN/m)			η_i (N.s/m)		
k_1	k_2	k_3	η_1	η_2	η_3
80	900	400	100	-	104

Tableau 25. Valeurs des différents paramètres utilisés dans le modèle à paramètres localisés de Hui & Yu (2002)

L'étude réalisée sur ce modèle a montré que l'amortissement permet de réduire l'accélération linéaire de la tête et la durée du pulse, limitant ainsi l'énergie d'impact transmise à la tête. Par-ailleurs, il a été conclu qu'il est nécessaire de bien ajuster l'épaisseur de la mousse de confort de sorte que l'espace libre en la tête est le matériau amortissant soit minimale.

Le principal inconvénient de ce type de modèle est la non prise en compte de la géométrie du casque. Par-ailleurs, ce modèle ne peut être utilisé que pour des impacts linéaires, excluant ainsi toute possibilité d'impacts obliques.

6.3. Modèles éléments-finis

Les modèles éléments-finis de casque vélo sont à l'inverse plus nombreux dans la littérature que les modèles à paramètres localisés et permettent de palier aux problèmes rencontrés par l'utilisation de ces derniers. Ils offrent en outre la possibilité

d'avoir des géométries précises de casque et permettent des études quantitatives fiables. Ils permettent également de réaliser n'importe quelle configuration d'impact, qu'elle soit linéaire ou oblique. Nous allons présenter dans ce qui suit et de façon chronologique, l'état de l'art des modèles éléments-finis existant à l'heure actuelle.

Le premier modèle éléments-finis de casque vélo présenté en Figure 47, a été développé sous le logiciel de maillage Hypermesh™ par Willinger *et al.* en 1998. Le modèle, digitalisé et maillé sur la base d'un casque vélo réel, est constitué de 2176 éléments dont 1088 éléments volumiques pour la coiffe et 1088 éléments surfaciques pour la coque.

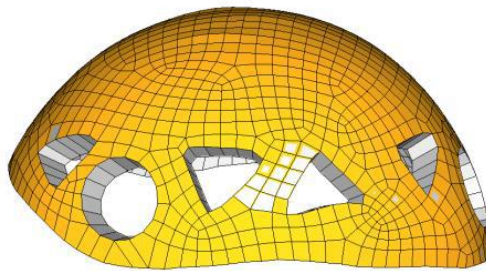


Figure 47. Modèle éléments-finis du casque proposé par Willinger *et al.* en 1998

Dans un premier temps de l'étude, des essais expérimentaux ont été menés afin de déterminer le comportement mécanique du polystyrène expansé de la coiffe de densité 85 kg/m^3 et du polycarbonate de la coque externe. Plusieurs compressions dynamiques à différentes vitesses de chargement ont été réalisées sur échantillons de polystyrène expansé. Cependant, pour ce type de matériau considéré, une faible sensibilité à la vitesse de déformation a été observée. Le polycarbonate a quant à lui été sollicité en traction. Les résultats obtenus en termes de courbe d'évolution de la contrainte en fonction de la déformation sont présentés en Figure 48.

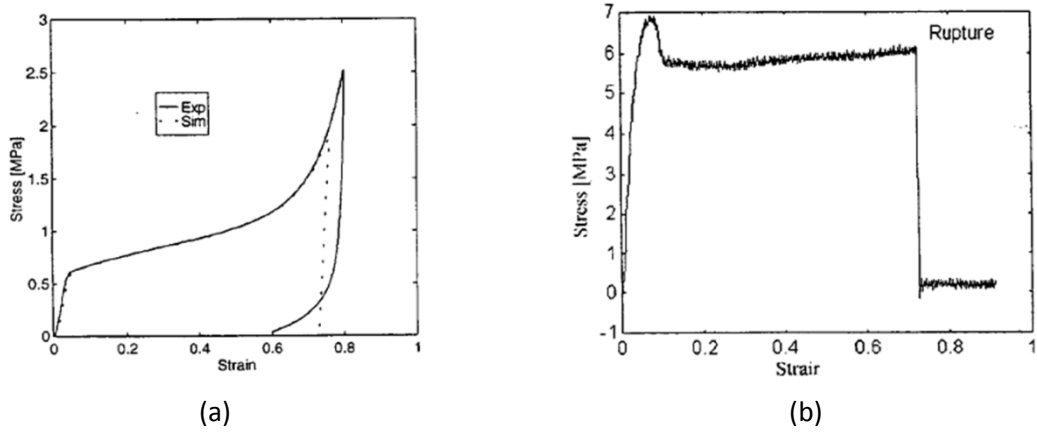


Figure 48. Essais expérimentaux menés par Willinger et al. (1998) : a) Compression du polystyrène, b) Traction du polycarbonate

La courbe de comportement non linéaire du polystyrène expansé mesurée expérimentalement a été implémentée sous le code de calcul explicite Radioss®. Un comportement élastoplastique a été retenu pour modéliser le comportement du polycarbonate. Les paramètres renseignés sont son module d'Young (164 MPa), sa limite d'élasticité (5.1 MPa) et sa déformation à la rupture (70%).

Couplé à un modèle EF de fausse tête Hybrid II non déformable, le modèle du casque vélo a été validé vis-à-vis de deux tests d'impacts à savoir un impact vertex sur enclume plate à une vitesse de 5.56 m/s et un impact latéral sur enclume incurvée (R=15 mm) à une vitesse de 4.64 m/s. Les enclumes sont supposées infiniment rigides. Les paramètres de validation pour chacun des deux impacts sont la courbe temporelle d'accélération linéaire résultante du centre de gravité de la fausse tête (Figure 49) et la déformation de la coque. La déformation mesurée et calculée est de l'ordre de 2 mm et 5 mm respectivement pour le choc frontal et le choc latéral.

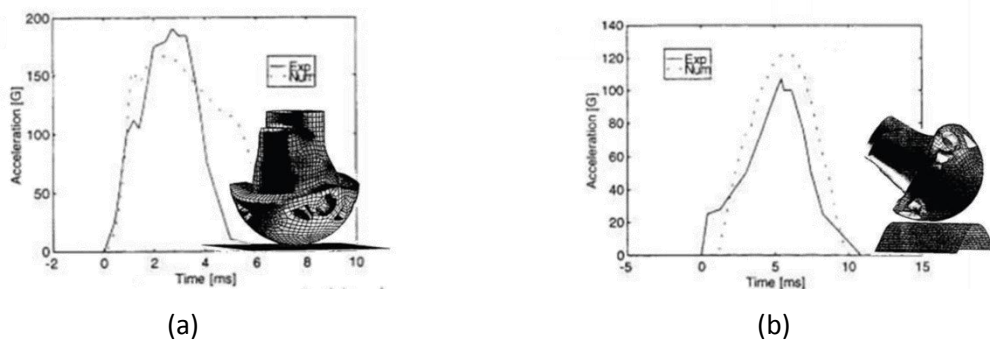


Figure 49. Superposition des résultats expérience/simulation en termes de courbe temporelle d'accélération linéaire résultante : a) Impact frontal, b) Impact latéral

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Plus récemment en 2008, Asiminei *et al.* ont développé deux modèles EF de casque vélo sur la base de fichiers STL (*Standard Triangulation Language*). En vue d'une réflexion sur l'optimisation du casque, l'objectif de cette étude a été d'analyser l'influence sur la protection de la tête de paramètres tels les propriétés matériaux et la présence de ventilations ou non. L'architecture du casque est la même offrant une bonne couverture de la zone temporale de la tête (Depreitere 2004), mais l'un des deux modèles présente des ventilations et l'autre aucunes. Les deux modèles, illustrés en Figure 50, se composent d'une coiffe d'épaisseur 20 mm, d'une coque externe d'épaisseur 0.5 mm et de pads de mousse de confort.

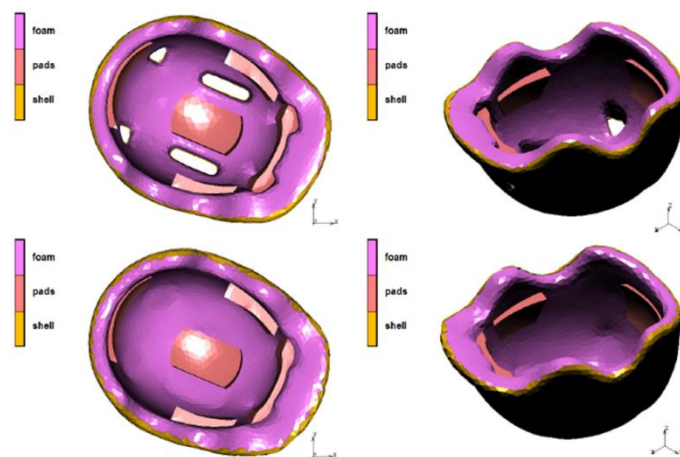


Figure 50. Modèles EF de casque vélo selon Asiminei et al. 2008 : avec ventilations (en haut), sans ventilations (en bas)

Un modèle de tête déformable a également été créé à partir d'un fichier STL d'une tête normée de mannequin adulte d'une masse de 4.5 kg. Tous les composants du modèle couplé casque/tête ont été maillé sous MSC Patran® par des éléments tétraédriques de longueur 6 mm (Figure 51). Aucun frottement n'a été pris en compte à l'interface tête/casque autorisant ainsi un glissement sans restriction.

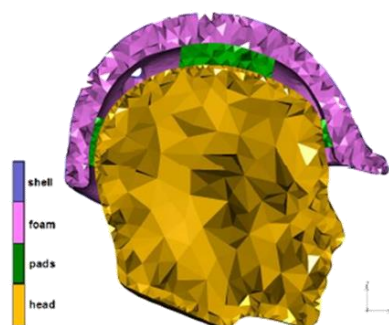


Figure 51. Vue en coupe du modèle EF couplé tête/casque

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

Afin d'évaluer l'influence des propriétés mécaniques de la coiffe sur l'absorption d'énergie en cas de choc direct, une comparaison entre une mousse anisotrope de polyethersulfone (PES) et quatre différents types de polystyrène expansé supposés isotropes a été réalisée. Les propriétés mécaniques de ces différents types de polystyrène expansé sont issues de Zhang (2004). Le Tableau 26 collecte les propriétés mécaniques de ces matériaux implémentées dans le modèle ainsi que celles du polycarbonate de la coque et l'aluminium de la tête.

	Module d'Young E (MPa)	Module de cisaillement G (MPa)	Coefficient de Poisson ν (-)	Densité ρ (kg/m ³)
Polycarbonate	2000	-	0.37	1120
Duralium	2500	-	0.3	1247
Polystyrène 1	19.88	-	0.17	58.15
Polystyrène 2	15.75	-	0.14	50.98
Polystyrène 3	10.05	-	0.11	39.85
Polystyrène 4	2.5	-	0.08	24.3
Polyethersulfone	$E_1=0.55$	$G_1=0.5$	$\nu_1=0.1$	57
	$E_2=0.55$	$G_2=3$	$\nu_2=0.1$	
	$E_3=23$	$G_3=3$	$\nu_3=0.1$	

Tableau 26. Propriétés mécaniques implémentées dans le modèle EF du casque vélo pour les différents constituants

Sous le code de calcul MSC Marc Mentat, des chocs rectilignes vertex ont été simulés sur une surface non déformable à une vitesse de 5.23 m/s pour les quatre polystyrènes et le polyethersulfone. Il a été montré pour une coiffe en polystyrène expansé 1, 2, 3 ou en PES, que la contrainte équivalente de Von Mises calculée au centre de gravité de la tête est réduite de plus de 65% par rapport à la coiffe de plus faible densité (et module d'Young). Par ailleurs, la coiffe en PES réduit de façon significative la valeur maximale de l'accélération linéaire résultante calculée au centre de gravité de la tête. Cette valeur calculée est de 86.7 g contre 177 g pour le polystyrène 3. Pour les polystyrènes 1 et 2, la valeur calculée dépasse le critère de 300 g des normes CPSC et Snell B95. Cette étude montre l'importance du choix du matériau absorbeur de choc qui

dans le cas d'un polystyrène expansé, ne doit pas présenter une densité trop élevée ni trop faible.

Une analyse par la méthode des éléments-finis a été menée par Mills & Gilchrist en 2008 afin d'évaluer l'influence des composantes normale et tangentielle sur les accélérations linéaires et rotatoires de la tête en cas de choc oblique avec la surface de la route. Dans cette étude, la rotation du casque sur la tête a été considérée de même que le système de rétention. Les effets des différents coefficients de frottement ont été analysés et deux modèles éléments-finis de casque de cycliste ont été implémentés sous le logiciel Abaqus de sorte que leurs réponses dynamiques soient en accord avec des mesures expérimentales présentées dans une étude parallèle (Gilchrist & Mills 2008). Ces deux modèles, dénommés respectivement S1 (issu des travaux de Brühwiler *et al.* 2004) et 27-trous, sont montrés en Figure 52. Leur nombre d'éléments respectifs est mentionné dans le Tableau 27.

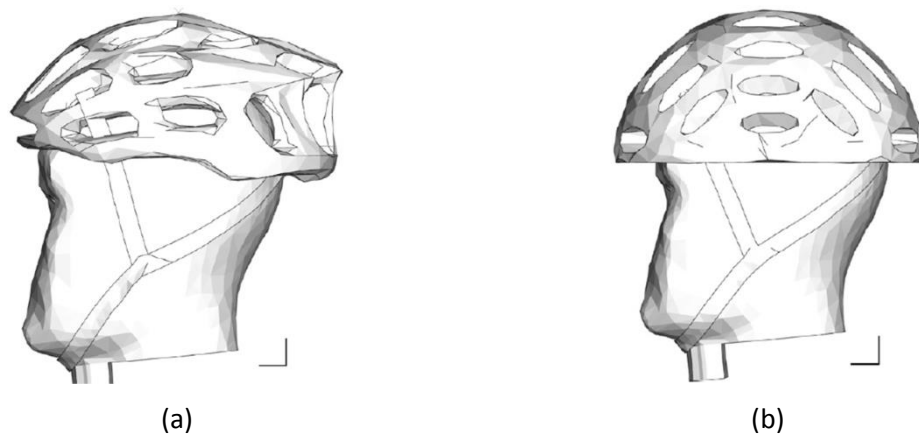


Figure 52. Modèles éléments-finis de casque vélo selon Mills & Gilchrist 2008 : a) S1, b) 27 trous

	S1	27-trous
Coiffe (éléments tétrédriques)	7943	7976
Coque (éléments triangulaire)	2274s	1065
Total	10217	9041

Tableau 27. Nombre d'éléments des deux modèles EF de casque vélo proposés par Mills & Gilchrist 2008

Le modèle éléments-finis de la tête a été obtenu après digitalisation, mise à l'échelle et maillage d'une tête Ogle. Ce modèle, constitué de 8992 éléments

surfaciques triangulaires, est considéré comme infiniment rigide. Un nœud massique de 4.26 kg a été créé au niveau de son centre de gravité et les moments d'inerties de la tête Ogle physique ont été appliqués en ce point.

Le système de rétention garantissant le bon maintien de la tête dans le casque est modélisé quant à lui à l'aide de 401 éléments surfaciques membranes. La jugulaire en polyéthylène téréphthalate (PET) a une longueur de 25 cm, une largeur de 15 mm et une épaisseur de 1.3 mm.

Le comportement du polystyrène expansé de la coiffe, dont les propriétés mécaniques sont supposées isotropes, a été modélisé via la loi Abaqus *Crushable Foam*. Les valeurs des paramètres implémentés dans le modèle sont évoquées dans le Tableau 28.

Casque	ρ (kg/m ³)	E (MPa)	σ_y (MPa)	P_0 (MPa)
27-trous	83	40	1.10	0.27
S1	101	59	1.30	0.27

Tableau 28. Propriétés mécaniques implémentées sous Abaqus pour modéliser la coiffe en polystyrène expansé

La coque thermoplastique est en polycarbonate. Une loi élastoplastique a été retenue et les valeurs en traction implémentées dans le modèle sont explicitées dans le Tableau 29. Ces données sont conformes à Govaert & Tervoort (2004).

E (MPa)	σ_y (MPa)	ν (-)	e (mm)
3000	60	0.27	0.4

Tableau 29. Propriétés mécaniques implémentées sous Abaqus pour modéliser la coque en polycarbonate

Les coefficients de frottement aux interfaces casque/route et tête/casque ont été fixés respectivement à 0.25 et 0.2. Un contact sans frottement a été supposé entre la tête et la jugulaire.

La validation des modèles de casque vélo 27-trous et S1 a été proposé en-regard d'impacts obliques expérimentaux en termes de courbe d'accélération rotatoire en fonction de l'accélération linéaire du centre de gravité de la tête. Les conditions

d'impact sont évoquées dans le Tableau 30 pour un impact latéral. Pour les deux casques, la validation est proposée pour un impact latéral comme illustré en Figure 53 pour le casque vélo 27-trous.

Casque	V_N (m/s)	V_T (m/s)
27-trous	5.4	5.0
S1	4.5	3.6

Tableau 30. Conditions d'impact réalisées pour la validation des modèles EF de casque 27-trous et S1

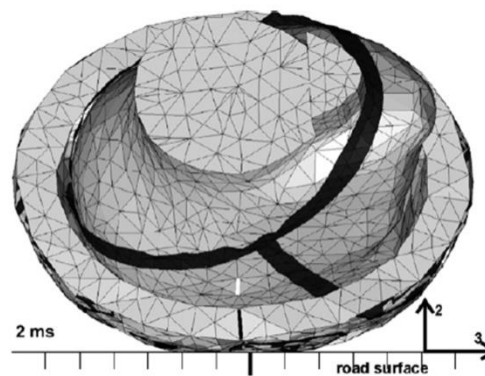


Figure 53. Positionnement de la tête casquée pour validation des casques 27-trous et S1 vis-à-vis d'essais expérimentaux (exemple du 27-trous)

Au travers de cette étude, Mills & Gilchrist ont montré que l'accélération rotatoire de la tête dépend très fortement de la localisation de l'impact, de l'angle d'impact mais également du design du casque. Cependant, cette accélération rotatoire a tendance à se stabiliser dès lors que la composante tangentielle de la vitesse est supérieure à 5 m/s.

6.4. Conclusion

Ce paragraphe a proposé une revue bibliographique des modèles de casque vélo existant. Le modèle à paramètres localisés présenté n'a qu'un intérêt limité dans la mesure où il ne prend pas en compte la géométrie du casque et ne permet pas des études quantitatives fiables.

Les modèles éléments-finis de ces mêmes casques, peu nombreux dans la littérature, sont développés depuis une quinzaine d'années. La plupart sont validés vis-à-vis d'impacts expérimentaux rectiligne ou obliques et permettent des études qualitatives. En vue d'optimiser la protection offerte par un casque, la modélisation par

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

éléments-finis est un outil performant et précieux pour l'industriel fabricant de casques. Cependant, aucun des modèles éléments-finis présentés n'ont été évalués vis-à-vis de critères biomécaniques d'où l'originalité de ce travail de thèse.

7. SYNTHÈSE ET MOTIVATIONS DE L'ÉTUDE

Au fil de ce premier chapitre de thèse, l'accent a été mis sur le contexte général de l'étude du casque de cycliste et ce contre quoi il a été conçu.

La première partie portant sur l'épidémiologie et l'accidentologie du cycliste notamment en France a permis de cibler les enjeux liés au port et à l'amélioration du casque de cycliste. Même si le taux de décès de cyclistes liés à des accidents (3.7% en 2011) a tendance à diminuer depuis plusieurs années maintenant, le cycliste n'en reste pas moins un usager de la route particulièrement vulnérable qu'il convient de correctement protéger. Des études statistiques ont en effet montré que les traumatismes les plus graves sont le plus souvent localisés au niveau du segment tête-cou, lieu des fonctions cognitives et vitales. Au sein de l'équipe de biomécanique de l'Institut de Mécanique des Fluides et des Solides de l'Université de Strasbourg, nous nous pencherons au travers de cette thèse à la modélisation et à l'évaluation biomécanique du casque de protection pour cycliste.

Afin de pouvoir être commercialisé dans un pays, le casque de cycliste doit d'abord être homologué et être jugé conforme. Pour ce faire, les instances nationales et internationales ont élaborées des tests visant à évaluer la protection de la tête. Les quatre normes que nous avons explicitées sont globalement similaires en termes d'essais à pratiquer. Nous avons particulièrement pris soin de détailler pour chaque norme le test de la capacité à absorber les chocs qu'elle prescrit même si le principe général reste le même. De légères différences en termes d'enclumes ou de températures de conditionnements sont toutefois notables. Comme nous l'avons évoqué, le critère d'évaluation de la capacité d'absorber un choc est basé sur l'enregistrement de l'accélération linéaire du centre de gravité d'une fausse tête ISO. Le post-traitement est cependant quelque peu différent et plus restrictif d'une norme à l'autre. Ces normes n'échappent toutefois pas à la critique. Les fausses têtes utilisées dans ces normes, dont la géométrie et la masse sont semblable à la tête humaine, sont non déformables et de fait, ne prennent absolument pas en compte sa complexité biologique et anatomique. De plus, le critère d'homologation repose uniquement sur l'accélération linéaire du centre de gravité de la fausse tête alors que celle-ci est

également assujettie à des accélérations rotatoires pouvant potentiellement être à l'origine de lésions neurologiques.

La réflexion relative au bien fondé des conditions d'impacts normatifs en vigueur a amené les chercheurs à développer des méthodes d'essai dans le but d'évaluer la rotation de tête en cas de choc. Plusieurs méthodes ont été présentées voire brevetées pour l'une, et permettent pour la plupart de générer une composante tangentielle responsable de la rotation de la tête. Contrairement aux fausses têtes prescrites dans les normes, la mesure des accélérations linéaires et rotatoires repose sur l'utilisation d'une fausse tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile instrumentée dont la masse mais également et surtout les inerties sont proches de celles de la tête humaine. De telles méthodes d'essai sont aujourd'hui proposées en comité de normalisation en ce sens qu'elles permettraient une évaluation et de fait une conception beaucoup plus pertinente des casques de cyclistes.

De nombreux chercheurs ont étudié le comportement dynamique du casque en situation de choc grâce aux techniques numériques caractérisées notamment par le développement des modèles dits à paramètres localisés et modèles éléments-finis. Le casque vélo n'échappe pas à ces études numériques même si peu de modèles ont fait l'objet de publications. Un seul modèle à paramètres localisés a été recensé dans la littérature. Son utilité est moindre dans la mesure où il ne prend pas en compte la géométrie du casque. Les premiers modèles par éléments-finis du casque de cycliste ont vu le jour à partir de 1998 et ont permis des études quantitatives. La plupart de ces modèles ont été validés en regard d'impacts expérimentaux rectilignes ou tangentiels. Cependant, aucun d'eux n'a été couplé à un modèle éléments-finis de la tête humaine afin de quantifier le risque de traumatisme crânio-encéphalique encouru en cas d'accident de vélo.

Les différents constats que nous avons faits jusque là au travers de ce premier chapitre nous incitent à proposer une modélisation par éléments-finis d'un casque commercial de cycliste dont les propriétés mécaniques et la validation s'appuient sur des essais expérimentaux. Ce modèle éléments-finis original sera validé sous conditions de choc conformes à la norme EN 1078 mais également sous conditions de choc tangentielles. Afin d'estimer le risque lésionnel encouru en cas de choc, ce modèle EF de

Chapitre 1: Synthèse bibliographique

casque de cycliste sera ensuite couplé au modèle éléments-finis de la tête humaine développé à l'Université de Strasbourg. Enfin, à la vue des résultats obtenus, une proposition d'évolution de la norme vélo EN 1078 en-regard du test de la capacité à absorber les chocs et des conditions réelles d'impacts de la tête des cyclistes sera faite et soumise à discussion, l'objectif étant d'attester la bonne protection opérée par le casque vis-à-vis de configurations de chocs caractéristiques d'accidents réels.

CHAPITRE 2 :
CARACTERISATION
EXPERIMENTALE

1. INTRODUCTION

Ce second chapitre a pour objectifs la caractérisation expérimentale de la coiffe en polystyrène expansé du casque ainsi que l'étude de ses performances vis-à-vis de chocs normatifs et tangentiels.

Le casque utilisé est un casque de cycliste commercial dont une représentation est donnée en Figure 54. Il présente 22 aérations au total et se positionne au sommet de la gamme proposée par le constructeur. Ce casque n'est en rien un prototype et a donc déjà été officiellement homologué en-regard de la norme EN 1078.

La coiffe de ce casque est en polystyrène expansé de densité 77 kg/m^3 , le même que celui ayant été soumis aux précédents tests en compression. La coque est en polycarbonate et à été solidariser à la coiffe par un procédé de fabrication de type *in-mold*.



Figure 54. Casque de cycliste étudié

Nous présenterons dans un premier temps les tests de compression expérimentaux pilotés par l'industriel au sein de ses laboratoires partenaires dans le but de caractériser le polystyrène expansé. Ces tests sont inhérents au protocole que s'impose le fabricant afin de se constituer une bibliothèque de données matériaux et utilisée à des fins de modélisation numérique, modélisation faisant partie intégrante du processus de conception produit. La réponse du matériau sous sollicitation quasistatique a été déterminée par la mise en œuvre d'un dispositif d'essai électropneumatique. Des essais

Chapitre 2 : Caractérisation expérimentale

à vitesse dynamique lente ont ensuite été entrepris via l'utilisation d'un poids tombant instrumenté. Ces essais ont servi de base à la modélisation sous PamCrash® de la coiffe du casque.

Enfin, nous expliciterons les deux campagnes d'impact réalisées, l'une consistant en des impacts répondant la norme vélo EN 1078 et l'autre, en des impacts obliques. Ces impacts, qu'ils soient normatifs ou tangentiels nous permettrons de disposer d'une base de données propre à la validation du futur modèle par éléments finis du casque. Pour ces deux campagnes expérimentales, un puits de chute et une fausse tête seront utilisés conjointement afin d'obtenir les courbes temporelles des différentes accélérations du centre de gravité de la fausse tête.

2. CARACTERISATION DU MATERIAU AMORTISSANT

2.1. Introduction

En vue notamment d'une modélisation numérique du comportement de ce type de matériaux, il convient de réaliser des essais en compression afin de déterminer leur réponse sous sollicitations quasistatiques et dynamiques. Nous ciblerons tout particulièrement le polystyrène expansé. Dans un premier temps, nous exposerons succinctement les méthodes mises en œuvre dans la littérature pour caractériser le polystyrène expansé, aussi bien sous chargement quasistatique que dynamique. Dans un second temps, nous mettrons l'accent sur les essais menés par l'industriel et réalisés au sein de son laboratoire. Ces essais se veulent inhérents au protocole instauré afin de disposer d'une large bibliothèque de données matériaux utiles à la modélisation sous PamCrash® des prototypes de casques et leur évaluation numérique vis-à-vis de la norme EN 1078.

2.2. Méthodes de caractérisation du polystyrène expansé

2.2.1. Méthodes de caractérisation statique

Le polystyrène expansé, étant très généralement utilisé pour la protection contre les chocs, a tendance à être davantage sollicité en compression dynamique que statique. C'est la raison pour laquelle relativement peu d'études se sont intéressées à la caractérisation de ce type de matériau sous chargement lent. Nous présentons toutefois dans ce paragraphe les résultats obtenus par des chercheurs en termes de courbes moyennes de contrainte nominale en fonction de la déformation nominale.

Lin en 1997 s'est intéressé à l'influence sur le comportement mécanique en compression de paramètres tels le matériau constitutif, la densité ou la taille de cellule. Pour ce faire, plusieurs mousses, dont du polystyrène expansé, ont été testées en compression uniaxiale. Les échantillons de polystyrène expansé de densité 30 kg/m^3 et de dimensions $3.81 \times 3.81 \times 2.54 \text{ cm}^3$ ont été compressés via l'utilisation d'un dispositif expérimental électromécanique de type Instron® à une vitesse de déformation de 0.017 /s . La caractérisation du matériau a été réalisée sous trois conditions de température comme en témoignent les courbes de la Figure 55.

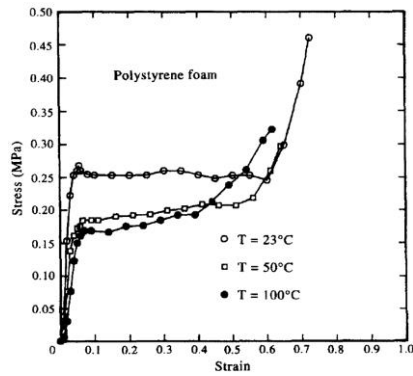


Figure 55. Courbe d'évolution de la contrainte en fonction de la déformation pour du polystyrène expansé de densité 30 kg/m^3 sollicité en compression à un taux de déformation de 0.017 /s (Lin, 1997)

En 1998, Zhang et al. se sont penchés sur la modélisation du comportement de mousses de très faibles densités à des fins d'implémentation numérique. Les auteurs se sont focalisés sur les effets du taux de déformation et de la température. Le dispositif expérimental est là encore de type Instron® 1331 pouvant réaliser des compressions uniaxiales à hauteur de 80% de déformation nominale sur une gamme de vitesses allant de 0.08 mm/s à 250 mm/s . Les échantillons de polystyrène expansé ont été coupés de sorte que leurs dimensions soient de $50 \times 50 \times 50 \text{ mm}^3$. Ces échantillons ont été testés à des taux de déformation de 0.0016 /s , 0.08 /s , et 4.6 /s et leurs réponses sont présentées en Figure 56.

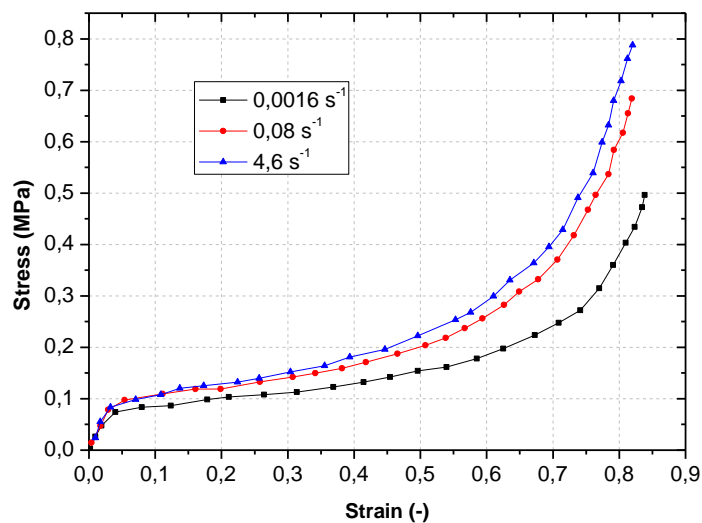


Figure 56. Courbe d'évolution de la contrainte en fonction de la déformation pour du polystyrène expansé de densité 1.6 kg/m^3 sollicité en compression à plusieurs taux de déformation quasistatiques (Zhang et al., 1998)

En vue de valider un modèle de comportement phénoménologique, une machine de test hydraulique MTS-810 a été mise en œuvre par Song *et al* en 2005 afin de déterminer le comportement en compression quasistatique d'un polystyrène expansé d'une densité de 400 kg/m^3 . Les compressions ont été menées sur des échantillons cylindriques de hauteur 6 mm et de diamètre 12.7 mm à des taux de déformation respectifs de 0.001 /s , 0.01 /s et 0.1 /s . Les courbes moyennes représentant la contrainte en fonction de la déformation font l'objet de la Figure 57.

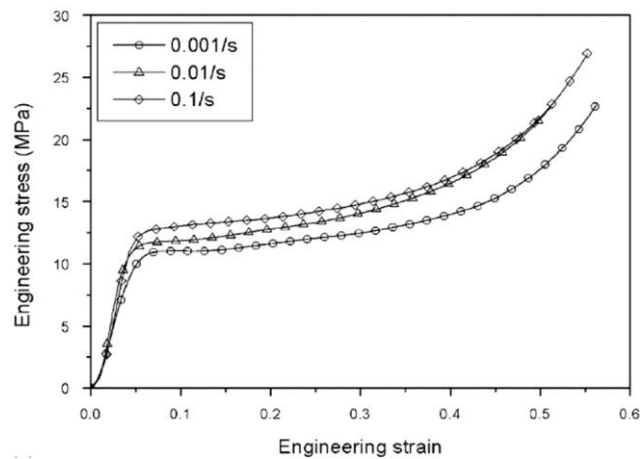


Figure 57. Courbe d'évolution de la contrainte en fonction de la déformation pour du polystyrène expansé de densité 400 kg/m^3 sollicité en compression à trois taux de déformation quasistatiques (Song *et al.*, 2005)

Un travail de caractérisation du matériau a été également effectué par Ouellet *et al* en 2006 qui ont eu recours à un dispositif de test Instron® 4206 dont la vitesse de la traverse peut aller jusqu'à 500 mm/min . Pour les besoins de l'étude, des densités de 61 kg/m^3 et 112 kg/m^3 ont été retenues. Les échantillons de géométrie parallélépipédique ($50.8 \times 50.8 \times 25.4 \text{ mm}^3$) ont été chargés à des taux de déformation de 0.087 /s et 0.00656 /s pour la densité 61 kg/m^3 et 112 kg/m^3 respectivement.

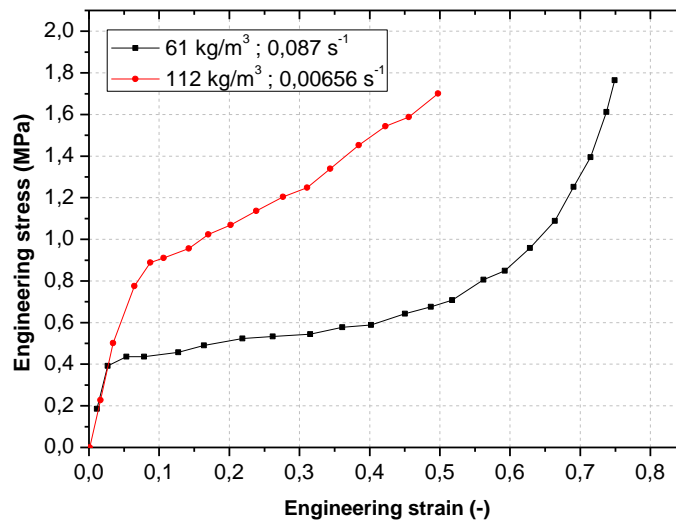


Figure 58. Courbe d'évolution de la contrainte ingénieur en fonction de la déformation ingénieur pour deux densités de polystyrène expansé sollicitées en compression quasistatique (Ouellet et al., 2006)

Nous proposons en Figure 59 en guise de résumé, une superposition des courbes de comportement en termes de contrainte en fonction de la déformation obtenus par les auteurs pour une gamme de densités comprises entre 1.6 kg/m^3 et 112 kg/m^3 et une gamme de taux de déformation allant de 0.0016 /s pour la plus faible à 4.6 /s pour la plus élevée. Nous ne représentons pas dans cette figure les courbes issues de Song *et al* (2005) car les valeurs de contraintes sont beaucoup plus élevées du fait de la densité du polystyrène expansé étudié (400 kg/m^3). Globalement, les trois phases caractéristiques du comportement en compression des matériaux cellulaires sont notables. Toutefois, le polystyrène expansé de densité 112 kg/m^3 atteint la phase de densification bien plus vite ce qui peut être dû à une compacité des billes de polystyrène plus importante.

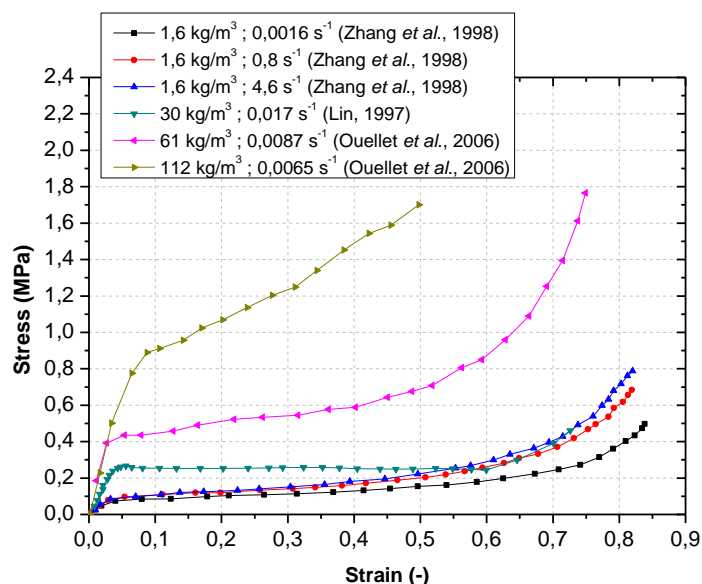


Figure 59. Superposition des courbes contrainte-déformation pour du polystyrène expansé et chargé en compression quasistatique selon plusieurs études

2.2.2. Méthodes de caractérisation dynamique

Dans le but de caractériser la coiffe d'un casque de motocycliste, Deck *et al.* en 2003 a entrepris des tests de compression dynamiques sur échantillons de polystyrène constitutif de densité 85 kg/m³. Une courbe contrainte-déformation expérimentale a été obtenue en faisant une compression dynamique d'un bloc de 70 x 70 x 30 mm. L'échantillon a été placé entre deux surfaces planes. L'impacteur, d'une masse de 1.76 kg, est muni d'un accéléromètre. La Figure 60 montre les courbes contrainte-déformation correspondantes à des vitesses d'impact de 6 et 10 m/s.

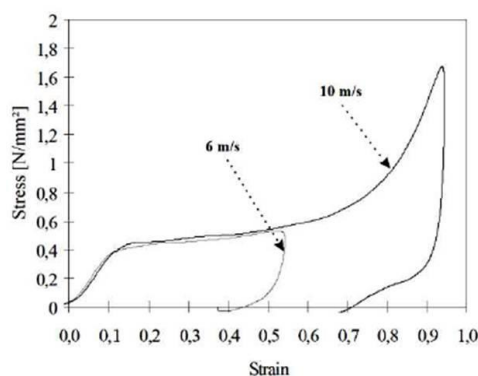


Figure 60. Courbes expérimentales contrainte-déformation de l'échantillon de polystyrène pour des vitesses de compression de 6 et 10 m/s (Deck *et al.*, 2003)

Miyazaki *et al.* en 2006, ont développé un modèle éléments-finis de casque de motocycliste sous PamCrash® et dont les caractéristiques de la coiffe ont été obtenues

en effectuant des tests d'impact sur des échantillons de polystyrène de densité 20 kg/m^3 à une vitesse de 5 m/s . Les échantillons, de dimension $60 \times 60 \times 30 \text{ mm}^3$, ont été impactés par une masse 4.5 kg équipée d'un accéléromètre. Le déplacement a été mesuré grâce à un capteur optique. La courbe contrainte-déformation obtenue par les auteurs est montrée en Figure 61.

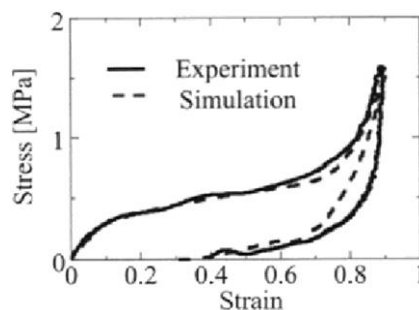


Figure 61. Courbe expérimentale contrainte-déformation de l'échantillon de polystyrène pour une vitesse de compression de 5 m/s (Miyazaki et al., 2006)

La Figure 62 collecte les courbes contrainte-déformation obtenues par plusieurs auteurs pour une gamme de densités allant de 60 à 400 kg/m^3 et pour une gamme de vitesses de déformations allant de 100 à 2500 /s . Deux dispositifs expérimentaux ont été utilisés : puits de chute (Viot, 2007) et barres de Hopkinson (Song *et al.*, 2005 ; Ouellet *et al.*, 2006). Pour plus d'informations sur les barres de Hopkinson et leurs principes nous invitons le lecteur à se référer aux publications des auteurs évoqués.

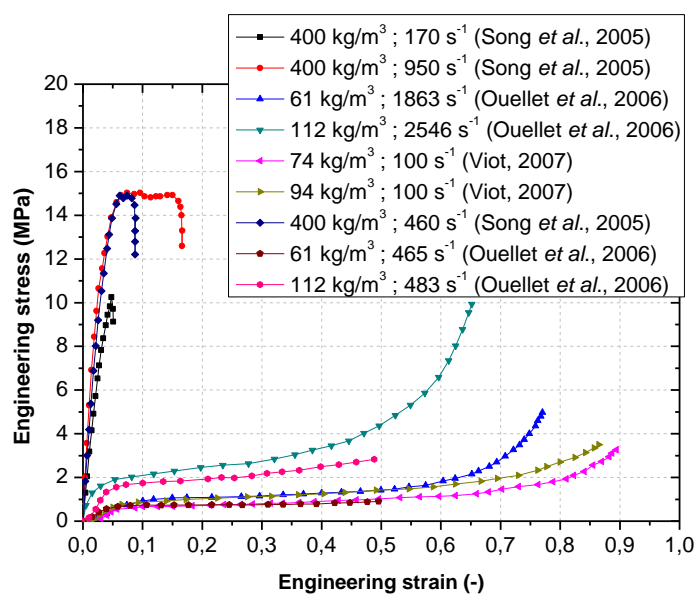


Figure 62. Superposition des courbes contrainte-déformation pour du polystyrène expansé et chargé en compression dynamique selon plusieurs études

2.3. Essais en compression quasistatique

2.3.1. Introduction

Dans un premier temps une caractérisation expérimentale du comportement en compression d'échantillons de polystyrène expansé a été effectuée. Cette caractérisation a été menée pour une vitesse de déformation quasistatique. Ce choix de chargement quasistatique s'est imposé en vue de l'implémentation sous le code de calcul par éléments-finis PamCrash®, d'une loi tabulée requérant une courbe de comportement du matériau à très faible taux de déformation. Nous expliciterons davantage cette loi dans le chapitre 3 suivant. Nous rapporterons dans ce qui suit la manière dont les essais ont été menés, les résultats obtenus et leur interprétation.

2.3.2. Protocole expérimental

Matériaux et échantillons

Le matériau étudié est le polystyrène expansé constitutif de la coiffe du casque de cycliste considéré. Ce matériau absorbeur de choc a une densité de 77 kg/m^3 et provient d'un fournisseur de mousses chinois.

Dispositif expérimental

Afin de déterminer le comportement en compression de ce matériau, une méthode électromécanique de test a été retenue grâce à la mise en œuvre d'un dispositif de type INSTRON® 5867 capable de réaliser des essais de traction, compression, pelage et flexion. La Figure 63 présente une vue générale du dispositif expérimental utilisé.

La machine dispose d'un piston pouvant être asservi en déplacement et permet d'imposer une compression du matériau à des vitesses linéaires sur une plage allant de 0.005 à 500 mm/min. Le plateau inférieur est lié au capteur, lui-même relié au système d'acquisition qui enregistre la force appliquée au matériau au cours du temps. La force maximale tolérée par ce capteur est de 30 kN.

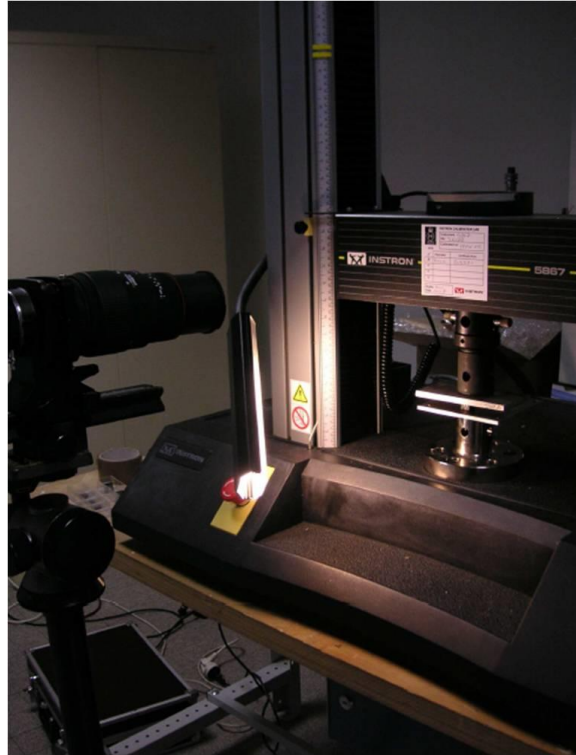


Figure 63. Machine électromécanique INSTRON® 5867 utilisée pour la caractérisation en compression quasistatique du polystyrène expansé

2.3.3. Plan expérimental

Dans le cadre de la protection contre les chocs, les matériaux cellulaires de type mousse sont essentiellement sollicités en compression. C'est la raison pour laquelle, conformément à la norme ISO 3386-1:1986, chaque échantillon de polystyrène expansé a été soumis à une déformation nominale de 70%. Les échantillons ont tous été directement prélevés de la coiffe du casque et découpés afin d'obtenir des cubes de dimensions $15 \times 15 \times 15 \text{ mm}^3$ comme le montre Figure 64.

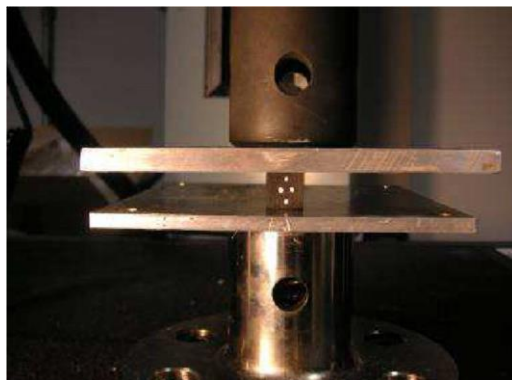


Figure 64. Vue avant compression d'un échantillon cubique de polystyrène expansé de densité 77 kg/m^3

Chapitre 2 : Caractérisation expérimentale

Les échantillons de polystyrène expansé ont été conditionnés à basse température, haute température et sous traitement humide tel que prescrit par la norme européenne d'homologation des casques de cyclistes EN 1078. Après placement des échantillons dans l'enceinte de conditionnement, une durée de 4h a été respectée. Les enceintes de conditionnement ayant permis de maintenir les échantillons à $-20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, $+50^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ et à hygrométrie constante (débit d'eau de 1 L/min) sont présentées en Figure 65.

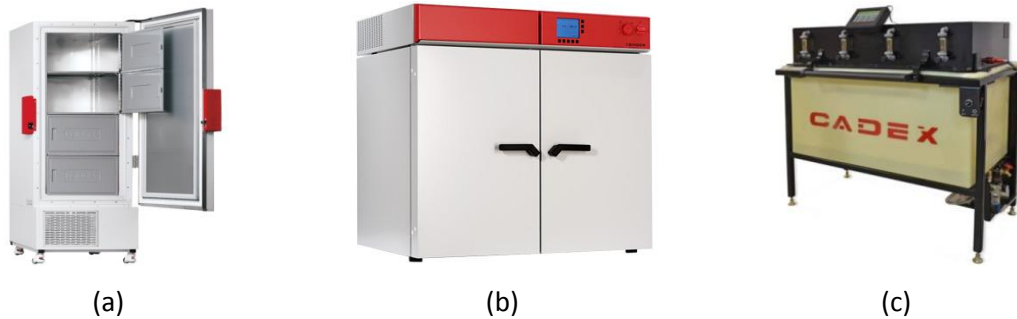


Figure 65. Enceintes de conditionnement : a) Congélateur BINDER 240L, b) Four BINDER M400, c) Vaporisateur d'eau SB046

Une seule vitesse de déformation quasistatique a été retenue et fixée à 0.001 /s soit une vitesse de déplacement du piston de 0.9 mm/min imposée par la définition d'une rampe de déplacement. De plus, trois éprouvettes par conditionnement ont été soumises au test.

La contrainte nominale $\sigma = F/S_0$ ainsi que la déformation nominale ont été choisies pour évaluer le comportement du polystyrène expansé. Concernant la contrainte, la variation de la section lors de la compression n'est pas perceptible car le coefficient de Poisson ν est proche de zéro. De ce fait, la contrainte vraie $\sigma_v = F/S \approx F/S_0$. De plus, même si le matériau subit de grandes déformations ($>5\%$), l'utilisation de la déformation nominale se voulait en accord avec le formalisme de la loi PamCrash® qui requiert l'implémentation de courbes d'évolution de la contrainte nominale en fonction de la déformation nominale. Cependant, pour le calcul de la vitesse linéaire du piston nous avons utilisé la dérivée temporelle de la déformation ingénieur $d/dt(l/l_0) \approx v/l_0$ (avec v en mm/s et l_0 l'épaisseur initiale de l'échantillon en mm) car le contrôle continu du taux de déformation vraie n'était pas possible.

2.3.4. Résultats

Le tracé des courbes contrainte-déformation nominales issu du post-traitement des résultats expérimentaux est présenté en Figure 66. Ces courbes moyennes se basent sur les courbes obtenues après recalage pour chacun des trois échantillons et permettent de constater l'influence du conditionnement sur la réponse du matériau notamment entre les courbes à -20°C et $+50^{\circ}\text{C}$ pour lesquelles les modules d'élasticité sont de l'ordre de 8.0 MPa et 5.2 MPa respectivement. Cette constatation est en accord Liu *et al* (2003) qui ont étudié l'influence de facteurs environnementaux sur l'absorption d'énergie d'un polystyrène expansé utilisé dans un casque de protection. Une courbe issue de leurs travaux a été superposée aux résultats expérimentaux de la Figure 66.

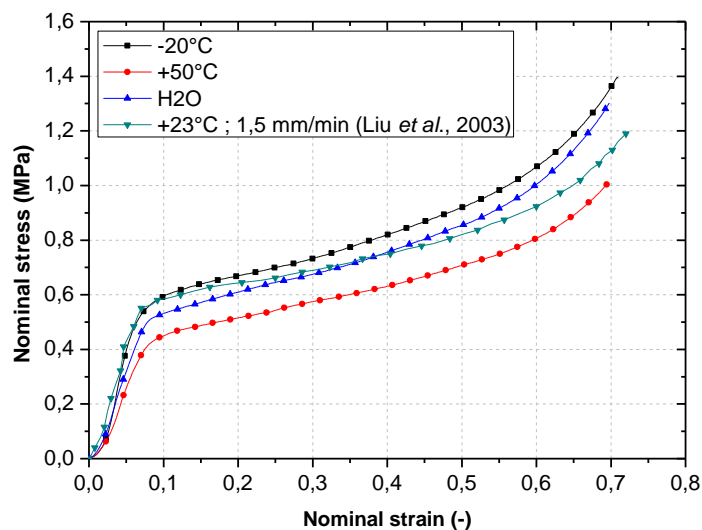


Figure 66. Courbes contrainte-déformation pour du polystyrène expansé sollicité en compression à 0.001 /s et sous trois conditionnements

2.3.5. Conclusion

En vue de disposer de courbes de comportement du matériau amortissant utiles à sa définition sous PamCrash®, des essais de compression quasistatiques ont été opérés grâce à une machine de test électromécanique. Des échantillons cubiques de polystyrène expansé provenant du casque ont été soumis à une compression à un taux de déformation de 0.001 /s et à hauteur de 70% de déformation nominale. Par-ailleurs, ces échantillons ont été conditionnés de sorte à respecter les prescriptions normatives de la norme vélo EN 1078. En accord avec Liu *et al* (2003), l'influence du conditionnement est notable, particulièrement entre les traitements à froid et à chaud.

2.4. Essais en compression dynamique lente

2.4.1. Introduction

Dans un second temps, des essais de compression à vitesse dynamique lente ont été entrepris par l'industriel afin de mieux caractériser le polystyrène expansé. Là encore, ces essais s'inscrivent dans le cadre d'une modélisation à venir du comportement du matériau sous PamCrash® au travers d'une loi tabulée nécessitant l'implémentation de courbes contrainte-déformation sous plusieurs vitesses de chargement.

2.4.2. Protocole expérimental

Matériau et échantillons

Tout comme sous conditions de chargement quasistatique, le même polystyrène expansé et provenant de la coiffe du casque de cycliste a été impacté.

Dispositif expérimental

Les essais de compression sur échantillons de polystyrène expansé ont été réalisés via une méthode expérimentale de type poids tombant instrumenté et non pas par la mise en œuvre d'une machine hydraulique à grande vitesse. Ce choix se justifie par un risque important de détérioration du vérin en fin de course dans le cas d'une compression dynamique à hauteur de plus de 70% de déformation d'un échantillon d'épaisseur 15 mm. Un schéma du dispositif expérimental est proposé en Figure 67.

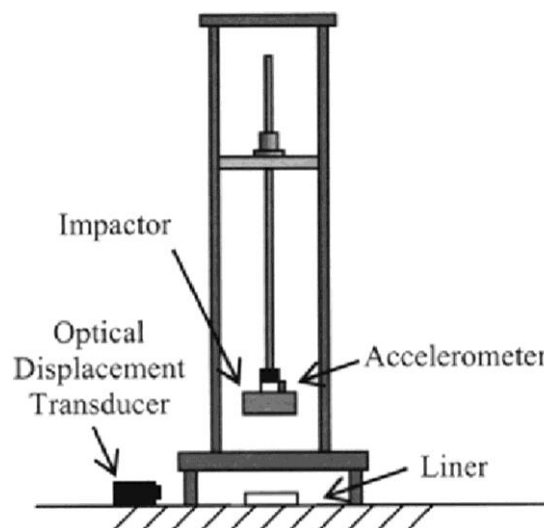


Figure 67. Poids tombant instrumenté (Miyazaki et al., 2006)

2.4.3. Plan expérimental

Des échantillons cubiques de matériau de dimensions 15 x 15 x 15 mm³ ont été prélevés directement dans la coiffe du casque. Afin d'être comprimés à hauteur de 70% de déformation nominale à une vitesse de 1 m/s, l'impacteur d'une masse de 20 kg et équipé d'un accéléromètre a été guidé en chute libre depuis une hauteur de 0.51 m.

De même que sous chargement quasistatique, trois échantillons de polystyrène expansé par conditionnement ont été impactés. Les échantillons ont été placés :

- Dans un congélateur pendant une durée de 24h,
- Dans un four pendant une durée de 22h,
- Dans un bain d'eau pendant 120h.

2.4.4. Résultats

Les résultats expérimentaux en termes de courbe moyenne de contrainte-déformation pour les trois conditionnements sont présentés en Figure 68. Ces courbes moyennes se basent sur les courbes obtenues après recalage pour chacun des trois échantillons. L'écart-type SD a été calculé selon la formule :

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad \text{Eq. 6}$$

Avec :

- N le nombre d'échantillons
- x_i la contrainte à l'instant t pour l'échantillon i
- \bar{x} la moyenne arithmétique à l'instant t

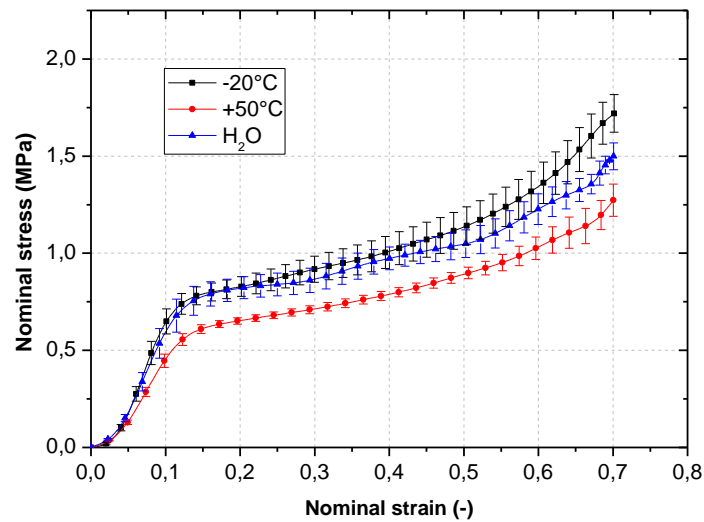


Figure 68. Courbes contrainte-déformation pour du polystyrène expansé sollicité en compression à 1 m/s et sous trois conditionnements

2.4.5. Conclusion

Les courbes de comportement du polystyrène expansé de la coiffe sollicité en compression à une vitesse dynamique lente de 1 m/s ont été obtenues via une méthode expérimentale de type poids tombant instrumenté. Les trois conditionnements normatifs ont été pris en compte à savoir un conditionnement à -20°C, à +50°C et sous conditionnement humide. Ces essais ont été menés par l'industriel afin de disposer de courbes contrainte-déformation nécessaires à l'implémentation sous le code de calcul PamCrash® du modèle éléments-finis de ce casque, implémentation que nous aborderons plus en détails dans le prochain chapitre.

3. CASQUE DE CYCLISTE EN SITUATION DE CHOC

3.1. Introduction

En parallèle de cette thèse, deux campagnes expérimentales d'impacts sur casque de cycliste ont été menées successivement. Ces essais ont été réalisés dans le but de disposer d'une base de données propre à la validation du futur modèle éléments-finis de ce casque qui sera développé par la suite.

Nous expliciterons tout d'abord les chocs normatifs réalisés puis les chocs obliques, ces derniers nous ayant permis d'évaluer les performances de ce casque pour des configurations de choc se rapprochant davantage des conditions de chocs réellement observées en cas d'accident de cycliste.

3.2. Impacts normatifs (EN 1078)

3.2.1. Introduction

Dans le cadre de cette étude, nous nous sommes intéressés au test de la capacité à absorber les chocs du casque vélo précédemment présenté. Ces essais ont été réalisés selon les préconisations de la norme européenne d'homologation des casques vélo EN 1078. Toutes les exigences de cette norme sur les méthodes et les moyens d'essais ont été respectées. De plus, l'ensemble du laboratoire dans lequel ont été réalisés ces essais est accrédité COFRAC (Comité Français d'Accréditation). Cette accréditation implique la reconnaissance dans le cadre d'exigences définies au niveau international (ISO 17025) de la compétence technique, de la mise en œuvre des moyens d'essais et de l'impartialité des résultats.

3.2.2. Protocole expérimental

Echantillons

Pour ces essais d'impacts linéaires normatifs, 45 casques vélo identiques de taille M (soit une circonférence de 570 mm) et provenant du même lot de fabrication ont été acquis. Ces casques ne présentent pas de visière comme le montre la Figure 69 et la mousse de confort a été gardée. La masse de l'échantillon est de 235 g sans le système de rétention.



Figure 69. Echantillon soumis au test d'impact normatif

Dispositif expérimental

Une chute libre guidée d'une fausse tête casquée a été réalisée à l'aide d'un puits de chute électropneumatique de marque AD Engineering modèle MAU 1006 qui est conforme aux exigences de la norme vélo EN 1078. Ce dispositif, présenté en Figure 70, permet d'impacter un casque à une vitesse de 8 m/s au maximum. Cet équipement se compose pour l'essentiel:

- D'un anneau de guidage permettant de supporter le casque et de le maintenir en position,
- D'un rail de guidage autorisant une chute libre du casque sans changer son positionnement initial,
- D'un système de largage électromagnétique,
- D'un socle fixé au béton du sol et permettant le montage de différentes enclume,
- D'un capteur optique mesurant la vitesse d'impact.

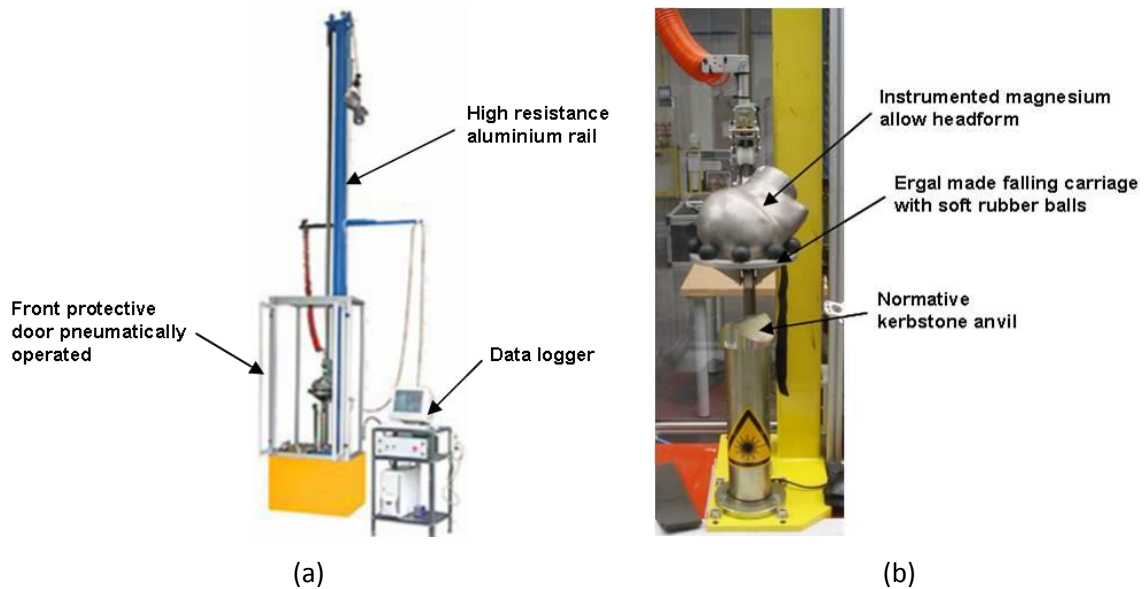


Figure 70. Puits de chute utilisé pour mener les impacts normatifs : a) Vue générale, b) Vue de l'anneau de guidage supportant la fausse tête casquée et l'enclume

3.2.3. Plan expérimental

Dans un premier temps, la surface d'essai a été délimitée sur chacun des 45 casques selon le tracé explicité dans le chapitre 1. Pour ce faire, chaque casque a été placé sur une fausse tête ISO de taille adaptée puis un lest de 50 N a été appliqué sur le sommet du casque afin d'assurer un bon contact avec la tête. Le plan de travail sur lequel est montée la fausse tête ainsi que le pointeur laser sont visibles en Figure 71. Une fois la zone d'essai délimitée au moyen du pointeur laser, deux points d'impacts espacés d'au moins 150 mm ont été tracés dans cette zone, l'un à impacter sur enclume plate et l'autre sur l'enclume cornière. En effet et pour rappel, la norme EN 1078 impose deux impacts maximum par échantillon, ces derniers ne devant pas être réalisés sur la même enclume.



Figure 71. Dispositif permettant de délimiter la zone d'essai et localiser les points d'impact sur le casque. Le pointeur laser est visible à droite de la fausse tête ISO

Chapitre 2 : Caractérisation expérimentale

Un total de 15 points disposés tout autour du casque a été retenu à savoir 15 points pour les impacts sur l'enclume plate notés de A à O, et 15 points pour les impacts sur l'enclume cornière numérotés de 1 à 15. Ce nombre important de points d'impact se justifie par une volonté du fabricant à tester qualitativement ses casques. La localisation de ces différents points d'impacts est marquée d'une croix en Figure 72 et d'un trait en Figure 73 respectivement pour les chocs sur enclume plate et ceux sur enclume cornière. Comme le montrent ces deux figures, tous les points sont situés dans la zone de test ou à sa frontière.



(a)



(b)



(c)

Figure 72. Localisation des 15 points impactés sur enclume plate : a) Vue de dessus, b) Vue de côté, c) Vue de derrière

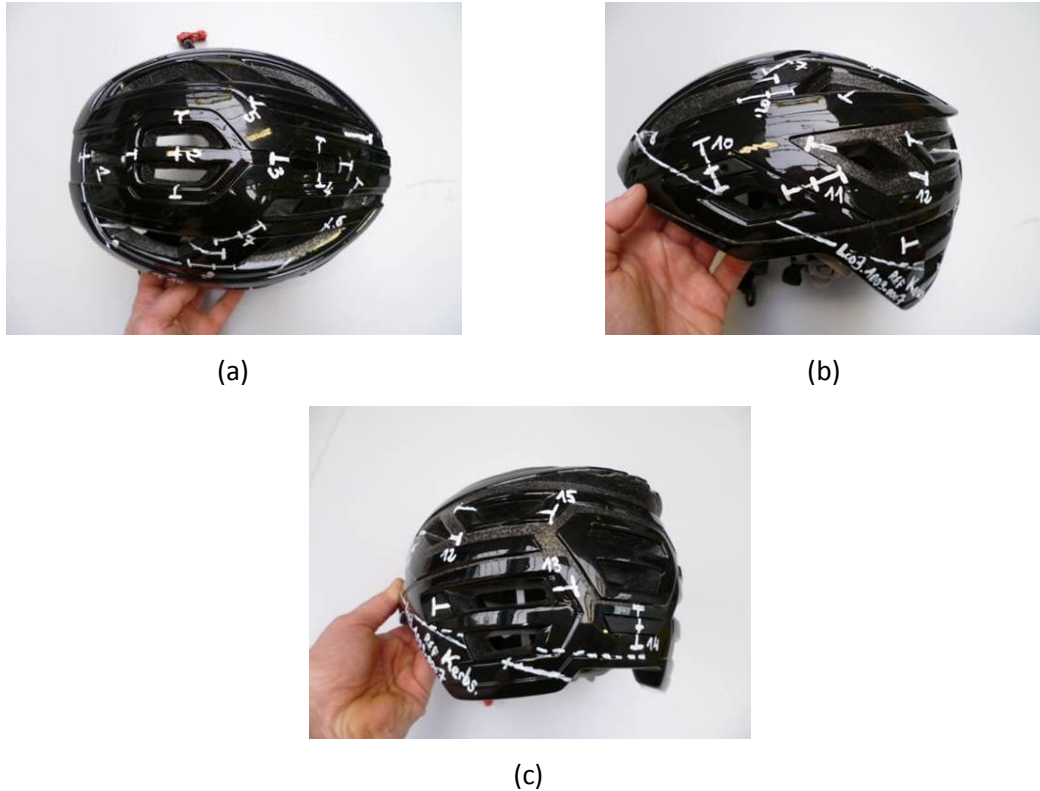


Figure 73. Localisation des 15 points impactés sur enclume cornière : a) Vue de dessus, b) Vue de côté, c) Vue de derrière

En amont de tout impact, les 45 casques ont été conditionnés grâce aux enceintes déjà présentées en Figure 65 :

- 15 échantillons conditionnés à -20°C pendant 4h dans un congélateur BINDER 240L.
- 15 échantillons conditionnés à $+50^{\circ}\text{C}$ pendant 4h dans un incubateur BINDER M400.
- 15 échantillons conditionnés en milieu humide et à température ambiante pendant 4h. Le débit d'eau dans l'enceinte a été fixé à 1 L/min. A noter que pour ce conditionnement, la norme impose également au casque d'être soumis à un rayonnement artificiel émis par une lampe au xénon de 125 W pendant 48h à une distance de 250 mm. Une dérogation a été obtenue afin de s'affranchir de cette seconde contrainte.

Une fausse tête ISO de taille J et de masse 4.7 kg a été utilisée (Figure 74). Sa fréquence de résonance est comprise entre 4.9 et 5.6 kHz. Cette fausse tête est conforme à la norme EN 960 et est équipée en son centre de gravité d'un capteur

accélérométrique triaxial PCB 353/B17-3D. Ce capteur permet la mesure d'accélération linéaires à hauteur de 500 g dans trois directions. Une centrale d'acquisition TDAS PRO LAB certifié ISO 6487 a permis l'enregistrement des données grâce à un module SIM (*Sensor Input Module*) d'une fréquence d'acquisition de 250 kHz.



Figure 74. Fausse tête ISO de taille J. Sa masse est de 4.7 kg et sa circonférence de 570 mm

Conformément à la norme européenne, les impacts ont été réalisés à une vitesse de 5.42 m/s (1.5 m) sur une enclume plate et 4.57 m/s (1.1 m) sur une enclume cornière après que le casque ait été placé sur la fausse tête et que la jugulaire ait été attachée et ajustée sous le menton. Un total de 90 impacts directs en accord avec les prescriptions de la norme EN 1078 a été mené.

Pour les essais à haute température et sous condition humide, les casques ont d'abord été impactés sur l'enclume cornière puis sur l'enclume plate. Inversement pour le conditionnement à froid. En tout état de cause, les deux impacts ont été réalisés dans les 3 min suivant le retrait du casque de l'enceinte de conditionnement. Un pointeur laser situé au niveau du support de fixation de l'enclume a permis de cibler de façon précise les points d'impact.

3.2.4. Résultats

Pour chacun des 90 impacts normatifs expérimentaux, la courbe temporelle d'accélération linéaire résultante (Eq. 7) mesurée au centre de gravité de la fausse tête ISO a été obtenue après filtrage à l'aide d'un filtre CFC (*Class Frequency Channel*) d'une fréquence de coupure de 1 kHz. Ce post-traitement des résultats bruts a été directement opéré par le logiciel TDAS installé sur l'ordinateur jouxtant le puits de chute.

$$\gamma(t) = \sqrt{\gamma_x^2(t) + \gamma_y^2(t) + \gamma_z^2(t)} \quad \text{Eq. 7}$$

Le critère d'homologation du casque pour le test d'absorption aux chocs étant basé sur le maximum d'accélération linéaire résultante du centre de gravité de la fausse tête, nous proposons en Figure 75 et Figure 76, la valeur de ce paramètre respectivement pour les impacts sur enclume plate et ceux sur enclume cornière. Pour les 90 essais menés, nous constatons une valeur inférieure au critère normatif fixé à 250 g, avec un maximum de 185 g atteint pour le point E impacté sous conditionnement froid et un minimum de 99 g pour le point F sous conditionnement mouillé. Par-ailleurs, cette accélération est plus élevée pour les chocs sur enclume plate que sur enclume cornière avec une valeur moyenne respective de 142 g et 96 g. Cela s'explique non seulement par des hauteurs de chute différentes mais également par une plus grande déformation de la coiffe lors de l'impact sur l'enclume cornière car l'arrête va davantage « trancher » et comprimer le polystyrène expansé.

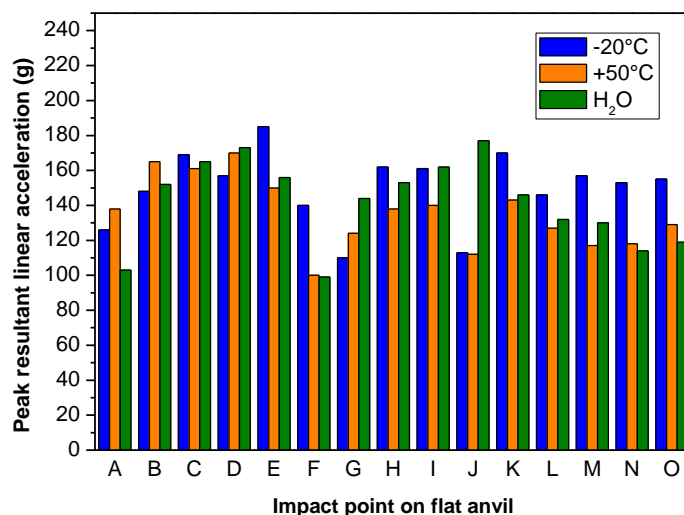


Figure 75. Maxima d'accélération linéaire résultante mesurés pour les 15 points d'impact sur enclume plate et pour les trois conditionnements

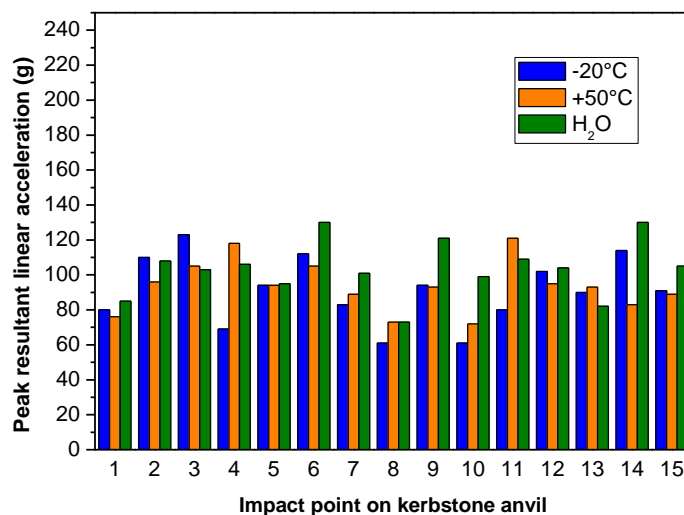


Figure 76. Maxima d'accélération linéaire résultante mesurés pour les 15 points d'impact sur enclume cornière et pour les trois conditionnements

Les 45 courbes temporelles d'accélération linéaire résultante font l'objet de l'annexe 1 mais nous présentons toutefois en Figure 77 un exemple de courbes obtenues suite à un impact latéral sur enclume plate. La durée Δt du pulse d'accélération est d'environ 8 ms. Nous ne constatons par-ailleurs aucune influence des conditionnements froid et humide sur la réponse de la tête casquée. Néanmoins, le maximum d'accélération linéaire résultante passe de 160 g à 140 g quand le casque a été conditionné à +50°C.

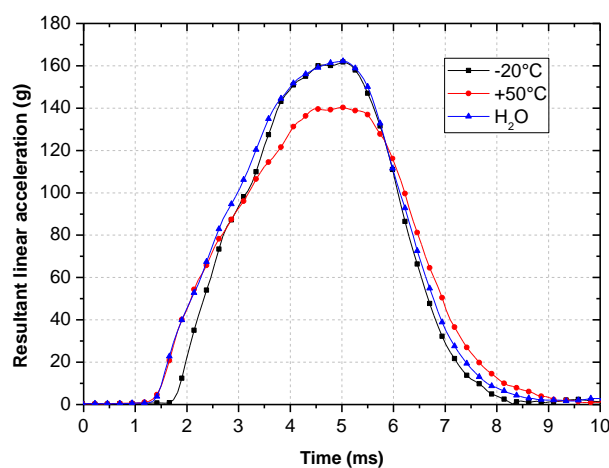


Figure 77. Courbes temporelles d'accélération linéaire résultante obtenues pour un impact latéral (point 1) sur enclume plate et sous trois conditionnements

Les résultats obtenus en termes d'accélération linéaire résultante pour un impact pariétal au point 2 sur l'enclume cornière sont montrés en Figure 78. Pour cet exemple de point d'impact, là encore nous ne constatons pas une influence significative des conditionnements froid et humide, la température du polystyrène expansé de la coiffe ayant du rapidement augmenter durant le laps de temps écoulé entre la sortie du casque du congélateur et le moment de l'impact. De plus, nous notons une durée du pulse d'accélération plus importante que sur enclume plate avec un Δt d'environ 10 ms. Une valeur maximum de 110 g est mesurée à froid et sous condition humide, 96 g pour un casque conditionné à +50°C. Les 45 courbes temporelles relatives aux 15 points d'impact sur l'enclume cornière et pour les trois conditionnements normatifs sont collectées en annexe 2 à la fin de ce manuscrit.

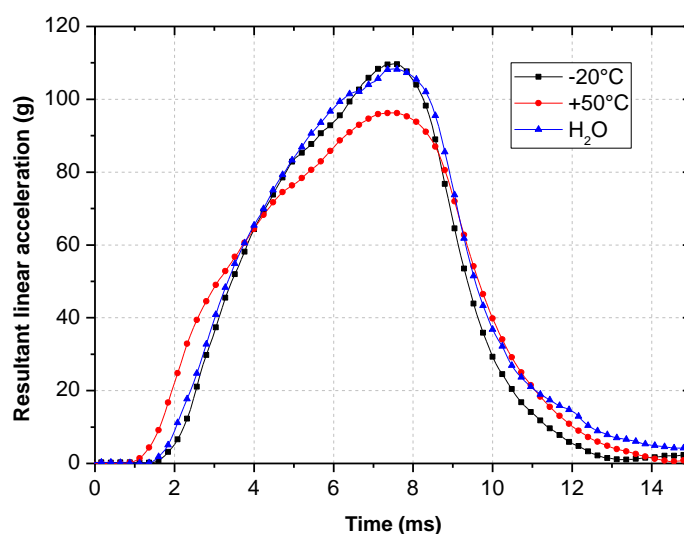


Figure 78. Courbes temporelles d'accélération linéaire résultante obtenues pour un impact pariétal (point 2) sur enclume cornière et sous trois conditionnements

A l'issue de cette campagne d'impacts normatifs, les casques testés ont été observés afin de détecter les éventuelles détériorations visibles qu'auraient subies la coiffe et la coque externe. Le Tableau 31 regroupe les observations qui ont été faites notamment pour cinq points impactés à une vitesse de 4.57 m/s sur l'enclume cornière et sous conditionnement humide. Des phénomènes de rupture du polystyrène expansé, de déformation permanente de celui-ci et de déformation plastique de la coque externe sont en effet visibles, de même que pour les casques ayant été impactés sur l'enclume plate comme en témoignent les photographies du Tableau 32.

Chapitre 2 : Caractérisation expérimentale






Point	Observations	Prise de vue
1	<p>Déformation plastique de la coque</p> <p>Rupture de l'EPS dans la direction de l'enclume</p> <p>Déformation permanente de l'EPS d'environ 40%</p>	
6	<p>Déformation plastique de la coque</p> <p>Déformation permanente de l'EPS d'environ 40%</p>	
8	<p>Double rupture de l'EPS selon l'arrête de l'enclume</p>	
13	<p>Déformation plastique de la coque</p> <p>Rupture de l'EPS selon l'arrête de l'enclume</p>	
14	<p>Enfoncement de la coque</p> <p>Rupture de l'EPS dans la direction de l'enclume</p>	

Tableau 31. Observations des casques impactés sur enclume cornière à une vitesse de 4.57 m/s et sous conditionnement humide

Chapitre 2 : Caractérisation expérimentale


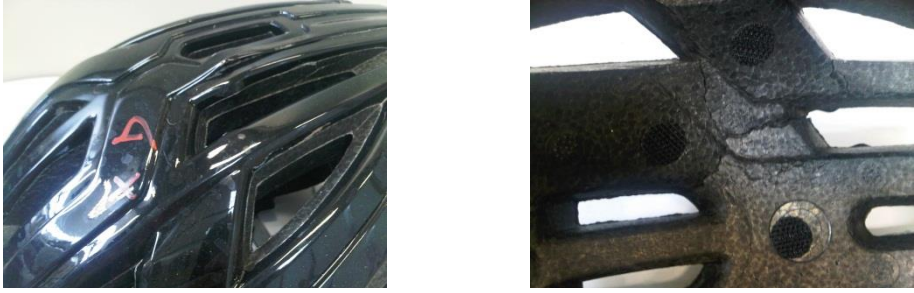



Point	Observations	Prise de vue
A	Deux traits de fracture de l'EPS de 30 et 40 mm	
D	Déformation plastique de la coque Rupture de l'EPS	
J	Décollement et rupture de la coque	
K	Trait de fracture de 50 mm	
N	Rupture de l'EPS d'environ 40 mm	

Tableau 32. Observations des casques impactés sur enclume plate à une vitesse 5.42 m/s et sous conditionnement humide

3.2.5. Conclusion

Un dispositif de puits de chute a été mis en application afin de réaliser une campagne d'impacts normatifs sur le casque de cycliste présenté plus tôt. Couplé à une fausse tête ISO instrumentée, l'évolution en fonction du temps de l'accélération linéaire résultante du centre de gravité de la fausse tête a été enregistrée pour 90 impacts. 45 impacts sur enclume plate à une vitesse de 5.42 m/s et 45 sur enclume cornière à une vitesse de 4.57 m/s ont été réalisés. Nous avons pu vérifier que ce casque respecte le critère normatif de 250 g imposé par la norme EN 1078 dans le cadre du test de l'absorption aux chocs. Les casques ont également été analysés et des fractures du matériau amortissant, des déformations permanentes ainsi que des déformations plastiques de la coque en polycarbonate ont été constatées.

3.3. Impacts obliques

3.3.1. Introduction

Dans cette section nous mettons l'accent sur les impacts obliques qui ont été réalisés dans le cadre du projet PREDIT après avoir adapté le puits de chute précédemment utilisé pour la campagne d'impacts normatifs. L'objectif de ces tests obliques a été d'évaluer les performances de notre casque vélo pour des configurations de chocs tendant vers celles réellement observées dans les accidents de la route.

3.3.2. Protocole expérimental

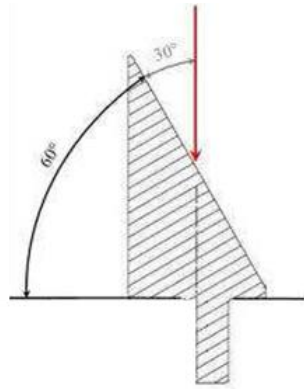
Echantillons

Cette campagne expérimentale d'impacts obliques a nécessité l'acquisition auprès de la production de 20 nouveaux échantillons. Ces derniers présentent exactement les mêmes caractéristiques que ceux utilisés pour la campagne de chocs normatifs.

Dispositif expérimental

Le puits de chute précédemment utilisé pour les impacts normatifs a été adapté pour réaliser des impacts tangentiels selon des conditions de chocs se rapprochant de celles recensées dans les rapports accidentologiques. Pour ce faire, une enclume oblique présentant un angle de 60° par-rapport à l'horizontale a été fabriquée en acier XC38. Cette enclume originale montrée en Figure 79 a été couverte au moyen d'un adhésif

double-face d'un papier abrasif grain 80 tel que spécifié dans les normes BS 6658 ou ECE R-22.05 pour tendre à reproduire un frottement casque/bitume réaliste.



(a)



(b)

Figure 79. Enclume oblique à 60° : a) Schématisation, b) Recouverte de papier abrasif grain 80 et intégrée au dispositif expérimental

3.3.3. Plan expérimental

Une tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile d'une masse de 4.64 kg et conforme EN 960 a été utilisée et fermement couplée au casque vélo comme en témoigne la Figure 80. Ce dispositif anthropomorphique se compose d'un crâne en aluminium recouvert d'un scalp en vinyle amovible.

L'intérêt du choix de cette fausse tête réside dans le fait que ses inerties en rotation sont proches de la tête humaine. Celles-ci sont rapportées dans le Tableau 33.

Tête	m (kg)	I_{xx} (kg.m ²)	I_{yy} (kg.m ²)	I_{zz} (kg.m ²)
Humaine	4.5	$18.0 \cdot 10^{-3}$	$18.4 \cdot 10^{-3}$	$21.9 \cdot 10^{-3}$
Hybrid III 50 ^{ème} percentile	4.64	$17.1 \cdot 10^{-3}$	$18.9 \cdot 10^{-3}$	$22.7 \cdot 10^{-3}$

Tableau 33. Inerties en rotation de la fausse tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile comparées à celles de la tête humaine

Chapitre 2 : Caractérisation expérimentale

Trois capteurs accélérométriques piézorésistifs de type ENDEVCO 7264B/2000 ont été placés au centre de gravité de la tête afin de mesurer des accélérations linéaires jusqu'à 2000 g. De même, un capteur gyroscopique triaxial IES 3103-4800 a été monté au centre de gravité de la tête. Ce dernier permet d'enregistrer les vitesses rotatoires à hauteur maximale de 4800 °/s autour des trois axes définis en Figure 80. Le module d'acquisition TDAS PRO LAB a permis d'enregistrer les six signaux captés à une fréquence de 40 kHz.

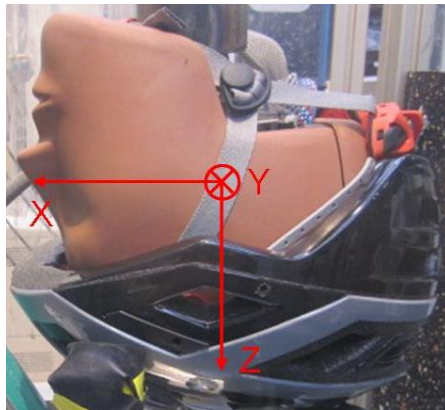


Figure 80. Système d'axes défini pour la mesure de la vitesse rotatoire de la fausse tête casquée

En amont de cette campagne expérimentale à proprement parlé, la fiabilité de l'ensemble de la chaîne de mesure ainsi que la répétabilité des résultats ont été vérifiées au travers d'impacts sur l'enclume à 60° de la fausse tête de mannequin non casquée. Pour ce faire, l'enclume a été recouverte non pas d'un papier abrasif mais d'une résine élastomère (*Modular Elastomer Programmer*). Dix impacts par lieu (frontal et latéral) ont été réalisés depuis une hauteur de chute de 0.7 m ce qui a permis d'observer la répétabilité des mesures effectuées par les capteurs en termes d'accélération linéaire et de vitesse angulaire résultantes (Tableau 34). L'intervalle de confiance à 95% a été calculé en considérant les 10 échantillons (N=10) par localisation selon la formule :

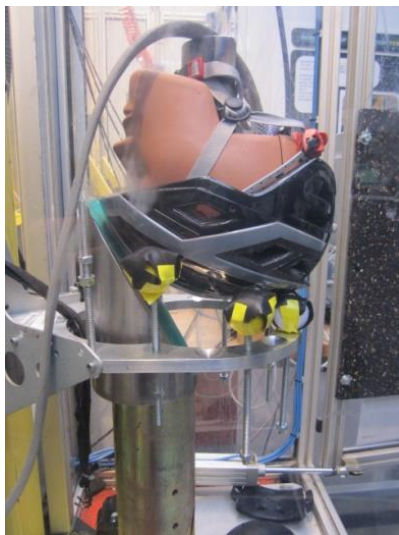
$$\left[\bar{x} - 2 * \frac{SD}{\sqrt{N}}; \bar{x} + 2 * \frac{SD}{\sqrt{N}} \right] \quad \text{Eq. 8}$$

Chapitre 2 : Caractérisation expérimentale

Impact	γ_{max} (g)	\dot{w}_{max} (rad/s)
Frontal	74.0 ± 1.0	26.3 ± 0.9
Latéral	78.0 ± 3.0	26.2 ± 0.9

Tableau 34. Tests MEP : Valeurs résultantes de l'accélération linéaire et de la vitesse angulaire pour les deux configurations de choc oblique

Les impacts sur l'enclume inclinée à 60° ont été réalisés en zones frontale et latéral comme le montre les positions initiales en Figure 81. Un niveau à bulle a été utilisé afin de s'assurer de la bonne planéité de la fausse tête sanglée au casque.



(a)



(b)

Figure 81. Impact oblique sur enclume à 60° : a) Frontal, b) Latéral

Pour cette campagne expérimentale, 10 impacts frontaux et 10 impacts latéraux à une vitesse de 5.42 m/s sur casque ont été réalisés sous température ambiante. Cela équivaut à imposer une vitesse normale et tangentielle de 2.7 et 4.7 m/s respectivement. Un total de 20 casques a ainsi été soumis à l'expérience. Lors de chaque essai, vitesses rotatoires et accélérations linéaires dans les trois directions ont été mesurées puis filtrées à l'aide de filtres numériques CFC de fréquences de coupure respectives de 180 Hz et 1 kHz.

3.3.4. Résultats

Pour les deux configurations de choc oblique nous avons obtenu les courbes d'accélérations linéaires résultantes (du centre de gravité de la fausse tête) en fonction du temps ainsi que les courbes temporelles d'accélérations rotatoires résultantes, ces

dernières ayant été dérivées des courbes de vitesses rotatoires résultantes filtrées à 180 Hz. Nous montrons les courbes moyennes avec l'écart-type sur la base des dix casques impactés par zone :

Frontale

Comme en témoigne la Figure 82 relatives aux paramètres cinématiques mesurés pour un choc oblique frontal à une vitesse de 5.42 m/s, des valeurs maximales de 62 g et 4883 rad/s² ont été obtenues pour les accélérations linéaire et rotatoire résultantes respectivement.

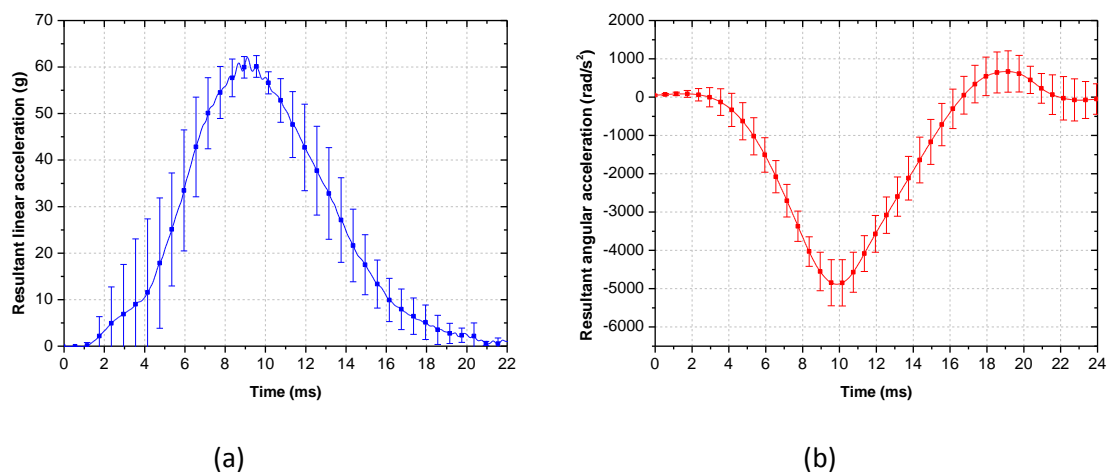


Figure 82. Evolution temporelle de l'accélération du centre de gravité de la fausse tête Hybrid III pour un impact oblique frontal à 5.42 m/s : a) Accélération linéaire résultante, b) Accélération rotatoire résultante

Latérale

Pour l'impact oblique latéral, les courbes issues de l'expérience sont présentées en Figure 83. Des accélérations de 66 g et 3932 rad/s² ont été obtenues respectivement pour l'accélération linéaire et l'accélération rotatoire, cette dernière étant moins élevée que pour le choc frontal.

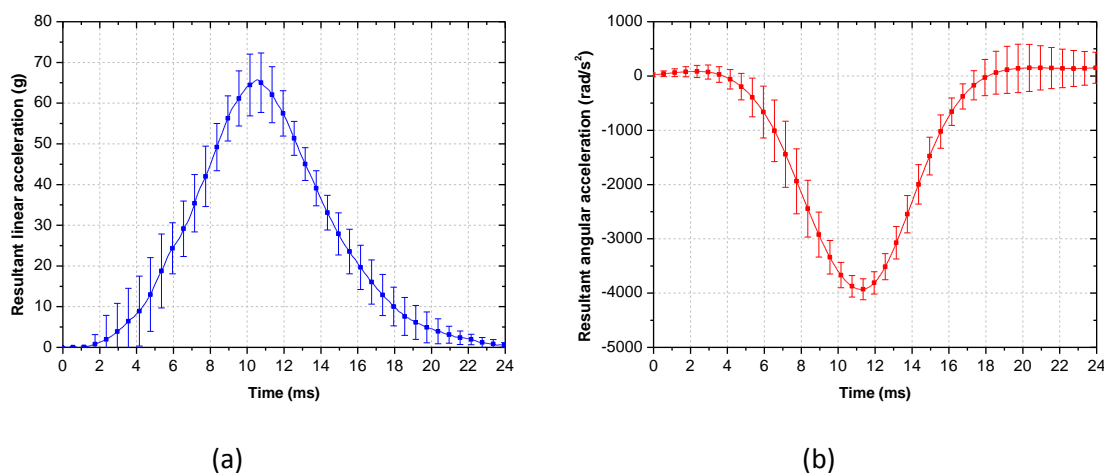


Figure 83. Evolution temporelle de l'accélération du centre de gravité de la fausse tête Hybrid III pour un impact oblique latéral à 5.42 m/s : a) Accélération linéaire résultante, b) Accélération rotatoire résultante

Les valeurs maximums obtenues en termes d'accélération linéaire et rotatoire résultantes pour les deux localisations de choc sont récapitulées dans le Tableau 35. L'enclume étant inclinée de 60°, il n'est pas étonnant d'observer des valeurs d'accélération linéaire résultante bien inférieures à celles obtenues sur enclume plate.

Impact	$\gamma_{max}(g)$	$\ddot{\omega}_{max}(\text{rad/s}^2)$
Frontal	62.1 ± 1.7	4883 ± 391
Latéral	65.7 ± 4.8	3932 ± 122

Tableau 35. Maxima d'accélération linéaire et rotatoires résultantes obtenues expérimentalement pour les deux configurations de choc oblique

3.3.5. Conclusion

Les impacts obliques réalisés expérimentalement ont été présentés dans ce paragraphe et ont consisté en des impacts frontaux et latéraux sur une enclume inclinée à 60° et à une vitesse de 5.42 m/s. Cela revient à imposer à la fausse tête casquée une vitesse normale de 2.7 m/s et une vitesse tangentielle de 4.7 m/s. Les résultats en termes d'accélération linéaire résultante et d'accélération rotatoire résultante du centre de gravité de la fausse tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile ont montré une accélération rotatoire plus importante pour un choc frontal. L'accélération linéaire est quant à elle sensiblement la même pour les deux positions de choc. A noter que ces constatations ont été faites pour un filtrage à 180 Hz et 1 kHz respectivement pour l'accélération rotatoire et linéaire.

4. CONCLUSION

L'objectif de ce chapitre était de caractériser expérimentalement le matériau amortissant constitutif de la coiffe et de présenter les tests de performances du casque de cycliste réalisés en accord avec la norme européenne EN 1078 et selon des configurations de chocs tangentiels proches des conditions réelles d'impacts.

En vue d'une modélisation du casque de cycliste, des essais en compression sur échantillons de polystyrène expansé ont été menés par l'industriel afin d'obtenir les courbes contraintes-déformation en quasistatique (0.001 /s) et dynamique lent (1 m/s) nécessaires à l'implémentation de la loi de comportement retenue. En vue de simuler des impacts normatifs, les caractéristiques expérimentales du matériau absorbeur de choc ont été déterminées à -20°C, +50°C et après avoir été humidifié pendant plusieurs heures.

Afin de compléter cette approche expérimentale, une cartographie propre à l'industriel et consistant en 90 impacts normatifs a été réalisée. 15 points ont pour ce faire été impactés sur deux enclumes et sous trois conditionnements. Pour ces 90 essais, l'accélération linéaire résultante du centre de gravité de la fausse tête ISO a été enregistrée et servira à la validation sous conditions de chocs normatives du modèle éléments-finis du casque. Une observation minutieuse des casques impactés a permis de noter des phénomènes de rupture et/ou de déformation rémanente du polystyrène de la coiffe ainsi que des phénomènes de déformation plastique de la coque externe.

Suite à ces 90 impacts directs, une enclume oblique inclinée de 60° par rapport à l'horizontale a été fabriquée et montée sur le dispositif de puits de chute afin d'initier une vitesse tangentielle de 4.7 m/s à une fausse tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile casquée. Dans le cadre du projet PREDIT, 20 impacts obliques sur enclume inclinée à 60° par-rapport à l'horizontale et à une vitesse de 5.42 m/s ont été réalisés, soit 10 impacts frontaux et 10 impacts latéraux. Les résultats ont été présentés en termes de courbes temporelles d'accélération linéaire et rotatoire résultante du centre de gravité de la fausse tête après avoir été filtrées respectivement à 1kHz et 180 Hz. Pour les deux localisations d'impacts, l'accélération linéaire résultante est sensiblement la même et avoisine 65 g alors que l'accélération rotatoire est plus importante pour

Chapitre 2 : Caractérisation expérimentale

l'impact frontal que latéral. En effet, des valeurs moyennes de 4883 ± 391 et 3932 ± 122 rad/s² ont été obtenues pour des chocs portés en zones frontale et latérale.

L'ensemble de ces résultats expérimentaux sera utilisé dans le chapitre 3 afin de modéliser dans un premier temps, puis de valider dans un second temps le modèle éléments-finis du présent casque, tant sous conditions de choc normales que tangentielles.

CHAPITRE 3 :
MODELISATION ET
VALIDATION DU CASQUE
DE CYCLISTE

1. INTRODUCTION

Ce troisième chapitre est consacré à la modélisation et à la validation sous différentes configurations de chocs du modèle éléments-finis du casque de cycliste.

Nous présenterons tout d'abord le maillage complet du casque de cycliste. Les paramètres mécaniques et autres lois de comportement seront détaillés dans ce paragraphe selon qu'ils aient été implémentés sous les codes de calcul LS-Dyna® (UdS) ou PamCrash®, logiciel ayant été utilisé au cours d'une période de neuf mois passée chez l'industriel (février à octobre 2012) et auquel il a été nécessaire de s'adapter.

Une fois le modèle EF présenté, nous proposerons de le coupler à un MEF d'une fausse tête ISO de manière à reproduire la campagne d'impacts normatifs présentée dans le chapitre 2. Les résultats de validation obtenus sous LS-Dyna® et optimisés sous PamCrash® par-rapport à ceux dont disposait déjà l'industriel (Livrable 2.2 projet PREDIT BicyTête), seront ensuite proposés en séparant les chocs sur enclume plate de ceux portés sur enclume cornière et en confrontant résultats numériques et expérimentaux en termes notamment d'accélération linéaire résultante du centre de gravité de la fausse tête.

Le MEF de la fausse tête ISO sera ensuite remplacé au profit d'un MEF d'une fausse tête de mannequin que nous aurons explicité en amont de toute validation sous chocs tangentiels. La validation du modèle EF du casque sera réalisée vis-à-vis des chocs frontal et latéral issus de la seconde campagne d'impacts expérimentaux. Dans cette même section, nous montrerons également les résultats obtenus lors d'une étude paramétrique portant sur l'influence de certains paramètres sur la réponse dynamique de la fausse tête casquée.

2. MODELE ELEMENTS-FINIS DU CASQUE

2.1. Introduction

Le casque considéré pour cette étude est celui qui a été présenté dans le chapitre 2. Le maillage a été opéré à partir d'une C.A.O. fournie par le fabricant. Les propriétés mécaniques implémentées dans le modèle dépendent des codes de calcul utilisés : LS-Dyna® et PamCrash®.

2.2. Géométrie et maillage

Le modèle de casque de cycliste est composé de deux parties à savoir la coque externe et la coiffe. Ce casque d'une masse de 235 g sans le système de rétention ainsi que sa C.A.O. sont présentés en Figure 84.



Figure 84. Casque de cycliste : a) Réel, b) C.A.O.

Cette C.A.O. a été maillée chez l'industriel. Le maillage de la coque compte 4535 éléments surfaciques triangulaires. Les caractéristiques du maillage de la coque sont présentées dans le Tableau 36.

Caractéristiques du maillage	Valeurs extrêmes
Taille min.	9.2 mm
Taille max.	17.8 mm
Distorsion	59.0°
Max. angle tria.	119.9°
Min. angle tri.	59.7°
Jacobien	1

Tableau 36. Caractéristiques géométriques du maillage surfacique de la coque externe du casque

Le maillage volumique de la coiffe, dont les caractéristiques sont collectées dans le Tableau 37 est quant à lui constitué de 24380 éléments tétraédriques.

Caractéristiques du maillage	Valeurs extrêmes
Taille min.	13.0 mm
Taille max.	18.1 mm
Distorsion	68.5°
Max. angle tetra.	129°
Min. angle tetra.	57.3°
Jacobien	1

Tableau 37. Caractéristiques géométriques du maillage volumique de la coiffe

Au total, le maillage complet compte 28915 éléments. Une illustration de ce dernier est donnée en Figure 85. Une continuité de maillage est assurée entre les deux parties du modèle de casque.

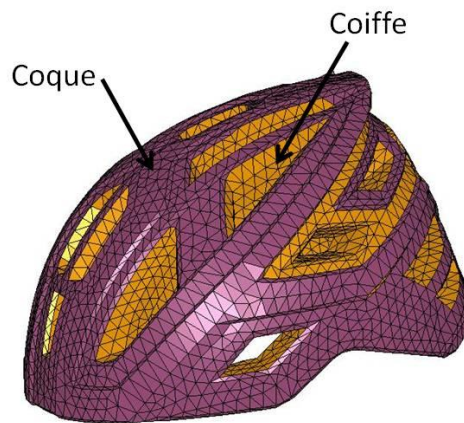


Figure 85. Maillage complet du casque de cycliste (4535 éléments coque et 24380 éléments tétraédrique)

2.3. Propriétés mécaniques du modèle éléments-finis du casque

2.3.1. Introduction

Les différentes propriétés mécaniques propres à caractériser les différents constituants du MEF du casque ont été implémentées sous LS-Dyna® et PamCrash®. Nous présenterons d'abord les propriétés mécaniques considérées pour caractériser la coiffe et ensuite celles définissant la coque.

2.3.2. Propriétés mécaniques de la coiffe

LS-Dyna®

Le matériau utilisé dans ce casque comme absorbeur de choc est du polystyrène expansé supposé réparti de façon homogène dans la structure. Sa densité a été fixée à 61.6 kg/m^3 afin de respecter la masse totale du casque connaissant le volume de la coiffe et la masse de la coque seule.

Dans ce modèle numérique sous LS-Dyna®, la loi utilisée pour modéliser le polystyrène expansé est la loi 63 *MAT_CRUSHABLE_FOAM qui est la plus utilisée dans la littérature pour caractériser les matériaux amortissant de type mousse soumis à de grandes déformations en compression. Cette loi demande en entrée la masse volumique ρ et le coefficient de Poisson ν . Le coefficient de Poisson du matériau est fixé à une valeur proche de zéro du fait de sa très grande compressibilité. Le comportement plastique du matériau est modélisé au moyen d'une seule courbe contrainte-déformation à implémenter selon le type de conditionnement à considérer et tel qu'imposé par la norme EN 1078. Pour le conditionnement sous basse température (-20°C), le matériau est plus rigide que sous les conditionnements chaud ($+50^\circ\text{C}$). Il est important de signaler que sous conditions de choc, ce comportement n'est pas à taux de déformation constant comme cela pourrait être le cas lors d'une caractérisation du matériau sous sollicitation statique. Cette loi requiert également le module d'Young E qui traduit la pente de la décharge. Cette pente est supposée constante pour tous les conditionnements. Le Tableau 38 résume les propriétés qui ont été implémentées pour définir ce matériau amortissant pour les trois conditionnements. Les courbes de charge explicitées dans ce tableau ont été optimisées afin d'avoir une bonne cohérence avec les valeurs expérimentales obtenues.

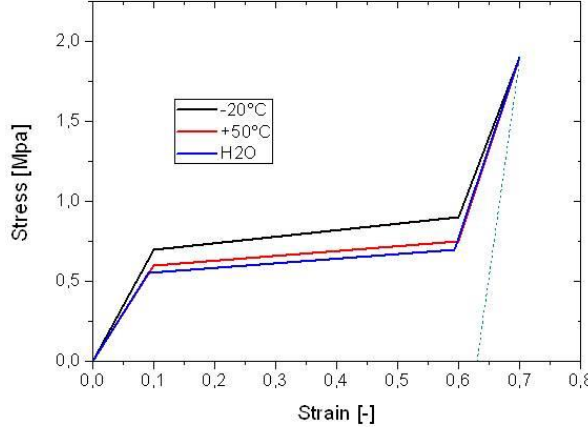
Coiffe en polystyrène expansée	
ρ (kg/m ³)	61.6
E (MPa)	28
ν (-)	0.01
Courbes de comportement tabulées	

Tableau 38. Propriétés mécaniques considérées pour la coiffe sous LS-Dyna®

PamCrash®

La loi utilisée sous PamCrash® pour modéliser le comportement du polystyrène expansé est la loi tabulée type 45 General Nonlinear Rate Dependant Foam with Optional Energy Absorption qui est particulièrement bien adaptée à la caractérisation de matériaux alvéolaires pour lesquels le coefficient de Poisson est supposé très proche de zéro du fait de leur très grande compressibilité. Une valeur de ce coefficient n'est toutefois pas à mentionner.

Les courbes disponibles sous chargement quasistatique et dynamique lent issues de l'expérience n'étant pas proportionnelles entre elles, il a été nécessaire de réaliser un travail préalable pour identifier le meilleur coefficient multiplicatif de passage de l'une à l'autre, la courbe quasistatique pour chacun des trois conditionnements servant de courbe de référence. Afin de considérer une plus grande sensibilité de la réponse du polystyrène expansé aux faibles vitesses de sollicitations, une interpolation logarithmique a été retenue. Cette interpolation logarithmique a été définie comme suit :

$$\text{Coefficient multiplicatif} = A + B * \ln \varepsilon_{\text{initial}} \quad \text{Eq. 9}$$

avec : $1 = A + B * \ln(0.001)$ et $SF = A + B * \ln(66)$

A partir de deux courbes de comportement sous deux vitesses de chargement et un coefficient de proportionnalité entre les deux (à même conditionnement), il est alors possible de déterminer les constantes A et B et calculer le coefficient multiplicateur pour n'importe quelle vitesse. Dans le but de gagner du temps sur le traitement des données expérimentales et assurer la reproductibilité du traitement, l'industriel a développé un programme sous Visual Basic permettant de réaliser automatiquement le ré-échantillonnage, l'interpolation logarithmique et encore la création des fichiers de points à implémenter sous PamCrash®. Cette procédure est appliquée par l'industriel à toutes les références de polystyrène expansé utilisées dans ses casques.

Le polystyrène expansé supposé réparti de façon homogène dans la structure a une masse volumique imposée à 77 kg/m³ tel que mentionné dans les spécifications techniques du fournisseur.

Outre la masse volumique ρ du matériau modélisé, cette loi nécessite en entrée la définition d'un module de décharge $E_{\text{unloading}}$ ainsi qu'au maximum huit courbes de comportement σ_{nominale} versus $\varepsilon_{\text{nominale}}$ à différents taux de déformation du matériau comme le présentent les Figure 86, Figure 87 et Figure 88 respectivement pour le conditionnement à -20°C, +50°C et H₂O. La courbe de comportement au taux de déformation le plus faible (issue de tests de compressions quasistatiques à 0.001 /s sur échantillon d'EPS sous trois conditionnements) est affectée d'un coefficient 1 et est supposée représentative d'un comportement à « 0 /s » selon le formalisme de la loi PamCrash®. Les courbes à taux de déformation plus élevés sont extrapolées de cette première par application de coefficients multiplicateurs. Leur valeur est précisée dans le Tableau 39. Pour un impact normatif à vitesse initiale de 5.42 m/s ou 4.57 m/s, le comportement matériau est extrapolé linéairement au-delà de la dernière courbe (relative à un comportement en compression du matériau EPS sollicité à 1 m/s) via le paramètre *IRATEXT* fixé à 0. Ce paramètre peut prendre deux valeurs à savoir 0 ou 1. Le choix de la valeur est arrêté par l'utilisateur. Fixé à 0, le solveur réalise une extrapolation linéaire de la dernière courbe vers une courbe « virtuelle » tendant à caractériser le

comportement dynamique du matériau amortissant pour la vitesse d'impact imposée (5.42 m/s ou 4.57 m/s). Fixé à 1, le solveur ne réalise aucune extrapolation au-delà de la dernière courbe, cette dernière étant dès lors considérée comme caractéristique du comportement en compression du liner pour la vitesse d'impact imposée. A mesure que la vitesse de déformation du polystyrène diminue au cours de l'impact, une interpolation linéaire est réalisée en permanence entre deux courbes. Le passage de l'une à l'autre étant opéré par la pente de décharge $E_{unloading}$ d'une valeur arbitraire de 10 MPa pour les trois conditionnements normatifs (-20°C, +50°C et H₂O).

$\dot{\varepsilon}$ (/s)	0	0,01	0,1	1	20	66	330	1000
-20°C	1	1,04	1,08	1,13	1,18	1,20	1,23	1,25
+50°C	1	1,05	1,10	1,15	1,21	1,23	1,27	1,29
H ₂ O	1	1,06	1,11	1,17	1,24	1,27	1,30	1,33

Tableau 39. Coefficients multiplicateurs appliqués pour définir les courbes de comportement du polystyrène expansé à différents taux de déformation et pour les trois conditionnements normatifs

Une courbe de décharge linéaire d'équation $\sigma = 0.1 * \varepsilon$ a été implémentée dans le modèle pour les trois conditionnements normatifs afin de ne distinguer ces derniers que par les huit courbes de charge respectives, limitant ainsi les études paramétriques. Cette dernière influe de façon significative sur la durée du pic d'accélération et a donc permis de mieux corréliser les mesures d'accélérations expérimentales en termes de Δt du pulse, durée que l'on sait nécessaire à une bonne évaluation du risque traumatique dans le cas d'un couplage ultérieure du casque avec le modèle de tête anatomique (chapitre 4).

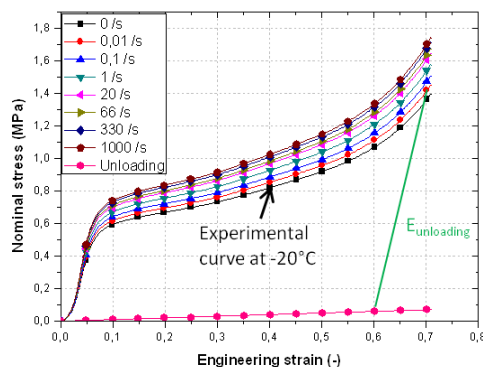


Figure 86. Courbes implémentées dans la loi matériau pour traduire le comportement en compression de l'EPS conditionné à -20°C

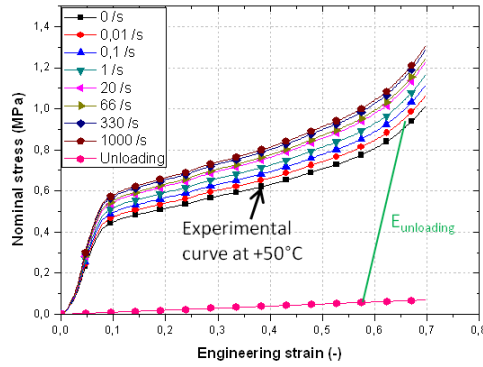


Figure 87. Courbes implémentées dans la loi matériau pour traduire le comportement en compression de l'EPS conditionné à +50°C

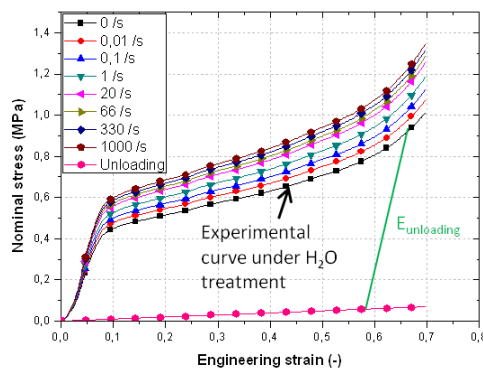


Figure 88. Courbes implémentées dans la loi matériau pour traduire le comportement en compression de l'EPS sous condition humide

2.3.3. Propriétés mécaniques de la coque externe

LS-Dyna®

Un comportement élastique linéaire via la loi 1 *MAT_ELASTIC a été considéré pour caractériser la coque en polycarbonate. Les paramètres à fournir pour définir cette loi sont la masse volumique ρ du matériau, son module d'élasticité E et son coefficient de Poisson ν . Les valeurs retenues de ces paramètres sont tirés de Deck *et al.* (2003) et sont mentionnées dans le Tableau 40, de même que l'épaisseur des éléments coque.

	Coque en Polycarbonate
ρ (kg/m ³)	1055
E (MPa)	15000
ν (-)	0.42
e (mm)	1.18

Tableau 40. Paramètres utilisés dans la loi *MAT_ELASTIC pour définir la coque en polycarbonate

PamCrash®

Afin de définir les éléments coques, une épaisseur homogène de 1.18 mm leur a été attribuée. Cette épaisseur est mesurable sur le casque réel.

Le comportement de la coque en polycarbonate a été supposé linéaire élastique via la loi PamCrash® type 103 « Elastic-plastic thin shell material ». Les paramètres mécaniques à implémenter pour définir cette loi sont la masse volumique ρ du matériau, le coefficient de Poisson ν et son module d'Young. Les valeurs implémentées dans cette loi figurent dans le Tableau 41. Les valeurs marquées d'un astérisque sont conformes aux valeurs en traction à taux de déformation de 1 /s considérées par Mills & Gilchrist (2008), invoquant une étude de Govaert & Tervoort de 2004 pour caractériser le polycarbonate. Par-ailleurs, cette loi permet également de prendre en compte de la plasticité sous réserve de définir un comportement multilinéaire du matériau via l'implémentation d'au maximum sept couples (E_i, σ_i), les E_i étant les modules de plasticité tangents et σ_i les contraintes plastiques effectives. De tels couples n'ont cependant pas été renseignés (Figure 89) afin de ne considérer qu'une simple loi élastique linéaire.

Matériau	ρ (kg.m ⁻³)	ν (-)	E (MPa)
Polycarbonate	1200	0.35*	2400*

Tableau 41. Paramètres utilisés dans la loi type 103 sous PamCrash® pour définir la coque

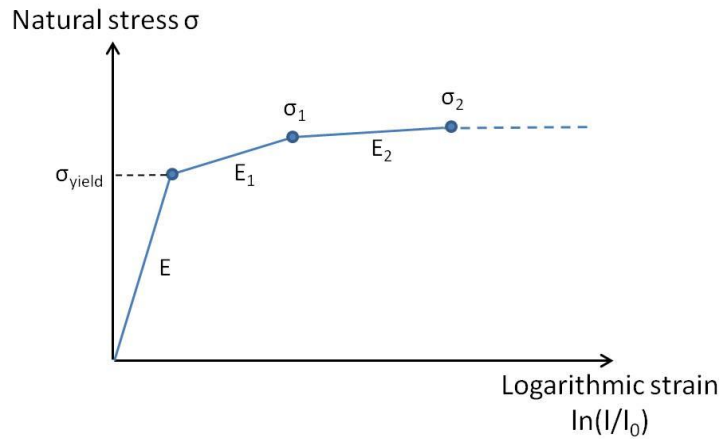


Figure 89. Illustration de la définition de la plasticité dans la loi PamCrash[®] type 103

2.3.4. Conclusion

Dans ce paragraphe nous avons présenté de façon succincte l'ensemble des propriétés mécaniques retenues et implémentées dans le modèle éléments finis du casque vélo sous les codes de calcul LS-Dyna[®] et PamCrash[®]. La différence majeure réside dans la définition de la loi de comportement du polystyrène expansé de la coiffe. En effet, sous LS-Dyna[®] une seule courbe de charge pour chaque conditionnement est implémentée et qui est caractéristique de la réponse du matériau pour la vitesse d'impact considérée. Sous PamCrash[®], huit courbes de charge sont tabulées pour chacun des trois conditionnements et une interpolation linéaire est opérée à mesure que la vitesse d'impact diminue.

2.4. Conclusion

Nous avons présenté dans ce paragraphe le modèle éléments-finis du casque de vélo ainsi que l'ensemble des propriétés implémentées.

Après avoir été maillé au moyen de 28915 éléments au total, le MEF a été implémenté sous LS-Dyna[®] et PamCrash[®]. Les lois de comportement utilisées sous chacun des deux codes pour définir le comportement du polystyrène expansé ont été tabulées en regard des essais expérimentaux de compression menés en amont et optimisées afin de corrélérer au mieux les résultats issus des tests d'impact. La différence majeure entre les lois *MAT_CRUSHABLE_FOAM et General Nonlinear Rate Dependant Foam with Optional Energy Absorption réside dans l'implémentation d'une seule courbe

de charge pour chacun des trois conditionnements sous LS-Dyna® alors que sous PamCrash®, huit courbes ont été définies et traduisant la réponse du matériau amortissant pour autant de vitesses de chargement. Selon la méthodologie mise en œuvre par l'industriel, ces courbes tabulées ont été extrapolées de la courbe contrainte-déformation quasistatique en multipliant celle-ci par un coefficient dont la valeur a été calculée par interpolation logarithmique.

Les lois de comportement propres à caractériser la coque externe ont été définies de telle sorte que son comportement soit élastique linéaire sous les deux codes de calcul.

Nous allons désormais présenter la validation du casque en situations de chocs normatifs et tangentiels.

3. VALIDATION DU MODELE SOUS CHOCS NORMATIFS

3.1. Introduction

Les 90 impacts normatifs expérimentaux ont été reconduits numériquement après couplage du modèle EF du casque à celui de la fausse tête ISO de taille M et de masse 5.7 kg. Nous présentons ici les résultats obtenus suite aux simulations effectuées sous les deux codes.

3.2. Modélisation de la fausse tête ISO

LS-Dyna[®]

La tête est maillée avec des éléments coques quadrilatéraux à quatre nœuds de longueur moyenne 5 mm. Le nez n'est pas pris en compte pour le maillage. La tête maillée compte 3280 éléments coque. Le maillage de la tête est présenté en Figure 90 et est considéré comme un corps non déformable via la loi *MAT_RIGID. Le module d'Young est fixé à 200 GPa et le coefficient de Poisson à 0.2.



Figure 90. Présentation de la fausse tête ISO utilisée lors des simulations

Caractéristiques du maillage	Valeurs extrêmes
Taille min.	3.5 mm
Taille max.	10 mm
Distorsion	26°
Max. angle quad.	139°
Min. angle quad.	43°
Max angle triangles	70°
Min angle triangles	43°
Jacobien	0.6
% de triangles	0.06%

Tableau 42. Caractéristiques géométriques du maillage surfacique de la coque externe du casque

Le système couplé tête ISO/casque est montré Figure 91. Il est composé de 7815 éléments coque et de 24380 éléments brique.

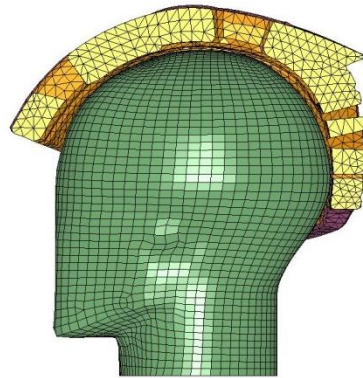


Figure 91. Vue du l'ensemble couplé tête ISO/MEF casque

PamCrash®

Le modèle de fausse tête ISO, dont les inerties sont présentées dans le Tableau 43, est conforme aux prescriptions de la norme EN 960. Sa masse est de 4.7 kg et est relative à une tête de taille J. Le modèle a été maillé au moyen de 1578 éléments coques et caractérisé à l'aide d'un modèle matériau non déformable de type 100 "Null material for shell elements".

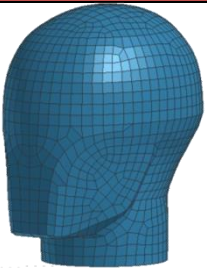
Illustration	I_{xx} (kg.m ²)	I_{yy} (kg.m ²)	I_{zz} (kg.m ²)
	$21.9 \cdot 10^{-3}$	$33.9 \cdot 10^{-3}$	$28.5 \cdot 10^{-3}$

Tableau 43. Inerties en rotation du modèle EF de fausse tête ISO utilisée

3.3. Résultats de validation sous chocs normatifs

3.3.1. Introduction

Nous allons présenter dans ce paragraphe la validation du modèle éléments-finis du casque en accord avec les préconisations de la norme EN 1078 pour les tests d'absorption au choc sur enclume plate et sur enclume cornière. Les résultats seront notamment présentés sous forme d'histogrammes afin de comparer les maxima

d'accélération linéaires résultantes calculés et mesurés au centre de gravité de la fausse tête.

Lors des simulations, la tête a été couplée au casque au moyen d'une interface de type *CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE avec un coefficient de friction tête/casque fixé à 0.2 sous LS-Dyna®. Sous PamCrash®, l'interface est de type Symmetric_node_to_segment_with_edge_treatment avec un coefficient de friction de 0.3.

Ces deux mêmes interfaces ont été également été considérées pour traduire le contact entre le casque et l'enclume. Sous les deux codes, le coefficient de frottement casque-enclume a été fixé à 0.1.

Comme préconisé par la norme EN 1078, l'ensemble tête-casque est affecté d'une vitesse initiale de 5.42 m/s pour les impacts sur enclume plate et 4.57 m/s pour les impacts sur l'enclume cornière. Pour chaque impact, l'accélération linéaire résultante en fonction du temps est enregistrée au centre de gravité de la fausse tête.

Chaque calcul a été vérifié en comparant l'énergie d'hourglass à l'énergie totale du système. L'hourglass est une énergie numérique qui représente l'erreur du calcul. Elle survient notamment lorsque les éléments subissent de trop grandes déformations afin de les compenser. La simulation est considérée comme correcte si cette énergie d'hourglass reste inférieure à 10% de l'énergie totale du système au cours du calcul.

3.3.2. Chocs sur enclume plate

La norme impose des chocs à porter sur enclume plate. Pour ce faire, des modèles d'une telle enclume ont été créés sous les deux codes de calcul et sont montrés dans le Tableau 44. Ces modèles élément-finis répondent aux caractéristiques géométriques strictes évoquées dans le chapitre 1.

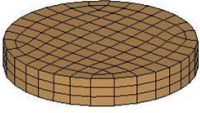
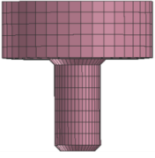
Code	Illustration	Nb. éléments	Loi matériau	Paramètres mécaniques
LS-Dyna®		306 éléments brique	*MAT_ELASTIC	$\rho = 7800 \text{ kg/m}^3$ $E = 200 \text{ GPa}$ $\nu = 0.3$
PamCrash®		907 éléments coque	Null_Material_For_Shell_Elements	$\rho = 2700 \text{ kg/m}^3$ $E = 200 \text{ GPa}$ $\nu = 0.35$

Tableau 44. Modèle EF de l'enclume plate et propriétés mécaniques sous les deux codes

LS-Dyna®

Après avoir été positionnée à fleur d'enclume plate comme le montre la Figure 92 prenant pour exemple un choc frontal, la tête casquée a subi 45 impacts sur cette même enclume. Les résultats en termes de γ_{\max} sont exposés en Figure 93 pour 38 impacts. Nous observons que l'accélération linéaire résultante est particulièrement surestimée et supérieure à 250 g pour les points G et H qui sont des points localisés sur le côté du casque. Nous évoquerons les raisons plausibles pour expliquer cela plus loin dans le paragraphe relatant ces mêmes résultats sous PamCrash®. Les points manquants, notamment I et L, sont dus à des instabilités numériques ayant entraînés des interruptions de calculs.

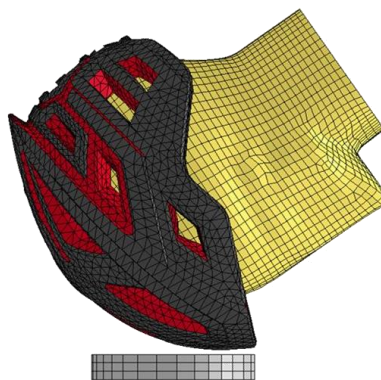


Figure 92. Positionnement initial pour un choc frontal sur enclume plate

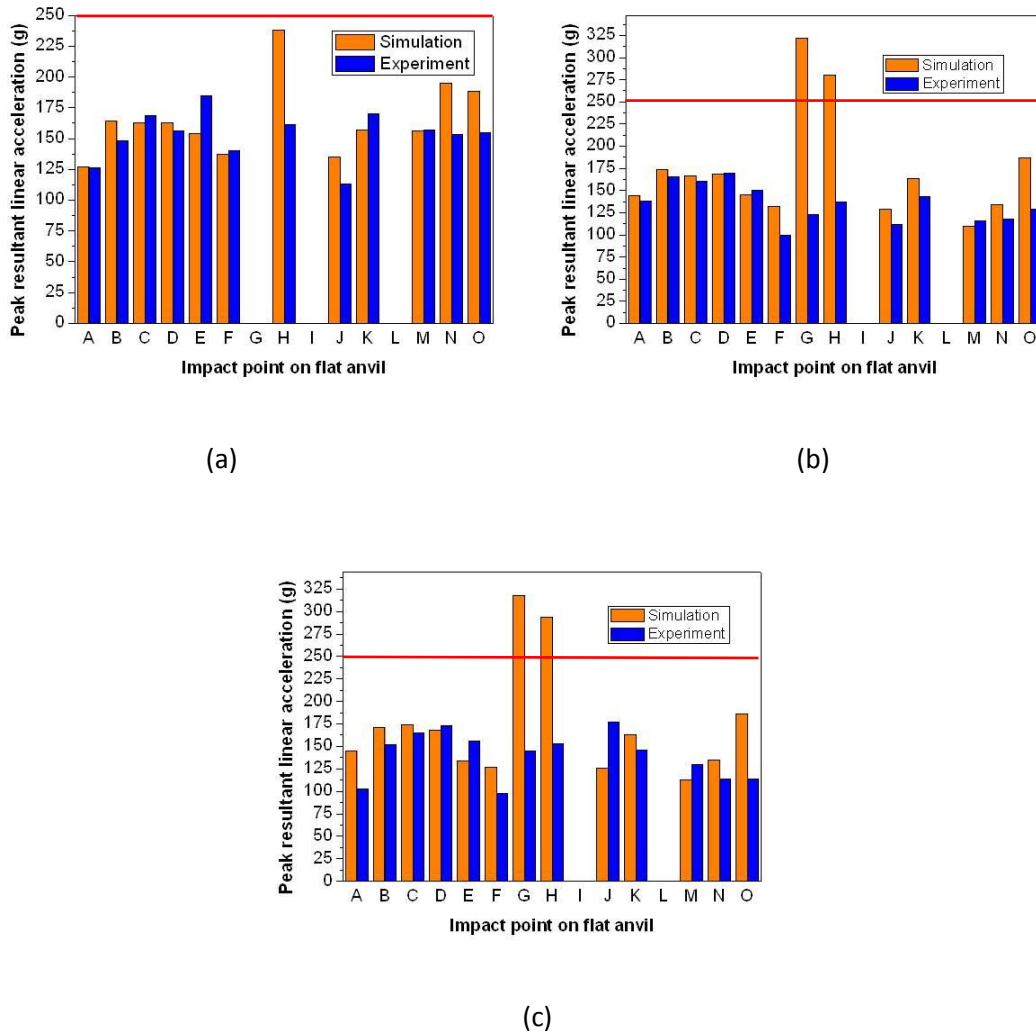


Figure 93. Confrontation expé/simu sous LS-Dyna® en termes de maxima d'accélération linéaire résultante pour des impacts sur enclume plate : a) -20°C, b) +50°C, c) H₂O

Par-ailleurs et tout comme en cas d'impacts rectilignes et normatifs réels, la fausse tête casquée subie une accélération rotatoire du fait que la direction d'impact peut ne pas nécessairement passer par le centre de gravité de la fausse tête ISO. Comme le montre la Figure 94 présentant les valeurs calculées pour des chocs sur enclume plate et sous conditionnement froid, cette accélération angulaire dépasse 4 krad/s² pour un impact latéral au point H et un impact occipital au point M. Une valeur de 1 krad/s² est obtenue pour un choc vertex (point C) et pour lequel la direction de l'impact tend à passer par le centre de masse de la tête.

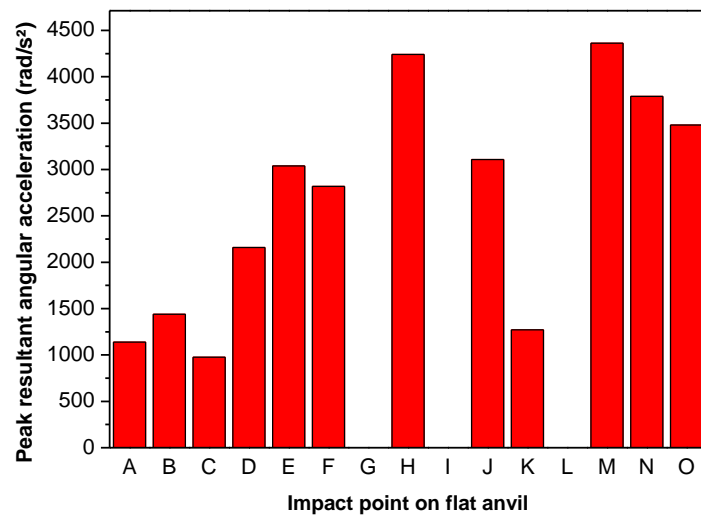
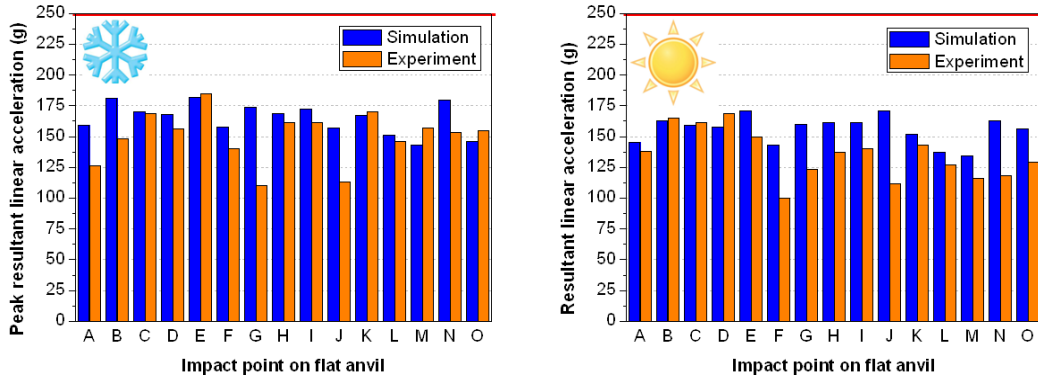


Figure 94. Valeur maximale de l'accélération rotatoire résultante pour des impacts normatifs sur enclume plate et sous conditionnement froid

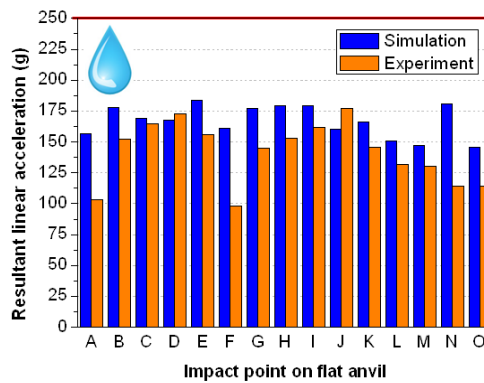
PamCrash®

La Figure 95 présente les résultats obtenus en termes de pic d'accélération linéaire résultante pour les 45 impacts normatifs sur enclume plate à une vitesse de 5.42 m/s. Nous précisons que les résultats exposés (expérimentaux et numériques) ont été déterminés après filtrage CFC d'une fréquence de coupure de 1 kHz des courbes temporelles d'accélération linéaire résultante calculées au niveau du centre de gravité de la fausse tête ISO. Contrairement aux résultats obtenus sous LS-Dyna®, il est à noter que le γ_{\max} n'excède jamais le critère normatif de 250 g.



(a)

(b)



(c)

Figure 95. Confrontation expé/simu en termes de maxima d'accélération linéaire résultante pour des impacts sur enclume plate: a) -20°C, b) +50°C, c) H₂O

Globalement, nous constatons une bonne cohérence globale des résultats même si des différences significatives sont observables en certains points comme par exemple l'impact au point J (ou F, G, N) de la Figure 95. Cependant, en regard des mesures expérimentales, nous pouvons expliquer cette erreur relative de presque 35% par une défaillance au niveau du capteur accélérométrique ayant entraînée une mesure erronée et donc une valeur du γ_{max} expérimental non fiable (cf. annexe 1). Les erreurs relatives entre expérience et simulation calculées selon l'équation suivante pour les 45 impacts sur enclume plate sont par-ailleurs traduits graphiquement dans la Figure 96.

$$e_r = \frac{|\gamma_{max,expe} - \gamma_{max,simu}|}{\gamma_{max,simu}} \quad \text{Eq. 10}$$

Nous pouvons constater, en termes uniquement de γ_{max} , que l'erreur relative e_r :

- $0\% \leq e_r \leq 15\%$ pour 31 configurations,
- $15\% < e_r \leq 30\%$ pour 9 configurations,
- $30\% < e_r < 40\%$ pour 5 configurations.

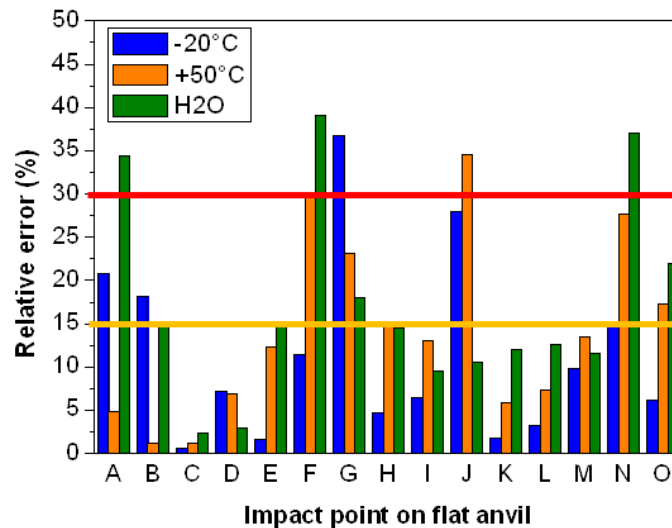


Figure 96. Erreurs relatives exp/simu en termes de maxima d'accélération linéaire résultante pour les 15 impacts sur enclume plate et sous trois conditionnements

Nous pouvons justifier ces erreurs relatives importantes pour certaines configurations, par une sensibilité de la réponse du modèle à la position initiale de la tête casquée juste avant impact. La Figure 97 présente l'exemple pour un impact frontal (point A) sur l'enclume plate et conditionné à haute température. On constate qu'une variation de 5° par-rapport à l'axe (Oy) entraîne une différence notable en termes de valeur maximale de l'accélération linéaire résultante.

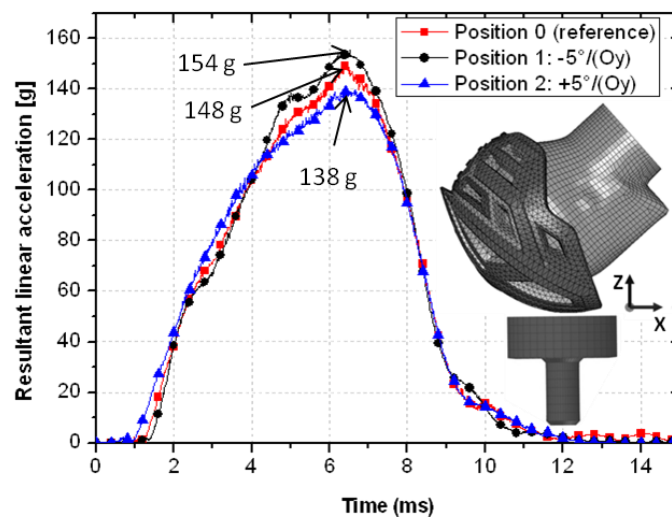


Figure 97. Illustration de la sensibilité de la réponse du modèle à la position initiale de la tête casquée : exemple pour un impact frontal sur enclume plate à 5.42 m/s

Une troisième source d'erreur peut être liée à un défaut de prise en compte dans la loi de comportement EPS de phénomènes mécaniques tels le cisaillement du matériau et/ou sa rupture. Au sein de la zone de stockage, 12 casques ont été analysés. Ces derniers font partie de ceux qui ont été impactés sous condition humide lors de la phase expérimentale. Conformément aux prescriptions de la norme EN 1078, chacun de ces douze casques a subi deux chocs distants d'au moins 150 mm, le premier sur enclume cornière et le second sur enclume plate. Ces deux impacts par casque ont été effectués dans les trois minutes suivant le retrait de l'éprouvette de son enceinte de conditionnement. Une illustration de la rupture du polystyrène expansé suite à un impact au point N sous conditionnement humide est donnée Figure 98. Deux raisons principales nous poussent à présenter cet exemple précis :

- Une erreur relative expé/simu de 35% a été calculée en termes de γ_{\max} pour cette configuration,
- En regard de sa forme, l'évolution temporelle de l'accélération linéaire résultante enregistrée expérimentalement au centre de gravité de la fausse tête, visible en annexe 1, ne témoigne pas d'une défaillance significative du capteur accélérométrique.



(a)



(b)

**Figure 98. Point N impacté expérimentalement sur enclume plate et sous traitement humide :
a) Localisation du point, b) Rupture constatée du polystyrène expansé**

A l'issue de ces 45 impacts, les courbes $\gamma_R(t)$ numériques et expérimentales ont été superposées afin de valider la réponse du modèle en terme de durée Δt du pic d'accélération car la simple validation uniquement en termes de γ_{max} n'est dans cette étude pas suffisante. La Figure 99 montre la bonne concordance expé/simu pour le point I impacté sous les trois conditionnements. Sous +50°C, la Figure 99b montre une surestimation maximale de 13% entre expérience et simulation avec des γ_{max} respectifs de 140 g et 161 g. Les durées sont cohérentes entre elles et de l'ordre de 8 ms pour les chocs sur enclume plate. Les 45 superpositions des résultats relatifs aux impacts sur cette enclume plate sont présentées à la fin du présent manuscrit dans les annexes 3 à 5.

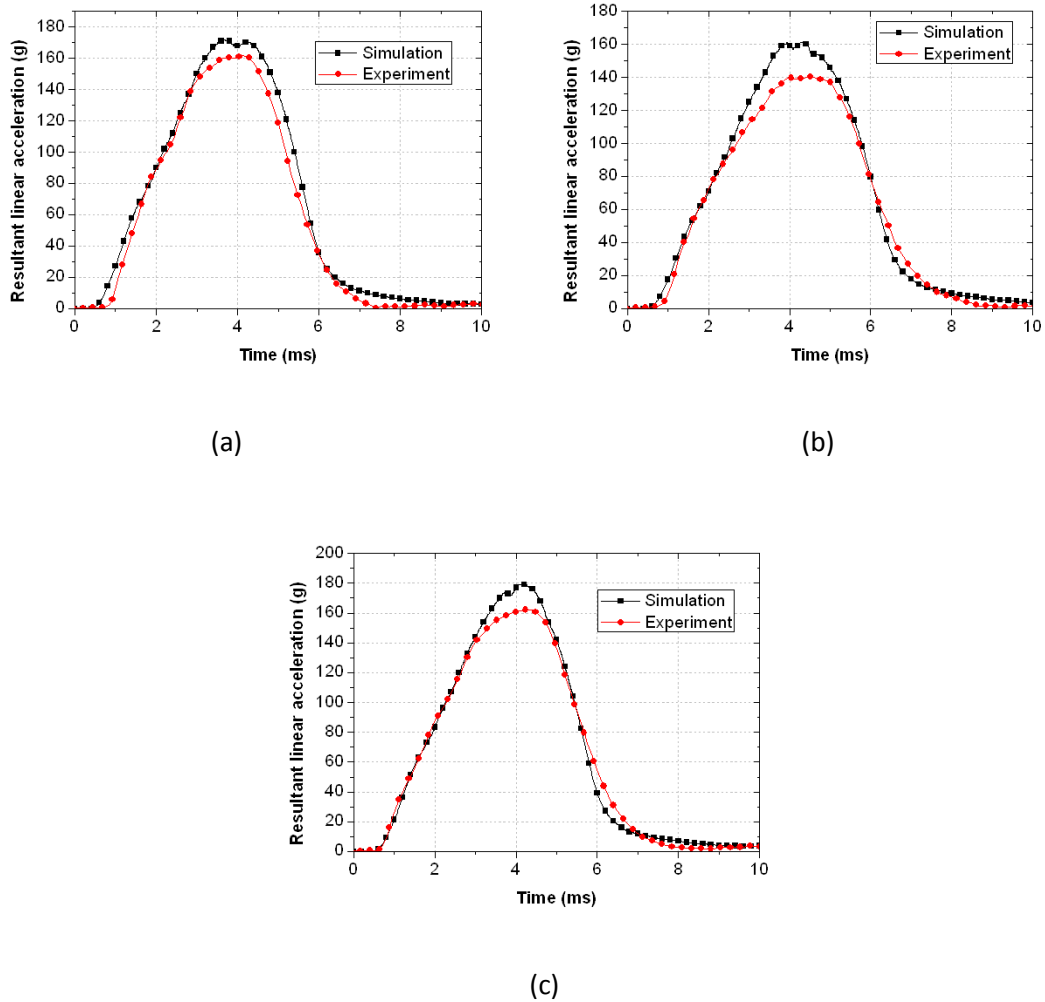


Figure 99. Superposition des courbes temporelles d'accélération linéaire résultante pour le point I impacté sous trois conditionnements: a) -20°C , b) $+50^{\circ}\text{C}$, c) H_2O

3.3.3. Chocs sur enclume cornière

Les modèles d'enclume cornière ont été développés sous les deux codes de calcul et sont présentées dans le Tableau 45 accompagnées de leurs caractéristiques. Là encore les dimensions sont conformes à celles imposées par la norme EN 1078.



Code	Illustration	Nb. éléments	Loi matériau	Paramètres mécaniques
LS-Dyna®		2820 éléments brique	*MAT_ELASTIC	$\rho = 7800 \text{ kg/m}^3$ $E = 200 \text{ GPa}$ $\nu = 0.3$
PamCrash®		1478 éléments coque	Null_Material_For_Shell_Elements	$\rho = 2700 \text{ kg/m}^3$ $E = 200 \text{ GPa}$ $\nu = 0.35$

Tableau 45. Modèle EF de l'enclume cornière et propriétés mécaniques sous les deux codes

LS-Dyna®

Un exemple de positionnement par-rapport à l'enclume de la fausse tête ISO casquée est montré en Figure 100. Une comparaison entre résultats numériques et expérimentaux est proposée en Figure 101 pour 36 configurations de chocs sur enclume cornière et montre une bonne cohérence globale des résultats. Les points manquant, situés sur le côté (points 8 et 12) et l'arrière du casque (points 14 et 15), sont là encore dus à des instabilités numériques ayant entraîné un fort ajout d'énergie d'hourglass et un arrêt du calcul.

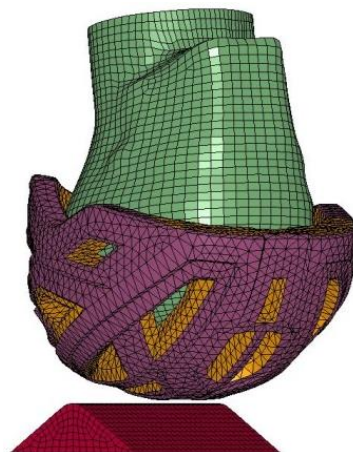
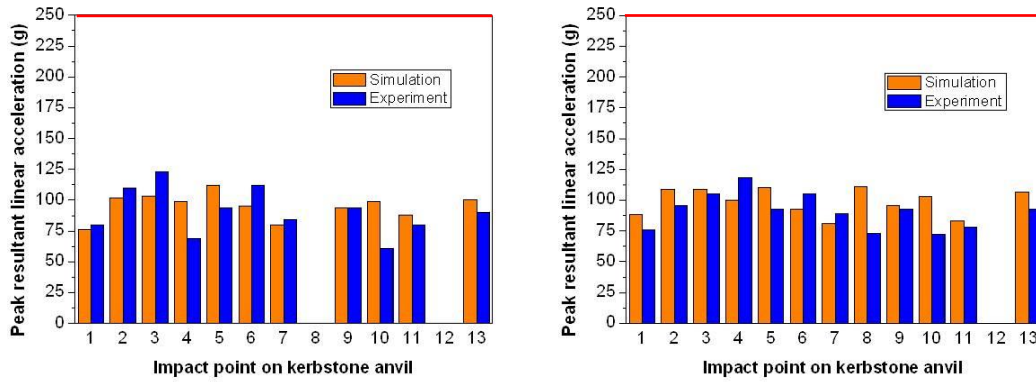
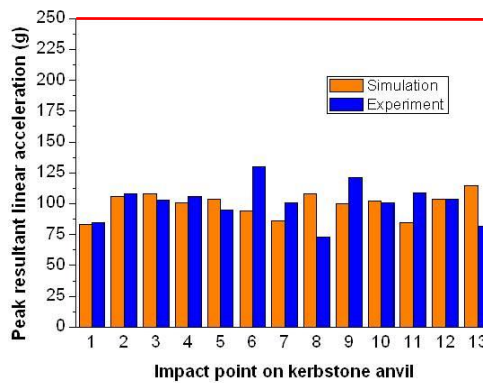


Figure 100. Positionnement initial pour un impact sur enclume cornière



(a)

(b)



(c)

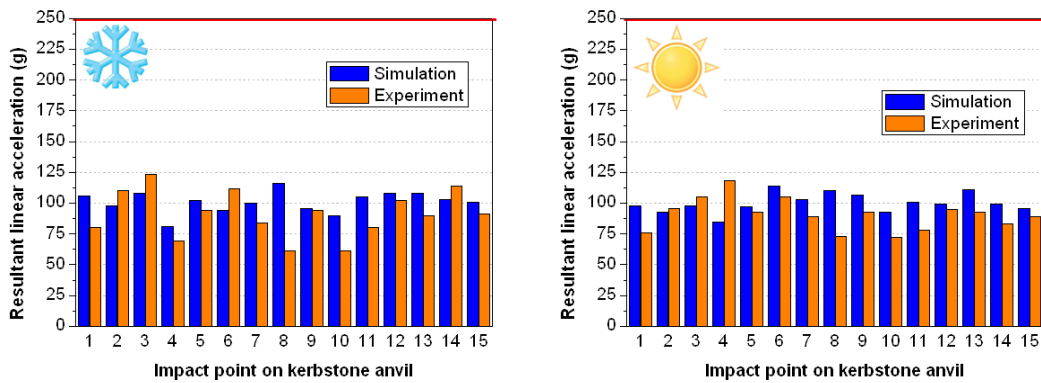
Figure 101. Confrontation expé/simu sous LS-Dyna® en termes de maxima d'accélération linéaire résultante pour des impacts sur enclume cornière: a) -20°C, b) +50°C, c) H₂O

Tout comme sur enclume plate, ces impacts sur enclume cornière initient une rotation de la tête casquée plus ou moins importante selon que la direction d'impact soit très désaxée ou non du centre de masse de la tête. Pour l'ensemble des 36 configurations simulées, la valeur maximale de l'accélération angulaire résultante s'établit entre 3 et 4 krad/s² pour une vitesse d'impact de 4.57 m/s et ce pour des chocs latéral et occipital.

PamCrash®

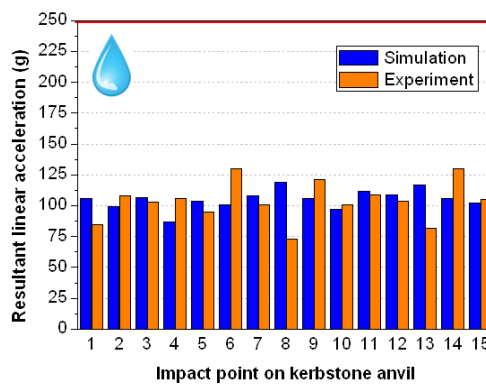
La Figure 102 suivante présente les résultats obtenus sous PamCrash® en termes de pic d'accélération linéaire résultante pour les 45 impacts normatifs sur enclume cornière à vitesse prescrite de 4.57 m/s. Les valeurs mentionnées dans les histogrammes sont

celles obtenues après filtrage des courbes $\gamma_R(t)$ par un filtre CFC d'une fréquence de coupure de 1 kHz.



(a)

(b)



(c)

Figure 102. Confrontation expé/simu en termes de maxima d'accélération linéaire résultante pour des impacts sur enclume cornière: a) -20°C, b) +50°C, c) H₂O

Tout comme montré précédemment, une bonne cohérence globale est obtenue en regard des γ_{max} qui sont dans le cas présent, inférieurs à ceux déterminés après impacts sur enclume plate. Afin de mieux témoigner de la concordance des résultats en termes de γ_{max} , les résultats pratiques et théoriques ont été traduits sous la forme de pourcentages d'erreurs relatives e_r (Eq. 10) dans l'histogramme de la Figure 103. Cette figure présente les erreurs relatives commises pour les 15 points d'impact sur enclume type bordure de trottoir et pour les trois conditionnements. Nous notons que :

- $0\% \leq e_r \leq 15\%$ pour 25 configurations,
- $15\% < e_r \leq 30\%$ pour 15 configurations,
- $30\% < e_r < 40\%$ pour 5 configurations.

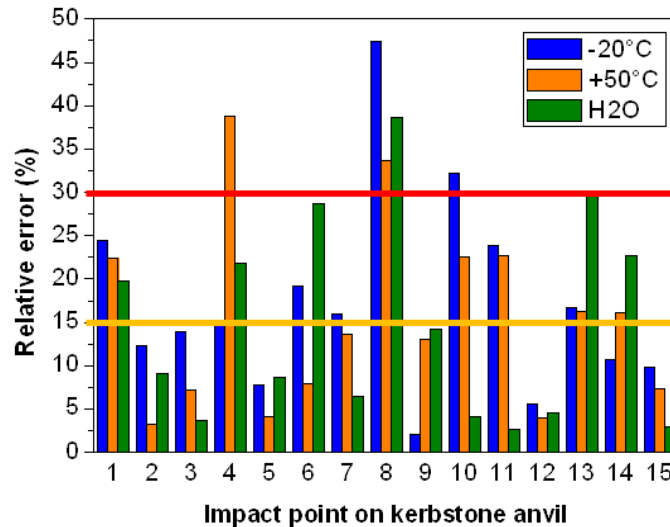
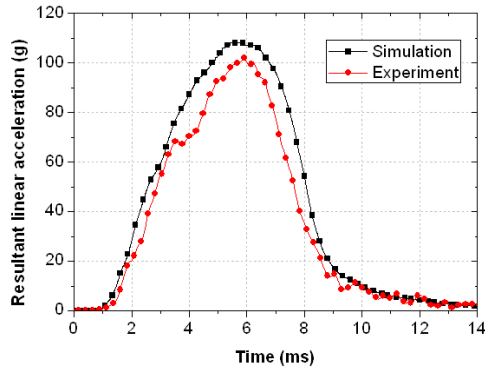
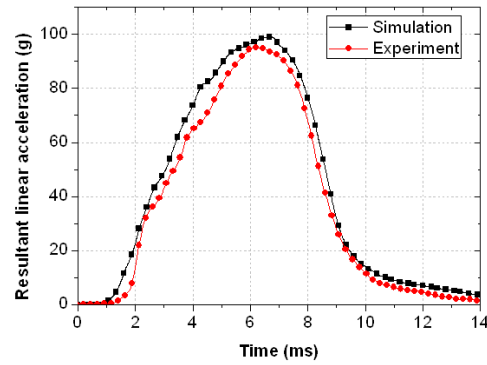


Figure 103. Erreurs relatives expé/simu en termes de maxima d'accélération linéaire résultante pour les 15 impacts sur enclume cornière et sous trois conditionnements

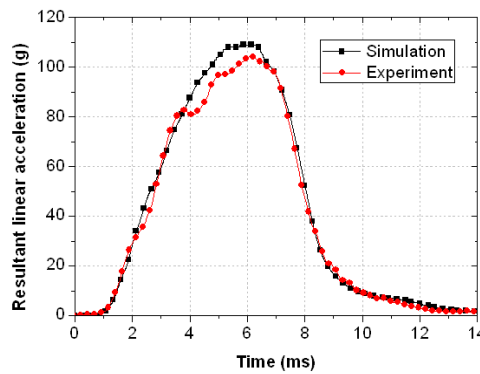
A travers l'exemple du point 12, la Figure 104 présente les superpositions expé/simu des courbes $\gamma_R(t)$ obtenues après simulations des impacts sous conditionnements froid, chaud et humide. Une bonne adéquation entre les résultats est visible en termes notamment de la durée du pulse (10 ms). Par ailleurs, l'erreur relative maximale faite sur le γ_{\max} est de 5.6% sous -20°C (Figure 104a) avec des valeurs de 108 g et 102 g respectivement pour le calcul numérique et l'essai en laboratoire. Les résultats pour l'ensemble des 45 impacts sur enclume cornière figurent dans les annexes 6 à 8.



(a)



(b)



(c)

Figure 104. Superposition des courbes temporelles d'accélération linéaire résultante pour le point 12 impacté sous trois conditionnements: a) -20°C , b) $+50^{\circ}\text{C}$, c) H_2O

Les mêmes remarques que précédemment peuvent également être évoquées pour expliquer les erreurs relatives élevées: problème d'instrumentation ainsi que non prise en compte du cisaillement et de la rupture du polystyrène expansé, ces phénomènes ayant été observés expérimentalement suite aux impacts réalisés. Parmi les points impactés sous conditionnement humide et pour lesquels l'erreur relative est supérieure ou égale à 15% (points 1, 4, 6, 8, 13 et 14), nous avons retenu ceux où expérimentalement aucun problème de capteur n'a été constaté à savoir les points 6, 8 et 13 (Annexe 8). Pour ces trois points, les phénomènes observés sur casques réels sont rapportés dans le Tableau 46.




Point	Observations	Prise de vue
6	Déformation plastique de la coque Déformation permanente de l'EPS d'environ 40%	
8	Double rupture de l'EPS selon l'arrête de l'enclume	
13	Déformation plastique de la coque Rupture de l'EPS selon l'arrête de l'enclume	

Tableau 46. Casques impactés sur enclume cornière et sous conditionnement humide

3.3.4. Conclusion

Une validation globale du MEF du casque de cycliste a été proposée sous les deux codes de calculs que sont LS-Dyna® et PamCrash® et dont la principale différence se situe dans l'implémentation de la loi de comportement de la coiffe. Comme le montre la Figure 105 relative aux γ_{\max} obtenus sous conditionnement à +50°C et pour les deux enclumes, les résultats sont globalement du même ordre de grandeur pour les deux codes (excepté pour les points G et H). A la vue de ce paramètre, il semble dès lors difficile de se prononcer sur le code le plus adéquat et performant pour l'application qui est la notre.

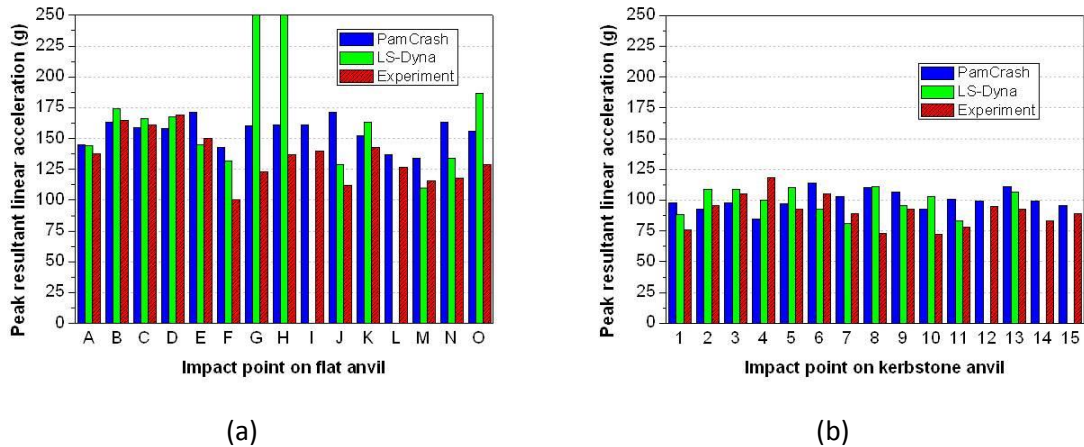


Figure 105. Comparaison des résultats obtenus en termes de γ_{max} sous les deux codes : a) Enclume plate, b) Enclume cornière. Ces résultats sont présentés pour le conditionnement chaud

Par-ailleurs et comme mesuré expérimentalement, le polystyrène expansé de la coiffe peut subir une déformation plastique rémanente à hauteur d'environ 40%. Ces déformations plastiques ont été calculées et sont de l'ordre de 6% maximum sous PamCrash® et 75% maximum sous LS-Dyna®. La loi *MAT_CRUSHABLE_FOAM semblerait dès lors plus appropriée à une possible validation ultérieure du MEF du casque vis-à-vis de ce phénomène mécanique. La Figure 106 illustre la déformation plastique permanente de 70% du polystyrène expansé pour un choc vertex à 5.42 m/s sur enclume plate simulé sous LS-Dyna®.

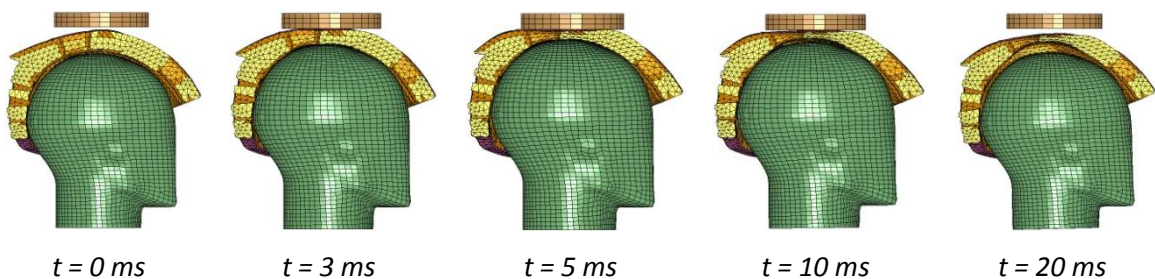


Figure 106. Déformation plastique permanente de la coiffe suite à un choc vertex sur enclume plate simulé sous LS-Dyna®

3.4. Conclusion

Le processus de validation du modèle EF du casque sous 90 configurations de choc s'est opéré en plusieurs étapes et conformément aux prescriptions de la norme EN 1078 relative aux tests d'homologation des casques vélo.

Tout d'abord et après avoir été couplé à un modèle EF de la fausse tête ISO, le MEF du casque a été impacté sur une enclume plate à une vitesse de 5.42 m.s^{-1} et sous les trois conditionnements (-20°C , $+50^{\circ}\text{C}$, H_2O).

De ces simulations, les 45 accélérations linéaires résultantes du centre de gravité de la fausse tête ont été calculées et les erreurs relatives entre expérience et simulation ont été déterminées. La reproduction numérique des essais expérimentaux menés au sein du laboratoire de l'industriel a permis la confrontation des résultats en termes de pic d'accélération linéaire résultante du centre de gravité de la fausse tête ISO mais également en termes de forme de la courbe.

Dans un second temps, le casque a été impacté sur une enclume cornière à une vitesse normative de 4.57 m.s^{-1} sous 45 configurations. Selon la même méthode que pour la validation sur enclume plate, les courbes d'accélération en fonction du temps ont été analysées et superposées aux courbes expérimentales.

Les erreurs sur les maxima d'accélération ont par ailleurs été calculées et prouvent une bonne cohérence globale bien que différents phénomènes non contrôlés ni simulés et évoqués dans les paragraphes précédents, influent défavorablement sur l'erreur relative commise entre expérience et simulation.

La validation du MEF du casque de cycliste a été proposée sous LS-Dyna® et PamCrash® moyennant certaines hypothèses simplificatrices pour les deux codes. Les résultats numériques étant globalement cohérents avec l'expérience, nous ne saurions affirmer que l'un des deux codes est meilleur que l'autre pour le champ d'application qui est ici le notre.

4. VALIDATION DU MODELE SOUS CHOCS OBLIQUES

4.1. Introduction

L'objet de la présente partie est de rapporter les résultats obtenus dans le cadre de la validation originale du modèle éléments-finis du casque vélo sous choc tangentiel en regard des tests expérimentaux conduits par l'industriel et dont la méthodologie est rappelée dans le schéma de la Figure 107.

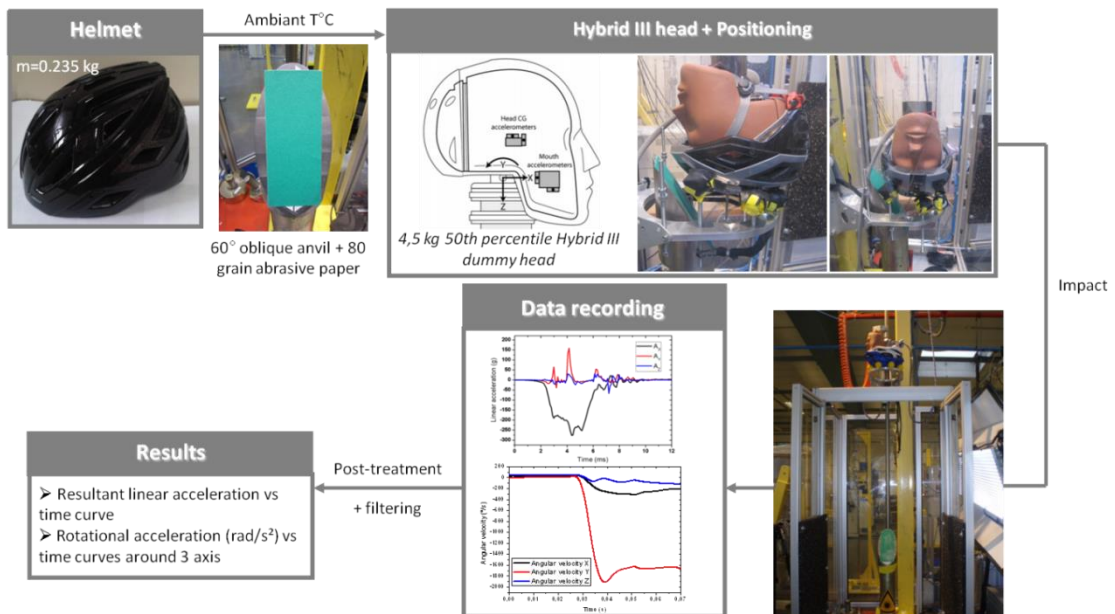


Figure 107. Méthodologie expérimentale suivie pour la campagne de chocs obliques

L'approche numérique visant à reproduire les essais sera détaillée dans le prochain paragraphe. Le modèle EF de tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile, prêté par la société E.S.I., ainsi que les coefficients de frottements retenus pour valider le MEF seront évoqués. Les résultats en termes d'accélération rotatoire et d'accélération linéaire résultante calculée au centre de gravité de la tête Hybrid III seront superposés aux enregistrements expérimentaux.

4.2. Modélisation de la fausse tête de mannequin

PamCrash®

Dans le but de simuler la bibliothèque de chocs obliques disponible, un contact a été établi auprès de la société Humanetics qui distribue le modèle EF du mannequin complet Hybrid III 50^{ème} percentile (et donc sa tête seule) par l'intermédiaire de la

société E.S.I. Cette tête, d'une masse de 4.5 kg, est montrée Figure 108a et est composée de 4142 éléments. Les principaux constituants du modèle EF de l'ensemble scalp/crâne sont illustrés en Figure 108b avec leur nombre d'éléments respectifs. Une peau est modélisée par 1888 (1412+476) éléments brique et 944 éléments coque (706+238). Le crâne supposé ici non déformable est quant à lui modélisé au moyen 1190 éléments coques. Un accéléromètre est défini en son centre de gravité afin d'y calculer l'accélération angulaire du système tête/casque une fois couplé.

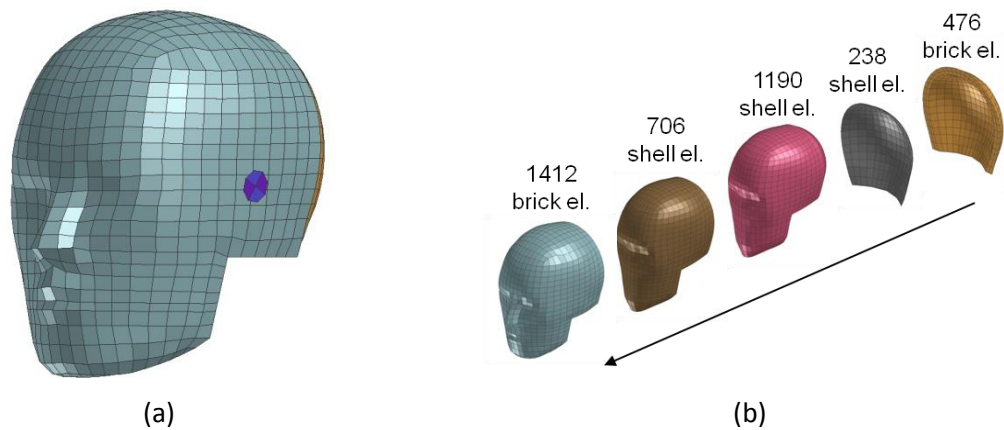


Figure 108. Modèle éléments-finis de la tête de mannequin Hybrid III 50ème percentile: a) Modèle complet, b) Principaux constituants

Concernant les propriétés matériaux implémentées dans le modèle de tête HIII, il est important de signaler que ces dernières ont été cryptées et qu'il était donc impossible d'y avoir accès afin notamment de vérifier la valeur des propriétés mécaniques. Toutefois, les inerties du modèle présentées dans le Tableau 47 sont conformes aux données de la littérature et à la documentation technique du modèle physique.

Modèle	I_{xx} (kg.m ²)	I_{yy} (kg.m ²)	I_{zz} (kg.m ²)
Eléments-Finis	$17.7 \cdot 10^{-3}$	$18.6 \cdot 10^{-3}$	$23.4 \cdot 10^{-3}$
Physique	$17.1 \cdot 10^{-3}$	$18.9 \cdot 10^{-3}$	$22.7 \cdot 10^{-3}$

Tableau 47. Inerties en rotation de la tête Hybrid III

Le MEF de la tête Hybrid III a été couplée à celui du casque vélo (Figure 109) et des sangles ont été définies afin de garantir le contact entre les deux modèles. Ses sangles

ont été modélisés via la procédure PamCrash® « Auto Seat Belt » au moyen de 248 éléments surfaciques de type membrane tria.

Des propriétés mécaniques propres à du Polyamide (Nylon) et conformes aux données du fournisseur ont été implémentées à-travers la loi 150 « Layered Material for Membrane Elements with Linear Fibers ». Les valeurs de ces propriétés sont précisées dans le Tableau 48. Cette loi correspond à un matériau à comportement linéaire élastique et composé de deux couches de fibres, intégrées dans une matrice élastique et isotrope.

Matériau	ρ (kg.m ⁻³)	ν (-)	E (MPa)
Polyamide	470	0.20*	3500

Tableau 48. Paramètres utilisés dans la loi type 150 sous PamCrash® pour définir les sangles

La largeur des sangles est de 15 mm, la même que sur casque réel. L'offset entre la tête et les sangles est de 1 mm.

Conformément à la littérature (Mills & Gilchrist, 2008) un contact sans frottement a été supposé entre le scalp et les sangles via la définition d'un contact de type 46 « Edge-to-Edge Self-impacting ».

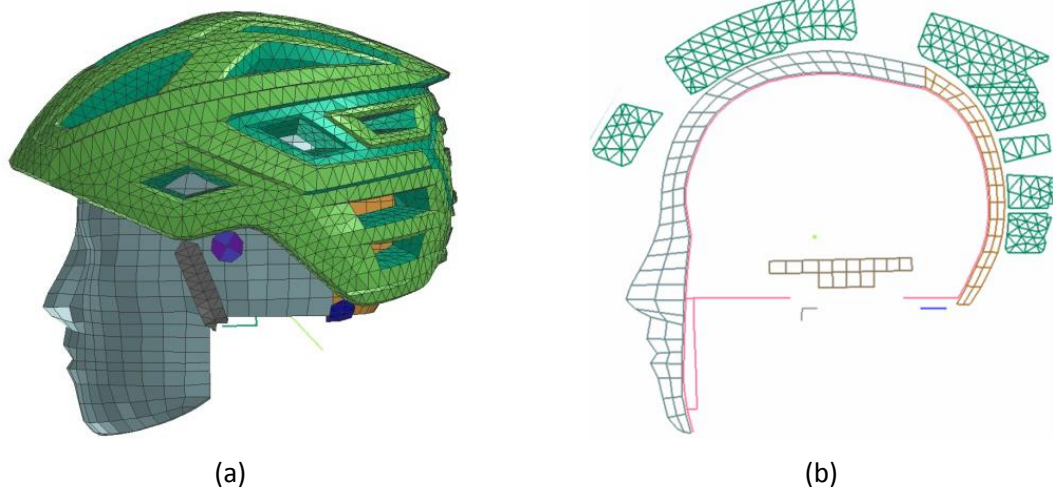


Figure 109. Couplage Tête HIII/Casque : a) Vue globale, b) Coupe sagittale

4.3. Résultats de validation sous choc oblique

4.3.1. Introduction

Nous présentons ici les résultats de validation du modèle éléments-finis de casque sous conditions de chargement tangentiel en relation avec les essais expérimentaux explicités dans le chapitre 2 précédent. L'enclume plate utilisée pour les impacts normatifs a été inclinée de 60° par-rapport à l'horizontale. Un impact frontal et un latéral ont été reproduits à une vitesse de 5.42 m/s. La validation est proposée en termes d'accélération angulaire selon l'axe principal de rotation de la tête casquée et d'accélération linéaire résultante.

4.3.2. Paramétrage du modèle

Pour la simulation numérique des essais expérimentaux sous température ambiante, le comportement du matériau amortissant a été supposé équivalent à celui sous conditionnement humide.

Après étude paramétrique, le coefficient de frottement à l'interface casque/enclume influence de façon significative l'accélération rotatoire calculée au centre de gravité de la tête comme en témoigne la Figure 110 qui représente l'évolution de l'accélération rotatoire en fonction du temps pour un impact frontal à 5.42 m/s. Pour un coefficient de friction tête/casque fixé arbitrairement à 0.4 (ce n'est pas le coefficient de frottement finalement retenu) dans le cas présent, une augmentation de 0.2 à 0.3 du coefficient de friction entre le casque et l'enclume implique une augmentation d'environ 70% de l'accélération angulaire selon l'axe principal de rotation passant ainsi de 2.1 krad/s² à 3.4 krad/s². Pour un coefficient de frottement faible, la tête casquée aura tendance à davantage glisser sur l'enclume que véritablement tourner. Cette tendance est inversée pour un coefficient de frottement élevé. Le coefficient de frottement casque/enclume n'a cependant aucun effet sur l'accélération linéaire résultante comme peut le montrer la Figure 110 après filtrage des résultats par un filtre CFC d'une fréquence de coupure f_c de 1 kHz. La réponse du modèle est insensible à des valeurs de coefficient de frottement supérieures à 0.4, l'accélération angulaire atteignant une limite tant en termes de valeur maximale que de forme de la courbe.

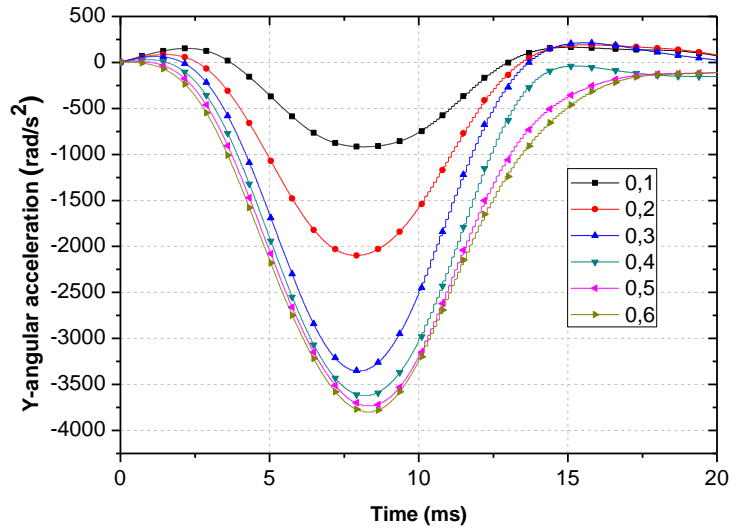


Figure 110. Influence du coefficient de frottement casque/enclume sur l'accélération angulaire calculée au centre de gravité de la tête Hybrid III ($FC_{tête/casque}=0.4$) pour un impact frontal ($f_c = 180$ Hz)

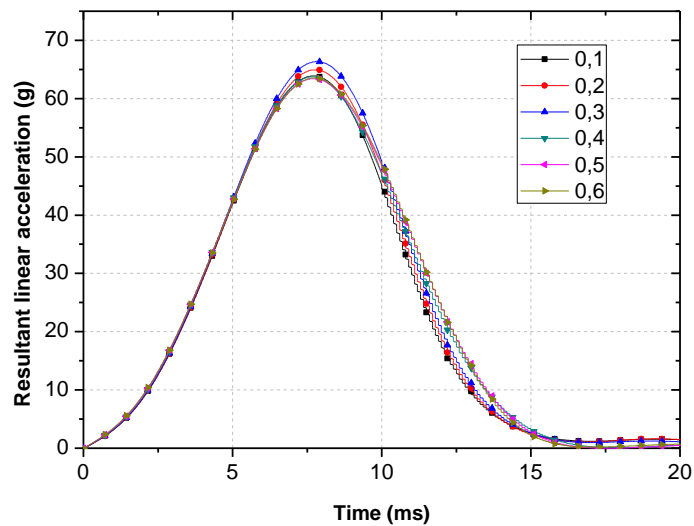


Figure 111. Influence du coefficient de frottement casque/enclume sur l'accélération linéaire résultante calculée au centre de gravité de la tête Hybrid III ($FC_{tête/casque}=0.4$) pour un impact frontal ($f_c = 1$ kHz)

Le coefficient de frottement tête/casque influe aussi grandement sur la valeur de l'accélération angulaire. Pour un impact oblique frontal sous conditions expérimentales et un frottement casque/enclume arbitrairement à 0.6, une variation de 2 krad/s² (+67%) est visible sur la Figure 112 en changeant le frottement tête/casque de 0.3 à 0.5.

Ce coefficient influence de façon moins significative l'accélération linéaire résultante. En effet, une augmentation du $FC_{\text{tête/casque}}$ de 0.2 à 0.6 n'implique une hausse que de 17% du γ_{max} .

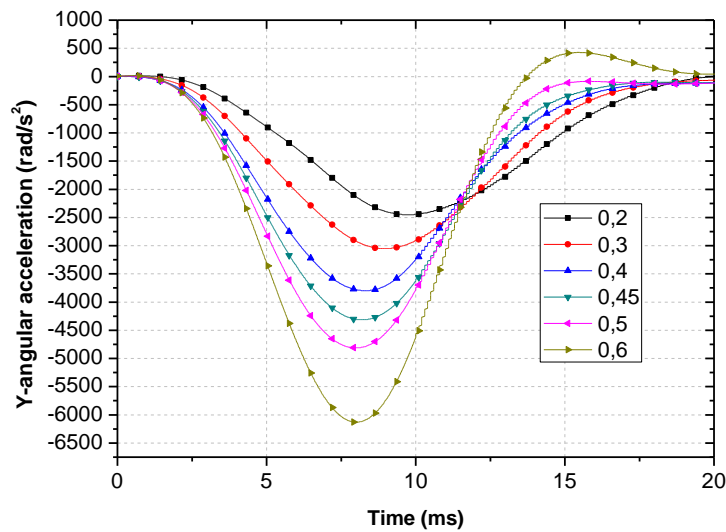


Figure 112. Influence du coefficient de frottement tête/casque sur l'accélération angulaire calculée au centre de gravité de la tête Hybrid III ($FC_{\text{casque/enclume}}=0.6$) pour un impact frontal ($f_c = 180 \text{ Hz}$)

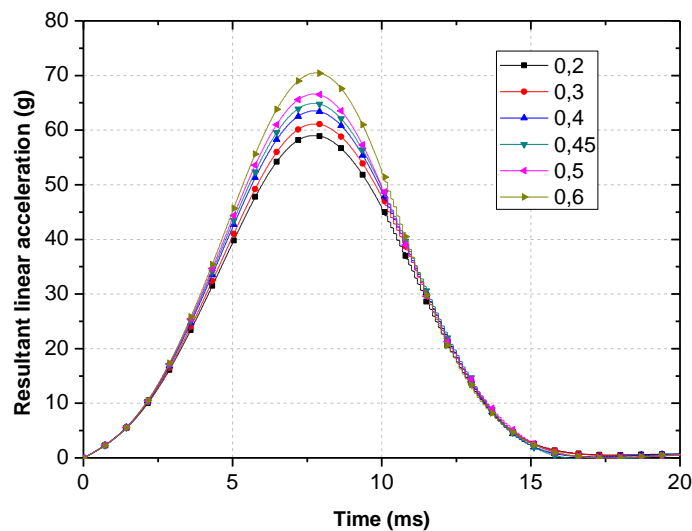


Figure 113. Influence du coefficient de frottement tête/casque sur l'accélération linéaire résultante calculée au centre de gravité de la tête Hybrid III ($FC_{\text{casque/enclume}}=0.6$) pour un impact frontal ($f_c = 1 \text{ kHz}$)

L'impact oblique frontal a été filmé grâce à une caméra rapide. Les images montrent que lors de l'impact sur l'enclume à 60°, le casque ne glisse pas mais amorce directement un mouvement de rotation. A noter que l'observation des déplacements ne permet que difficilement de se prononcer sur l'accélération. Mills & Gilchrist (2008) mentionnent dans leur travail que le coefficient de frottement casque/bitume est typiquement de l'ordre de 0.25 à 0.3. Cependant, à la vue des valeurs obtenues dans l'étude paramétrique, un coefficient de 0.5 a été retenu, de même pour le frottement entre la tête et le casque afin d'obtenir des résultats optimaux au plus près des résultats expérimentaux.

La validité des deux conditions de chargement ci-après a été vérifiée en comparant l'énergie d'hourglass à l'énergie totale du système. Le bilan énergétique pour l'impact latéral sur enclume à 60° à une vitesse de 5.42 m/s est montré en Figure 114. L'énergie d'hourglass de 204 mJ est bien inférieure à 10% de l'énergie totale et par la même, inférieure à 10% du maximum d'énergie de déformation (20 J).

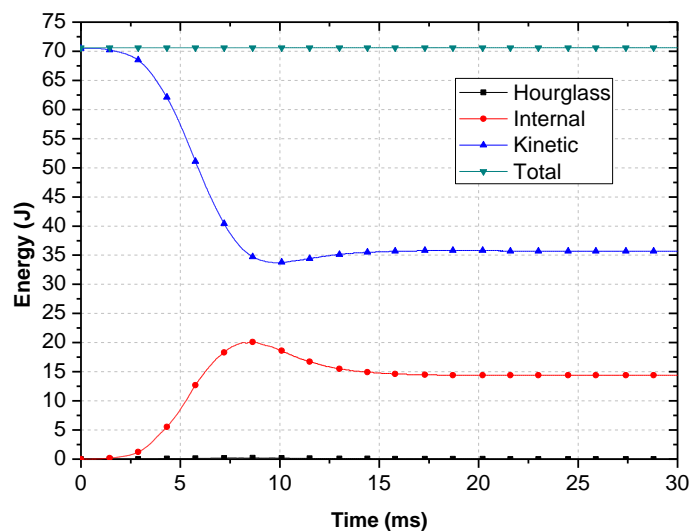


Figure 114. Bilan énergétique pour l'impact latéral sur enclume à 60° à une vitesse de 5.42 m/s

4.3.3. Choc frontal

Le positionnement pour l'impact frontal est précisé en Figure 115 pour la partie expérimentale et la simulation. La tête Hybrid III casquée a été placée à fleur d'enclume de sorte que la base de la tête soit parallèle au plan du sol.

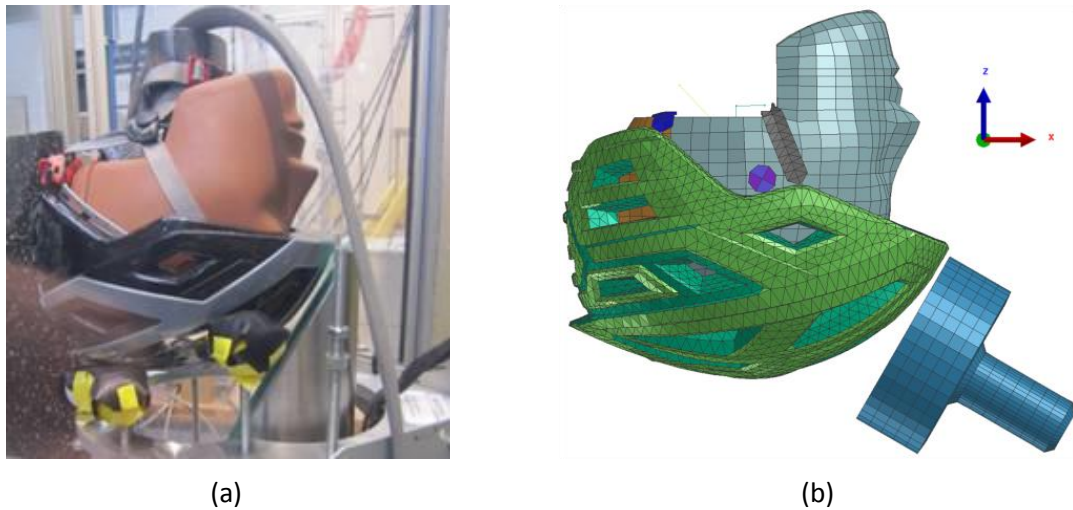


Figure 115. Positionnement pour l'impact oblique frontal: a) Expérience, b) Simulation

Suite aux dix impacts frontaux réalisés, les courbes d'accélération rotatoire et linéaire résultante en fonction du temps ont été recalées, puis les courbes moyennes ainsi que l'écart-type ont été calculés.

Les réponses temporelles numériques calculées au centre de gravité de la tête, après application d'un filtre CFC d'une fréquence de coupure (notée f_c par la suite) de 180 Hz et 1 kHz respectivement pour l'accélération angulaire et linéaire résultante, ont été superposées aux courbes moyennes expérimentales. La Figure 116 rassemble et montre les résultats obtenus en termes d'accélération angulaire (Figure 116a) et d'accélération linéaire résultante (Figure 116b). Pour les deux paramètres étudiés, l'adéquation entre expérience et simulation est particulièrement bonne, les courbes calculées étant dans le corridor expérimental et l'erreur relative sur la valeur maximale inférieure à 6% (Eq. 10 et Eq. 11). Conformément à la mesure physique, l'accélération rotatoire atteint 5 krad/s^2 et le γ_{\max} approche une valeur de 65 g.

$$e_r = \frac{|\ddot{\omega}_{\max,expe} - \ddot{\omega}_{\max,simu}|}{\ddot{\omega}_{\max,simu}} \quad \text{Eq. 11}$$

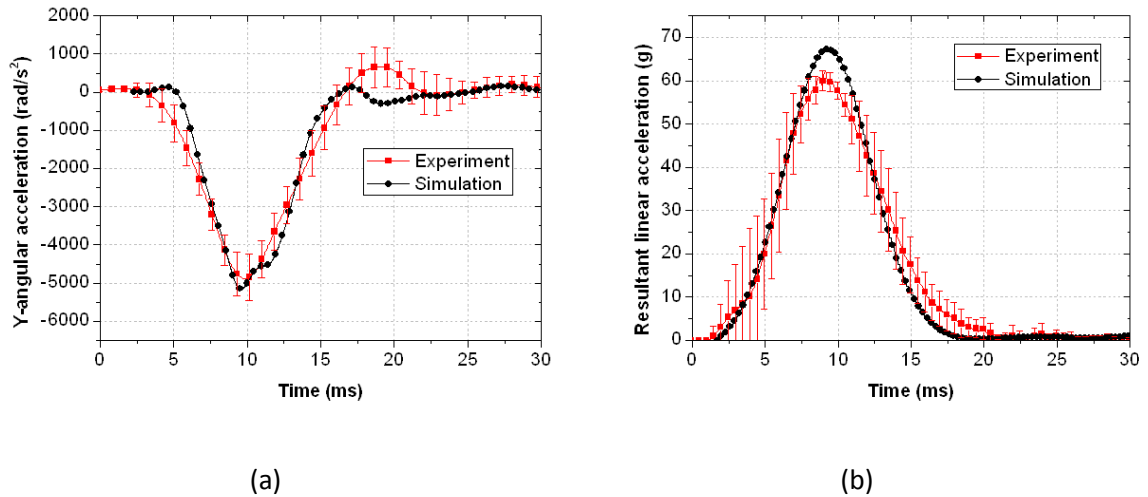


Figure 116. Validation de l'impact oblique frontal sur enclume 60° à vitesse de 5.42 m/s: a) Accélération rotatoire, b) Accélération linéaire résultante

4.3.4. Choc latéral

Le positionnement pour l'impact latéral est précisé en Figure 117 pour les deux approches. La tête casquée présentée en Figure 115b a simplement subi une rotation de 90° par-rapport à la verticale (Oz).

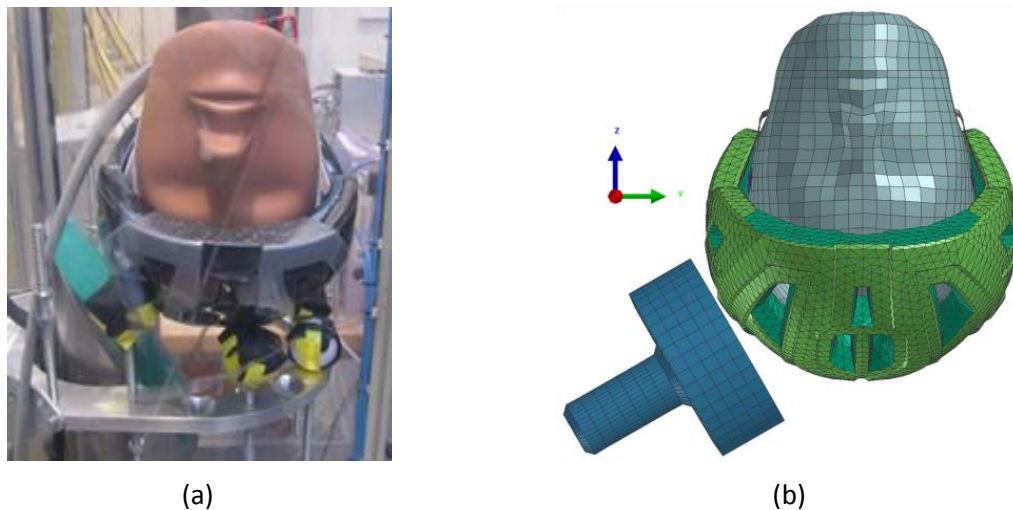


Figure 117. Positionnement pour l'impact oblique latéral: a) Expérience, b) Simulation

La Figure 118a présente la superposition des courbes temporelles d'accélération angulaires expé/simu pour l'impact oblique latéral. Un filtre CFC d'une fréquence de coupure de 180 Hz et 1 kHz a été appliqué respectivement pour l'accélération angulaire et l'accélération linéaire résultante. L'accélération rotatoire maximale autour de l'axe

principal de rotation (O_x) atteint expérimentalement 4 krad/s^2 , soit 20% de moins que pour l'impact frontal. Cependant et contrairement à l'impact frontal, une erreur relative de 18% est calculée pour l'accélération rotatoire. Cette erreur peut s'expliquer par une différence de positionnement de la tête casquée par-rapport à l'enclume entre expérimentation et simulation ou par une différence de positionnement du casque lui-même sur la tête modifiant sensiblement la répartition de masse du système couplé et donc ses inerties en rotation. La corrélation est toutefois très bonne en terme de $\gamma_R(t)$ avec une réponse numérique s'intercalant bien dans le corridor d'incertitude déterminé sur la base des dix impacts latéraux pratiqués (Figure 118b). La durée du pic d'accélération est de 15 ms pour une valeur maximal d'environ 65 g.

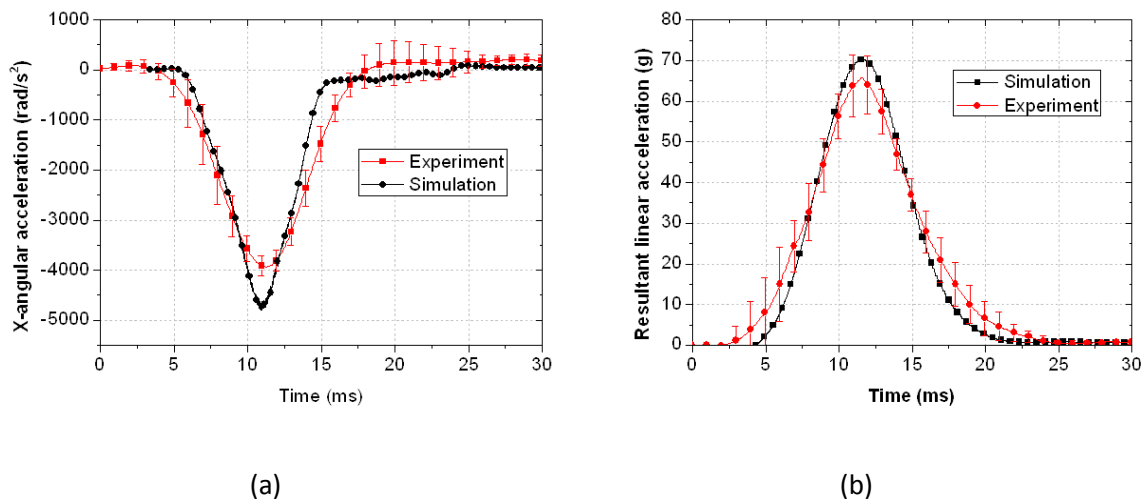


Figure 118. Validation de l'impact oblique latéral sur enclume 60° à vitesse de 5.42 m/s: a) Accélération rotatoire, b) Accélération linéaire résultante

4.3.5. Conclusion

Le modèle de casque, après avoir été validé selon 90 impacts normatifs, a été également validé selon deux configurations de chocs tangentiels sur enclume à 60° à une vitesse de 5.42 m/s. En lien avec des essais expérimentaux, les réponses numériques calculées en termes d'accélération rotatoire et linéaire résultante de la tête Hybrid III montrent une bonne adéquation avec les mesures en laboratoire.

4.4. Etude paramétrique

4.4.1. Introduction

Les cas de chargements tangentiels simulés jusque là étant limités à un seul angle d'impact et une seule vitesse par-ailleurs assez faible, il était essentiel de procéder à une étude paramétrique basée sur plusieurs angles d'impact α et plusieurs vitesses d'impact afin notamment de modifier la répartition entre vitesses normales V_N et tangentielles V_T et d'étudier leur influence sur la mise en rotation de la tête. Un schéma illustre cette étude en Figure 119

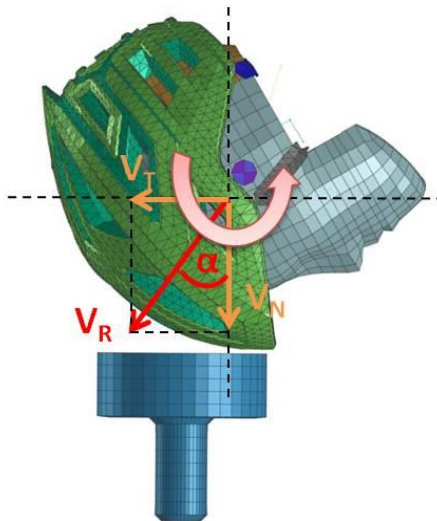


Figure 119. Illustration de l'impact oblique

Un total de 30 configurations de choc a été simulé à l'aide du modèle EF de la tête Hybrid III couplée au MEF du casque vélo. Ces configurations sont présentées dans le Tableau 49. De plus, deux configurations de choc relatives aux conclusions de Bourdet *et al.* (2012) ont été simulés. En effet, 26 reconstructions d'accidents réels impliquant des cyclistes ont permis d'établir que la vitesse d'impact moyenne est de 6.8 ± 2.7 m/s avec des vitesses normale et tangentielle respectives de 5.5 ± 3.0 m/s et 3.4 ± 2.1 m/s.

Lieu d'impact	Angle d'impact α (°)	Vitesse (m/s)	V_N (m/s)	V_T (m/s)
Frontal	35	4	3,3	2,3
		5	4,1	2,9
		5,42	4,4	3,1
		6,5	5,3	3,7
		8	6,6	4,6
	45	4	2,8	2,8
		5	3,5	3,5
		5,42	3,8	3,8
		6,5	4,6	4,6
		8	5,7	5,7
	60	4	2,0	3,5
		5	2,5	4,3
		5,42	2,7	4,7
		6,5	3,3	5,6
		8	4,0	6,9
Latéral	35	4	3,3	2,3
		5	4,1	2,9
		5,42	4,4	3,1
		6,5	5,3	3,7
		8	6,6	4,6
	45	4	2,8	2,8
		5	3,5	3,5
		5,42	3,8	3,8
		6,5	4,6	4,6
		8	5,7	5,7
	60	4	2,0	3,5
		5	2,5	4,3
		5,42	2,7	4,7
		6,5	3,3	5,6
		8	4,0	6,9

Tableau 49. Cas de chargements obliques simulés avec le modèle de la tête Hybrid III casquée

Les résultats présentés à la suite ont été obtenus après filtrage des courbes temporelles d'accélération angulaire par un filtre CFC d'une fréquence de coupure de 180 Hz. Les résultats relatifs à l'accélération linéaire résultante ont quant à eux été filtrés à une fréquence de coupure de 1 kHz.

4.4.2. Choc frontal

Nous présentons ici les résultats obtenus en termes d'accélération angulaire résultante calculée au centre de gravité de la tête Hybrid III mais également en termes d'accélération linéaire résultante pour un choc frontal. La Figure 120 montre les courbes

temporelles d'accélération angulaire et linéaire résultante obtenues pour cinq vitesses d'impact. L'angle d'impact est de 35°. Nous constatons qu'à mesure que la vitesse d'impact augmente, les deux accélérations augmentent. Nous notons également que le Δt de la courbe temporelle d'accélération linéaire résultante diminue. Pour la configuration de choc la plus réaliste (courbe verte) selon Bourdet *et al.* (2012), l'accélération rotatoire résultante atteint 6.5 krad/s² et l'accélération linéaire résultante 134 g.

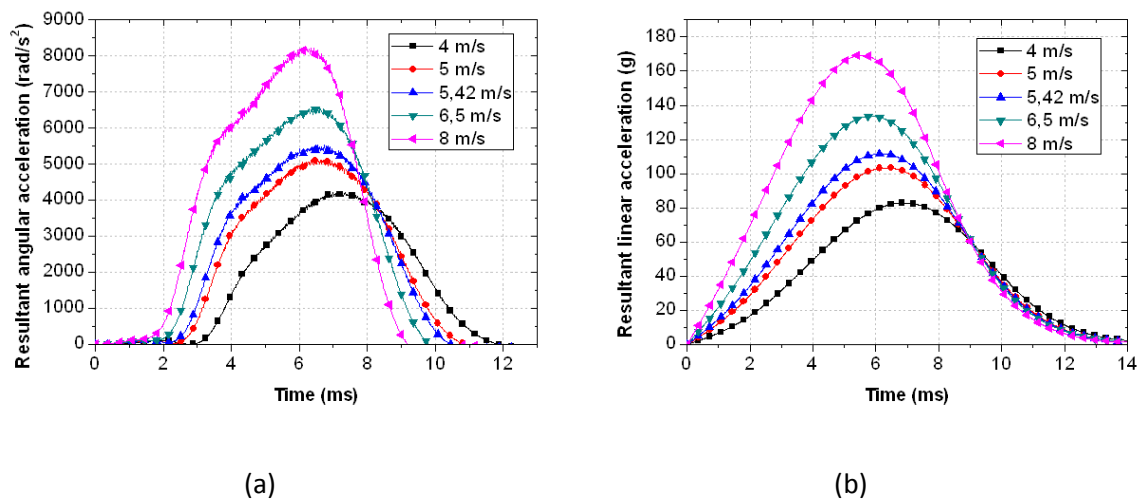


Figure 120. Impact frontal à 35°, influence de la vitesse d'impact sur: a) Accélération rotatoire résultante, b) Accélération linéaire résultante

Il est également intéressant de regarder l'effet de l'angle d'impact de la tête sur ces deux paramètres accélérométriques. Pour des angles de 35°, 45° et 60°, la Figure 121 montre qu'à même vitesse résultante (4 m/s, 5 m/s, 5.42 m/s, 6.5 m/s ou 8 m/s), la valeur maximale de l'accélération rotatoire résultante est plus importante pour un angle d'impact de 45°. En effet, pour une vitesse caractéristique de 6.5 m/s, $\ddot{\omega}_{R,max}$ atteint 7.9 krad/s² pour un angle de 45° alors que ce paramètre prend une valeur de 6.6 krad/s² et 6.0 krad/s² pour des angles d'impact de 35° et 60° respectivement. Cela se conçoit bien car dès lors que l'angle d'impact diminue, la tête casquée aura davantage tendance à subir un choc plus « rectiligne » et rebondir sur l'enclume limitant ainsi sa mise en rotation. A contrario, pour un angle d'impact élevé, la tête aura cette fois-ci tendance à glisser plutôt que de tourner.

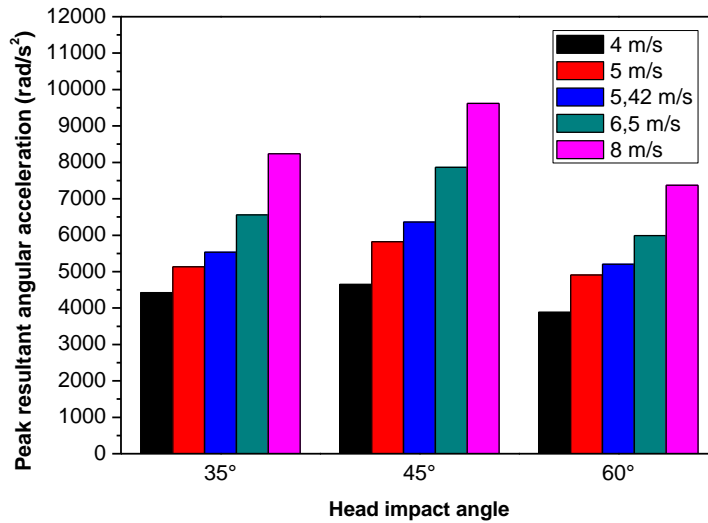


Figure 121. Influence de l'angle d'impact sur le maximum d'accélération rotatoire résultante pour un choc frontal et pour 5 vitesses d'impact

Cependant, comme en témoigne l'histogramme de la Figure 122 représentant le γ_{\max} calculé pour 15 configurations, l'accélération linéaire résultante est plus importante pour l'angle d'impact le plus faible traduisant un cas de chargement se rapprochant d'un choc rectiligne.

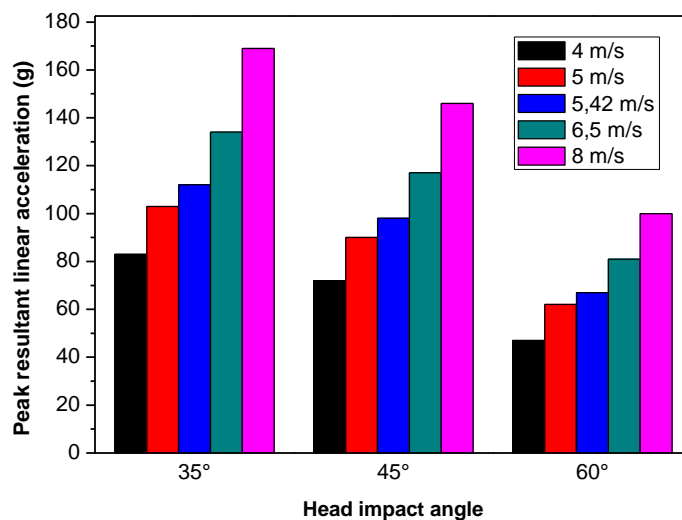


Figure 122. Influence de l'angle d'impact sur le maximum d'accélération linéaire résultante pour un choc frontal et pour 5 vitesses d'impact

4.4.3. Choc latéral

Tout comme pour les impacts frontaux précédemment traités, la vitesse d'impact influe directement sur la réponse du modèle en termes d'accélération angulaire et linéaires résultante. La Figure 123 témoigne de l'évolution de tels paramètres au cours du temps pour un angle d'impact fixé ici à 35°. En confrontant la présente figure et la Figure 120, nous remarquons qu'au-delà de 5 m/s, la rotation calculée au niveau du centre de gravité de la tête est sensiblement la même selon que le choc soit porté au front ou sur le côté. L'accélération linéaire résultante est quant à elle plus importante sous choc latéral. En effet, pour un choc à 6.5 m/s, le γ_{max} vaut 155 g et 134 g respectivement pour l'impact latéral et frontal.

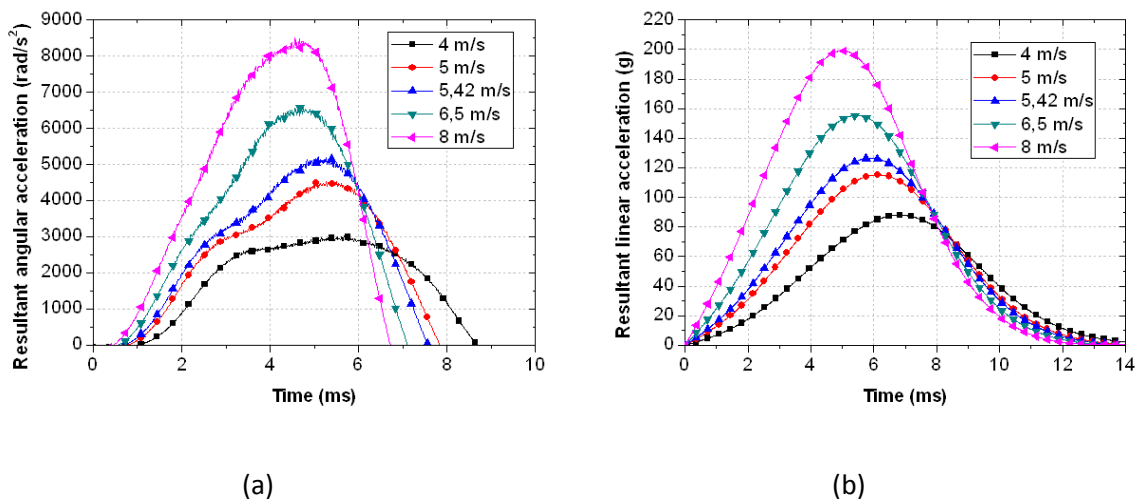


Figure 123. Impact latéral à 35°, influence de la vitesse d'impact sur: a) Accélération rotatoire résultante, b) Accélération linéaire résultante

La Figure 124 évoque les maxima d'accélération rotatoire résultante calculés au centre de gravité de la tête Hybrid III pour cinq vitesses et trois angles d'impact. De même qu'en situation de choc frontal, c'est pour un angle d'impact de 45° que la valeur du $\ddot{\omega}_{R,max}$ est maximale et ce, pour des vitesses allant de 4 m/s à 8 m/s. Sous cette configuration, une valeur de 7.0 krad/s² est obtenue à 6.5 m/s. Les raisons de ce constat sont ici les mêmes qu'en cas de choc frontal. A angle d'impact faible, le cas de chargement tendra vers un impact rectiligne et la tête casquée aura davantage tendance à rebondir plutôt que de tourner. A angle d'impact élevé, le système couplé

tête/casque aura cette fois-ci tendance à glisser sur la surface impactée limitant là encore la rotation.

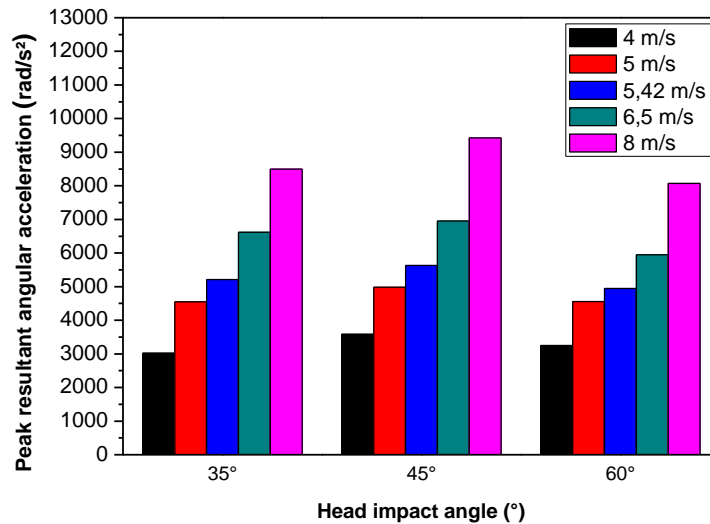


Figure 124. Influence de l'angle d'impact sur le maximum d'accélération rotatoire résultante pour un choc latéral et pour 5 vitesses d'impact

Pour les mêmes cas de choc que précédemment en Figure 124, les maxima d'accélération linéaire résultante ont déterminés et sont collectés dans le graphique de la Figure 125. Nous remarquons que pour un choc latéral et à même vitesse d'impact, l'accélération linéaire résultante diminue quand l'angle augmente. En nous basant sur une vitesse de 6.5 m/s représentative de la réalité, l'accélération linéaire résultante atteint une valeur de 155 g, 134 g et 89 g pour des angles d'impact de 35°, 45° et 60° respectivement. Ces trois valeurs sont par-ailleurs inférieures à leurs pendants sous choc frontal qui sont de 134 g, 117 g et 81 g.

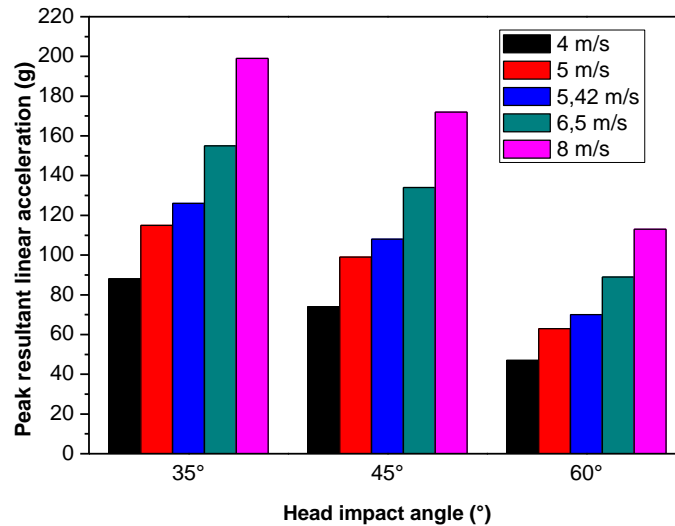


Figure 125. Influence de l'angle d'impact sur le maximum d'accélération linéaire résultante pour un choc latéral et pour 5 vitesses d'impact

4.4.4. Conclusion

Une étude paramétrique a été conduite afin d'investiguer l'influence des composantes normale et tangentielle sur la réponse dynamique de la tête. Pour ce faire, un total de 30 configurations de chocs obliques a été simulé sous PamCrash®.

Que ce soit pour un impact frontal ou latéral, il existe un angle d'impact, en l'occurrence ici 45°, maximisant l'accélération rotatoire de la tête Hybrid III à vitesse d'impact fixée. Par-ailleurs, il a été montré que l'accélération linéaire résultante tend à augmenter à mesure que la vitesse tangentielle diminue.

Pour une configuration d'impact oblique conforme aux conclusions de Bourdet *et al.* (2012), les valeurs de $\ddot{\omega}_{R,max}$ et γ_{max} sont rapportées dans le Tableau 50. Sous cette configuration, la tête est insensible à localisation de l'impact en termes d'accélération rotatoire calculée en son centre de gravité. Sa valeur s'établit à 6.6 krad/s².

Impact	$\ddot{\omega}_{R,max}$ (rad/s ²)	γ_{max} (g)
Frontal	6561	134
Latéral	6618	155

Tableau 50. Valeur maximale de l'accélération rotatoire et linéaire résultante calculée pour un choc frontal et latéral. L'angle et la vitesse d'impact sont respectivement de 35° et 6.5 m/s (Bourdet *et al.* 2012)

4.5. Conclusion

Les réflexions sur la norme vélo EN 1078 en vigueur ont lancé les débats quant à la pertinence des impacts rectilignes dès lors que les reconstructions de cas réels d'accidents ont clairement montré la présence et l'importance d'une composante tangentielle dans la vitesse de la tête au moment de l'impact.

En vue de quantifier le risque de blessure à la tête sous conditions de choc oblique, les essais expérimentaux évoqués ci-dessus ont été simulés sous le code de calcul PamCrash[®]. Conformément aux conditions expérimentales, le modèle éléments-finis du casque vélo a été couplé à un MEF de la tête de mannequin Hybrid III qui a été obtenu par le biais de la société E.S.I. Des sangles ont été également modélisées afin de garantir le bon maintien de la tête dans le casque. Suite à une étude paramétrique menée sur les coefficients de frottement tête/casque et casque/enclume, une valeur commune de 0.5 a été retenue pour reproduire les essais réels. Le comportement du polystyrène sous température ambiante a été supposé équivalent à celui sous conditionnement humide.

Dans un premier temps, l'impact frontal sur l'enclume plate inclinée de 60° par rapport à l'horizontale a été simulé. Une vitesse initiale de 5.42 m/s a été appliquée à tous les nœuds de la tête casquée et sanglée. La validation a été opérée en termes de courbes temporelles d'accélération rotatoire selon l'axe privilégié de rotation et d'accélération linéaire résultante calculées au centre de gravité de la tête. La superposition de la réponse numérique du modèle à l'enregistrement expérimental moyenné sur l'ensemble des dix impacts frontaux a été analysée. Un bon accord pour les deux paramètres étudiés est observé. Les courbes des accélérations angulaire et linéaire résultante sont contenues dans le corridor expérimental et les valeurs maximales sont bien corrélées à hauteur de 6% d'erreur relative.

Dans un second temps, le système couplé tête/casque positionné pour l'impact frontal a subi une rotation de 90° autour de l'axe vertical afin de reproduire l'impact latéral. La confrontation des courbes expérimentale et numérique via superposition graphique montre une bonne adéquation particulièrement en-regard de l'accélération linéaire résultante. La courbe est en effet contenue dans le corridor expérimental déterminé sur la base des dix impacts latéraux menés. Une erreur relative inférieure à 8% a été calculée pour ce paramètre de validation. L'erreur relative calculée pour la

valeur maximale de l'accélération angulaire est quant à elle de 18%. Due aux moments d'inertie du modèle, une accélération rotatoire expérimentale de 4 krad/s² est obtenue pour cette configuration alors qu'elle est de 5 krad/s² pour le choc frontal.

Après cette phase de validation, une étude paramétrique a été envisagée afin de chiffrer l'accélération de la tête Hybrid III pour une large gamme de chocs tangentiels.

La condition de chargement qui a été ici simulée est limitée à une tête qui impacte le sol avec un angle de 60° et à une vitesse de 5.42 m/s. Cela correspond à des vitesses normale et tangentielle de 2.7 m/s et 4.7 m/s respectivement. Or, les travaux de Bourdet *et al.* (2012) montrent par le biais de 26 reconstructions d'accidents de vélos que la tête entre en contact avec le sol avec une vitesse normale de 5.5 m/s et une vitesse tangentielle 3.5 m/s, soit un angle moyen de 30° et une vitesse moyenne résultante de 6.5 m/s. Cette condition de chargement tangentielle est à l'heure actuelle discutée en comité de normalisation afin qu'elle soit prise en compte à titre de principale modification de la norme vélo EN 1078 dans le cadre du test d'absorption des chocs qu'elle impose. L'étude paramétrique a montrée que l'accélération rotatoire de la tête Hybrid III était de l'ordre de 9 krad/s² dans les conditions d'angle et de vitesse les plus extrêmes.

5. CONCLUSION

Nous avons présenté dans ce chapitre l'élaboration du modèle éléments-finis du casque de cycliste.

La première étape a consisté à disposer d'un maillage de ce modèle de casque obtenu à partir d'une discrétisation de sa C.A.O. La coiffe a été maillée au moyen d'éléments volumiques tétraédriques et la coque externe au moyen d'éléments surfaciques triangulaires. Un total de 28915 éléments compose ainsi ce modèle éléments-finis original de casque (24380 éléments tetra et 4535 éléments tria).

La seconde étape était d'implémenter les propriétés mécaniques de la coiffe et de la coque sous les deux codes de calculs que sont LS-Dyna® et PamCrash®. Les lois de comportement utilisées sous chacun des deux codes pour définir le comportement de la coiffe ont été tabulées en regard des essais expérimentaux de compression menés en amont et optimisées afin de corréliser au mieux les résultats issus des tests d'impact. La différence majeure entre les lois *MAT_CRUSHABLE_FOAM et General Nonlinear Rate Dependant Foam with Optional Energy Absorption réside dans l'implémentation d'une seule courbe de charge pour chacun des trois conditionnements sous LS-Dyna® alors que sous PamCrash®, huit courbes ont été définies et traduisant la réponse du matériau amortissant pour autant de vitesses de chargement. Selon la méthodologie mise en œuvre par l'industriel, ces courbes tabulées ont été extrapolées de la courbe contrainte-déformation quasistatique en multipliant celle-ci par un coefficient dont la valeur a été calculée par interpolation logarithmique. Les lois de comportement propres à caractériser la coque externe en polycarbonate ont été définies de telle sorte que son comportement soit élastique linéaire sous les deux codes.

La troisième étape a consisté à valider le modèle éléments-finis du casque. Cette validation du modèle éléments-finis du casque de cycliste a d'abord été réalisée en regard des tests d'absorption au choc préconisés par la norme EN 1078. Pour ce faire, le MEF du casque couplé à un modèle EF de fausse tête ISO a été impacté sur enclume plate puis sur enclume cornière de sorte à reproduire numériquement sous les deux codes les 90 impacts normatifs expérimentaux opérés chez l'industriel. Les résultats obtenus en termes d'accélération linéaire résultante calculée au centre de gravité de la fausse tête ont été comparés à ceux obtenus expérimentalement lors des essais

effectués et ont montré une bonne cohérence. Certains phénomènes mécaniques tels la rupture du polystyrène expansé, la déformation plastique permanente de la coiffe, le cisaillement et la déformation plastique de la coque n'ont pas été pris en compte dans le modèle et peuvent dès lors justifier les erreurs relatives élevées pour certaines configurations d'impacts, configurations pour lesquelles le modèle EF du casque sera considéré comme étant non validé. Le modèle a ensuite été validé sous PamCrash® vis-à-vis des impacts obliques expérimentaux après avoir préalablement été couplé à un MEF de fausse tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile. Là encore, la réponse dynamique du modèle en termes d'accélération angulaire et linéaire résultante a été jugée conforme aux résultats expérimentaux pour des chocs frontal et latéral à angle et vitesse d'impact de 60° et 5.42 m/s respectivement.

Ce modèle de casque, dès lors qu'il a été multi-validé sous chocs normatifs et obliques, va à présent être couplé avec un modèle éléments-finis de tête anatomique (SUFEM, voir chapitre 1) afin d'évaluer le risque de lésions encouru par le cycliste lors d'un choc. Sous conditions de chocs normatives, les pourcentages de risque seront présentés pour 39 configurations d'impact (soit 24 sur enclume plate et 15 sur enclume cornière) pour lesquelles le MEF du casque a été parfaitement validé. Nous avons considéré comme parfaitement validé, un point d'impact pour lequel l'erreur relative expé/simu commise en termes de γ_{\max} est inférieure à 15% et le Δt du pulse d'accélération linéaire résultante conforme à l'expérience pour les trois conditionnements. Seront dès lors considérés des impacts aux points C, D, E, H, I, K, L, M sur enclume plate et 2, 3, 9, 12, 15 sur enclume cornière.

CHAPITRE 4 :
ESTIMATION DU RISQUE
LESIONNEL

1. INTRODUCTION

Afin de quantifier de façon réaliste le risque de traumatisme crânio-encéphalique pouvant survenir en réponse à un choc, le modèle éléments-finis de la tête anatomique de Strasbourg, présenté en détails dans le chapitre 1, a été couplé au modèle éléments-finis du casque de cycliste précédemment validé sous différentes configurations de chocs normatifs et tangentiels. L'objectif de ce chapitre est de chiffrer la capacité de protection du casque vis-à-vis des deux mécanismes lésionnels que sont :

- Les lésions neurologiques modérées et sévères : Les limites de tolérance du SUFEHM en termes de contrainte maximale de Von Mises dans le cerveau sous LS-Dyna® et PamCrash® sont respectivement de 28 et 29 kPa pour les lésions modérées et 53 kPa pour les lésions sévères.
- L'hématome sous-dural : Une énergie de déformation maximale du liquide cébrospinal de 4950 mJ fait office de limite de tolérance au modèle SUFEHM validé sous LS-Dyna®. Sous Pamcrash, la pression minimum dans le liquide cébrospinal en lien avec un risque de 50% d'hématome est fixé à - 315 kPa.

Le risque de blessure a d'abord été évalué sous conditions de choc normales et conformes aux préconisations de la norme EN 1078 en remplaçant la fausse tête ISO par le modèle EF de la tête anatomique SUFEHM comme représenté Figure 126. Les résultats pour 39 simulations sous PamCrash®, selon des points d'impact pour lesquels le MEF du casque est correctement validé ($e_r < 15\%$ en termes de γ_{\max} et Δt conforme à l'expérience pour les trois conditionnements), seront présentés sous forme d'histogrammes pour les deux paramètres intracrâniens calculés ainsi que pour les risques de lésion associés.

Sous conditions de chargement tangentiel, la même démarche a été entreprise. La tête Hybrid III a été découplée du casque au profit de la tête anatomique. Là encore, les paramètres intracrâniens ont été calculés afin de déterminer le risque de lésion traumatique.

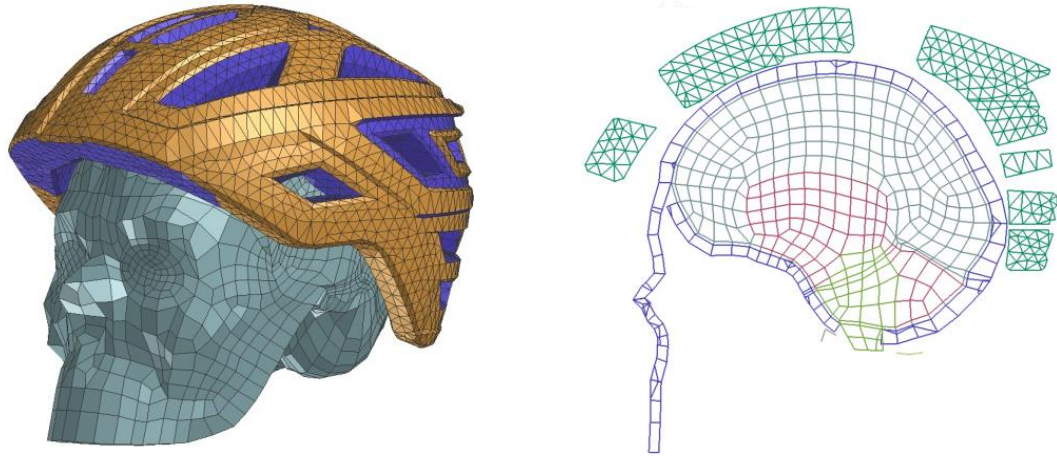


Figure 126. Illustration du couplage tête anatomique-casque de protection

2. CHOCS NORMATIFS

2.1. Introduction

Le modèle de casque a été couplé au SUFEHM dans le but d'estimer le risque de blessure à la tête en cas d'impact normatif. Les deux mécanismes lésionnels considérés sont la lésion axonale diffuse et l'hématome sous-dural. Nous présentons tout d'abord les résultats obtenus pour des impacts sur enclume plate puis ceux obtenus pour des impacts sur enclume cornière. Les coefficients de frottement aux interfaces tête/casque et casque/enclume sont les mêmes que lors de la validation du modèle EF du casque couplé au modèle EF de la tête ISO sous PamCrash®.

Nous nous sommes assurés de la validité de chaque simulation en contrôlant le bilan énergétique. Pour tous les impacts réalisés avec le SUFEHM, l'énergie d'hourglass n'excède pas 10% de l'énergie totale comme en témoigne la Figure 127 représentant l'évolution au cours du temps des différentes énergies mises en jeu pour un impact frontal sur enclume plate à 5.42 m/s. L'énergie maximale est atteinte au bout de 20 ms avec une valeur de 1.27 J, ce qui est bien inférieur à 10% de l'énergie totale du système à ce même temps ($72 * 10\% = 7.2$ J).

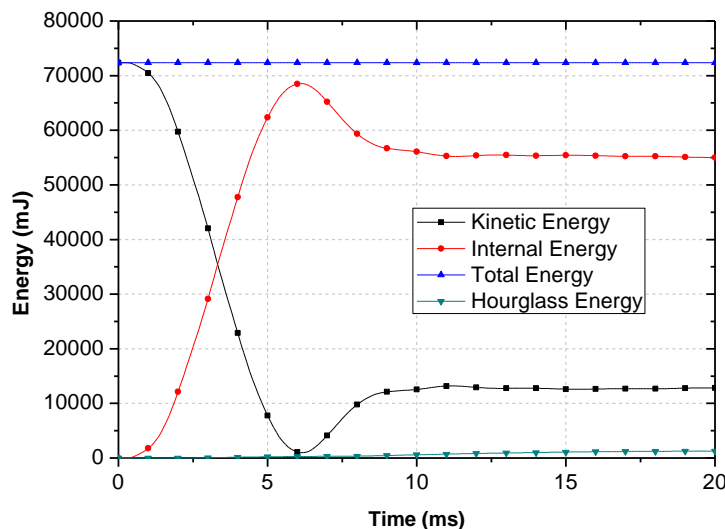


Figure 127. Bilan énergétique du système pour le point d'impact C (vertex). L'énergie d'hourglass est inférieure à 10% de l'énergie totale

2.2. Impacts sur enclume plate

2.2.1. Introduction

Conformément à la norme EN 1078, le casque de cycliste lié au modèle de tête prédictif de lésions SUFEHM a été impacté sur enclume plate sous les trois conditionnements (-20°C, +50°C et H₂O) et à une vitesse de 5.42 m/s. La Figure 128 présente un exemple de positionnement du système tête/casque pour un impact au point E sur enclume plate.

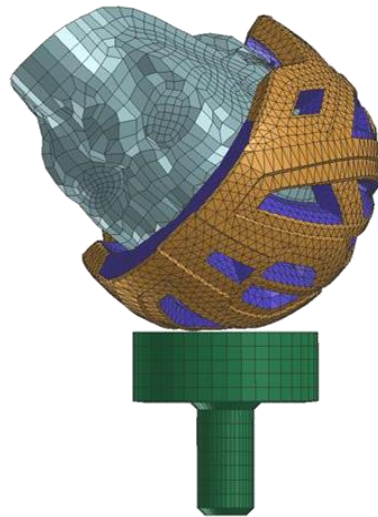


Figure 128. Positionnement avant impact normatif sur enclume plate

2.2.2. Résultats en termes de lésions neurologiques

Les contraintes de cisaillement dans un milieu continu solide comme le cerveau sont exprimées en contrainte de Von Mises qui représente le cisaillement moyen. Cette contrainte de Von Mises est calculée selon la formule exprimée ci-dessous :

$$\sigma_{VM} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)} \quad \text{Eq. 12}$$

où τ_{xy} , τ_{yz} et τ_{xz} représentent les cisaillement relatifs respectivement aux directions xy, yz et xz.

La Figure 129 représente sous forme d'histogramme la contrainte de Von Mises maximale calculée dans le cerveau pour huit points d'impact sur enclume plate et pour les trois conditionnements imposés par la norme. Une valeur supérieure à 29 kPa a été

obtenue pour les points E, H et I, tous localisés sur le côté du casque comme le montre la Figure 129. En ces trois points, le risque de lésion neurologique modérée (AIS2) est d'au moins 50%. Toutefois, le risque de DAI sévère est contenu.

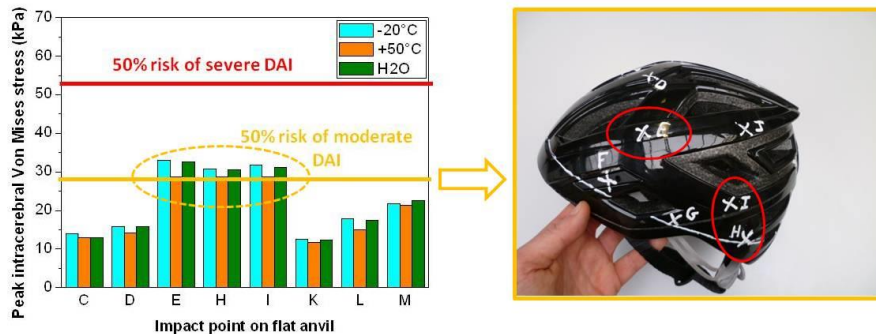


Figure 129. Contrainte de Von Mises maximale dans le cerveau calculée pour 8 points d'impact sur enclume plate et sous les trois conditionnements normatifs

La traduction des résultats de la Figure 129 sous forme de pourcentages de risque de lésion neurologique sont présentés dans les deux figures suivantes selon que la lésion soit modérée (Figure 130) ou sévère (Figure 131). Nous constatons comme nous avons déjà pu le montrer que les risques de blessure les plus élevés sont obtenus pour des impacts réalisés sur le côté du casque (points E, H et I). En chaque point et sous chaque conditionnement, les résultats présentés ici sont relatifs à des configurations de chocs parfaitement validées (cf. courbes des annexes 3 à 5). Pour les points E, H et I impactés à froid, le risque de DAI sévère est respectivement de 11%, 8% et 9%. Sous ces mêmes configurations, le risque de DAI modéré est respectivement de 65%, 57% et 61%.

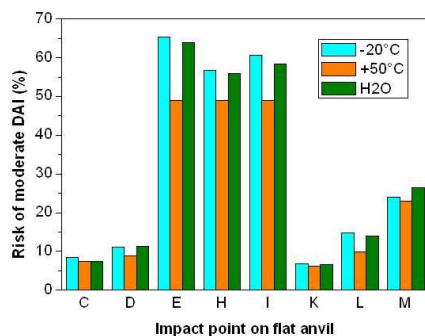


Figure 130. Pourcentage de risque de lésion neurologique modérée (AIS2)

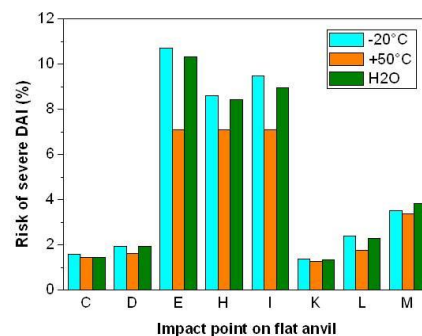


Figure 131. Pourcentage de risque de lésion neurologique sévère (AIS3+)

Le gradient de contrainte de Von Mises observé dans le cortex pour le casque impacté en zones vertex et latérale est montré en Figure 132. Nous pouvons voir notamment en Figure 132a que suite à un choc vertex, le maximum de contrainte de cisaillement est concentré au niveau du cervelet et à son interface avec le cerveau. Pour un impact latéral et comme l'illustre la Figure 132b, le cisaillement de la matière cérébrale est particulièrement important à la jonction des lobes pariétal et temporal ainsi qu'au niveau du lobe frontal.

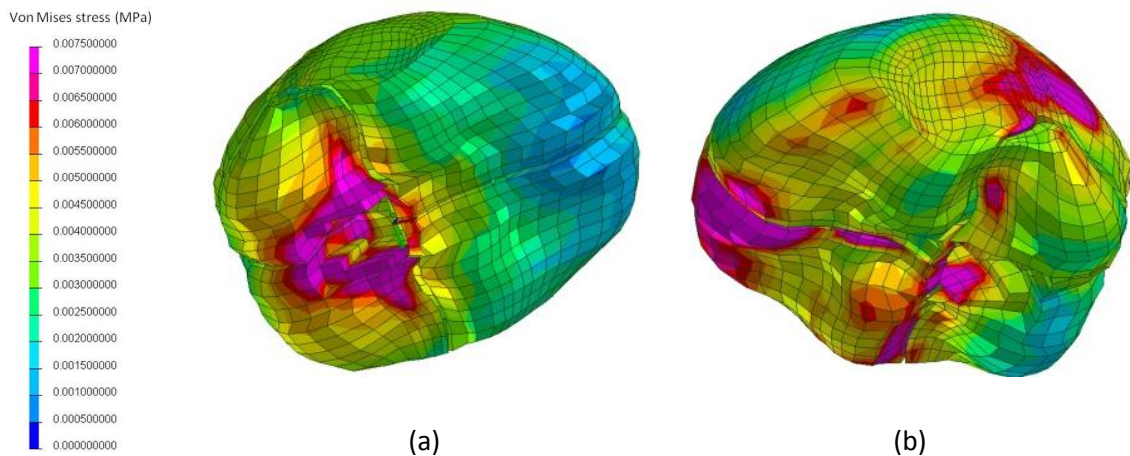


Figure 132. Champs de contrainte de Von Mises pour deux localisations d'impact sur le casque: a) Vertex, b) Latérale

2.2.3. Résultats en termes d'hématome sous-dural

La pression minimum dans le liquide cérébrospinal a été calculée pour les 8 mêmes points d'impact sur enclume plate. Les résultats présentés en Figure 133 montrent que quel que soit le point d'impact, la pression minimum ne dépasse pas la limite de tolérance fixée à -315 kPa ce qui assure pour l'utilisateur du casque vélo un risque d'hématome bien en-dessous de 50% sous conditions de choc normatives.

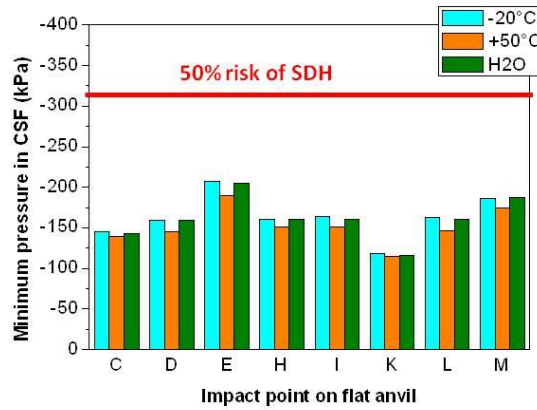


Figure 133. Pression minimum dans le liquide cérebrospinal calculée pour les 8 points d'impact sur enclume plate et sous les trois conditionnements normatifs

Les résultats en termes de pourcentages de risque d'hématome sous-dural font l'objet de la Figure 134. Le modèle EF du casque étant très bien validé à froid et impacté au point E, nous estimons le risque d'hématome à 11%, qui est aussi le risque le plus important sur l'ensemble des points impactés. Quelque soit la localisation du choc, le risque d'hématome est moindre comparé au risque de lésion axonale diffuse.

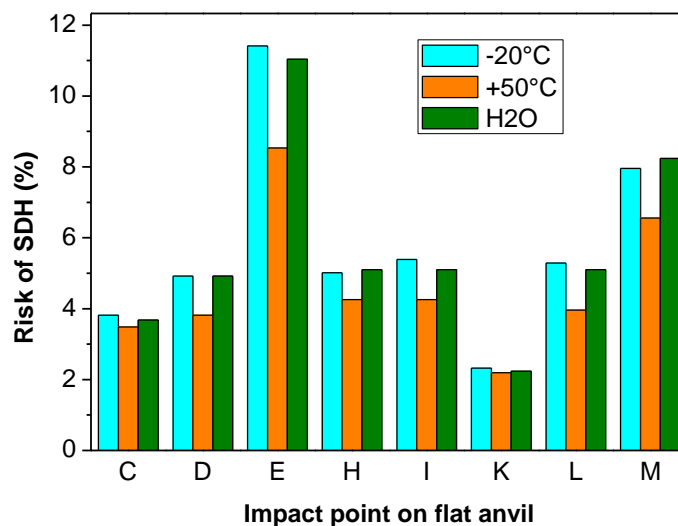


Figure 134. Pourcentage de risque d'hématome sous-dural pour 8 points d'impact sur enclume plate et trois conditionnements

Le phénomène de coup-contrecoup est illustré dans la Figure 135. La zone de basse pression dans le liquide céphalo-rachidien calculée en simulant un choc latéral et un

choc occipital y est mise en avant. Pour les deux positions, la pression minimum est observée à l'opposée même de l'endroit où a été porté le choc.

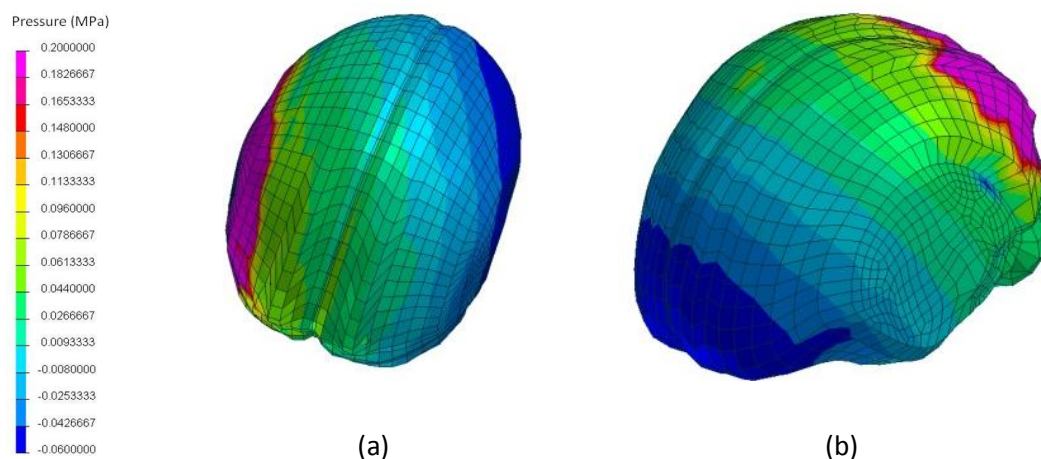


Figure 135. Champs de pression dans le liquide cérébrospinal pour deux localisations d'impact sur le casque: a) Latérale b) Occipitale

2.2.4. Conclusion

Suite à son couplage avec le modèle de tête anatomique SUFEHM, le casque a été impacté en différents points, sous trois conditionnements différents et à vitesse normative de 5.42 m/s sur enclume plate.

La contrainte maximale de Von Mises dans le cerveau de même que l'énergie de déformation et la pression minimum dans le liquide cérébrospinal ont été extraits pour 24 simulations sous PamCrash®. Les risques de lésion neurologique et d'hématome ont ensuite été calculés. Rappelons que nous n'avons pris en considération que les risques de lésion associés aux configurations de choc sous lesquelles le modèle EF du casque est bien validé. Pour la configuration la plus défavorable mais correctement validée, à savoir le point E impacté sous -20°C (impact latéral), le pourcentage de risque en termes notamment de lésions neurologiques est de 65% pour un AIS2 et 11% pour un AIS3+.

2.3. Impact sur enclume cornière

2.3.1. Introduction

Les chocs sur l'enclume cornière ont été simulés pour une vitesse normative de 4.57 m/s et ce, pour un matériau amortissant conditionné à froid, à chaud et sous traitement

humide. L'exemple du positionnement initial pour un impact au point 9 est montré Figure 136.

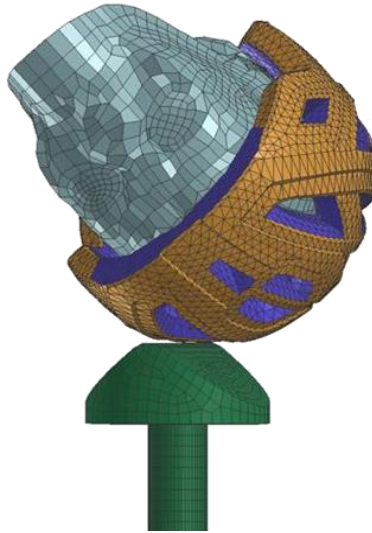


Figure 136. Positionnement avant impact normatif sur enclume cornière

2.3.2. Résultats en termes de lésions neurologiques

Contrairement aux valeurs de contrainte de Von Mises déterminées par la simulation d'impacts normatifs sur enclume plate, ces dernières après impacts sur enclume cornière sont inférieures à 20 kPa pour tous les points (Figure 137). Une valeur de 16 kPa a été obtenue pour un impact latéral au point 12 sous conditionnements froid et humide.

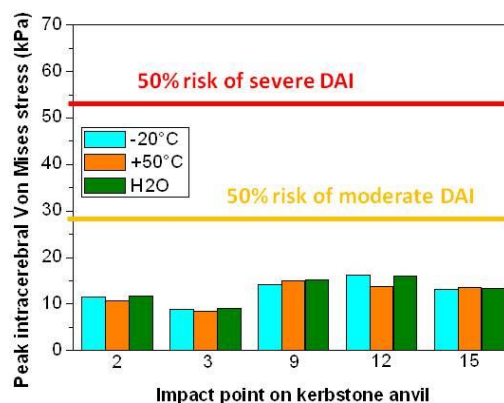


Figure 137. Contrainte de Von Mises maximale dans le cerveau calculée pour 5 points d'impact sur enclume cornière et sous les trois conditionnements normatifs

Chapitre 4 : Estimation du risque lésionnel

Les pourcentages de risque de lésion neurologique associés sont exposés en Figure 138 et Figure 139 pour des AIS2 et AIS3+ et pour tous les points impactés sur l'enclume cornière. Le risque de DAI le plus élevé est ici obtenu pour un choc au point 12 sous basse température. Sous cette configuration de choc, nous pouvons quantifier le risque de DAI à 12% et 2% respectivement pour une lésion modérée et une lésion sévère. Le risque de lésion neurologique encouru par le cycliste est ici bien moins important que sur enclume plate.

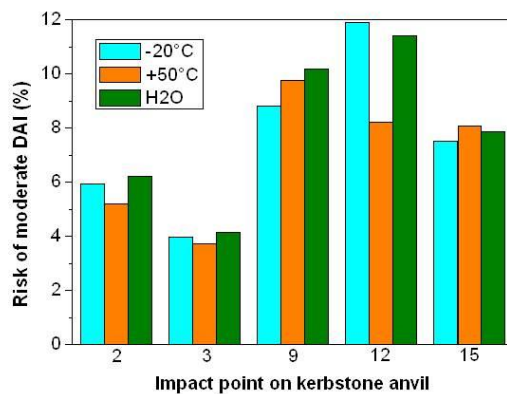


Figure 138. Pourcentage de risque de lésion neurologique modérée (AIS2)

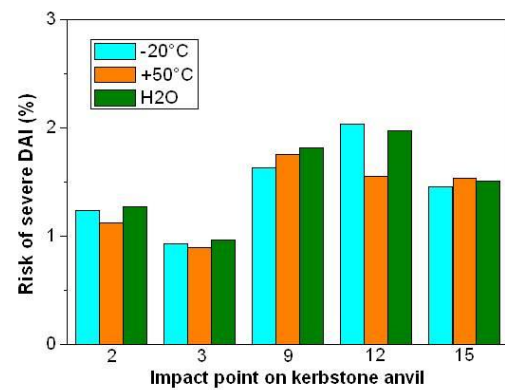


Figure 139. Pourcentage de risque de lésion neurologique sévère (AIS3+)

Le champ de contrainte de Von Mises pour deux localisations d'impact autour du casque est montré en Figure 140. Suite à un impact latéral, le tissu cérébral subit une déformation en cisaillement localisée sur le lobe temporal. Pour un impact occipital, la zone de cisaillement est davantage étendue et notamment observable au niveau du lobe frontal du cortex.

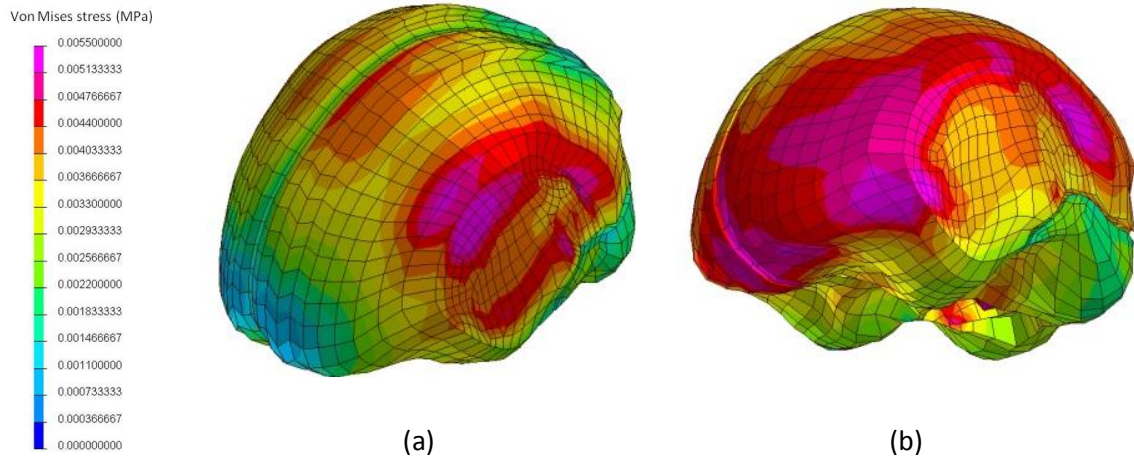


Figure 140. Champs de contrainte de Von Mises pour deux localisations d'impact sur le casque: a) Latérale, b) Occipitale

2.3.3. Résultats en termes d'hématome sous-dural

L'investigation du risque d'hématome sous-dural encouru suite à un choc normatif sur enclume cornière a été rendu possible grâce au calcul de la pression minimum dans le liquide cébrospinal. Les valeurs calculées pour chaque point d'impact sous -20°C , $+50^{\circ}\text{C}$ et sous condition humide sont présentées graphiquement en Figure 141. Pour l'ensemble des 5 points, la pression reste strictement supérieure à -125 kPa . La limite de tolérance de -315 kPa n'étant donc aucunement atteinte, un faible pourcentage de risque d'hémorragie est assuré.

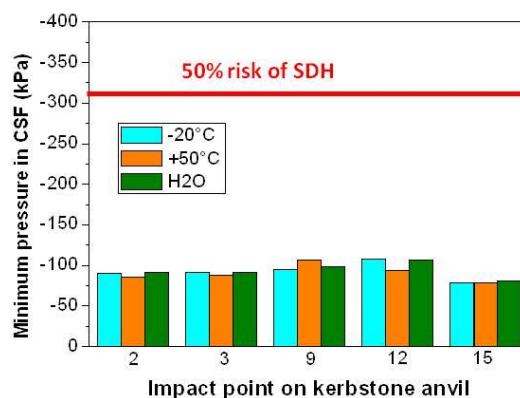


Figure 141. Pression minimum dans le liquide cébrospinal calculée pour les 5 points d'impact sur enclume cornière et sous les trois conditionnements normatifs

La Figure 142 fait mention à la probabilité de survenue d'un hématome pour les 15 configurations de choc sur enclume cornière. Le risque d'hématome sous-dural n'excède pas 2%.

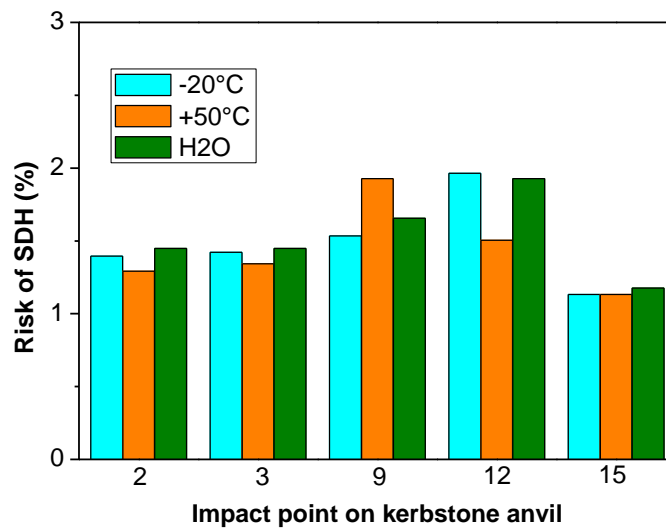


Figure 142. Pourcentage de risque d'hématome sous-dural pour 5 points d'impact sur enclume cornière et pour trois conditionnements

Tout comme précédemment sur enclume plate, la zone de pression minimum dans le liquide cébrospinal se situe à l'opposée de l'endroit où le choc a été porté. La Figure 143 présente la réponse en termes de pression pour les deux mêmes lieux d'impact qu'en Figure 140.

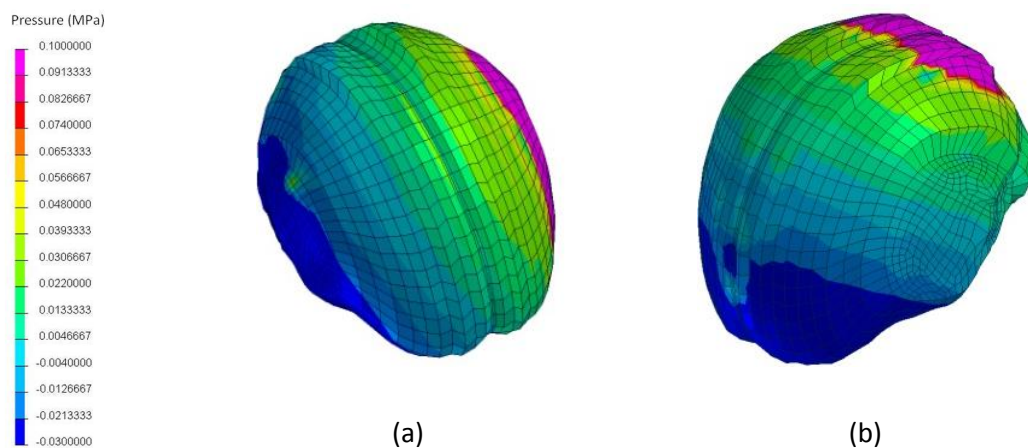


Figure 143. Champs de pression dans le liquide cébrospinal pour deux localisations d'impact autour du casque: a) Latérale, b) Occipitale

2.3.4. Conclusion

Les impacts normatifs à 4.57 m/s sur enclume cornière ont été simulés afin d'estimer le risque de lésion axonale diffuse et d'hématome sous-dural.

Les résultats des simulations sous PamCrash® ont montré que pour les deux traumatismes de la tête étudiés ici, le risque est très faible. Cela s'explique d'une part, par une faible énergie mise en jeu au moment de l'impact et d'autre part, par une plus grande déformation du polystyrène due à la "pénétration" de l'enclume dans le matériau améliorant ainsi l'absorption de l'énergie. Pour la configuration la plus défavorable et sous laquelle le modèle EF du casque vélo est correctement validé, à savoir un impact au point 12 sous -20°C, le risque de lésion neurologique modéré est de 12% et 2% pour une lésion sévère.

Il peut être conclu de cette étude que le risque de lésion traumatique en cas de choc normatif sur enclume cornière est minime pour les points d'impact ayant fait l'objet de ces simulations.

2.4. Conclusion

Dans cette étude nous avons rapporté les résultats des 39 simulations d'impacts normatifs réalisés sous PamCrash® en couplant le modèle éléments-finis du casque de cycliste au modèle EF de tête anatomique de Strasbourg. Les contraintes de Von Mises intracérébrales maximale ont été calculées de même que les pressions minimums dans le liquide cébrospinal afin d'estimer le pourcentage de risque de lésion neurologique et d'hématome sous-dural.

La tête SUFEHM casquée a d'abord été impactée à 5.42 m/s sur l'enclume plate en plusieurs points répartis autour du casque et sous les trois conditionnements. En termes de contrainte dans le cerveau, cinq points situés sur le côté du casque attirent l'attention. En effet, la contrainte de Von Mises maximale approche la limite de tolérance à 50% pour la lésion neurologique modérée. Les résultats évoqués en termes de risque lésionnel sont relatifs à des configurations de choc pour lesquelles le modèle EF du casque est correctement validé. En effet, certains points critiques du casque nécessitent un développement supplémentaire. Sous PamCrash®, le risque lésionnel maximal sur l'ensemble des configurations validées atteint 65%, 11% et 11% pour la

Chapitre 4 : Estimation du risque lésionnel

lésion neurologique modérée, sévère et l'hématome sous-dural. Bien que le risque de blessure soit sensible au positionnement initial de la tête casquée, cela montre que sous conditions de chargement normales, ce casque de cycliste protège de façon satisfaisante la tête humaine vis-à-vis de critères biomécaniques.

Les impacts ont ensuite été simulés sur l'enclume cornière à une vitesse de 4.57 m/s et pour tous les conditionnements normatifs. Les risques de blessure déterminés sur la base des valeurs des paramètres intracrâniens sont minimales pour les deux mécanismes lésionnels étudiés. Un risque de 12%, 2% et 2% a été déduit sous PamCrash® respectivement pour les lésions neurologiques modérées, sévères et pour un hématome sous-dural.

3. CHOCS OBLIQUES

3.1. Introduction

Les configurations d'impacts obliques présentées dans le chapitre 3 ont été à nouveau simulées mais en remplaçant la tête Hybrid III par le modèle SUFEHM. Le cas de chargement étant ici plus réaliste que le chargement normatif, il est intéressant d'évaluer le risque lésionnel encouru par le cycliste en cas de choc frontal et latéral sur enclume à 60° à une vitesse de 5.42 m/s.

Le coefficient de frottement de 0.5 reste inchangé pour les contacts tête/casque et casque/enclume. Tout comme avec la tête Hybrid III, un contact sans frottement a été défini entre les sangles et le modèle SUFEHM.

Le critère de validité retenu pour les deux simulations est une énergie d'hourglass inférieure à 10% de l'énergie totale comme le montre le bilan énergétique de la Figure 144 pour l'impact latéral. L'hourglass atteint 3.4 J à $t = 22$ ms, valeur bien inférieure à 10% de l'énergie totale (7.6 J).

Après cette étude détaillée sous conditions de choc utilisées pour la validation du casque, une étude paramétrique portant sur l'angle et la vitesse d'impact est proposée.

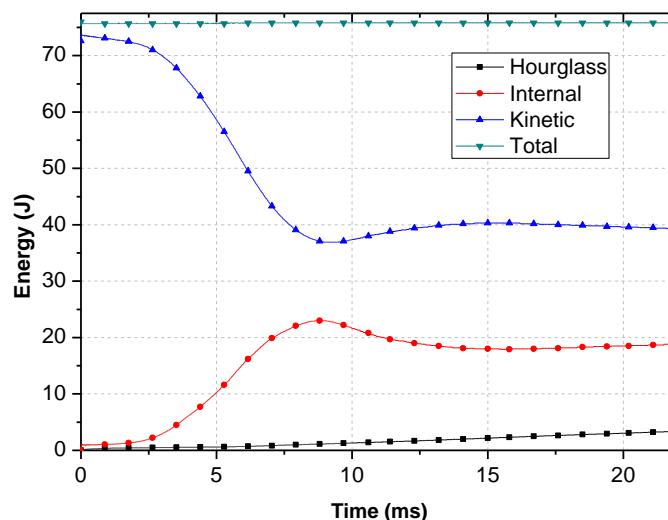


Figure 144. Bilan énergétique pour l'impact oblique latéral avec le modèle SUFEHM

3.2. Impact frontal

L'enclume plate utilisée jusque-là pour reproduire des impacts normatifs a été inclinée de 60° par-rapport à l'horizontale. Le modèle SUFEHM a ensuite été intégré dans le casque vélo et sanglé afin de garantir le contact tête/casque. Le positionnement et le couplage sont montrés Figure 145. La vitesse d'impact est de 5.42 m/s.

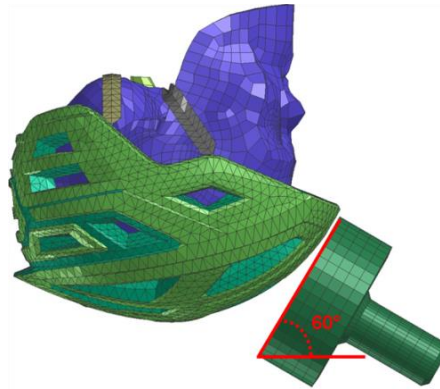


Figure 145. Impact oblique frontal sur enclume à 60°

Les paramètres intracrâniens calculés ainsi que les pourcentages de risque de blessure sont consignés dans le Tableau 51.

Paramètre	Valeur (kPa)	Risque de DAI modéré	Risque de DAI sévère	Risque d'hématome sous-dural
σ_{VM}	28.5	48%	7%	-
P_{mini}	-117	-	-	2%

Tableau 51. Valeur des paramètres intracrâniens calculés et risques lésionnels pour l'impact oblique frontal sur enclume à 60° et à une vitesse de 5.42 m/s

Une illustration du champs des deux paramètres intracrâniens étudiés à savoir la contrainte de Von Mises dans le cerveau et la pression dans le LCS est respectivement donnée en Figure 146 et Figure 147. Nous pouvons observer que lors de cet impact oblique frontal, le tissu cérébral subit du cisaillement essentiellement au niveau du lobe temporal et que la pression minimum est localisée dans le liquide cébrospinal au niveau du cervelet.

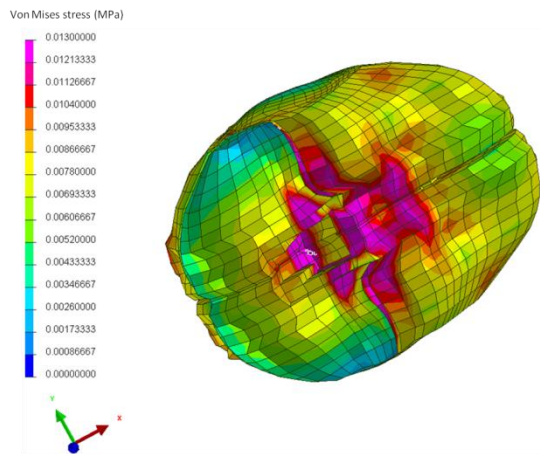


Figure 146. Champs de contrainte de Von Mises dans le cerveau

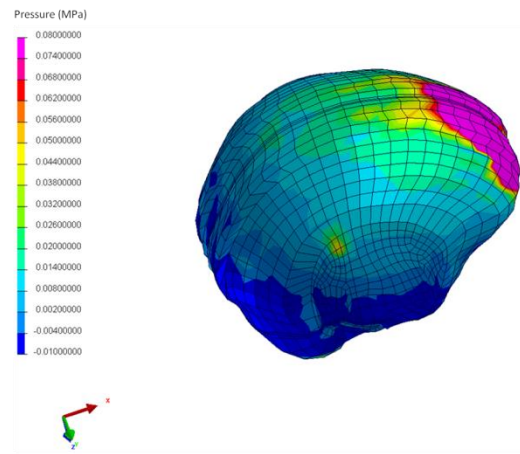


Figure 147. Champs de pression dans le liquide cébrospinal

3.3. Impact latéral

Une rotation de 90° de la tête casquée par-rapport à la verticale a permis de simuler le choc latéral à une vitesse de 5.42 m/s. Le positionnement initial avant impact est montré Figure 148.

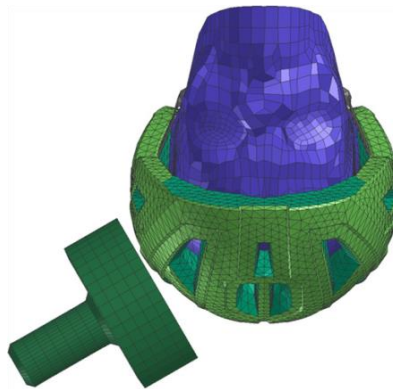


Figure 148. Impact oblique latéral sur enclume à 60°

La contrainte de Von Mises dans le cerveau ainsi que la pression minimum dans le liquide céphalo-rachidien ont été extraites de la simulation. Leurs valeurs figurent dans le Tableau 52. Les risques de blessure déterminés sur la base des courbes de risque relatives aux deux mécanismes lésionnels sont également précisés dans le même tableau. Nous pouvons expliquer la valeur de la contrainte de Von Mises, ici inférieure à celle calculée sous choc frontal, par la faux du cerveau (séparant les deux hémisphères

cérébraux) qui limite le cisaillement de la matière cérébrale lors d'un impact sous cette configuration de choc latéral.

Paramètre	Valeur (kPa)	Risque de DAI modéré	Risque de DAI sévère	Risque d'hématome sous-dural
σ_{VM}	24.8	34%	5%	-
P_{mini}	-99	-	-	2%

Tableau 52. Valeur des paramètres intracrâniens calculés et risques lésionnels pour l'impact oblique latéral sur enclume à 60° et à une vitesse de 5.42 m/s

Les champs de contrainte et de pression observés pour cette configuration de choc sont montrés Figure 149 et Figure 150. Le tissu cérébral cisaille fortement dans le lobe pariétal, de part et d'autre de la faux. La pression minimum dans le LCS est localisable au niveau du lobe occipital.

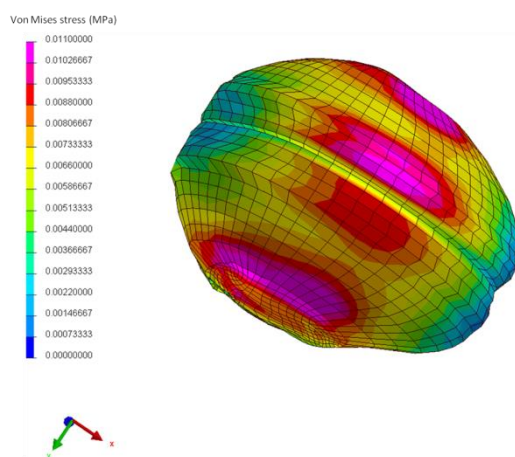


Figure 149. Champs de contrainte de Von Mises dans le cerveau

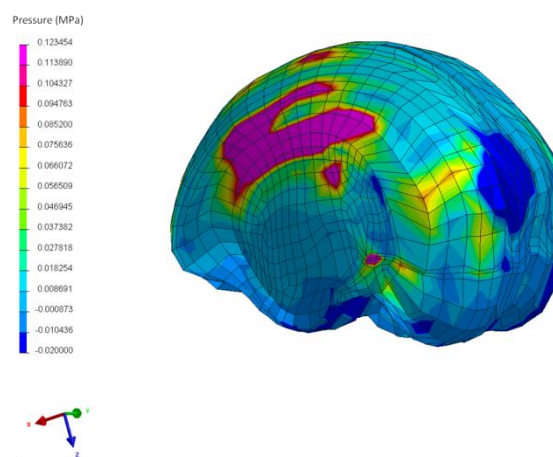


Figure 150. Champs de pression dans le liquide cérébrospinal

3.4. Etude paramétrique

Au-delà des deux seuls impacts à 5.42 m/s sur enclume inclinée à 60°, nous avons ici soumis le modèle de la tête SUFEHM casqué à différents cas de chargement tangentiels afin de mieux évaluer la protection offerte au porteur du casque vélo sous conditions de choc réalistes. Nous avons notamment simulé plusieurs impacts en lien avec les conclusions relatives à l'accidentologie (Bourdet *et al.* 2012) de sorte à nous placer dans

des conditions proches de celles déduites de scénarios d'accidents de cyclistes, conditions dont une illustration est donnée en Figure 151.

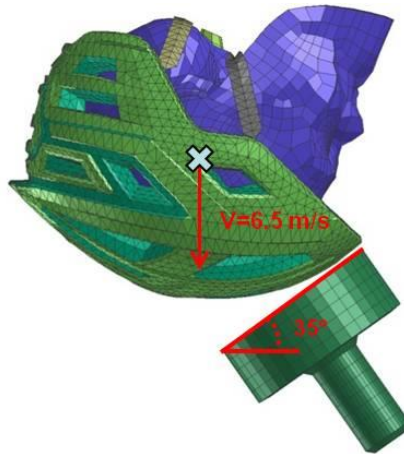


Figure 151. Impact oblique frontal sur enclume à 35°

Dix configurations, collectées dans le Tableau 53 ont d'abord été simulées de sorte à étudier les limites du casque de protection en termes de risque de lésions neurologiques et d'hématome sous-dural.

Lieu d'impact	α (°)	V (m/s)	V_N (m/s)	V_T (m/s)
Frontal	35	6,5	5,3	3,7
	45	6,5	4,6	4,6
	60	5,42	2,7	4,7
		6,5	3,3	5,6
		8	4,0	6,9
Latéral	35	6,5	5,3	3,7
	45	6,5	4,6	4,6
	60	5,42	2,7	4,7
		6,5	3,3	5,6
		8	4,0	6,9

Tableau 53. Cas de chargements obliques simulés avec le modèle de la tête SUFEHM casquée

A l'issue de chacune de ces dix simulations, la contrainte de Von Mises maximale dans le cerveau ainsi que la pression minimum dans le liquide cébrospinal ont été extraites. Les valeurs sont évoquées en Figure 152 et Figure 153 pour un choc frontal et un choc latéral. Les limites de tolérance à 50% sont mentionnées.

Chapitre 4 : Estimation du risque lésionnel

Vu de façon globale et quelle que soit la configuration du choc, les simulations d'impact latéral mènent à des valeurs moins importantes des deux paramètres intracrâniens étudiés. Nous voyons également, dans la partie gauche des Figure 152 et Figure 153, que la contrainte de Von Mises maximale et la pression minimum évolue de façon défavorable lorsque la vitesse d'impact augmente. Pour une vitesse d'impact de 6.5 m/s, la Figure 152 montre que la contrainte est la plus élevée pour un angle d'impact de 45°, que l'on considère un choc frontal ou latéral. Par-ailleurs c'est également pour cet angle d'impact de 45° que l'accélération rotatoire résultante ressentie par la tête est la plus grande.

Pour la plupart des configurations simulées (même les plus extrêmes), une valeur de l'ordre de 80% de risque de lésion neurologique modérée est atteinte, les valeurs des contraintes de Von Mises maximales frôlant ou dépassant les 29 kPa. La limite de tolérance en termes d'hématome qui rappelons-le est fixée à -315 kPa n'est toutefois jamais atteinte, une pression minimale de -195 kPa ayant été extraite pour un choc frontal à 8 m/s sur enclume à 60°.

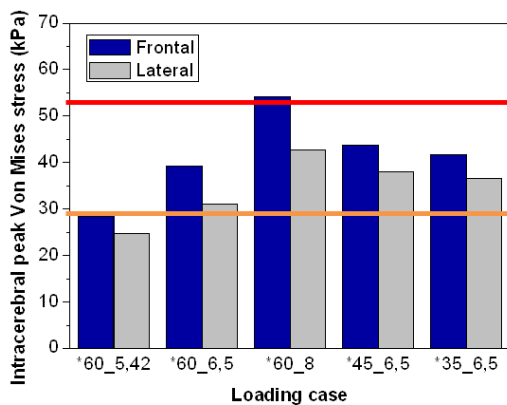


Figure 152. Contrainte de Von Mises dans le cerveau pour 10 configurations de choc

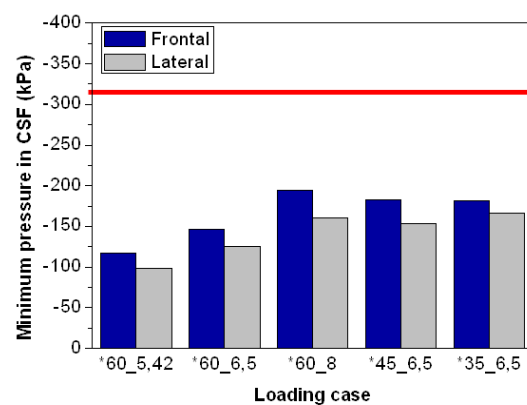


Figure 153. Pression minimum dans le liquide cébrospinal pour les 10 configurations de choc

Les risques relatifs à la survenue des traumatismes associés ont ensuite été calculés sur la base des courbes de risques déduites du modèle SUFEHM validé sous PamCrash®. Les risques de lésion neurologique modérée et sévère, ainsi que le risque d'hématome sous-dural sous différentes configurations de choc tangentiel sont présentés respectivement Figure 154, Figure 155 et Figure 156. Le cas de chargement le plus

Chapitre 4 : Estimation du risque lésionnel

critique d'un point de vue lésionnel est observé pour un choc frontal extrême à 8 m/s sur enclume à 60°. En effet, le risque de lésion neurologique sévère est établi à 53%. Le risque d'hématome pour cette même configuration est quant à lui de 10%.

Pour un cas de choc réaliste et observable dans la réalité (Bourdet *et al.* 2012), à savoir un impact à 35° à une vitesse de 6.5 m/s, le risque de lésion neurologique sévère est de 23% et 15% pour un choc frontal et latéral respectivement, ce qui semble acceptable au regard du niveau de risque généralement toléré dans les normes. Les risques de traumatismes sont évoqués dans le Tableau 54.

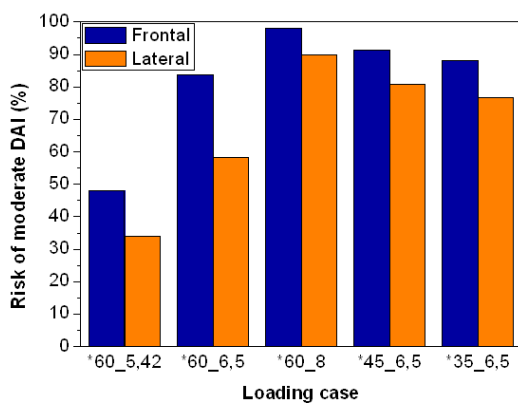


Figure 154. Risques de lésions neurologiques modérées

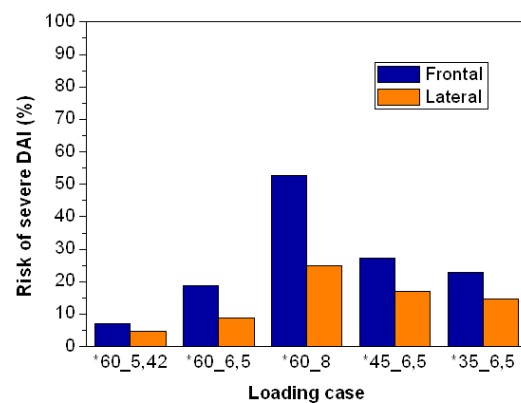


Figure 155. Risques de lésions neurologiques sévères

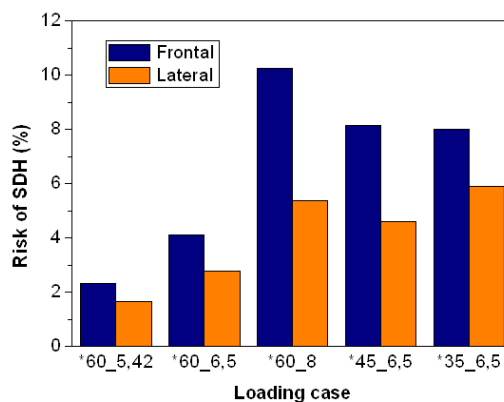


Figure 156. Risques d'hématomes sous-duraux

Lieu d'impact	Risque de DAI modéré	Risque de DAI sévère	Risque d'hématome sous-dural
Frontal	88%	23%	8%
Latéral	77%	15%	6%

Tableau 54. Risques lésionnels calculés pour deux impacts à 35° et à une vitesse de 6.5 m/s (Bourdet et al. 2012)

3.5. Conclusion

Nous avons présenté dans cette section les simulations réalisées sous chocs tangentiels avec la tête SUFEHM casquée et opérées sous PamCrash®.

Nous avons tout d'abord repris les deux chocs obliques correspondant aux conditions expérimentales. Le risque de lésion neurologique modérée et sévère suite à un impact frontal sur enclume à 60° à vitesse de 5.42 m/s est respectivement de 48% et 7%. Sous cette configuration de choc oblique, le risque d'hématome est de 2%. Pour l'impact latéral sur enclume à 60° à vitesse de 5.42 m/s, le risque est sensiblement moindre. En effet, les risques déterminés sont de 34% et 5% pour des lésions neurologiques modérée et sévère. Tout comme l'impact frontal, le risque d'hématome sous-dural n'est que de 2%.

Une campagne numérique a ensuite été pratiquée afin d'étudier l'influence de l'angle d'impact et de la vitesse d'impact sur les risques lésionnels. Bien évidemment nous avons montré que ce risque augmente avec la vitesse d'impact. En fixant la vitesse d'impact, nous avons également constaté qu'un choc frontal ou latéral, sous un angle d'impact de 45° est plus critique qu'à 60° ou 35°. Par ailleurs, c'est pour ce même angle (45°) que l'accélération rotatoire résultante est la plus grande d'où la corrélation entre accélération angulaire élevée et gravité de la blessure.

4. CONCLUSION

Le modèle éléments-finis du casque de cycliste a été couplé au MEF de la tête anatomique SUFEHM sous PamCrash® afin d'estimer le risque de traumatismes crâniocérébraux sous différents cas de chargement. Deux mécanismes lésionnels ont été considérés dans cette étude: les lésions neurologiques (modérées et sévères) ainsi que les hématomes sous-duraux. Les risques respectifs ont été déterminés en lien avec le calcul de la contrainte de Von Mises intracérébrale maximale et la pression minimum dans l'espace sous-dural.

Nous avons dans un premier temps présenté les résultats obtenus sous conditions de chargement normatives. Le SUFEHM casqué a été impacté à une vitesse de 5.42 m/s et 4.57 m/s sur enclume plate et enclume cornière en respectivement 8 et 5 points. Les trois conditionnements normatifs (-20°C, +50°C et H₂O) ont également été pris en compte. Un total de 39 impacts normatifs a dès lors été simulé. Les résultats ont permis de montrer un risque de blessure plus important sur enclume plate et ce notamment, en des points situés sur le côté du casque et pour lesquels un risque de 50% de DAI modéré a été déterminé. Le risque de DAI sévère n'est quand à lui pas alarmant. Après choc sur enclume plate, le risque maximal déterminé sur la base d'une configuration correctement validée du casque est de 65% pour un DAI modéré, 11% pour un DAI sévère et 11% pour un hématome. Suite à un choc sur enclume cornière, le risque maximal déterminé sur la base d'une configuration correctement validée est de 12% pour un DAI modéré, 2% pour un DAI sévère et 2% pour un hématome. Cette étude a permis de prouver que sous conditions normatives, un choc conduit à un risque de traumatisme crânien très limité.

Suite aux impacts normatifs simulés, les simulations d'impacts tangentiels ont été reprises sous PamCrash® en remplaçant la tête Hybrid III précédemment utilisée (chapitre 3) par la tête anatomique SUFEHM. Le risque de blessure à la tête a été étudié pour les deux configurations de chocs tangentiels réalisées expérimentalement soit un choc frontal et un choc latéral à vitesse de 5.42 m/s sur enclume inclinée à 60°. Les résultats montrent que le risque de blessure, que ce soit en termes de DAI ou d'hématome, est plus important pour un choc frontal avec des risques de 48%, 7% et 2% respectivement pour un DAI modéré, un DAI sévère et un hématome (34%, 5% 2% pour

le choc latéral). C'est par-ailleurs sous cette même condition de choc que l'accélération rotatoire la plus élevée a été observée. Cela nous permet de conclure que la gravité d'un traumatisme crânien est davantage corrélée avec le niveau d'accélération rotatoire que subie la tête qu'à sa décélération linéaire résultante en cas de choc tangentiel. Une campagne numérique a de plus été réalisée afin d'étudier l'influence de l'angle d'impact et de la vitesse d'impact sur les risques de blessure encourus par le porteur du casque vélo. Ce risque augmente avec la vitesse d'impact mais en fixant cette vitesse d'impact, pour un choc frontal ou latéral sous un angle d'impact de 45°, le risque de traumatisme est plus grand qu'à 60° ou 35°. Par ailleurs, c'est pour ce même angle (45°) que l'accélération rotatoire résultante est la plus grande d'où notre conclusion quant à la forte corrélation entre accélération rotatoire et risque lésionnel et la nécessité pour un fabricant de casque de réduire autant que faire se peut la mise en rotation de la tête lors d'un choc, en travaillant tout particulièrement le design du casque par exemple.

Dans les conditions d'impact les plus extrêmes (8 m/s ; 60°), un risque de lésion neurologique sévère de l'ordre de 60% a été observé.

CHAPITRE 5:
PROPOSITION D'UNE
NOUVELLE NORME

1. INTRODUCTION

En dépit de nombreuses et solides études ayant démontrées l'importance de la dynamique en rotation de la tête sur le risque de traumatismes crânio-encéphaliques, aucune norme d'homologation des casques de protection ne prend en considération à l'heure actuelle l'accélération rotatoire de la tête. Comme nous avons pu le souligner dans le premier chapitre, la norme motocycliste ECE R 22-05 impose, dans le cadre du test d'abrasion des saillies, un impact sur une enclume inclinée initiant une rotation de la fausse tête casquée. Néanmoins, seule la force tangentielle est mesurée lors de ce test, cette force étant corrélée de façon non contrôlé à l'accélération rotatoire comme l'ont montré Mills *et al.* (2009). Par-ailleurs, aucune limite de tolérance en termes d'accélération rotatoire de la tête n'a été communément adoptée limitant ainsi l'élaboration d'un critère sur la seule mesure expérimentale. La littérature sur le sujet propose des valeurs d'accélération rotatoire corrélées avec un risque lésionnel plus ou moins élevé mais aucune étude ne considère l'évolution temporelle de ce paramètre, de même que la combinaison entre accélérations rotatoires et linéaires lors d'un choc. Il est dès lors pertinent de penser que l'utilisation de critères de blessure développés sur la base de modèles éléments-finis pourrait non seulement palier à ce défaut de limite de tolérance communément admise mais également prendre en considération la complexité structurelle de la tête humaine et ses propriétés mécaniques.

Concernant les normes d'homologation des casques de protection de cyclistes, aucune amélioration n'a jusqu'à lors été entreprise ces dernières décennies. Nous proposons dans le présent chapitre des modifications majeures du test de la capacité à absorber les chocs de la norme cycliste EN 1078 afin que le test coïncide davantage avec les configurations de chocs issues d'accidents réels de cyclistes. Quatre points clés discutés en comité européen de normalisation seront évoqués dans cette section à savoir les conditions d'impact, la fausse tête, la localisation des points d'impacts et le critère d'homologation. Des résultats issus de simulations numériques seront également présentés au cours de ces paragraphes afin d'étayer et soutenir nos arguments et de vérifier la faisabilité de la démarche.

2. CONDITIONS D'IMPACT

2.1. Introduction

Nous ne reviendrons pas en détails sur la présentation complète de la norme EN 1078 (chapitre 1) mais rappelons simplement que cette norme européenne d'homologation des casques de cyclistes prescrit dans sa version actuelle des impacts directs à une vitesse de 5.42 m/s sur enclume plate et 4.57 m/s sur enclume cornière. Par-ailleurs, ces impacts sont réalisés sous les trois conditionnements du casque que sont les conditionnements à basse température (-20°C), à haute température (+50°C) et sous traitement humide. Aucune influence du cou n'est par-ailleurs prise en compte au niveau de la base de la fausse tête.

2.2. Conditions de choc et conditionnements

Malgré le fait qu'une vitesse d'impact de 5.42 m/s soit cohérente avec les vitesses régulièrement mises en jeu lors d'accidents de vélo ou de chute, il n'est pas acceptable de ne considérer qu'une seule composante normale de la vitesse telle que cela est le cas lors d'impacts rectilignes. Il est en effet reconnu que lors d'un accident à vélo, une composante tangentielle de la vitesse est responsable de la rotation de la tête. Bourdet *et al.* (2012) au travers de 26 reconstructions de cas d'accidents réels impliquant des cyclistes traumatisés à la tête et issues des bases de données IFSTTAR et GIDAS, ont quantifié les composantes normale et tangentielle moyennes de la vitesse à 5.5 ± 2.9 m/s et 3.4 ± 2.0 m/s respectivement, soit un angle d'impact de $33 \pm 20^\circ$ et une vitesse résultante moyenne de 6.7 ± 2.7 m/s. Une représentation de la distribution de l'angle d'impact de la tête pour l'ensemble des 26 reconstructions d'accidents est explicitée Figure 157 et témoigne de la mise en jeu d'une composante tangentielle significative. L'étude de ces cas d'accidents a également permis de constater que les surfaces impactées par la tête, casquée ou non, sont clairement plates, la bordure de trottoir n'étant que très peu impactée. De plus, Bourdet *et al.* (2012) ont confirmé ces résultats en cas de chute de cycliste seul.

Pour en venir aux conditionnements, la norme impose une température de -20°C. Les casques de cycliste sont alors conçus et développés de sorte à passer avec succès ce

test tout en sachant que très peu de personnes utilisent leur vélo par -20°C , température par-ailleurs très rarement rencontrée en Europe.

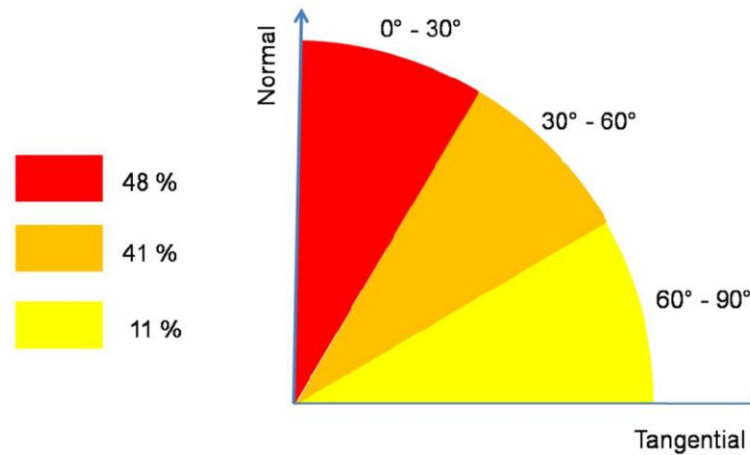


Figure 157. Distribution de l'angle d'impact pour l'ensemble des 26 cas d'accidents réels impliquant des cyclistes blessés à la tête et reconstruits par Bourdet al. (2012)

En regard de ces arguments relatifs aux conditions d'impacts, nous proposons les modifications suivantes :

- Réalisation d'au moins deux impacts obliques (frontal et latéral) sur enclume plate inclinée à 35° et à une vitesse de 6.5 m/s en plus d'impacts rectilignes à vitesse de 5.42 m/s sur enclume plate,
- Annulation des impacts sur enclume cornière,
- Le conditionnement du casque à -20°C est annulé au profit d'un conditionnement à 0°C qui est une température plus pertinente et davantage en accord avec les conditions extrêmes d'utilisation du vélo. Le conditionnement à $+50^{\circ}\text{C}$ est quant à lui maintenu, de même que le conditionnement humide sous température ambiante.

Conformément aux conditions d'impacts réelles déduites de scénarios d'accidents de cycliste, nous proposons de compléter des impacts rectilignes à 5.42 m/s sur enclume plate par au moins deux impact obliques, frontal et latéral, sur une enclume à 35° et à une vitesse de 6.5 m/s. Ces impacts tangentiels sont envisageables et réalisables dès lors que des impacts d'une fausse tête de mannequin Hybrid III non casquée ont montré une bonne reproductibilité des mesures expérimentales en termes d'accélérations linéaires et rotatoires et que des chocs obliques sur fausse tête casquée ont fait l'objet d'une

Chapitre 5: Proposition d'une nouvelle norme

campagne expérimentale (chapitre 2). Seules l'inclinaison de l'enclume et la hauteur de chute seraient à adapter.

Les chocs sur une bordure de trottoir étant très rare, nous proposons purement et simplement de ne plus mener aucun impact sur enclume cornière.

La pratique du vélo en hivers sous une température extérieure de 0°C nous semblant plus réaliste que par -20°C, nous proposons de réaliser des impacts sur casques conditionnés à 0°C et de maintenir les conditionnements à +50°C et traitement humide.

Afin de tendre vers une dynamique en rotation réaliste de la tête, il serait opportun de lui fixer un faux cou Hybrid III et de monter le système tête-cou, dont la base du cou serait lestée d'une masse additionnelle au niveau de la première vertèbre thoracique (T1), sur un rail de guidage.

3. FAUSSE TETE

Les fausses têtes ISO Moto actuellement utilisées dans les normes EN 1078 ou ECE 22-05 sont caractérisées par une géométrie et une masse proches de la tête humaine mais leur principal défaut réside dans le fait qu'il ne s'agisse là que de simples masses non déformables. La masse totale d'une fausse tête ISO de taille donnée inclue la masse d'un pseudo-cou mais les inerties en rotation ne sont pas physiquement contrôlées. Concernant une fausse tête ISO Piéton de masse 4.5 kg, il est à noter que ses inerties, bien que contrôlées, sont éloignées de celle de la tête humaine comme le montrent les valeurs renseignées dans le Tableau 55. Un changement majeur de la norme consisterait en l'utilisation d'une fausse tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile en lieu et place de l'actuelle fausse tête ISO Moto aussi bien pour le choc linéaire que rotatoire. Les arguments que nous mettons en avant pour justifier ce choix de substitut de tête sont :

- Une masse de 4.5 kg plus proche de la tête humaine,
- Des inerties en rotation pertinentes, essentielles à prendre en compte dans le cadre des impacts obliques que nous proposons,
- Un scalp déformable recouvrant la tête, qui est un aspect important pour l'optimisation des casques,
- Un couplage facile à un faux cou Hybrid III,
- La possibilité de monter des capteurs de mesure angulaire au niveau de son centre de gravité,
- Une gamme de tailles disponibles.

Tête	m (kg)	I_{xx} ($\times 10^{-3}$ kg.m ²)	I_{yy} ($\times 10^{-3}$ kg.m ²)	I_{zz} ($\times 10^{-3}$ kg.m ²)
Humaine	4.5	17.996	18.360	21.902
ISO Piéton	4.5	11.100	11.000	110.5
Hybrid III 50 ^{ème} percentile	4.5	17.088	18.872	22.685
ISO Moto	5.7	Non contrôlé		

Tableau 55. Inerties en rotation de différentes fausses têtes comparées à celles de la tête humaine

Dès lors que nous avons pointé du doigt le substitut de tête le plus approprié, il convient de se pencher sur la question des tailles de fausses têtes à utiliser afin de pouvoir tester différents taillants de casques. A l'heure actuelle, les principales tailles de fausse tête ISO utilisées sont les tailles A, C, E, J, M et O. La tête de mannequin Hybrid III présente comme autre avantage une gamme de tailles et de modèles en accord avec les circonférences des têtes ISO utilisées dans 95% des cas, comme le montre les valeurs collectées dans le Tableau 56. La proposition de monter un cou Hybrid III pose néanmoins à ce stade la question de considérer un cou par taille de tête, soit cinq cous différents, ou un seul, identique pour chaque tête ce qui permettrait de limiter le coût d'investissement en moyens expérimentaux. Cet aspect du problème reste encore ouvert à la discussion.

Fausse tête ISO	Circonférence de la tête (mm)	Modèle de mannequin Hybrid III	Circonférence de la tête (mm)
A	500	3 ans	508
C	520	6 ans	520.7
E	540	10 ans	538.5
J	570	95 ^{ème} percentile mâle	584
M	600	50 ^{ème} percentile mâle	597
O	620	50 ^{ème} percentile mâle	597

Tableau 56. Comparaison en termes de circonférences de la tête pour six tailles de fausse tête conforme à la norme EN 960 et les modèles de mannequin Hybrid III associés

En vue d'étudier la faisabilité d'un enregistrement d'accélération rotatoires au niveau du centre de gravité d'une fausse tête, une étude pilote a été conduite dans le cadre du projet français ANR PREDIT « BicyTête ». Déjà présentée en détails dans le deuxième chapitre, nous en rappelons toutefois les grandes lignes.

Une fausse tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile a été équipée en son centre de gravité de trois accéléromètres linéaires ENDEVCO 7264B/2000 et d'un gyromètre triaxial IES 3103-4800 positionnés tel que montré Figure 158.

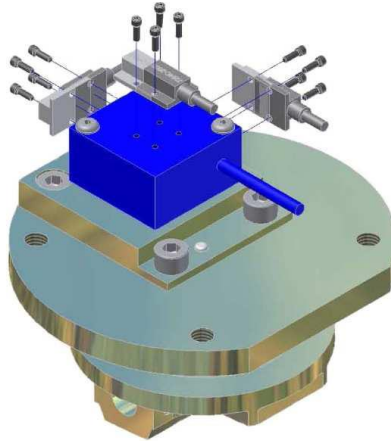


Figure 158. Montage des trois capteurs accélérométriques et du gyromètre dans la fausse tête de mannequin Hybrid III

Les accélérations rotatoires ont été obtenues après filtrage et dérivation par rapport au temps des courbes de vitesses angulaires enregistrées par le gyromètre. Une centrale d'acquisition TDAS PRO LAB a été utilisée permettant un échantillonnage à 40 kHz sur chacune des voies. Un ordinateur équipé du logiciel TDAS a permis l'affichage des résultats après filtrage numérique à 180 Hz et 1 kHz respectivement pour l'accélération rotatoire et l'accélération linéaire tel que prescrit par la norme ISO 6487.

Les résultats en termes d'accélérations linéaire (Figure 159 et Figure 160) et rotatoire résultantes (Figure 161 et Figure 162) captés au centre de gravité de la fausse tête de mannequin Hybrid III non casquée sont présentés pour des impacts frontaux et latéraux à une vitesse de 3.7 m/s sur l'enclume à 60° recouverte non pas d'un papier abrasif mais d'une résine élastomère (*Modular Elastomer Programmer*). Nous constatons à la vue des superpositions de ces courbes temporelles que les résultats pour les deux accélérations présentent une bonne reproductibilité. Les valeurs moyennes des paramètres cinématiques, l'écart-types et les erreurs sont collectés dans le Tableau 57 pour les impacts frontaux et le Tableau 58 pour les impacts latéraux.

Chapitre 5: Proposition d'une nouvelle norme

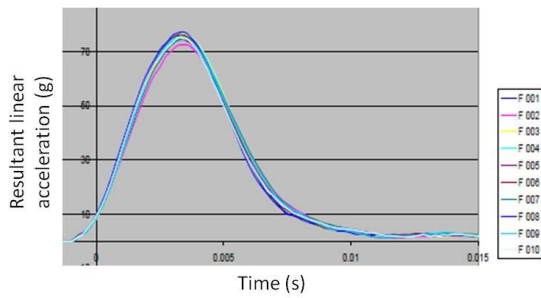


Figure 159. Superposition des 10 courbes temporelles d'accélération linéaire résultantes obtenues pour des impacts frontaux

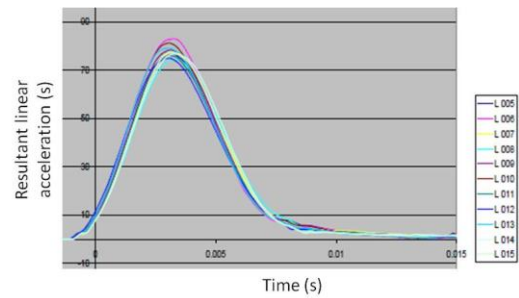


Figure 160. Superposition des 10 courbes temporelles d'accélération linéaire résultantes obtenues pour des impacts latéraux

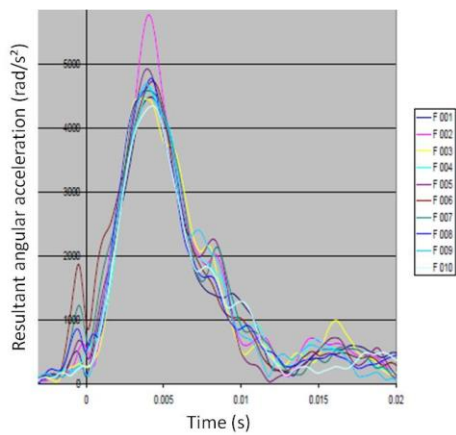


Figure 161. Superposition des 10 courbes temporelles d'accélération rotatoire résultante obtenues pour des impacts frontaux

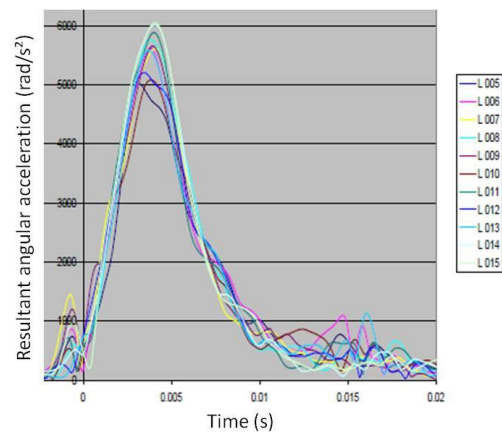


Figure 162. Superposition des 10 courbes temporelles d'accélération rotatoire résultante obtenues pour des impacts latéraux

Paramètre	Moyenne	Ecart-type	Erreur
$\dot{\omega}$ (rad/s)	26.3	0.9	3.4%
$\ddot{\omega}$ (rad/s ²)	4748	399	8.4%
γ_{max} (g)	74	1	1.3%

Tableau 57. Valeurs moyennes des paramètres cinématiques obtenues après 10 impacts frontaux d'une fausse tête de mannequin Hybrid III non casquée. L'enclume à 60° est impactée à une vitesse de 3.7 m/s

Chapitre 5: Proposition d'une nouvelle norme

Paramètre	Moyenne	Ecart-type	Erreur
$\dot{\omega}$ (rad/s)	26.2	0.9	3.4%
$\ddot{\omega}$ (rad/s ²)	5589	353	6.3%
γ_{max} (g)	78	3	3.8%

Tableau 58. Valeurs moyennes des paramètres cinématiques obtenues après 10 impacts latéraux d'une fausse tête de mannequin Hybrid III non casquée. L'enclume à 60° est impactée à une vitesse de 3.7 m/s

Des impacts frontaux et latéraux d'une fausse tête de mannequin Hybrid III casquée ont ensuite été menés via la mise en œuvre d'un dispositif expérimental de puits de chute à une vitesse de 5.42 m/s sur une enclume oblique inclinée à 60° par-rapport à l'horizontale. Cette enclume a été recouverte d'un papier abrasif grain 80 rendant compte d'un frottement réaliste avec du bitume. Pour chaque localisation d'impact, 10 essais ont été réalisés et 20 casques de cycliste au total ont servi d'échantillons. Cette campagne expérimentale a permis de montrer qu'il était possible d'envisager d'utiliser un tel montage pour pratiquer des chocs tangentiels dans le cadre d'une proposition de modification de la norme européenne.

Afin de présenter une dynamique en rotation pertinente de la fausse tête de mannequin, un faux cou Hybrid III devrait également être fixé au niveau de la base de la tête comme montré Figure 163. Cette proposition implique bien évidemment le développement et la validation d'un banc de tests expérimental adapté aux configurations de chocs proposées et explicitées précédemment. De plus, une masse additionnelle au niveau de la première vertèbre thoracique devrait être définie, de même que le montage ou non de capteurs dans le faux cou afin de pouvoir anticiper de potentielles lésions cervicales. Même si le montage d'un faux cou est toujours en cours de discussions, cette proposition semble une alternative intéressante et réaliste, à mi-chemin entre la chute libre guidée d'une fausse tête seule imposée en Europe et la fixation de la fausse tête à un bras impacteur rigide recommandée par la norme américaine.

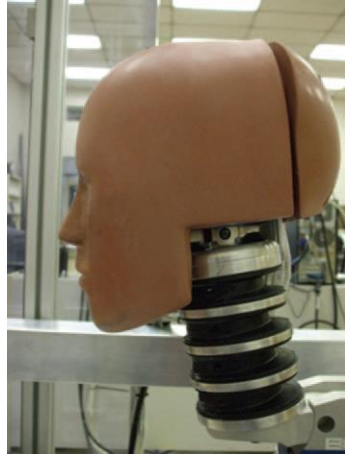


Figure 163. Illustration de la condition aux limites au niveau du cou

4. LOCALISATION DES IMPACTS

Dans la norme d'homologation des casques de cyclistes actuelle, les points d'impact sur le casque sont laissés à l'appréciation de l'expérimentateur mais toutefois contenus dans la zone de test, au-dessus de la droite R-R' illustrée Figure 164. Cette zone et ce choix arbitraire des points d'impact n'est pas suffisante dès lors que Bourdet *et al.* (2012), au travers de leurs reconstructions d'accidents de cyclistes, ont montré que la zone d'impact la plus critique se situe au niveau des tempes comme le montre la Figure 165 représentant les zones les plus impactées sur la tête du cycliste. Par conséquent nous proposons d'étendre les chocs linéaires à ce point T et de prévoir un contrôle de la rotation de la tête dans cette configuration de choc linéaire. Concernant le choc tangentiel, nous proposons de n'impacter que les points B et T relatifs respectivement à des chocs frontal et temporal (Figure 164). Pour le point B, la composante de la vitesse sera essentiellement selon \vec{z} alors que pour le point T, deux chocs sont à envisager, l'un principalement selon \vec{z} et l'autre selon \vec{x} .

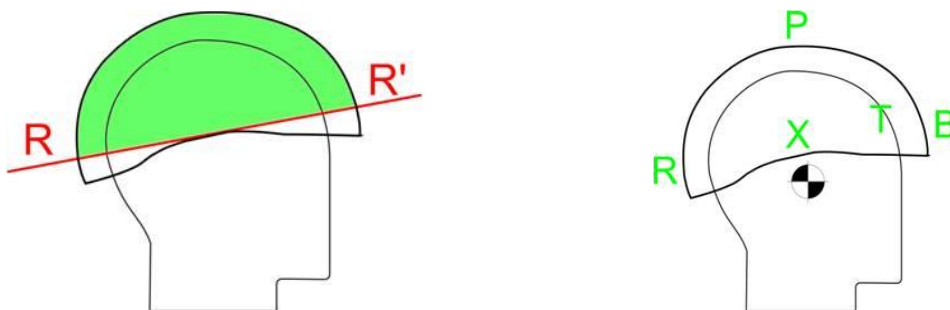


Figure 164. Illustration de la zone de tests prescrite actuellement par la norme EN 1078 (à droite) et les cinq points d'impact proposés (à gauche)

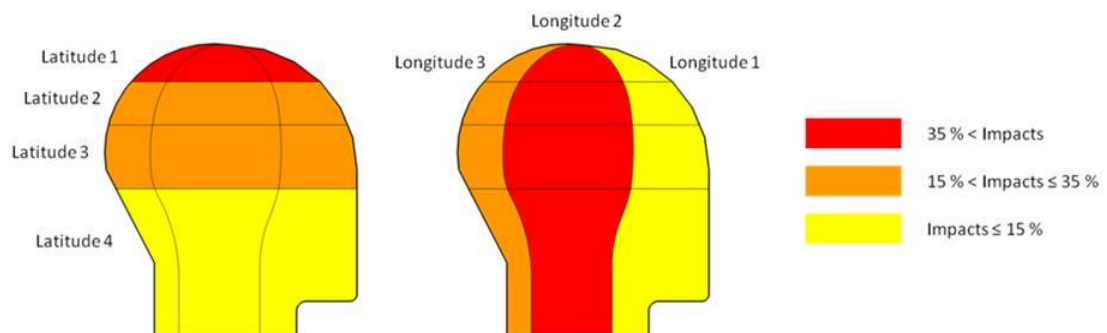


Figure 165. Représentation de la distribution des zones d'impact sur la tête après reconstruction de 26 cas d'accidents de cyclistes (Bourdet *et al.*, 2012)

Chapitre 5: Proposition d'une nouvelle norme

Les conditions d'impacts nécessitent cependant encore une discussion plus approfondies en comité de normalisation mais nous proposons toutefois l'une des deux options suivantes :

- Des impacts rectilignes à une vitesse de 5.42 m/s sont réalisés aux points B, P, X et R ou éventuellement en des points aléatoires avec la tête Hybrid III seule en contrôlant le niveau de la rotation traduisant ainsi une direction d'impact passant par le centre de gravité de la tête. Le gyromètre devrait pouvoir aider à contrôler le niveau de rotation toléré. Un chargement oblique aux points B et T sous les conditions d'impact précisées dans le paragraphe précédent est opéré avec une fausse tête éventuellement liée au faux cou.
- Etant donné qu'il est très difficile de réaliser des impacts passant parfaitement par le centre de gravité de la tête, impacts par-ailleurs non réalistes, il peut être proposé de n'opérer que des impacts tangentiels. Les cinq points seraient ainsi impactés pour une fausse tête équipée du faux cou et pour les trois conditionnements. Les performances en termes de protection de la tête seraient ainsi évaluées pour un angle d'impact de 35° et une vitesse de 6.5 m/s.

5. CRITERES D'HOMOLOGATION

Comme le montre le schéma de la Figure 166, les paramètres cinématiques enregistrés expérimentalement pour chaque impact constitueront les données d'entrée d'une simulation par éléments-finis de l'impact avec le modèle de tête humaine. Les paramètres intracrâniens tels la contrainte ou la déformation de Von Mises dans le cerveau et l'énergie de déformation dans le liquide cérebrospinal pourront dès lors être calculés afin de quantifier les risques de blessures pour un choc donné.

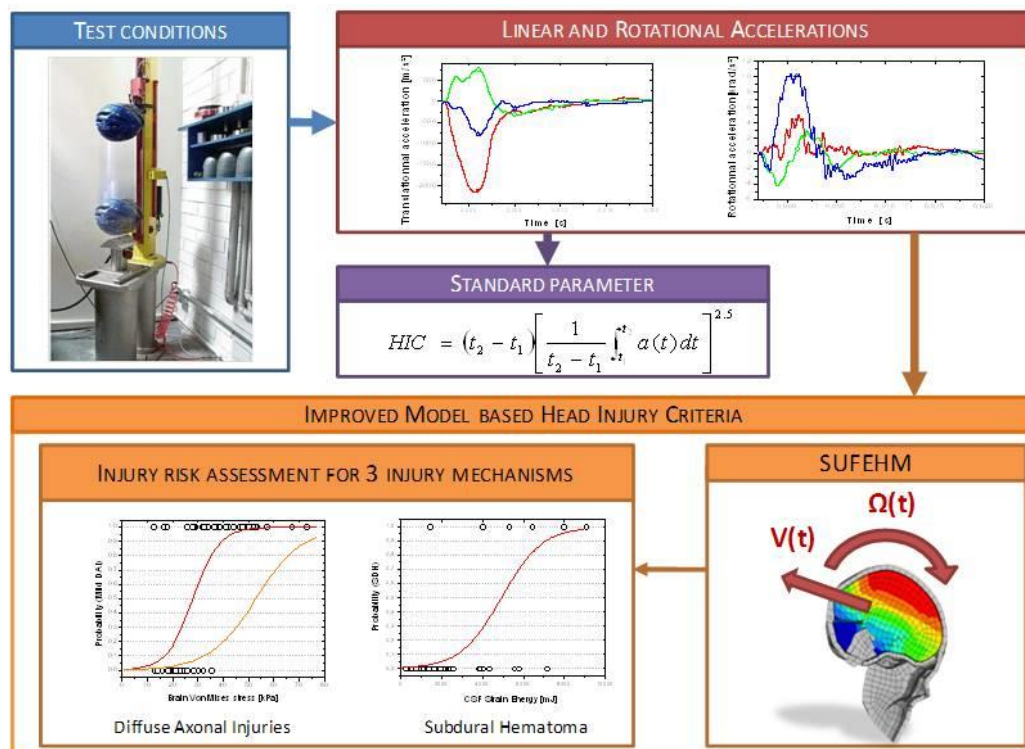


Figure 166. Illustration de la méthodologie couplée expérience-simulation pour l'évaluation normative vis-à-vis de critères normatifs des casques de protection de cycliste

6. FAISABILITE

Dans le cadre de cette proposition de modifications de norme, nous avons simulé sous PamCrash® cinq impacts afin de vérifier si le casque vélo d'étude offrait une protection acceptable vis-à-vis des critères biomécaniques proposés. Les propriétés mécaniques sont celles qui ont été détaillées et considérées dans les chapitres 3 et 4. Le positionnement initial pour chacun des points d'impact est précisé en Figure 167.

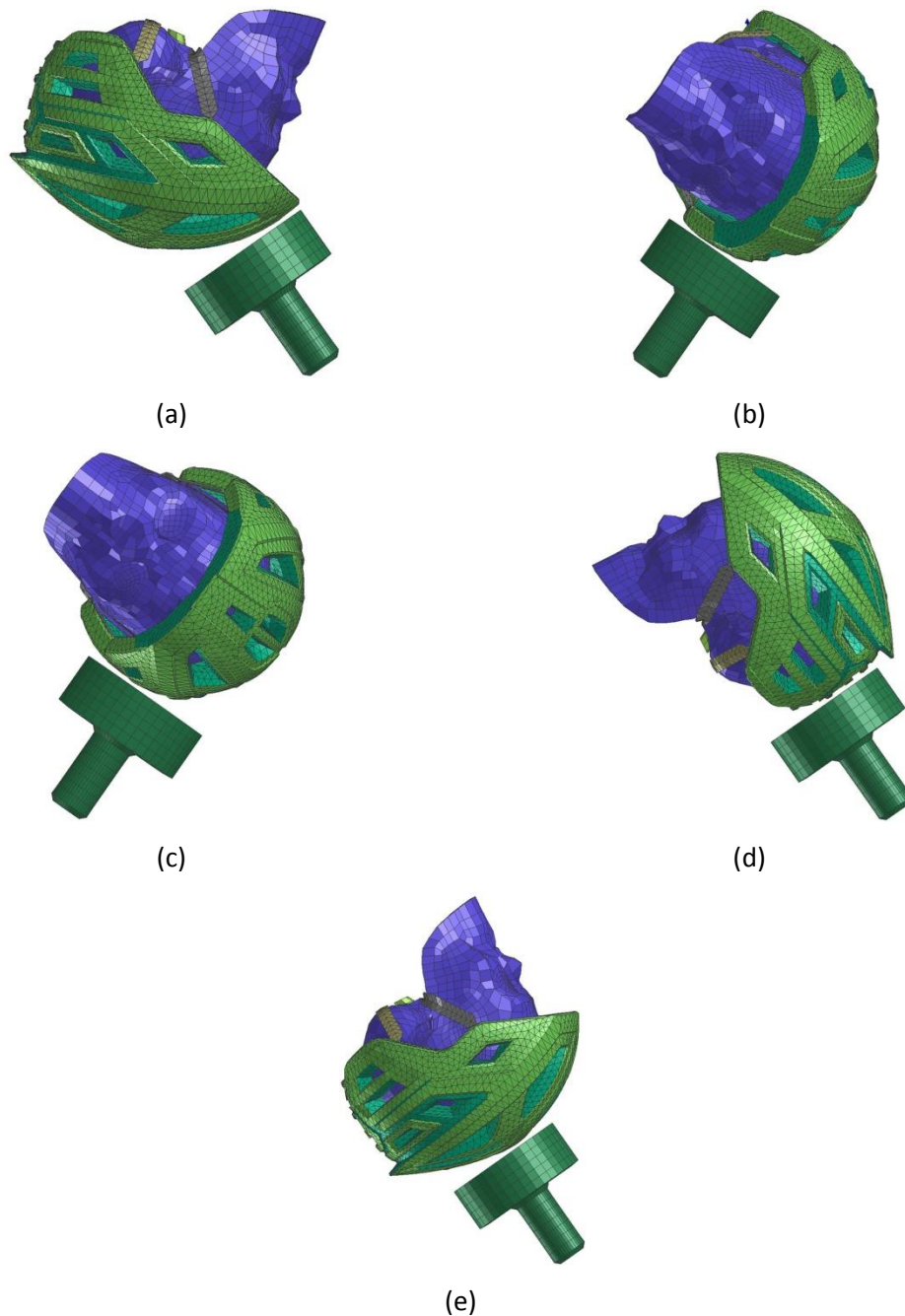


Figure 167. Positionnement initial du modèle SUFEHM casqué pour des impacts en différents points: a) B, b) T, c) X, d) R, e) P. Les simulations ont ici été réalisées sous le code de calcul PamCrash

Dans le but de vérifier la faisabilité d'un critère de blessure basé sur la modélisation, l'ensemble des 5 configurations a été simulé. La valeur des paramètres intracrâniens extraite pour chacune des cinq simulations numériques est présentée dans la Figure 168 en termes de contrainte de Von Mises maximale dans le cerveau (Figure 168a) et de pression minimum dans le liquide cébrospinal (Figure 168b). La contrainte de Von Mises dépasse 29 kPa pour tous les points, signifiant un risque de lésion neurologique modérée d'au moins 50%. La limite à 50% en termes de lésion neurologique d'AIS3+ n'est toutefois jamais atteinte. Comme en témoigne la Figure 168b, les résultats relatifs à la pression minimum dans le liquide cébrospinal sont bien supérieurs (car négatifs) à la limite de tolérance fixée à -315 kPa illustrant ainsi un faible risque d'hématome sous-dural.

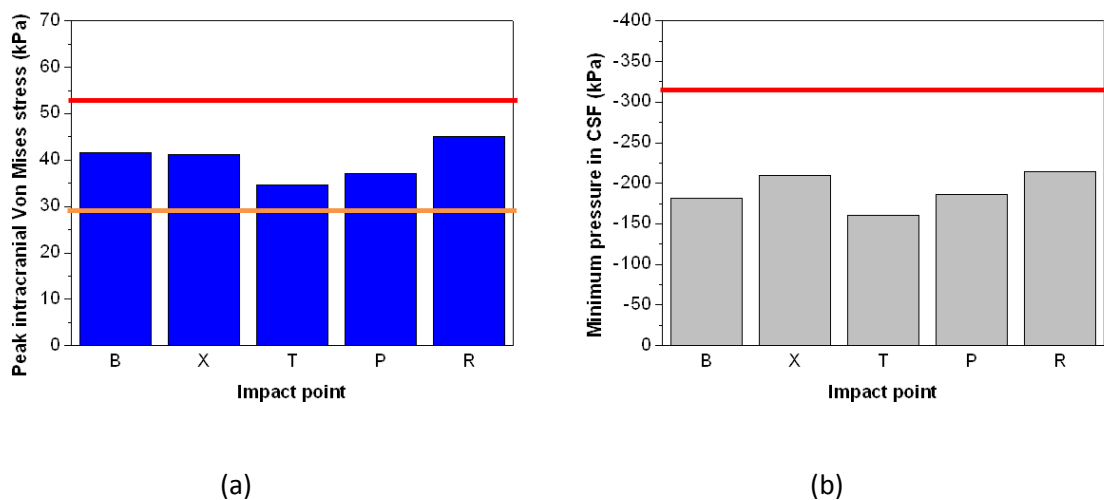


Figure 168. Valeur des paramètres intracrâniens calculés pour les 5 points d'impact dans le cadre de la proposition de modification de la norme EN 1078: a) Contrainte de Von Mises dans le cerveau, b) Pression minimum dans le liquide cébrospinal

Les risques calculés sur la base des courbes de risque sont collectés dans le Tableau 59. En termes de risque de blessure à la tête, l'impact occipital au point R est le plus critique avec un risque de 30% de survenue d'une lésion sévère. De façon globale, sous cette configuration oblique de choc, le pourcentage de risque de lésion sévère est supérieur à 10%. Le risque d'hématome est toutefois très faible et est établi à 13% pour l'impact au point R.

Chapitre 5: Proposition d'une nouvelle norme

A la vue des résultats obtenus en couplant le modèle SUFEHM au modèle éléments-finis du casque de cycliste, un critère de 30% en termes de risque de lésion neurologique sévère serait opportun et accessible. Concernant les points proposés pour la nouvelle norme, à savoir les points B et T, le risque maximum de lésion cérébrale sévère est de l'ordre de 20%.

Point d'impact	Risque de DAI modéré	Risque de DAI sévère	Risque d'hématome sous-dural
B	88%	23%	7%
X	87%	22%	12%
T	71%	12%	5%
P	79%	16%	8%
R	93%	30%	13%

Tableau 59. Risques lésionnels calculés pour les cinq points impactés

7. CONCLUSION

Ce dernier chapitre de thèse présente une proposition d'évolution de l'actuelle norme européenne EN 1078 relative à l'homologation des casques de protection de cyclistes.

Un total de quatre points clés a été passé en revue de façon critique à savoir : les conditions d'impacts, la fausse tête, les points d'impact et le critère d'homologation. Pour chacun de ces points, une proposition concrète a été faite afin d'ouvrir le débat quant aux travaux de recherches a menés en ce sens.

Concernant les conditions d'impact, nous proposons la réalisation d'au moins deux impacts tangentiels, frontal et latéral à une vitesse de 6.5 m/s contre une enclume inclinée à 35° par-rapport à l'horizontale en complément d'impacts rectilignes à une vitesse de 5.42 m/s sur enclume plate. Les chocs tangentiels se veulent ici en lien avec les configurations de chocs déduites de cas réels d'accidents de cyclistes. Pour en venir aux conditionnements, il est proposé de conditionner le casque à 0°C au lieu des -20°C actuellement prescrits. Cette température de 0°C semble davantage en accord avec conditions météorologiques extrêmes de pratique du vélo en Europe. Les conditionnements à haute température (+50°C) et sous traitement humide sont maintenus.

En vue d'enregistrer l'accélération rotatoire de la tête, la fausse tête ISO ne peut plus être conservée dès lors que ses inerties en rotation ne sont pas contrôlées. Notre choix se porte alors sur une tête de mannequin Hybrid III dont la gamme de taille concorde avec la gamme de taille de fausses têtes ISO généralement considérée. Cette tête a pour autre avantage de présenter un scalp déformable et des inerties en rotation proches de celles de la tête humaine.

Dans sa version actuelle, la norme EN 1078 impose des impacts à réaliser dans une certaine zone d'essai bien délimitée, le choix des points d'impacts étant laissé à l'appréciation de l'expérimentateur. De façon similaire à la norme relative au casque de moto (ECE 22.05), notre choix de points d'impact se tourne vers les points B et T (ou X) caractéristiques de points de choc frontal et temporal (ou latéral). Ce nombre de points

limité pourra également permettre de réduire le coût de mise en œuvre de la campagne d'essais.

Enfin, l'évolution majeure que nous proposons pour cette norme réside dans l'évaluation du casque vis-à-vis de critères biomécaniques au moyen d'un couplage entre approches expérimentale et numérique. Pour ce faire, les mesures expérimentales en termes d'évolutions temporelles des accélérations linéaires et rotatoires servent de paramètres d'entrée à un modèle éléments-finis de la tête humaine afin de calculer les paramètres intracrâniens corrélés aux lésions crânio-encéphaliques. La protection offerte par le casque ne serait dès lors plus évaluée selon un simple critère accélérométrique mais selon le risque traumatique encouru par l'utilisateur. A termes, l'optimisation de tels dispositifs de protection de la tête sera d'autant plus pertinente que le bénéfice utilisateur en termes de risque lésionnel sera non seulement clairement quantifié mais accru.

CONCLUSION
GENERALE ET
PERSPECTIVES

Ce travail de thèse de doctorat s'inscrit dans le contexte des recherches portant sur la protection du segment crânio-encéphalique de l'homme en situation de choc. Une étude accidentologique s'intéressant notamment à la France a montré que les décès de cyclistes liés à des accidents de la route, bien qu'en recul depuis maintenant une décennie, sont toujours trop nombreux. De plus, les statistiques montrent que la tête reste l'un des segments anatomiques les plus sévèrement lésés lors d'accidents de la route. La tête étant un segment vital, notre étude relève d'un problème de société de tout premier ordre.

Dans le cadre de la protection de la tête, de nombreuses équipes ont cherché à mieux comprendre le comportement du casque au choc en ciblant très souvent le casque de motocycliste. Néanmoins, ces études peuvent être transposées au casque de cycliste. Pour cela, des modèles de casques de cyclistes ont été développés, qu'ils soient à paramètres localisés ou aux éléments-finis dès lors qu'il a été nécessaire d'intégrer la géométrie du casque, parfois complexe, dans les modèles. La plupart des modèles éléments-finis de casque de cycliste présents dans la littérature sont évalués sous choc normal avec une fausse tête rigide et le risque lésionnel encouru par un cycliste n'est pas étudié de façon réaliste. Au vu de ces constatations, nous avons proposé un modèle éléments-finis d'un casque de cycliste issu du commerce et dont les propriétés mécaniques du matériau amortissant ont été déterminées par des tests expérimentaux. Nous avons ensuite couplé ce modèle à un modèle de tête humaine afin de progresser dans le domaine de l'évaluation du risque traumatique encouru par le cycliste.

Afin de déterminer les propriétés mécaniques de la coiffe, des essais en compression d'échantillons de polystyrène expansé constitutif avaient été réalisés en vue d'une première implémentation des lois de comportement dans le MEF du casque sous le code de calcul PamCrash®, et ensuite utilisées pour l'implémentation sous LS-Dyna®. Ces essais se veulent parties intégrantes du processus de conception des casques de cycliste mis en œuvre par l'industriel. Afin de disposer d'une base de données de validation conséquente, deux campagnes d'essais expérimentaux ont été menées parallèlement. La première avait pour objectif la réalisation d'impacts normatifs en accord avec les préconisations de la norme européenne EN 1078. Pour ce faire, le

casque de cycliste étudié et ayant déjà été homologué selon cette norme, a subi des impacts en plusieurs points sur deux enclumes et sous trois conditionnements. Pas moins de 90 impacts normatifs ont été réalisés à l'issue desquels l'évolution au cours du temps de l'accélération linéaire résultante du centre de gravité de la fausse tête rigide a été enregistrée. La seconde campagne expérimentale a consisté en des chocs tangentiels afin de soumettre le casque à un chargement plus pertinent et plus proche des conditions d'impact déduites d'accidents réels de cycliste. Une fausse tête de mannequin Hybrid III a été couplée au casque afin de mesurer les accélérations linéaires et rotatoires de son centre de gravité suite à un choc frontal et latéral. Ces chocs ont été portés sur une enclume inclinée à 60° par-rapport à l'horizontale et à une vitesse d'impact de 5.42 m/s. L'ensemble de ces résultats expérimentaux constitue les bases de validation du modèle EF original de casque de cycliste.

Le maillage a été exporté sous LS-Dyna® et PamCrash® et les lois de comportement implémentées ont été discutées, améliorées et finalisées pour chaque composant du casque. La modélisation de la coiffe se base sur l'implémentation de lois tabulées dont le formalisme diffère d'un code à l'autre mais qui toutefois reposent sur les réponses expérimentales d'échantillons de polystyrène expansé sollicités en compression.

Le casque entier a ensuite été définitivement validé sous les deux codes de calcul vis-à-vis des tests d'absorption aux chocs préconisés par la norme EN 1078. Des chocs sur enclume plate et cornière et sous trois conditionnements avec une fausse tête couplée au casque ont tout d'abord été réalisés et ont permis de valider le casque en accord avec 90 tests expérimentaux menés chez l'industriel, en comparant les résultats numériques et expérimentaux en termes de courbes d'accélération linéaire résultante du centre de gravité de la fausse tête. Les erreurs relatives parfois élevées obtenus pour certaines configurations d'impacts normatifs peuvent s'expliquer par la non prise en compte dans le modèle de phénomènes mécaniques tels le cisaillement et la rupture du polystyrène expansé ou la déformation plastique permanente de celui-ci, qui ont parfois pu être observés expérimentalement notamment pour les impacts latéraux. Dès lors qu'ils sont avérés, de tels phénomènes devraient être modélisés dans le futur afin de valider la réponse du modèle sur des considérations autres que la seule réponse

accélérométrique de la fausse tête. La validation sous conditions de chocs tangentiels a été complétée par la simulation des chocs tangentiels sur enclume inclinée à 60° par rapport à l'horizontale en confrontant les résultats en termes non seulement d'accélération linéaire mais aussi d'accélération rotatoire au niveau du centre de gravité d'une fausse tête de mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile. Les coefficients de frottement entre les interfaces tête/casque et casque/enclume ont été ajustés de sorte que la réponse du modèle soit conforme aux enregistrements en termes notamment d'accélération rotatoire. Néanmoins, ces enregistrements ont subi un filtrage drastique à une fréquence de coupure de 180 Hz et des données importantes ont donc pu être perdues. Il conviendrait à l'avenir de proposer une validation du modèle EF de casque sur la base de données expérimentales brutes non filtrées. Les valeurs des différents coefficients de friction implémentés n'en seraient que plus pertinentes.

Afin de prédire de façon réaliste le risque lésionnel encouru lors de chocs normatifs et tangentiels, les mêmes chocs ont été simulés en remplaçant la fausse tête ISO ou la tête de mannequin par un modèle éléments-finis de la tête anatomique (SUFEHM). Ce modèle, développé au sein du laboratoire, permet de prédire un risque lésionnel pour les lésions neurologiques et les hématomes sous-duraux. Les résultats ont révélé un risque de blessure plus important sur enclume plate et ce notamment, en des points situés sur le côté du casque et pour lesquels un risque de 50% de DAI modéré a été déterminé. Ces simulations avec le modèle SUFEHM ont néanmoins montré un risque acceptable de lésions neurologiques sévères et un risque d'hématomes sous-duraux faible quel que soit le point d'impact. Même si le risque de fracture du crâne n'a pas été quantifié, cette étude a permis de prouver que sous conditions normatives, un choc conduit à un risque de traumatisme crânien limité. Suite à ces impacts normatifs, les simulations d'impacts obliques ont été reprises avec le modèle SUFEHM. Les résultats ont montré que le risque de blessure, que ce soit en termes de DAI ou d'hématome, est plus important pour un choc frontal que latéral dans le cadre de la configuration de choc validée. Au travers d'une campagne numérique portant sur l'influence de l'angle d'impact et de la vitesse d'impact sur les risques de blessure encourus par la tête humaine, le risque augmente avec la vitesse d'impact mais en fixant cette vitesse d'impact, pour un choc frontal ou latéral sous un angle d'impact de 45°, le risque de

traumatisme est plus grand qu'à 60° ou 35°. C'est par-ailleurs pour ce même angle (45°) que l'accélération rotatoire résultante la plus grande a été déterminée, ce qui témoigne bien de la forte corrélation entre niveau d'accélération rotatoire et risque lésionnel. Il paraît donc nécessaire pour un fabricant de casque de réduire autant que faire se peut la mise en rotation de la tête lors d'un choc, en travaillant tout particulièrement le design du casque.

Au total, ce travail a permis de modéliser puis de valider un modèle éléments-finis de casque de cycliste à partir de tests expérimentaux. L'évaluation des risques lésionnels encourus lors de chocs normatifs notamment, a montré qu'un système de protection homologué en termes de pic d'accélération linéaire résultante pouvait tout de même impliquer des lésions neurologiques ainsi que des hématomes sous-duraux. En lien avec les conclusions de Bourdet *et al.* (2012) démontrant la présence d'une composante tangentielle en cas d'accident réel, des propositions de modifications de la norme EN 1078 ont été faites considérant qu'il n'était plus tolérable de n'opérer que des impacts normaux au moyen d'une fausse tête non déformable. Des impacts tangentiels seraient en effet souhaitables et sont parfaitement réalisables. Dans cette proposition de norme, les conditions d'impact, l'instrumentation et les critères de blessure sont considérés. Pour une vitesse de 6.5 m/s et pour un angle d'impact de 35°, deux points du casque ont été considérés (frontal et temporal). Pour ces points impactés, le risque de lésion neurologique sévère s'est établi vers 20% et le risque d'hématome sous-dural autour de 10% démontrant que le casque étudié permet de protéger la tête humaine vis-à-vis de critères biomécanique dans des conditions de chocs proches de celles rencontrées en cas d'accident de cycliste. Il serait donc intéressant d'évaluer les futurs systèmes de protection en prenant en compte ces considérations, et ainsi d'aller vers l'optimisation de la protection de la tête humaine et non de la fausse tête en situation de choc.

REFERENCES
BIBLIOGRAPHIQUES

Références bibliographiques

Aare M., Hallin P.H., A new laboratory rig for evaluating helmets subject to oblique impacts, *Traffic Injury Prevention*, 4, 240-248, 2003

Adams J.H., Graham D.I., Murray L.S., Scott G., Diffuse axonal injury due to nonmissile head injury in humans: an analysis of 45 cases, *Ann. Neurol.*, 12, 557-563, 1982

Aldman B., Lundell B., Thorngren L., Helmet attenuation of the head response in oblique impacts to the ground, *Proceedings of the IRCOB Conference*, 118-128, 1978

Aldman B., Lundell B., Thorngren L., Non-perpendicular impacts – An experimental study on crash helmets, *Proceeding of the IRCOB Conference*, 322-340, 1976

Aldman B., Lundell B., Thorngren L., Oblique impacts, a parametric study in crash helmets, *Proceedings of the IRCOB Conference*, 129-141, 1978

Amoros E, Supernant K., Guérin A.C., Chiron M., Acceptabilité du casque (enquête auprès de 900 usager) – Résultats préliminaires, Journée spécialisée casque et vélo, 28 mai 2009

ANSI Z90.4, American national standard for protective headgear for bicyclists, American Standards Institute, 1984

AS/NZS 2063, Bicycle helmets, Australia/New Zealand Standard, Australian Trade Practices, 2008

Asiminei A.G., Vanden Bosche K., Van der Perre G., Verpoest I., Goffin J., An approach to model the head-bicycle helmet dynamic behavior through transient finite element analysis, 2008

ASTM F1447-12, Standard specifications for helmets used in recreational bicycling or roller skating, American Society for Testing and Materials, 1998

Baker S.P., O'Neill B., Haddon W., Long W.B., The Injury Severity Score: a method for describing patients with multiple injuries and evaluating emergency care, *J. of Trauma*, 14, 187-196, 1974

BASt, Federal Highway Research Institute, Traffic Accidents in Germany, August 2008

Baumgartner D., Willinger R., Finite element modeling of human head injury caused by ballistic projectile, *Proceedings of RTO Specialist Meeting*, the NATO, Koblenz, Germany, 2003

Références bibliographiques

Bhat A.R., Jain A.K., Kirmani A.R., Nizami F., Pathological intracranial extradural hematoma in a 10-year-old child, *J Pediatr Neurosci*, 5(2), 164-166, 2010

BHSI, Helmet related statistics from many sources, 2008

Bourdet N., Deck C., Carreira R.P., Willinger R., Head impact conditions in case of cyclist falls, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: *J Sport Eng and Tech* 1754337112442326, 2012

Bricolo A.P., Pasut L.M., Extra-dural hematoma : toward zero mortality. A prospective study, *Neurosurgery*, 14, 8-12, 1984

Brühwiler P.A., Dumas C., Huber R., Bishop P.A., Bicycle helmet ventilation and comfort angle dependence, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 92, 698–701, 2004

BS 6863, Pedal cyclists helmets, British Standards Institution, 1987

Bué N., La sécurité des cyclists en Europe et dans le monde, revue bibliographique INRETS-MA, mars 2009

CAN-CSA-D113.2-M, Cycling helmets, Canadian Standards Association, 1996

Cardot J., Masson C., Arnoux P.J., Brunet C., Finite element analysis of cyclist lower limb response in car-bicycle accident, *Int. J. Crash.*, 11, 115-129, 2006

Carré J.R., La bicyclette, un monde de déplacement méconnu dans ses risques comme dans son usage, *Recherche Transport Sécurité*, numéro 49, 1995

Carter E.L., Neal-Sturgess C.E., Hardy R.N., APROSYS in-depth database of serious pedestrian and cyclist impacts with vehicles, *Int. J. Crash.*, 13, 629-642, 2008

Chamouard F., Tarrière C., Got C., Guillon F., Patel A., Hureau J., Relationship between some biomechanical and dimensional characteristics of skull and risk of cerebral injuries, *Proceedings of the IRCOBI Conference*, 133-152, Zurich, 1986

Ching R.P., Thompson D.C., Thompson R.S., Thomas D.J., Chilcott W.C., Rivara F.P., Damage to a bicycle helmet involved with crashes, *Accid. Anal. And Prev.*, 29, 555-562, 1997

Références bibliographiques

Civit T. Hématomes intra-crâniens, *Neurochirurgie*, Marketing/Ellipses, 334-338, 1995

Cohadon F., Castel J.P., Richer E., Mazaux J.M., Loiseau H., Les traumatisés crâniens, de l'accident à la réinsertion, Ed. Arnette, 2^{ème} édition, Courtry, 2002

COST 327, Motorcycle Safety Helmets: Final Report of the Action, Directorate General for Energy and Transport, Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2011

CPSC's bicycle helmet standard, United States Consumer Product Safety Commission, 1994

Deck C., Baumgartner D., Willinger R., Helmet optimization based on head-helmet modeling, *Structures and Materials*, 13, 319-328, 2003

Deck C., Mayer C., Ipeck H., Luce H., De Gheselle P., Willinger R., Coupling of ULP Head model to THUMS human human body FE model – Validation and application to automotive safety, *21st ESV Conference*, 2009

Deck C., Willinger R., Head injury prediction tool for protective systems otpimisation, *7th European LS-DYNA Conference*, paper E-II-01, 2009

Deck C., Willinger R., Improved head injury criteria based on head FE model, *International Journal of Crashworthiness*, 13, 667-679, 2008

Depeitere B., Van Lierde C., Maene S., Plets C., Sloten J.V., Van Audekercke R., Van der Perre G., Goffin J., Bicycle-related head injury: a study of 86 cases, *Accid Anal and Prev*, 36:4, 561-567, 2004

Durigon M., Les traumatisme cranio-encéphaliques, *Pathologie médico-légale*, 62-73, 1987

ECE 22-05, Uniform provision concerning the approval of protective helmets and their visors for driver and passengers of motor cycles and moped, 2002

Eilert-Petersson E., Schelp L., An epidemiologic study of bicycle-related injuries, *Accid. Anal. And Prev.*, 29:3, 363-372, 1997

EN 960, Headforms for use in the testing of protective helmets, 2006

ERSO, *Annual statistical report*, SafetyNet, Building the European Road Safety Observatory, 2008

ERSO, *Traffic safety basic facts*, October 2008

Forero Rueda M.A., Cui L., Gilchrist M.D., Optimisation of energy absorbing liner for equestrian helmets – Part 1 : layered foam liner, *Materials and Design*, 30, 6405-6413, 2009

Gadd C.W., Use of a weighted-impulse criterion for estimating injury hazard, SAE Paper 660793, 1966

Gennarelli T.A., Speilman G.A., Langfitt T.W., Influence of the type of intracranial lesion on outcome on severe head injury, *J. of Neurosurgery*, 56, 26-36, 1982

Gennarelli T.A., Thibault L.E., Adams J.H., Graham D.I., Thompson C.J. Marcincin R.P., Diffuse axonal injury and traumatic coma in primate, *Ann. Neurol*, 12, 564-574, 1982

Ghajari M., Deck C., Galvanetto U., Iannucci L., Willinger R., Development of numerical models for the investigation of motorcycle accidents, *7th European LS-Dyna Conference*, Salzburg, 2009

Ghajari M., Peldschus S., Galvanetto U., Iannucci L., Effects of the presence of the body in helmet oblique impacts, *Accident Analysis and Prevention*, 263-271, 2013

Gherardi R., Gray F., Poirier J., Aspects neuropathologiques des traumatismes craniocéphaliques, *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, 17999, 25-30, 1988

Got C., Got C.M., Accidents mortels de cyclists: circonstances, configurations types, *Journée spécialisée vélo et casque*, 2009

Govaert I.E., Tervoort T.A., Strain hardening of polycarbonate in the glassy state. *J. Polym. Sci. B. Polym. Phys.*, 42, 2041–2049, 2004

Gray's Anatomy, *The Anatomical Basis of Clinical Practice*, 40th Edition, 2008

Gurdjian E.S., Lissner H.R., Evans F.G., Patrick L.M., Hardy W.G., Intracranial pressure and acceleration accompanying head impacts in human cadavers, *Surgery, Gynecology and Obstetrics*, 185-190, 1961

Références bibliographiques

Gurdjian E.S., Webster A., Head injury, Little Brown Company, Boston, 1958

Haight W.R., Eubanks J.J., Trajectory analysis for collisions involving bicycles and automobiles, SAE paper n°900368, 1990

Harrison T.I., Mills N.J., Turner M.S., Jockeys head injuries and skull cap performance, *Proceedings of the IRCOBI Conference*, 49-62, 1996

Hui S.K., Yu T.X., Modelling of the effectiveness of bicycle helmets under impact, *International Journal of Mechanical Sciences*, 44, 1081-1100, 2002

Huijbers J.J.W., A description of bicycle and moped rider accidents aimed to indicate priorities for injury prevention research, *Proceedings of the IRCOBI Conference*, Delf, 1984

IFEN, Le vélo dans les villes françaises, numéro 86, septembre 2003

IRTAD, *Fatalities by road use*, november 2008

ISO 6487, Véhicules routiers – Techniques de mesurage lors des essais de chocs – Instrumentation, 2012

ISO DIS 6220, Headforms for use in the testing of protective helmets, International Standard Organization, 1983

JIS T 8134, Protective helmets for bicycle users, Japanese Industrial Standard, 2007

Kamina P., Précis d'anatomie clinique, Tome II, Editions Maloine, 2002

Kang H.S., Willinger R., Diaw B., Chinn B., Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling, *Proceedings of the 41st STAPP Car Crash Conference*, 329-338, 1997

Kessler J.N., Developments of countermeasure to reduce pedestrian head injury, Transportation Research Center, Ohio, 1987

Kleiven S., Hardy W.N., Correlation of a FE model of the human head with experiments on localized motion of the brain – Consequences for injury prediction, *STAPP Car Crash Journal*,

SAE Paper No 02S-76, 2002

Kleiven S., Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstruction, *STAPP Car Crash Journal*, 51, 81-114, 2007

Knight B., Regional injuries, Simpson's Forensic Medicine, Adward Arnold, London, 11e ed., 56-61, 1995

Kong C., Yang J., Otte D., Gu G., A comparative study on urban bicyclist accident in Changsa and Hannover, *Proceedings of the sixth International Forum of Automotive Traffic Safety*, 2008

Köstner H., Stöcker U.W., Mathematische Analyse des Stossabsorption im Schutzhelmmaterial, VDI-Bericht, 657, 211-244, 1987

KOVFS, Guidelines for bicycle helmets, Sweden: National Swedish Board for Consumer Policies, 1992

Lindenberg R., Mechanical injuries of brain and meninges, Medicolegal investigations of death, Spits W.U. and Fischer R.S. (Eds.), Thomas, Springfield, 420-469, 1973

Lissner H.R., Lebow M., Evans F.G., Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man, *Surgery, Gynecology and Obstetrics*, 3, 329-338, 1960

Liu Y.K, Benedict R.L., Nakamura S., Njus, G.O., A finite-element model analysis of the protection provided by army aviator helmets to the human head and neck, Final report, US Army Medical Research and Development Comand, 1983

Maimaris C., Summers C.L., Browning C., Palmer C.R., Injury patterns in cyclists attending an accident and emergency department: a comparison of helmet wearers and non-wearers, *BMJ*, 308, 1537-1540, 1994

McLundie B., Adaptation of a pedestrian finite element model for use in simulating two-wheeled rider-to-car accident scenarios, *International Conference of Mechanical Engineers*, 335-344, 2002

Mills N.J., Gilchrist A., Finite element analysis of bicycle helmet oblique impacts, *International Journal of Impact Engineering*, 35, 1087-1101, 2008

Références bibliographiques

Mills N.J., Gilchrist A., Oblique impact testing of bicycle helmet, *International Journal of Impact Engineering*, 35, 1075-1086, 2008

Mills N.J., Gilchrist A., Response of helmets in direct and oblique impacts, *International Journal of Crashworthiness*, 2, 7-24, 1996

Mills N.J., Whitlock M.D., Performance of horse-riding helmets in frontal and side impacts, *Injury*, 20, 189-192, 1989

Nahum A.M., Smith R., Ward C.C., Intracranial pressure dynamics during head impact, *Proceedings of the 21st STAPP Car Crash Conference*, 339-366, 1977

Newman J.A., A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT), *Proceedings of the IRCOBI Conference*, 121-131, Zurich, 1986

Newman J.A., Head Injury Criteria in automotive crash testing, *Proceedings of the 24th STAPP Car Crash Conference*, 707-747, 1980

NF EN 1078, Casques pour cyclistes et pour utilisateurs de planches à roulettes et de patins à roulettes, 1997

NZTA, NZ Transport Agency, *Road death statistics*

Otte D., Passive security of passenger cars at traffic accidents, 2000

Pang T.Y., Thai K.T., McIntosh A.S., Grzebieta R., Schilter E., Dal Nevo R., Rechnitzer G., Head and neck responses in oblique motorcycle helmet impacts: a novel laboratory test method, *International Journal of Crashworthiness*, 16, 297-307, 2011

Papon F., *World mobility*, Conférence Vélomondiale, Amsterdam, Pays-Bas, 2000

Patrick L.M., Lissner H.R., Gurdjian E.S., Survival by design – Head protection, *Proceeding of the 7th STAPP Car Crash Conference*, 482-499, 1963

Post A., Oeur A., Hoshizaki T.B., Gilchrist M.D., Examination of the relationship of peak linear and peak angular acceleration to brain deformation metrics in hockey, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, DOI, 10.108010255842, 2011

Povey L.J., Frith W.J., Graham P.G., Cycle helmet effectiveness in New Zealand, *Accident Analysis and Prevention*, 31(6):763-770, 1999

Références bibliographiques

Projet ANR PREDIT "BicyTête", Protection de la tête du cycliste, Groupe 2, Qualité et sécurité des systèmes de transport, Convention de subvention n°08 MT S 026, Université de Strasbourg, IFSTTAR, Oxylane

Räsänen M, Summala H., Attention and expectation problems in bicycle-car collisions: an in-depth study, *Accid. Anal. And Prev.*, 30, 657-666

Rousseau P., Hoshizaki T.B., The influence of deflection and neck compliance on the impact dynamics of a Hybrid III headform, *J. Sport Eng. Tech.*, 223, 89-97, 2009

Rousseau P., Post A., Hoshizaki T.B., A comparison of peak linear and angular headform accelerations using ice hockey helmets, *Journal of ASTM International*, 6, Paper ID JAI101877, 2008

Shuck L.Z., Advani S.H., Rheological response of human brain tissue in shear, *J. Basic. Eng.*, 94, 905-911, 1972

Simonin C., Médecine Légale Judiciaire, Maloine, Paris, 148-156, 1955

Simpson R.H.W., Berson D.S., Shapiro H.A., The diagnosis of diffuse axonal injury in routine autopsy practice, *Forensic Sci. Int*, 27, 229-235, 1985

Smith D.H., Meaney D.F., Shull W.H., Diffuse axonal injury in head trauma, *J. Head Trauma Rehabil.*, 18, 307-316, 2003

Snell B95, Standard for protective headgear, Snell Memorial Foundation, 1998

Snell M2005, Standard for protective headgear for use with motorcycles and other motorized vehicles, Snell Memorial Foundation, 2005

Stone M., Broughton J., Getting off your bike: cycling accidents in Great Britain in 1990-1999, *Accid. Anal. And Prev.*, 35, 549-556, 2003

Thines L., Lemarchand F., Francke J.P., Atlas interactif de neuroanatomie clinique, Editions Masson, 2008

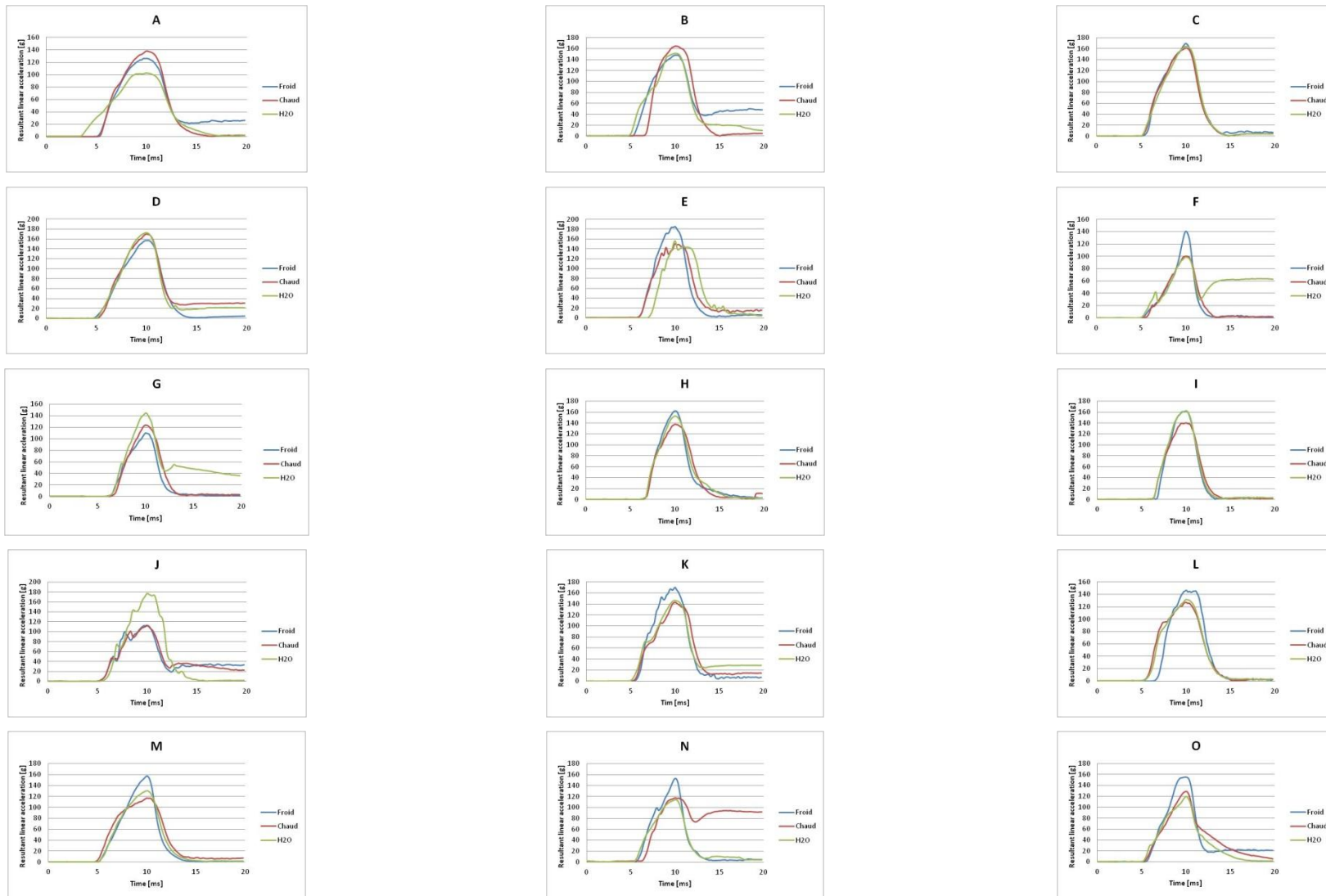
Thompson D.C., Robert M.S., Thompson S., Frederik M.D., Rivara P., A case-control study of the effectiveness of bicycle safety helmets in preventing facial injury, *Am. J. Public Health*, 80, 1471-1474, 1990

Références bibliographiques

- Trosseille X., Tarrière C., Lavaste F., Guillon F., Domont A., Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol, *Proceedings of the 36th STAPP Car Crash Conference*, 235-253, 1992
- Van Hoof J., Deutekom M.J., Bolduc M., Experimental and numerical analysis of the ballistic response of composite helmet material, *18th International Symposium on Ballistics*, San Antonio, Texas, 1999
- Willinger R., Diaw B., Baumgartner D., Development and validation of a bicycle helmet FE model, *Proceedings of the IRCOBI Conference*, Göteborg, Sweden, 1998
- Willinger R., Kang H.S., Diaw B.M., Three-dimensional human head finite-element model validation against experimental impacts, *Annals of Biomed. Eng.*, 27, 403-410, 1999
- Willinger R., Taleb L., Kopp C.M., Modal and temporal analysis of head mathematical models, *Journal of Neurotrauma*, 14, 743-754, 1995
- Withnall C.R.P., Bayne T.D., Method and apparatus for testing football helmets, United States Patent No US 6871525 B2, 2005
- Worrell J., BMX bicycle: accident comparison with other models, *Archives of Emergency Medicine*, 2, 209-213, 1985
- Yettram A.L., Godfrey N.P.M., Chinn B.P., Materials for motorcycle crash helmets – A finite element parametric study, *Plastics, Rubber and Composites Processing and Applications*, 22; 215-221, 1994
- Yoganandan N., Pintar F.A., Sances A., Walsh P.R., Ewing C.L., Snyder T., Snyder R.G., Biomechanical of skull fracture, *Proceedings of the Head Injury Symposium*, Washington D.C., 227-236, 1994
- Zhang L., Yang K.H., King A.I., A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury, *Journal of Biomechanical Engineering*, 126, 226-236, 2004
- Zhou C., Khalil T.B., King A.I., Viscoelastic response of the human brain to sagittal and lateral rotational acceleration by finite-element analysis, *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of Impacts*, 35-48, 1996

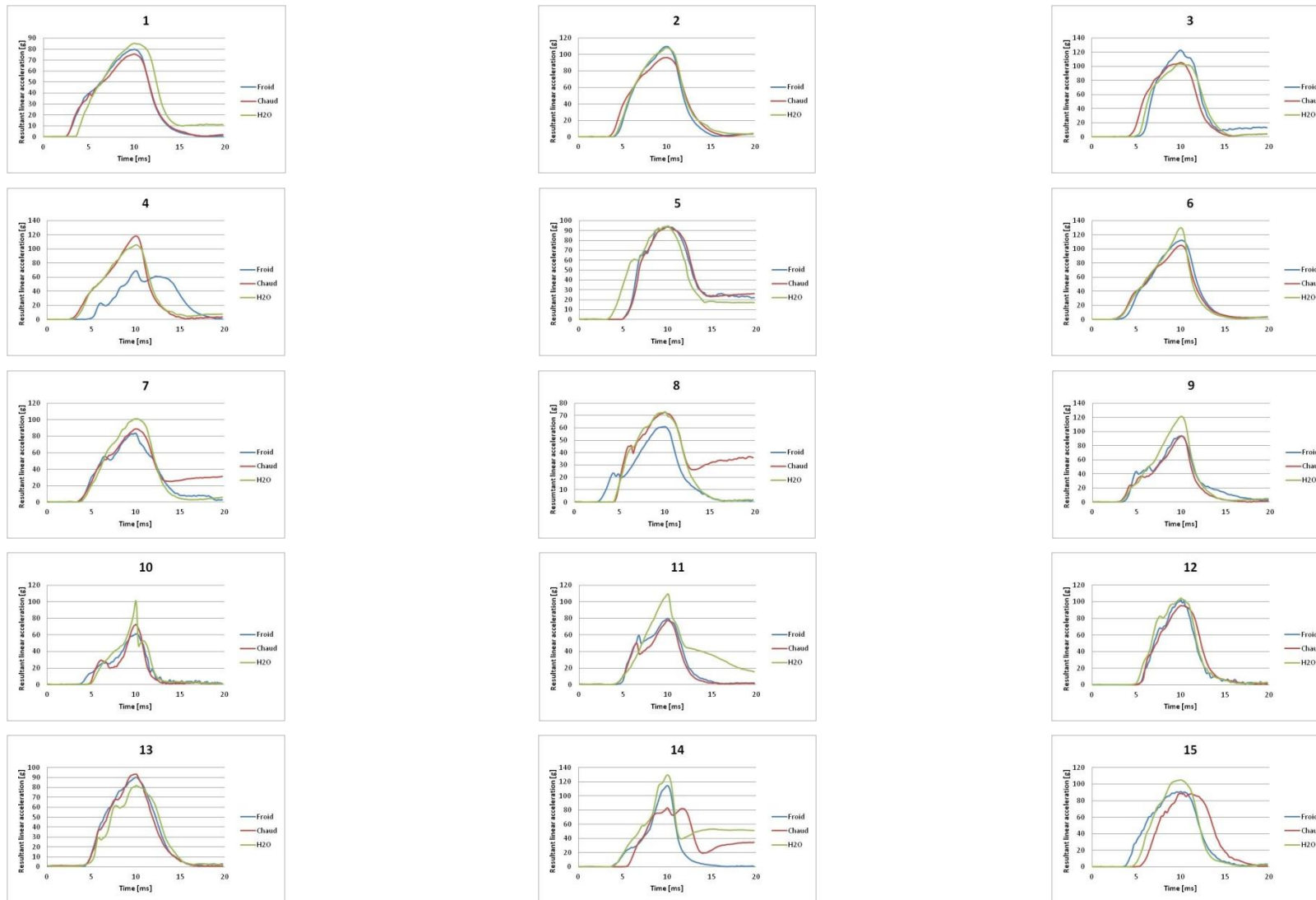
ANNEXES

Annexe 1



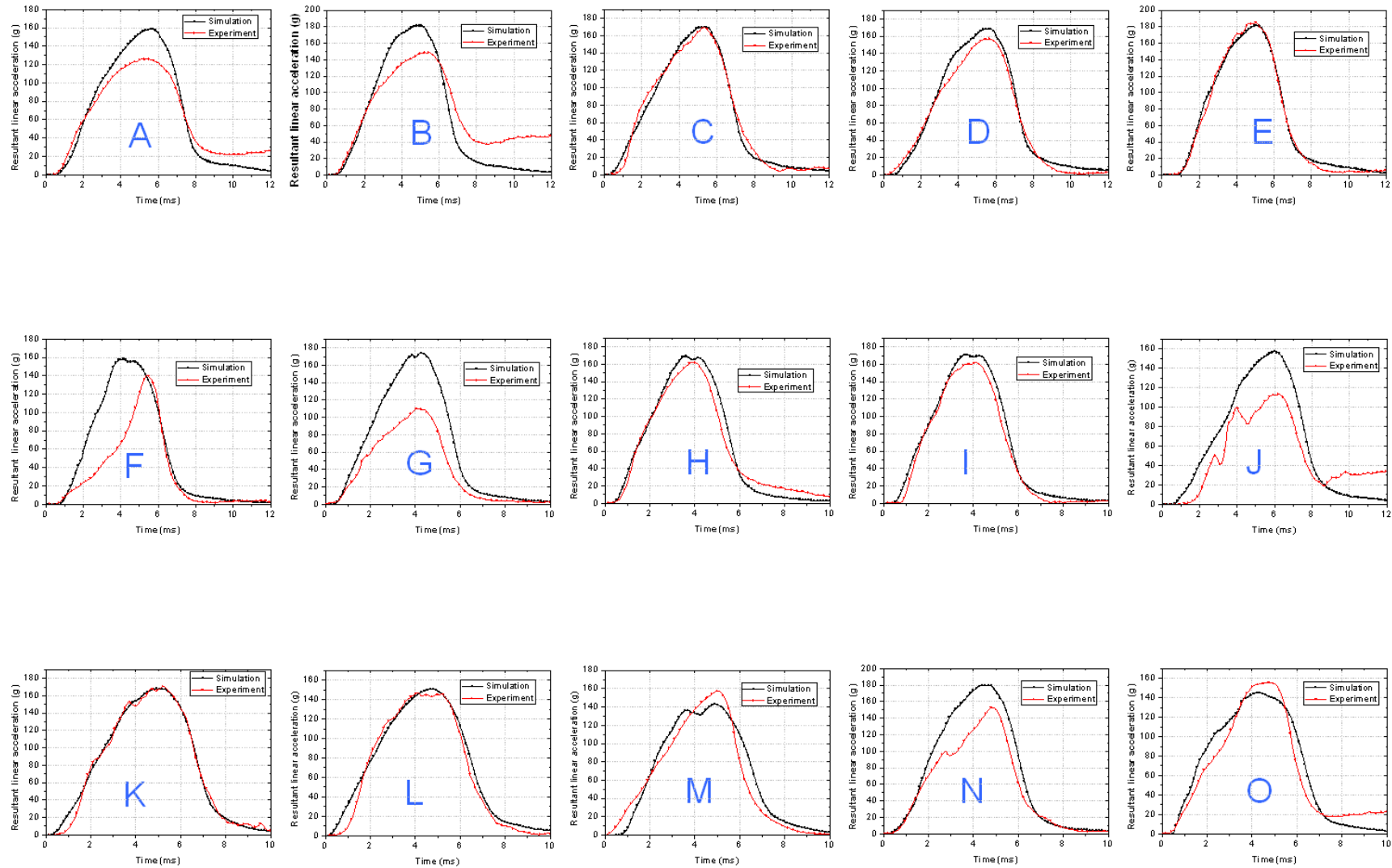
Courbes temporelles d'accélération linéaire résultante expérimentales pour les 15 points impactés sur enclume plate à 5.42 m/s et sous les trois conditionnements normatifs

Annexe 2



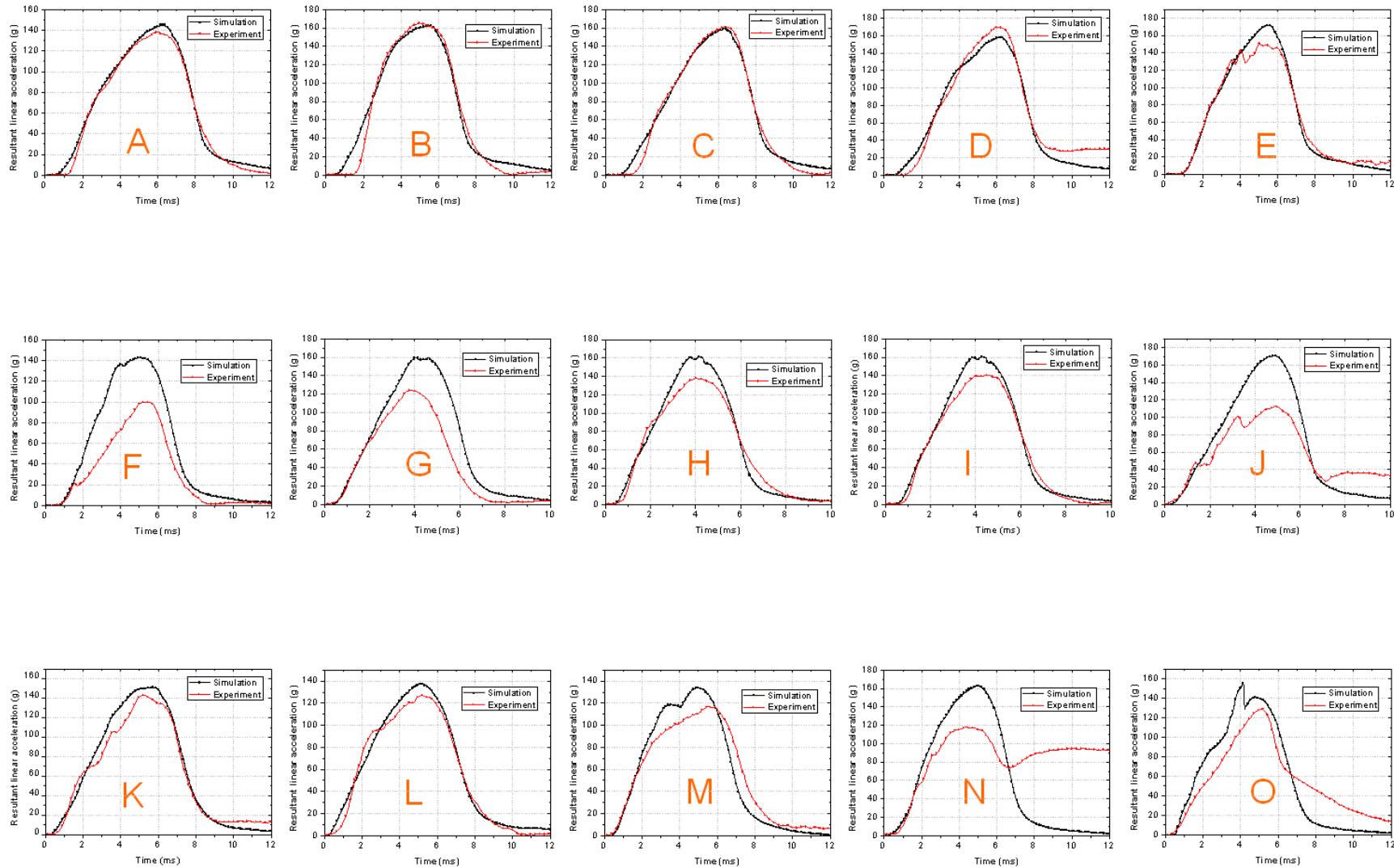
Courbes temporelles d'accélération linéaire résultante expérimentales pour les 15 points impactés sur enclume cornière à 4.57 m/s et sous les trois conditionnements normatifs

Annexe 3



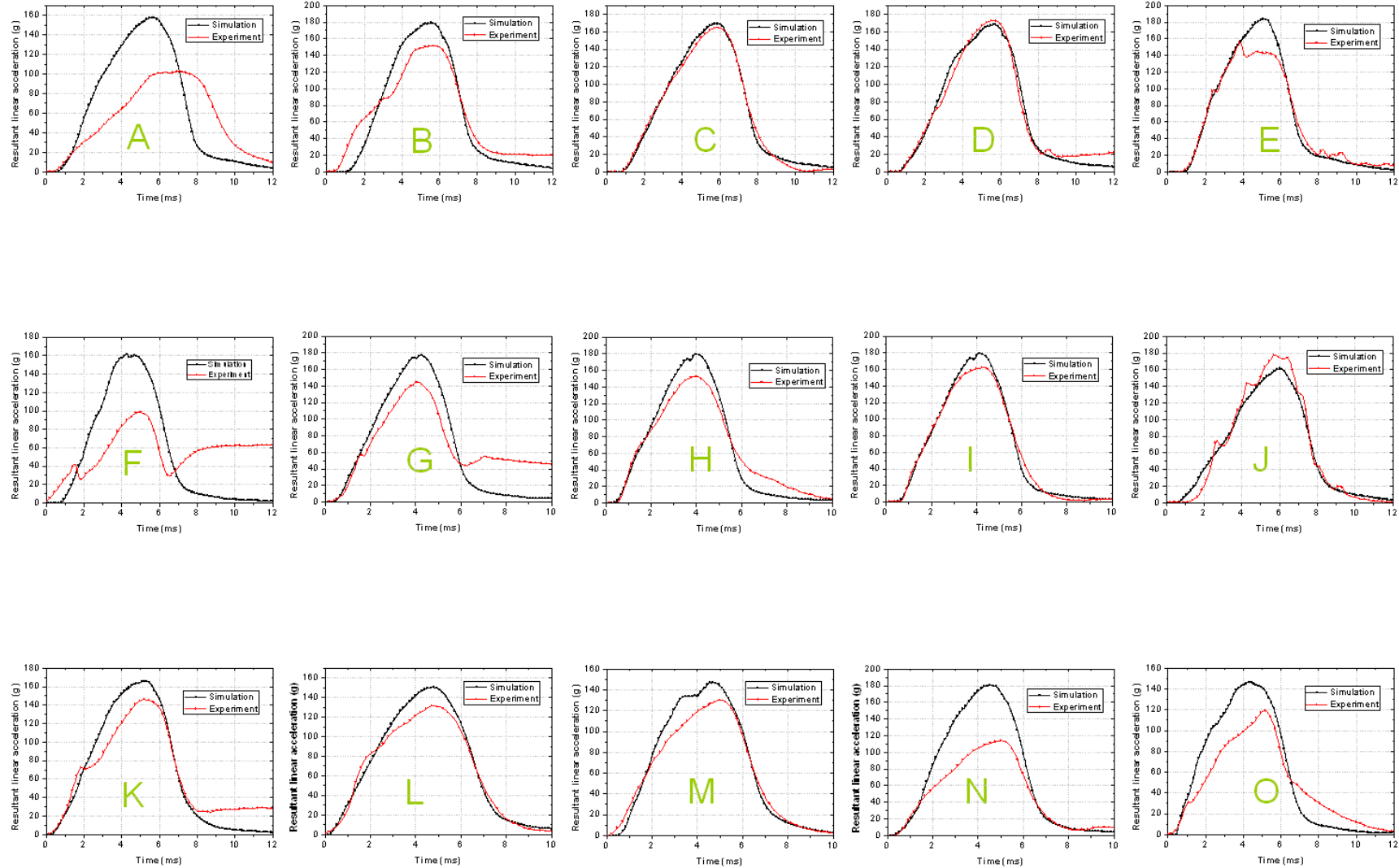
Confrontation expé/simu en termes de courbes temporelles d'accélération linéaire résultante pour les quinze points d'impacts sur enclume plate et sous conditionnement froid

Annexe 4



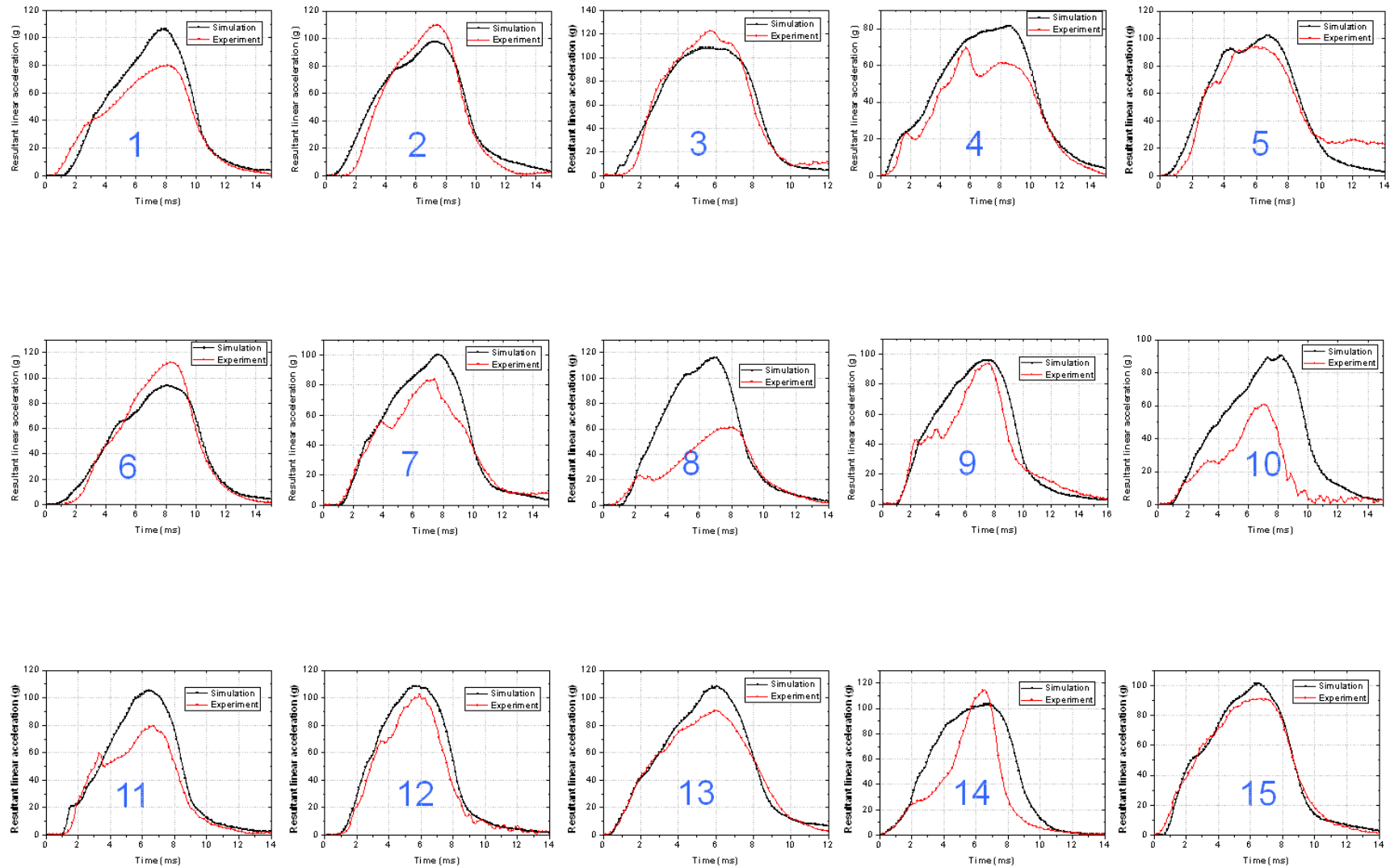
Confrontation exp/simu en termes de courbes temporelles d'accélération linéaire résultante pour les quinze points d'impacts sur enclume plate et sous conditionnement chaud

Annexe 5



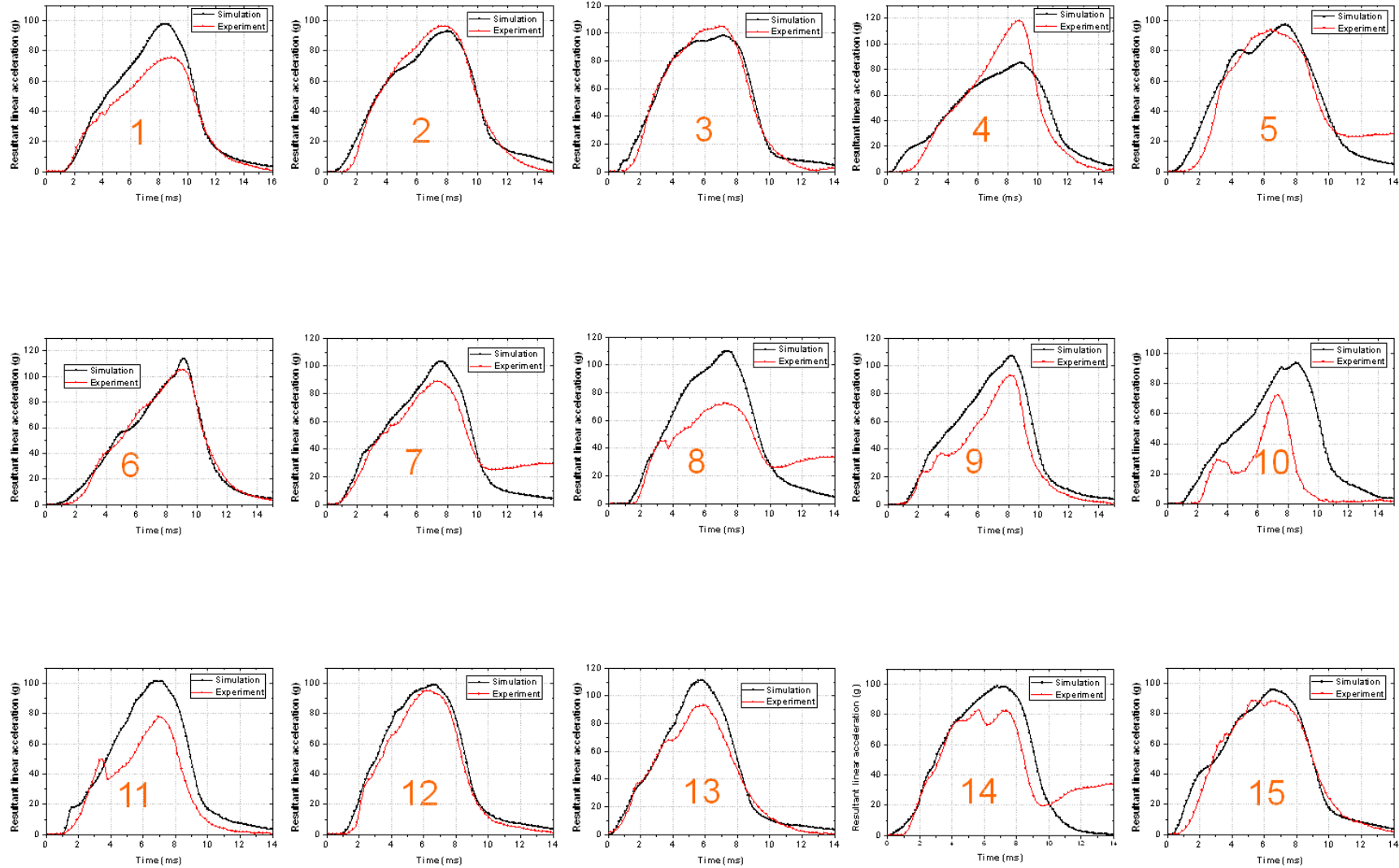
Confrontation exp/simu en termes de courbes temporelles d'accélération linéaire résultante pour les quinze points d'impacts sur enclume plate et sous conditionnement humide

Annexe 6



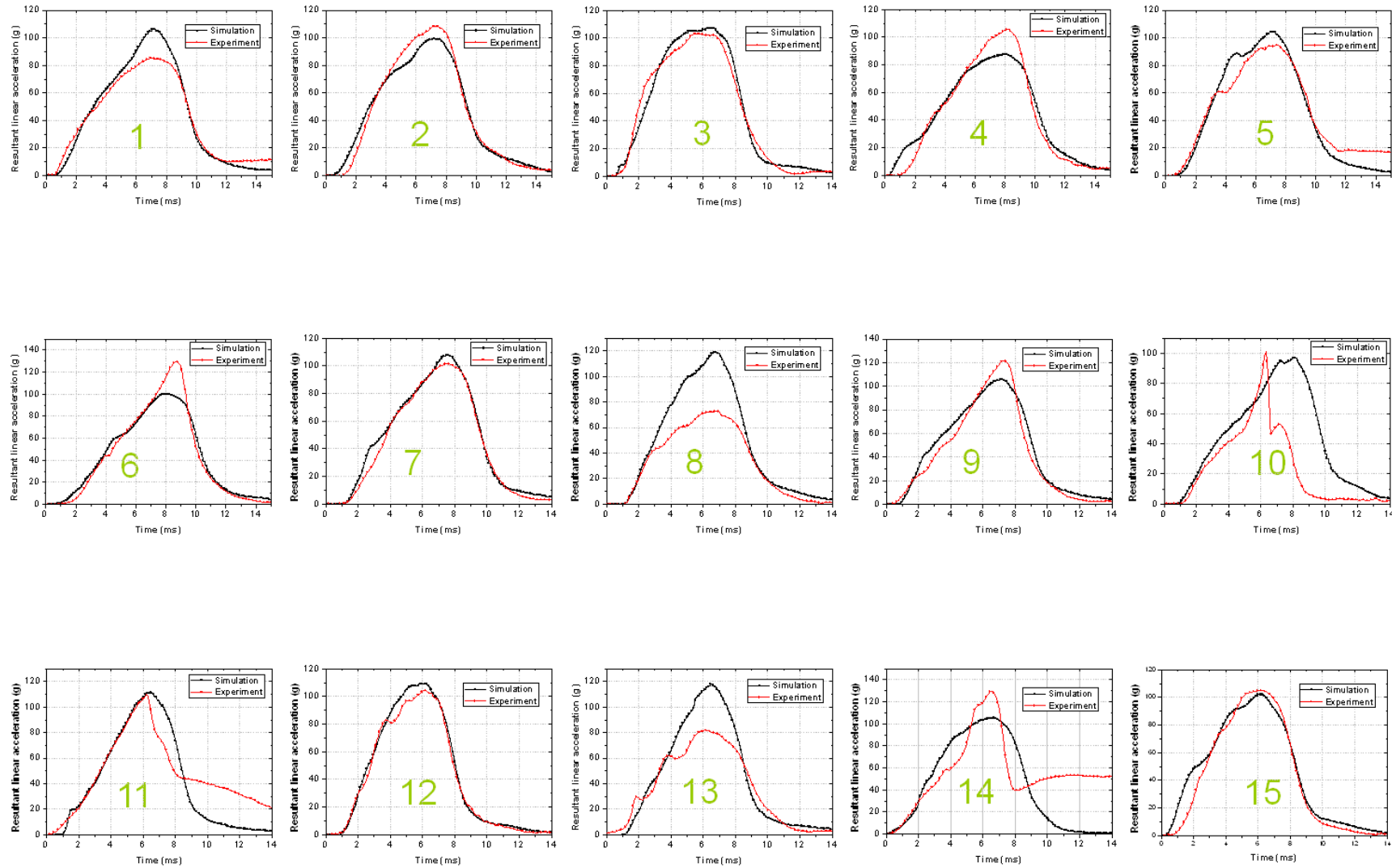
Confrontation expé/simu en termes de courbes temporelles d'accélération linéaire résultante pour les quinze points d'impacts sur enclume cornière et sous conditionnement froid

Annexe 7



Confrontation expé/simu en termes de courbes temporelles d'accélération linéaire résultante pour les quinze points d'impacts sur enclume cornière et sous conditionnement chaud

Annexe 8



Confrontation expé/simu en termes de courbes temporelles d'accélération linéaire résultante pour les quinze points d'impacts sur enclume cornière et sous conditionnement humide

Evaluation biomécanique du casque de protection pour cycliste

Proposition d'une nouvelle norme d'homologation

Résumé

Les traumatismes crâniens demeurent une cause de mortalité importante et entraînent des incapacités graves. La modélisation numérique est un outil moderne pour étudier la biomécanique des chocs crâniens. L'objectif principal de cette thèse a été l'évaluation biomécanique d'un casque de cycliste issu du commerce. Des tests de caractérisation ainsi que des campagnes de chocs normatifs et tangentiels ont permis le développement d'un modèle éléments-finis du casque et sa validation. Afin d'estimer le risque lésionnel encouru lors de chocs réalistes, le modèle de casque a été couplé à un modèle de tête anatomique et différents paramètres intracrâniens ont été calculés. Les valeurs obtenues pour ces paramètres se sont révélées supérieures aux limites de tolérance. Fort de ces constats, une réflexion en profondeur sur la norme EN1078 actuelle a été menée et pour laquelle des modifications ont été proposées afin que le casque protège la tête de façon optimale vis-à-vis de critères biomécaniques.

Mots-clés : Casque, Modélisation, Impacts, Traumatismes crâniens, Normes

Abstract

Traumatic head injuries remain a common cause of death and severe disabilities worldwide. FE modeling of the head is a well-accepted tool to study head impact biomechanics. The objective of this PhD thesis was to evaluate the head protection capability offered by a commercial bicycle helmet. Experimental characterization tests, standard and tangential impacts were performed to develop and validate the finite element helmet model. In order to estimate the injury risk sustained in case of realistic head impacts, the helmet model has been coupled to an anatomical head and intracranial parameters were computed. Calculated values were higher than published tolerance limits. An in-deep investigation of the current EN1078 European standard was then carried out and relevant modifications were proposed to assess and optimize bicycle helmets against biomechanical criteria.

Keywords: Helmet, Modeling, Impacts, Head injuries, Standards