



HAL
open science

Evaluation et modélisation des dispositifs de retenue pour motards

Vidjannagni Kodjo

► **To cite this version:**

Vidjannagni Kodjo. Evaluation et modélisation des dispositifs de retenue pour motards. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard Lyon 1, 2016. Français. ⟨NNT : ⟩. ⟨tel-01375616⟩

HAL Id: tel-01375616

<https://hal.science/tel-01375616v1>

Submitted on 8 Nov 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



HAL Authorization



N° d'ordre NNT : 2016LYSE1141

THÈSE DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE LYON

opérée au sein de
l'Université Claude Bernard Lyon 1

École Doctorale ED162 MEGA
Mécanique, Énergétique, Génie civil, Acoustique

Discipline : Mécanique

Soutenue publiquement le 02/09/2016, par :
Vidjannagni Kodjo

Evaluation et modélisation des dispositifs de retenue pour motards

Devant le jury composé de :

Arnoux Pierre Jean , Directeur de Recherches, LBA, IFSTTAR Marseille	Rapporteur
Franck Toussaint , Professeur des Universités, Université Savoie Mont Blanc	Rapporteur
Mohamed Ichchou , Professeur des Universités, Ecole Centrale de Lyon	Examineur
Massenzio Michel , Professeur des Universités, Université Claude Bernard Lyon1	Examineur
Sylvie Ronel , Professeur des Universités, Université Claude Bernard Lyon1	Examineur
Denis Brizard , Chargé de recherches, LBMC, IFSTTAR Bron	Examineur
Clément Goubel , Docteur de l'Université de Lyon, GE Renewable Energy	Invité

Résumé

En France, en 2015 les motocyclistes sont impliqués dans 43% des blessés graves victimes d'accidents de la circulation routière. Au même moment, même si les accidents de chocs de motocyclistes contre les dispositifs de retenue routiers ne représentent en moyenne que 10% des accidents de la circulation routière, il existe un risque de décès des motocyclistes, 30 à 80 fois supérieur au risque de décès des usagers de véhicules impliqués dans le même type d'accidents. Pour renforcer la sécurité des motocyclistes, les dispositifs de retenue pour automobiles (dispositifs traditionnels) sont équipés à leur partie inférieure d'écran de protection motards. Les écrans motards ont pour but d'amortir de manière progressive les chocs du motocycliste en l'empêchant dans le même temps de passer à travers la partie inférieure des dispositifs de retenue pour automobiles, de percuter un poteau et de quitter la route. Les écrans motards doivent subir des essais de chocs normatifs et répondre à certaines exigences afin de pouvoir être installés sur le bord des routes européennes et de garantir surtout la sécurité des motards. Cependant, il n'existe que des procédures normatives pour tester ces dispositifs, la procédure LIER dans le contexte Français et la procédure normative EN 1317-8 dans le contexte Européen. Afin de proposer de nouvelles dispositions pouvant servir de procédure normative plus avancée sur le protocole d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards, une nouvelle démarche est proposée. Cette nouvelle démarche allie un seul essai à l'échelle 1 à une analyse de sensibilité portant sur un modèle numérique pour simulation d'essais de chocs sur écran de protection motard. Un modèle numérique complet de dispositif de retenue routier équipé d'écran de protection motard en acier a donc été développé et dont les résultats ont été corrélés sur un essai de choc réel sur un dispositif de même type. Le modèle construit a par la suite été utilisé afin d'évaluer l'influence des conditions d'essais et des caractéristiques mécaniques matériaux de l'écran sur les performances de l'écran motard. Enfin, la nouvelle démarche d'évaluation de performances d'écran de protection motard mise en place contribue à la classification des performances des écrans motards suivant les critères de performances évalués et à l'identification des configurations d'accidents préjudiciables au motard pour la barrière étudiée.

Mots clefs : Simulation numérique d'essai de chocs, motocyclistes, écrans de protection motards, validation de modèles éléments finis, étude paramétrique.

Abstract

In France, in 2015, motorcyclists represent 43% of seriously injured accident victims in road traffic. At the same time, even though motorcyclists impact crashes against the road restraint systems represent on average 10% of accidents in road traffic, motorcyclists present a risk of death from 30 to 80 times upper than the risk of death for users of vehicles involved in the same type of accidents. To enhance the safety of motorcyclists, Vehicle Restraints Systems (VRS) are fitted to the lower part of restraint systems for motorcyclists. Motorcyclist's Restraint Systems (MRS) are designed to absorb shocks gradually and to prevent motorcyclists to pass through the lower part of VRS, to hit a post and be severely injured. Before being installed on the roadsides, MRS have to be crash-tested according to standards in order to evaluate their safety and ensure motorcyclists safety. However, there are only normative procedures to test MRS, the LIER procedure in the French context and the procedure EN 1317-8 in the European context. To assess both normative procedures and propose new provisions which can be used as normative procedure more advanced on the protocol of MRS performances assessment tests, numerical simulations were performed. A new demarche of MRS performances testing was developed. The new demarche associates parametric study and one real impact test. A numerical model of MRS performances testing was developed and was correlated on one real impact test on other device of same type. Once correlated, the model was used to conduct a parametric study on the test conditions and the materials mechanical properties of the MRS. Finally, the new demarche of MRS performances assessments contributes to classification of MRS following performances levels. The new demarche also contributes to the determination of critical scenarios for the motorcyclists for the studied MRS.

Keywords : Crash test simulation, Motorcyclists Restraint Systems, Finite element model validation, Parametric studies.

Remerciements

Mes premiers mots de remerciements s'adressent à mes encadrants de thèse, Michel MASSENZIO, Sylvie RONEL et Denis BRIZARD pour leurs soutiens indéfectibles, leurs encouragements, et surtout pour leur assistance durant ce travail de thèse. J'ai énormément apprécié nos innombrables réunions internes qui m'ont permis de progresser et d'arriver à pondre ce travail. Je vous prie de trouver ici toute ma reconnaissance. Un très grand merci pour votre disponibilité permanente et pour le suivi au quotidien de ma thèse.

Ce travail a été réalisé au sein de l'équipe "Comportement aux chocs des structures" du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique de Chocs LBMC de l'Institut Français des Sciences et Technologies du Transport de l'Aménagement des Réseaux (IFSTTAR) et de l'Université Claude Bernard de Lyon.

Je remercie Philippe VEZIN, Directeur du laboratoire de m'avoir accueilli au sein de sa structure. Je remercie également David MITTON pour sa disponibilité pour des points d'avancement de thèse qui m'ont été très instructifs. A Philippe et David, vos avis ont été les premiers regards critiques sur ce travail, ce qui m'a permis à chaque fois de prendre du recul par rapport à ce travail.

Je remercie vivement M. Mohamed ICHCHOU, Professeur à l'Ecole Centrale de Lyon d'avoir accepté la présidence de mon jury de thèse.

J'aimerais également exprimer ma gratitude à Pierre Jean ARNOUX et Franck TOUSSAINT pour avoir accepté d'être rapporteurs de ce travail de thèse.

Ma reconnaissance s'adresse également à Clément GOUBEL pour sa participation à mon jury de thèse et pour m'avoir initié au logiciel d'éléments finis LS DYNA. Merci Clément pour ta contribution dans la réalisation de ce travail de thèse.

Merci à l'ensemble des membres du jury d'avoir accepté de juger ce travail.

Je remercie M. Ayivi GUEDEHOUSSOU et M. Sonnou TIEM, tous deux enseignants chercheurs à l'Ecole Nationale Supérieure d'Ingénieurs de l'Université de Lomé pour m'avoir incité à la recherche.

Un grand merci également à M. Mamadou COULIBALY, enseignant chercheur à l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Metz pour m'avoir initié à la recherche durant mon stage de Master Recherche au LABPS.

Je voudrais aussi remercier mes collègues doctorants du LBMC (surtout Margot!) pour l'ambiance, la bonne humeur et leurs encouragements. Je souhaite une bonne continuation à tous les thésards. Un grand merci à Léo SAVONET et Romain DESBATS pour l'initiation à l'escalade et pour nos échanges à chaque fois que je passais à Bron.

Je remercie particulièrement Brigitte CHIMENTON pour sa disponibilité chaque été quand je passais à Bron.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance à Antonin CHALMEL-TEULADE pour les covoiturages à chaque fois que j'allais au LIER.

Pour finir, je tiens à exprimer toute ma gratitude à mes frères Jean-Pierre, Jean-Luc et Crépin pour leur soutien sans faille. Je dédie ce travail à ma mère et à mon feu père.

Table des matières

Introduction générale	1
1 Bibliographie : Accidentologie des motocyclistes	4
1.1 Introduction	5
1.2 Conditions d'accidents	6
1.3 Critères de blessures	18
1.4 Conclusion	24
2 État de l'art : Procédures d'essais pour évaluation des performances des écrans motards	25
2.1 Introduction	26
2.2 Entités physiques intervenant dans la réalisation d'essais motards	27
2.3 Procédures pour évaluation de performances des écrans motards	36
2.4 Étude préliminaire pour la définition des entrées du plan d'expérience	44
2.5 Choix de critères biomécaniques et du mannequin	47
2.6 Conclusion	50
3 Développement d'un modèle numérique pour simulation d'essais de chocs sur écran motard	51
3.1 Introduction	52
3.2 Description du modèle numérique de mannequin Hybrid III 50 th percentile mâle	53
3.3 Casque	54
3.4 Barrière équipée d'écrans de protection motards	62
3.5 Conclusion	71
4 Analyse de sensibilité en simulation numérique d'essais de chocs sur écran motards	72
4.1 Introduction	73
4.2 Introduction à l'analyse de sensibilité	74
4.3 Plan d'expérience pour l'analyse de sensibilité	80
4.4 Influence des conditions d'essais	86
4.5 Influence des paramètres matériaux de l'écran motard	101
4.6 Conclusion	118
Conclusion générale	119
Bibliographie	127

Annexes		128
A	Développement d'un modèle numérique pour simulation d'essais d'évaluation de performances d'écrans motard	129
A.1	Description de l'essai d'absorption de chocs sur casque motocyclistes	129
A.2	Étude de convergence de maillage et de formulation d'éléments de l'écran du dispositif de retenue modélisé	131
A.3	Validation du modèle numérique de barrière	135
B	Résultats d'analyse de sensibilité	138
B.1	Conditions d'essais	138
B.2	Paramètres matériaux	140

Introduction générale

Contexte et objectifs

Les motards font partie des usagers vulnérables de la circulation routière. Plusieurs facteurs sont la cause du fort taux de décès des motards impliqués dans les accidents de circulation routière. Les accidents de chocs mortels de motards contre barrières constituent l'une des sources non négligeables de ce risque élevé de décès des motards.

En effet en s'intéressant plus précisément aux accidents des motards lors d'accidents de chocs contre barrière, on relève sur le plan européen un risque de décès 15 fois supérieur au risque de décès d'un automobiliste impliqué dans le même type d'accidents.

Pour renforcer la sécurité du motard, les dispositifs de retenue pour automobiles (dispositifs traditionnels) ont été équipés à leur partie inférieure d'écrans permettant d'amortir de manière progressive les chocs des motards en les empêchant dans le même temps de percuter un poteau, de sortir de la route et d'être sévèrement blessés.

De nos jours, il existe plusieurs constructeurs d'écran de protection motards et plusieurs variétés d'écran de protection motard. Avant d'autoriser la commercialisation d'un écran sur le marché, il est nécessaire de tester son efficacité (ses performances). L'écran de protection motard doit répondre à certaines exigences afin de garantir surtout la sécurité du motard. Notamment, l'écran motard ne doit pas perturber le comportement de la barrière vis-à-vis des autres véhicules. Il faut donc une norme définissant clairement les essais à mener afin de tester l'efficacité des écrans motard.

Cependant à ce jour sur le plan Européen il n'existe aucune norme définitive définissant les essais à mener pour tester les performances des écrans pour motard. Il n'existe que des procédures normatives et chaque pays dispose d'une spécification technique. On distingue donc sur le plan européen plusieurs procédures [49] dont les plus connues sont :

- la procédure normative EN 1317-8 ;
- la procédure LIER en France (mise en point en 1998, elle est la seule spécification utilisée en France) ;
- la procédure UNE 135900 en Espagne ;
- la procédure UNI Draft en Italie et ;
- la procédure BAST en Allemagne.

Ces procédures présentent le même aspect suivant le déroulement des essais mais possèdent toutes des caractéristiques différentes les unes des autres.

Les grandes différences se situent surtout au niveau de la vitesse d'impact, de l'angle d'impact, du point d'impact et du mannequin utilisé pour les essais. Les critères d'évaluation de performances des écrans motards et d'acceptation des essais varient aussi d'un pays à l'autre. Par conséquent, les barrières pour motards testées avec ces protocoles donnent des résultats différents en terme de coût d'essais et de sécurité. Elles peuvent être alors acceptées comme sécurisantes dans un pays et ne pas l'être dans un autre. Dès lors, pour faire l'unanimité sur la performance d'un produit, il s'avère nécessaire de disposer sur le plan européen d'une norme définissant clairement les caractéristiques de l'essai à mener. L'adoption d'une seule norme par tous les pays Européens devrait permettre de comparer les performances de plusieurs produits et d'accroître la compétitivité de commercialisation de ces produits sur le marché européen. La spécification technique EN 1317-8 fut alors mise au point en 2012 par une commission européenne en charge de la résolution du problème.

La procédure LIER développée en France et la procédure normative EN 1317-8 sont les plus utilisées sur le plan européen. Ces deux procédures seront au cœur de cette thèse.

En effet les procédures LIER et normative EN 1317-8 recommandent des protocoles basés sur une seule configuration (configuration nominale) d'essais (vitesse d'impact, angle d'impact) à l'intérieur duquel varient la position du mannequin et la position du point d'impact sur l'écran motard. Les barrières sont donc testées suivant cette seule configuration et les résultats d'essais renseignent sur le comportement "global" de la barrière. Les questions principales auxquelles s'intéresse cette thèse sont : une seule configuration d'essais suffit-elle pour généraliser le comportement de la barrière? Quel est le comportement de la barrière pour des configurations proches de la configuration nominale?

Les objectifs principaux visés par ce travail de thèse sont :

- étudier les procédures normative EN 1317-8 et LIER à partir d'un outil numérique basé sur la méthode des éléments finis ;
- mettre en œuvre une démarche déterminant les paramètres d'accidents et les paramètres matériaux pouvant influencer les performances d'un écran de protection motard en acier ;
- proposer de nouvelles dispositions pouvant servir de procédure normative et éventuellement aboutir à une norme définitive sur le protocole d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards.

L'objectif est de mettre en place une démarche permettant de tester plusieurs configurations d'essais à partir d'un seul essai à l'échelle 1 et d'un modèle numérique basé sur la méthode des éléments finis. Ceci permettrait d'avoir plus d'informations sur les niveaux de performances des écrans motards que celles que fournissent les procédures normative EN 1317-8 et LIER. La démarche développée sera mise en œuvre sur un seul type de barrière.

Méthodologie et organisation du document

L'organisation du document reflète la méthodologie suivie dans ce travail. Le mémoire se compose de quatre chapitres :

Le premier chapitre a pour objectif de recenser des critères recevables d'évaluation de blessures pour motards. Les critères de blessures recensés doivent permettre de caractériser l'agres-

sivité de la barrière vis-à-vis de la sévérité des blessures contractées par le motard lors d'accidents de chocs contre barrières.

Le deuxième chapitre présente les éléments de base pour la simulation numérique d'essai de chocs sur écran motard et pour l'analyse de sensibilité. Dans ce chapitre, les entités physiques intervenant dans un essai pour évaluation de performances d'écrans motards sont présentées. Un état de l'art est également fait sur les différentes procédures d'évaluation de performances d'écrans motards. Enfin une analyse portant sur les critères de blessures recensés au chapitre 1 a abouti à une sélection de critères de blessures. Les critères de blessures sélectionnés permettront d'évaluer les performances des écrans motards.

Le troisième chapitre est consacré au développement d'un modèle numérique pour simulation d'essais de chocs sur écrans motards. Le modèle numérique développé est composé d'une barrière équipée d'écran motard et d'un mannequin équipé de veste de protection et portant un casque motocycliste pour simulation d'essais de chocs sur écran motard. La définition des géométries (CAO), des liaisons et des lois de comportement des matériaux pour les systèmes de protection (le casque et la barrière équipée d'écran motard) est abordée dans ce chapitre. La validation numérique des éléments modélisés mettra fin au troisième chapitre.

Le modèle numérique développé au chapitre 3 servira de base pour la mise en œuvre d'une étude de sensibilité en simulation d'essai de chocs sur écran motard au chapitre 4. Le quatrième chapitre représente le cœur de ce travail de thèse et s'intéresse principalement à l'étude des procédures normative EN 1317-8 et LIER d'évaluation de performances d'écrans motards. Des propositions pouvant aboutir à une procédure normative sont faites dans ce chapitre.

Enfin ce travail se conclura sur les principaux enseignements que sont les propositions de nouvelles dispositions à adopter pour l'évaluation des performances des écrans motards ainsi que les apports des études réalisées.

Chapitre 1

Bibliographie : Accidentologie des motocyclistes

Sommaire

1.1 Introduction	5
1.2 Conditions d'accidents	6
1.2.1 Vulnérabilité des motocyclistes par rapport aux autres usagers de la route	6
1.2.2 Nature des accidents avec suite mortelle des motocyclistes	9
1.2.3 Lésions courantes des motocyclistes victimes d'accidents de collisions . .	11
1.2.4 Classification par territoires corporels des lésions des motocyclistes vic- times d'accidents de collisions avec les dispositifs de retenue	12
1.2.5 Synthèse sur les blessures typiques du motard	17
1.3 Critères de blessures	18
1.3.1 HIC (Head Injury Criterion)	18
1.3.2 Critères d'évaluation de blessures au cou	19
1.3.3 Critères de blessures au thorax	20
1.4 Conclusion	24

1.1 Introduction

Dans ce chapitre, deux principaux points seront abordés : les conditions d'accidents des motocyclistes et les critères d'évaluation de blessures fatales aux motocyclistes lors d'accidents de chocs. Les points abordés s'appuieront essentiellement sur l'accidentologie des motocyclistes lors d'accidents de chocs contre barrières.

Le premier paragraphe «conditions d'accidents» s'intéressera aux statistiques d'accidents de chocs impliquant les motards de par le monde et plus précisément en France. Un accent sera mis sur les statistiques concernant les accidents de chocs contre barrières. Une présentation de quelques outils de classification des lésions par territoires corporels sera faite et permettra de classer les blessures contractées par les motards lors d'accidents de chocs contre barrières.

A partir de la classification de blessures faite, le second paragraphe de ce chapitre s'intéressera au recensement des critères d'évaluation de blessures relatifs aux blessures fatales aux motocyclistes lors d'accidents de chocs contre barrières.

L'objectif de ce chapitre est de montrer la vulnérabilité des motocyclistes par rapport aux autres catégories d'usagers de la circulation routière et de recenser des critères d'évaluation de blessures. Les critères de blessures recensés doivent permettre de caractériser l'agressivité de la barrière vis-à-vis de la sévérité des blessures contractées par le motard lors d'accidents de chocs contre barrières.

1.2 Conditions d'accidents

Le motard représente le sujet humain au cœur de cette thèse. Dans cette section, la vulnérabilité des motocyclistes par rapport aux autres catégories d'usagers sera montrée. Dans un premier temps, un recueil de statistiques d'accidents impliquant les motocycles dans les accidents de chocs sera réalisé et permettra de montrer la vulnérabilité des motocyclistes par rapport aux autres catégories d'usagers. Les lésions courantes contractées par les motocyclistes dans le cas général (toute sorte d'accidents) seront également recensées. Enfin dans un second temps, la présentation d'outils de classification par territoires corporels des lésions des motocyclistes permettra de classer les blessures fatales aux motocyclistes précisément lors d'accidents de chocs contre barrières. Une synthèse sera réalisée à la fin de cette section afin de souligner son intérêt dans le cadre du travail de thèse.

1.2.1 Vulnérabilité des motocyclistes par rapport aux autres usagers de la route

Les motocyclistes représentent une catégorie d'usagers vulnérables de la circulation routière. Contrairement aux occupants de voitures, ils disposent moins de structures de protections et ils sont plus exposés aux risques d'accidents ; surtout lorsqu'il s'agit d'accidents de chocs, ils sont les plus touchés.

En effet en 2007 en Europe, les motocyclistes étaient 37 fois plus exposés au risque d'accidents avec suite mortelle que les occupants de voitures par distance parcourue lors des accidents de chocs [22]. Aux Royaumes-Unis et aux USA, ce chiffre était respectivement de 56 [63] et 30 [47].

Les chiffres rapportés par l'Observatoire Nationale de la Sécurité Routière (ONISR) en 2006 [50], en France confirment cette tendance : les motocyclistes qui ont perdu la vie sur les routes françaises représentaient environ 16% de tous les accidents mortels alors que les motocyclistes ne représentaient qu'une part de 2% des usagers de la route.

Bien avant l'année 2006, sur la période de juillet 1995 à juin 1998, le COST 327 [21] révèle que sur une moyenne de 8.6 millions de motocycles enregistrés par an dans quinze pays d'Europe, il y aurait près de 5000 décès annuels de motocyclistes et 55000 décès d'usagers de la route ; soit un taux de mortalité moyen de 9% de motocyclistes sur les décès d'usagers enregistrés.

Encore plus récemment, un rapport publié en 2012 [13] sur 27 pays de l'Union européenne (dont la France) et la Suisse, révèle que de 2001 à 2010 les accidents de motocycles représentaient en moyenne 13.5% des accidents avec suite mortelle par moyen de transports impliqués, soit le troisième groupe derrière celui des voitures et des piétons (figure 1.1).

Comme l'illustre la figure 1.2, en France et dans la plupart des pays de l'occident, le taux d'accidents de motocycles avec suite mortelle est largement au-dessus de la moyenne européenne sur l'année 2009 [41].

Les statistiques d'une étude européenne [22] sur la mortalité des motocyclistes révèlent également que le risque de mourir à moto est considérablement plus important (en moyenne plus de 30 fois) que le risque de mourir en voiture (à kilomètres parcourus équivalents) ; de même le risque de contracter une blessure sérieuse à moto est 44 à 56 fois supérieur au risque de contracter une blessure sérieuse en voiture.

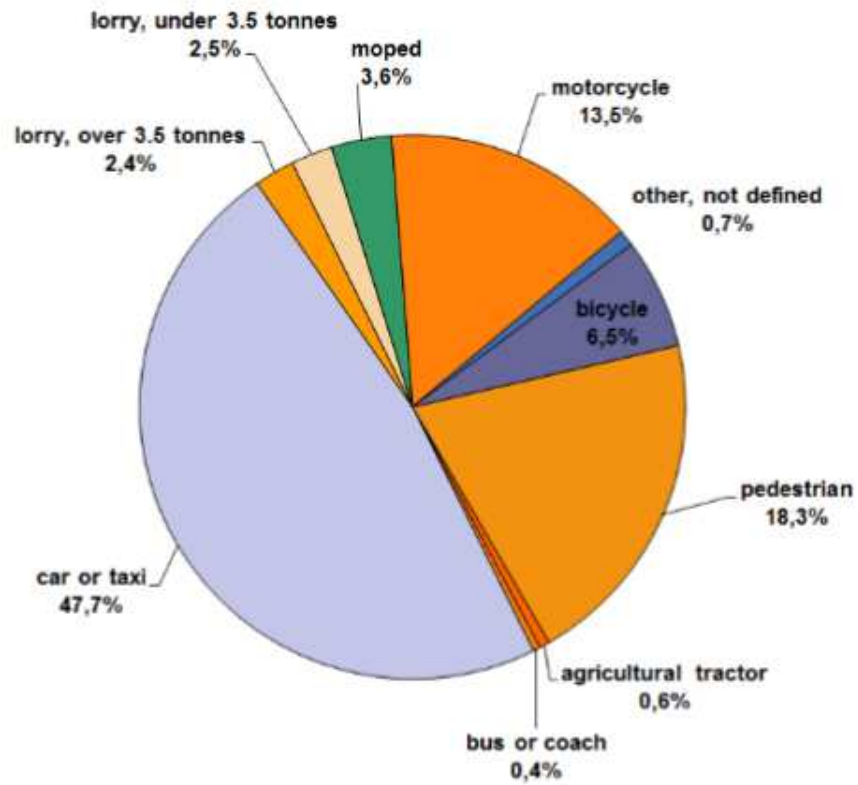


Fig. 1.1 – Décès enregistrés par moyen de transports en Europe [13]

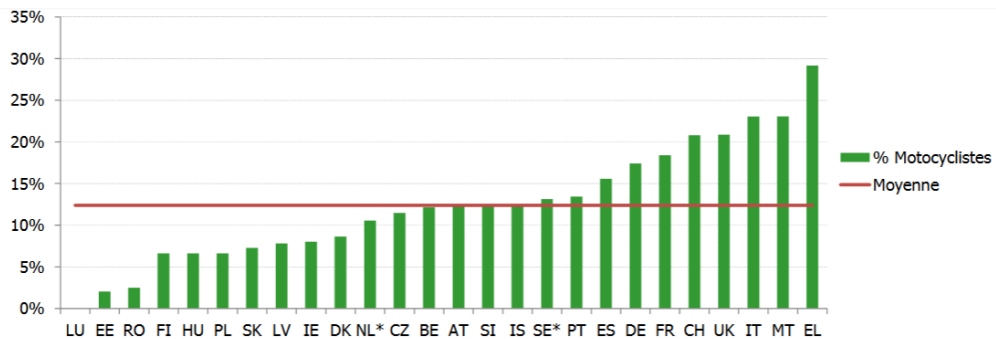


Fig. 1.2 – Part des motocyclistes dans la mortalité routière suivant le pays en 2009 [41]

Tableau 1.1 – Mortalité et part du trafic par catégorie d’usagers [51] ¹

Type de véhicules	Mortalité des usagers (%)	Part de trafic (2012)(%)
cyclomoteurs et motocycles légères	5	0.6
motocycles lourdes	20	1.3
Véhicule de tourisme	50	76
Camion/4x4/Bus	2	5

Les récents chiffres publiés par l’ONISR en 2013 [50] présentent une tendance allant dans le même sens que celle révélée par EuroRap [22] : le risque d’être tué par milliard de km pour un conducteur d’une motocyclette est 23 fois plus élevé que pour un conducteur d’un véhicule de tourisme à distance égale parcourue, sachant que la circulation des motocyclistes n’est estimée qu’à 1,5 % de l’ensemble des kilomètres annuels parcourus par tous les véhicules.

Même si on note une diminution de 1% de la part des motocyclistes dans la mortalité routière sur les routes françaises en 2014 par rapport à l’année 2013 [51], les différentes statistiques sur la mortalité routière traduisent que la moto est un moyen de locomotion beaucoup plus dangereux que la voiture. Les statistiques du bilan de la sécurité routière de l’année 2014 [51] le confirment d’ailleurs : les deux roues motorisés (motocyclistes et cyclomotoristes) représentent 43% des blessés graves, 23% des personnes tuées, et moins de 2% du trafic motorisé. L’augmentation du nombre de motos en est aussi pour quelque chose. Entre 1996 et 2005, le parc de motos en circulation en France a crû de 59,6 % alors que celui des voitures n’a augmenté que de 9,6% dans le même temps [26].

L’augmentation du nombre de déplacements à moto et la grande vulnérabilité des motards ont entraîné ces dernières décennies une hausse du nombre de victimes parmi cette catégorie d’usagers. Comme les statistiques le montrent, le bilan des accidents de la circulation routière impliquant les motocyclistes impacte de manière très sensible le bilan global de la sécurité routière tant sur le plan européen qu’aux USA. Les motocyclistes représentent dès lors une catégorie d’usagers qui nécessite une attention particulière. Cette situation est à l’évidence préoccupante que des études sont réalisées afin d’améliorer la sécurité des motocyclistes et de réduire par là, le taux de mortalité de motocyclistes impliqués dans des accidents de circulation.

Cependant on pourra aller plus loin, en s’intéressant à la vulnérabilité des différentes catégories de motocyclistes, puisqu’il en existe plusieurs selon l’engin piloté. Les deux-roues motorisés (2RM) comprennent : les cyclomoteurs (moins de 50 cm³), les motocycles de moins de 125 cm³ dites légères et les motocycles de 125 cm³ et plus, dites lourdes.

Les récents chiffres de l’ONISR [57] sur la mortalité des usagers en France en 2013, sont résumés dans le tableau 1.1.

Selon ces chiffres, en 2013 la mortalité des 2RM est de 25% sur l’ensemble des usagers de la route tués pour seulement une part de 1.9% dans le trafic. Ces chiffres révèlent également que 4 motocyclistes tués sur 5 roulent en motocycles lourdes.

1. Sont exclus de cette comparaison les piétons, les cyclistes (pour lesquels le trafic est trop mal connu)

En somme, les différentes statistiques sur la mortalité routière que ce soient aux USA, sur le plan européen et aussi en France révèlent que les motocyclistes représentent une catégorie d'usagers vulnérables de la circulation routière. Les statistiques sur le plan français soulignent particulièrement la grande vulnérabilité des usagers de motocycles lourdes (motards) dans la catégorie des motocyclistes.

1.2.2 Nature des accidents avec suite mortelle des motocyclistes

La sécurité des motocyclistes lors des accidents de chocs avec les dispositifs de retenue est l'une des problématiques de ce travail de thèse. Cette partie s'intéresse à la nature des accidents avec suite mortelle des motocyclistes, plus particulièrement aux accidents de chocs avec les dispositifs de retenue, ainsi qu'à la classification des blessures (les plus fréquentes et surtout les plus mortelles) par parties du corps des motocyclistes victimes d'accidents de chocs. L'analyse de l'étude réalisée permettra de choisir de critères recevables d'évaluation de blessures à analyser lors d'essais d'évaluations de performances d'écrans motards.

Les accidents avec suite mortelle des motocyclistes peuvent se présenter de différentes natures : soit par collision avec des objets à proximité des voies de circulation (barrières, arbres, poteaux d'éclairage *etc.*), soit par collision avec d'autres véhicules.

D'après le COST 327 [21], en 1998 sur le plan européen les motocyclistes ont plus fréquemment des accidents impliquant des voitures (53.9%). Même si la part des collisions avec les véhicules poids lourds représentent une faible proportion (9%), elles seraient plus sévères et fatales aux motocyclistes. L'étude MAIDS [3] réalisée de 1999 à 2000 dans cinq pays européens (France, Espagne, Italie, Allemagne, Pays-Bas) aboutira aux mêmes résultats que le COST 327. Le MAIDS présente également les voitures de tourisme comme «les partenaires de collisions» les plus fréquents (60%), suivis par la chaussée (9%). Les objets fixes dont les glissières de sécurité sont quatrième du groupe et représentent 8% des partenaires de collisions des motocycles (cf. tableau 1.2).

Tableau 1.2 – «Partenaires de collisions» du 2-roues [3]

Type de véhicules	Nombre	Pourcentage (%)
Voiture particulière	553	60
Autre 2-roues	64	6.9
Camion/4x4/Bus	77	8.4
Cycliste/Piéton	19	2.1
Objet fixe	74	8.0
Chaussée	83	9.0
Véhicule stationné	25	2.7
Animal	3	0.3
Autre	23	2.5
Total	921	100

Les résultats du rapport publié en 2001 sur la France à l'issue du projet RIDER [8] iront dans le même sens en indiquant qu'en grande majorité, l'obstacle le plus fréquemment rencontré par les deux-roues motorisés en cas d'accident est un obstacle mobile (les autres véhicules en circulation). L'accent sera toutefois mis sur la dangerosité des autres obstacles, notamment les obstacles fixes pour les motocyclistes.

Concernant la catégorie d'accidents «motocycles-obstacles fixes», l'étude GIDAS (figure 1.3) réalisée en Allemagne en 2002 par *D. Otte et al* [54] montre que les blessures contractées par les motocyclistes lors d'accidents de chocs contre les barrières sont de nature plus importantes (graves et sévères) que les blessures contractées lors des accidents de chocs avec tout autre obstacle.

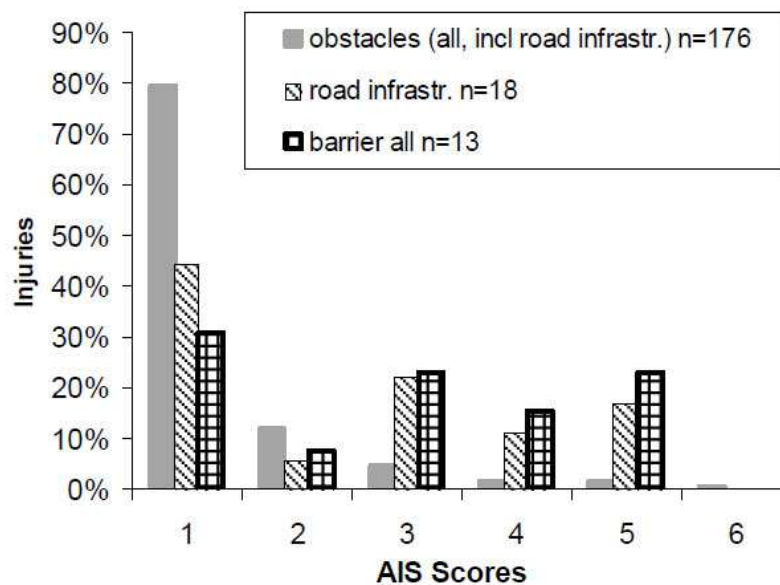


Fig. 1.3 – Sévérité de blessures (AIS *Abbreviated Injury Scale*) causées par les différents groupes d'obstacles aux motocyclistes en Allemagne [54]

Par ailleurs en 2007 en Europe, la proportion d'accidents avec suite mortelle de motocyclistes lors de chocs avec les barrières sur le nombre total d'accidents de chocs impliquant les motocycles est estimée entre 8 et 12% [22]. Ces valeurs sont respectivement de 5.4% en Australie [34] et de 5.5% aux États Unis [31] pour la même année.

En France, en 2012 selon le rapport de l'ONISR [50] un motocycliste sur quatre est tué après que la motocyclette ait heurté un obstacle rigide sur le bord de la route (arbre, poteau, glissières de sécurité, etc). Ce même rapport précise que 55 motocyclistes en moyenne ont été tués entre 2006 et 2012 (59 en 2012) chaque année après que la motocyclette ait heurté une glissière.

La proportion d'accidents de motocyclistes lors de chocs avec les barrières reste typiquement faible par rapport au nombre total d'accidents de la circulation routière. Toutefois le risque qu'un motocycliste décède dans un accident de choc avec barrière est plus élevé que le risque qu'un occupant de voiture décède dans le même type d'accident [30] (15 fois en EUROPE et 80 fois aux USA pour les barrières en acier).

Comme l'illustrent les différentes statistiques, la collision des motocyclistes avec les dispositifs de retenue demeure tout de même l'une des causes non négligeables de la mortalité de cette catégorie d'usagers. Les différentes statistiques ci-dessus montrent la contribution des glissières de sécurité aux blessures et aux éventuels décès des motards. Il faut aussi souligner que des précisions ne sont pas obtenues sur la nature des barrières (équipées de dispositifs de protection motard ou non) dans les statistiques.

1.2.3 Lésions courantes des motocyclistes victimes d'accidents de collisions

Une étude d'accidentologie [21] sur les chocs de motocyclistes, dans quinze pays de l'Union Européenne dont la France, nous renseigne mieux sur les territoires corporels les plus touchés (figure 1.4).

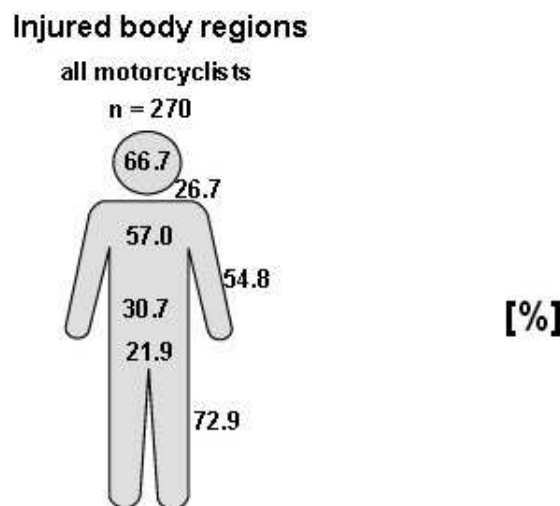


Fig. 1.4 – Lésions courantes des motocyclistes lors des accidents de chocs [21]

La figure 1.4 indique que de manière générale, les territoires corporels les plus touchés lors des accidents de chocs des motocyclistes sont : la tête (66.7%), le thorax (57%), les membres supérieurs (54.8%) et les membres inférieurs (74.9%). Avec des fréquences supérieures à 20%, les blessures à l'abdomen (30.7%) et au bassin (21.9%) ne sont tout de même pas à ignorer ; ce qui fait du tronc une partie du corps à fréquence de blessure élevée. Le même constat sera fait en Australie et en Nouvelle Zélande [6] à l'issue des études de blessures de motocyclistes lors des accidents de choc.

Une étude française [60] réalisée par l'Institut National de Recherche sur les Transports (INRETS) de mars 2006 à janvier 2009 ira dans le même sens en précisant que la tête (11%), les membres supérieurs (45%) et les membres inférieurs (63%) sont les parties du corps les plus touchées lors d'accidents de chocs des motocyclistes.

Une revue bibliographique générale réalisée par Lin et Kraus en 2009 [38] indiquera aussi que les blessures aux membres inférieurs se produisent le plus souvent dans les accidents de chocs de motos, par ailleurs les blessures à la tête sont plus fréquentes dans les accidents mortels.

Les résultats du projet MAIDS [3] viendront également confirmer cette tendance générale. Ils révèlent que lors des accidents de choc de motocycles, les blessures aux membres inférieurs

représentent 31.8% de toutes les blessures, suivies par les blessures aux membres supérieurs (23.9%) et les blessures à la tête qui représentent 18.7% de toutes les blessures.

En somme, les résultats des différentes études réalisées à travers le temps et de part le monde traduisent que dans le cas général d'accidents de choc de motocycles, toutes les parties du corps sont fréquemment touchées.

Lin and Kraus [38] iront jusqu'à préciser que les blessures à la tête contribuent à peu près à la moitié des décès de motocyclistes lors des accidents de chocs ; ensuite viennent en termes de gravité, les lésions au thorax et à l'abdomen qui représentent la deuxième cause (7 à 25%) de décès des usagers de deux-roues-motorisés.

1.2.4 Classification par territoires corporels des lésions des motocyclistes victimes d'accidents de collisions avec les dispositifs de retenue

Cette thèse portant sur les dispositifs de retenue pour motocyclistes, cette partie s'intéresse à la classification des lésions enregistrées selon la gravité au cours des accidents de chocs de motocycles avec les dispositifs de retenue.

Pour l'étude des blessures, il est fondamental de disposer d'une classification appropriée des lésions par type et par gravité. Pour cela, des systèmes de codage sont utilisés par la communauté scientifique.

Afin de créer un système de standardisation visant à classer les catégories de blessures et leur gravité, des systèmes de codage communs basés sur des critères anatomiques ont été adoptés à l'échelle mondiale à partir de 1960. Ces systèmes ont été par la suite utilisés pour la classification par territoires corporels des lésions contractées par les motocyclistes victimes d'accidents de chocs. Les systèmes de codage permettent donc d'appréhender les bases de données lésionnelles quelque soit le pays.

1.2.4.1 Les outils de classification des blessures selon la gravité

L'*Abbreviated Injury Scale* (AIS) et le *Maximum Abbreviated Injury Scale* (MAIS) sont les systèmes de codage d'évaluation de blessures les plus connus et utilisés à l'échelle mondiale. Ils sont utilisés comme indicateurs suivant des échelles et ont chacun des rôles spécifiques et renseignant sur la gravité des blessures.

a) Abbreviated Injury Scale (AIS)

L'AIS est un système de codage d'évaluation anatomique permettant de classer et de vérifier la sévérité des blessures. C'est le premier système de codage d'évaluation anatomique de blessure mis au point en 1971 par les chercheurs de l'Association for the Advancement of Automotive Medicine (AAAM) basé dans l'état Illinois aux États Unis.

L'AIS a été développé pour fournir aux chercheurs une méthode numérique simple pour hiérarchiser et comparer les blessures par degré de sévérité ainsi que pour standardiser la terminologie décrivant les lésions.

Ce critère est basé sur un système de notation de la gravité qui classe les blessures de toute partie du corps en fonction de son importance relative sur une échelle de 1 à 6.

Le tableau 1.3 présente la correspondance entre les échelles de l'AIS et le degré de sévérité de blessures.

Tableau 1.3 – Correspondance entre l'AIS et le degré de sévérité[21]

Echelle AIS	Degré de sévérité
0	aucune
1	mineure
2	modérée
3	sérieuse
4	grave ou sévère
5	critique
6	maximum (entraînant souvent la mort)

L'échelle de blessure est définie comme une technique pour affecter "une estimation numérique à différentes blessures". Elle indique le risque relatif de "menace pour la vie" à une personne qui subit le préjudice codé comme sa seule blessure. Le paragraphe qui suit présente des exemples de codages de blessures suivant l'AIS. Il s'agit d'un exemple qui illustre les valeurs d'AIS avec les blessures les plus courantes. **Les blessures "maximum" (AIS=6) sont en général mais pas systématiquement mortelles** [21].

— **AIS 1 :**

- Tête : maux de tête, étourdissement ;
- Thorax : une cote fracturée ;
- Abdomen : lacération superficielle du mur abdominal ;
- Colonne vertébrale : déformation aigüe ;
- Membres inférieurs et bassin : fracture d'orteils.

— **AIS 2 :**

- Tête : inconscient moins d'une heure, fracture linéaire ;
- Thorax : 2 à 3 cotes fracturées, fracture du sternum ;
- Abdomen : contusion ou légère déchirure de la rate, d'un rein ou du foie ;
- Colonne vertébrale : fractures mineures sans atteinte à la moelle épinière ;
- Membres inférieurs et bassin : simple fracture du tibia ou du bassin ou de la rotule.

— **AIS 3 :**

- Tête : inconscient de 1 à 6 heures, détachement d'un volet osseux ;
- Thorax : plus de 4 côtes fracturées dont 2 à 3 avec hémithorax ou pneumothorax ;
- Abdomen : déchirure importante de la rate ou d'un rein ;
- Colonne vertébrale : rupture de disque avec endommagement de nerfs ;
- Membres inférieurs et bassin : luxation du genou, fracture du fémur.

— **AIS 4 :**

- Tête : inconscient de 6 à 24 heures ;
- Thorax : plus de 4 côtes fracturées avec hémithorax ou pneumothorax, enfoncement du poitrail ;
- Abdomen : déchirure importante du foie ;
- Colonne vertébrale : fonction de la moelle épinière diminuée ;
- Membres inférieurs et bassin : amputation ou écrasement des genoux et fémur, écrasement du bassin.

— **AIS 5 :**

- Tête : inconscient de plus de 24 heures, hématomes cérébraux graves ;
- Thorax : déchirure de l'aorte ;
- Abdomen : rupture d'un rein, du foie ;
- Colonne vertébrale : tétraplégie ;
- Membres inférieurs et bassin : écrasement du bassin (ouvert).

b) Maximum Abbreviated Injury Scale (MAIS) [44]

L'AIS Maximum (MAIS) est l'AIS le plus élevé recensé chez un blessé ayant subi des lésions multiples. Il est utilisé par les chercheurs pour définir le niveau global de sévérité des lésions. Le MAIS indique la lésion la plus sévère et correspond donc à l'AIS le plus élevé quand des blessures multiples sont constatées et à l'AIS du territoire corporel atteint quand le blessé n'a qu'une seule lésion. C'est par rapport au MAIS qu'on juge l'état de la personne blessée. L'intérêt du MAIS demeure important dans la recherche sur l'évolution des blessures accidentelles en fonction de la conception des véhicules. Cependant, dans les recherches en traumatologie le MAIS a été jugé insuffisant en raison de sa relation non linéaire avec le risque de décès. Néanmoins, la plupart des études d'accidentologie sont basées sur le MAIS.

1.2.4.2 Blessures fatales des accidents de chocs de motocycles avec les dispositifs de retenue

Les blessures fatales sont celles conduisant à la mort des victimes lors des accidents. Selon l'échelle de classification des blessures en fonction de la gravité, un AIS supérieur ou égal à 3 correspond à des lésions graves et potentiellement mortelles (AIS+3) et mieux un AIS=6 correspond en général mais pas systématiquement à une blessure mortelle.

En ce qui concerne, le cas des accidents de chocs de motocycles avec les dispositifs de retenue, les études du MAIDS dans cinq pays d'Europe dont la France [3] ont permis de rapporter 60 blessures associées aux glissières sur un total de 3644 blessures rapportées lors des accidents de motocycles. Le tableau 1.4 présente la classification des 60 blessures rapportées par parties du corps en fonction de l'AIS pour 74 cas d'accidents de chocs de motocycles avec les dispositifs de retenue. Le paramètre «n» représente le nombre de blessures dans le tableau 1.4.

Tableau 1.4 – Classification des blessures AIS rapportées pour 74 cas d'accidents de type «motocycles-glissière de sécurité» [3]

Territoires corporels	n AIS=1	n AIS=2	n AIS=3	n AIS=4	n AIS=5	n AIS=6
Tête	0	3	1	5	1	2
Cou	1	0	0	0	0	0
Abdomen	0	7	1	0	0	0
Bassin	1	1	0	0	0	0
Colonne vertébrale	8	7	1	0	0	0
Membres supérieurs	3	0	1	1	1	0
Membres inférieurs	7	2	5	0	0	0
Corps entier	1	0	0	0	0	0

Comme révélées par les statistiques au paragraphe 1.2.3, on retrouve dans cette étude que les blessures aux membres inférieurs (23%), à la colonne vertébrale (27%) et à la tête (12%) sont les blessures les plus courantes lors des accidents de chocs motocycles-dispositifs de retenue.

En se basant sur le fait que l'AIS est corrélé avec le risque de décès dans le cas des lésions graves et potentiellement mortelles (AIS supérieure ou égale à 3), la tête (8 blessures de AIS supérieure à 3 et une blessure de AIS=3) est le territoire corporel le plus porteur de lésions graves et potentiellement mortelles. Il faut également noter que les membres supérieurs et inférieurs portent au total 8 lésions graves et potentiellement mortelles dont cinq sont des blessures sérieuses (AIS=3). Aussi le MAIDS rapporte-t-il que dans le cas des accidents de chocs impliquant des motocycles, la grande majorité des blessures rencontrées sur les membres supérieurs et inférieurs sont mineures ou modérées. A cet effet, pour mieux se prononcer sur les lésions mortelles, l'AIS maximum (AIS=6) seul *a fortiori* peut mieux renseigner sur la perte de vie des victimes (en se référant à la définition de l'AIS=6). Selon les résultats du MAIDS, on ne dénombre au total que deux blessures de AIS maximum et ces blessures ne se situent qu'à la tête. On peut donc en déduire que les lésions à la tête du motard sont plus mortelles que les lésions aux autres parties du corps. Toutefois, quelques insuffisances subsistent dans les études du MAIDS. En effet, ses bases de données ne contiennent pas d'informations relatives aux blessures du thorax et au nombre d'usagers impliqués dans les accidents.

A notre connaissance, aucune récente étude européenne prenant en compte ces insuffisances n'ayant pour l'heure abordé "les blessures conduisant au décès des motards lors des accidents de chocs de motocyclistes contre barrières". Des études ont été réalisées sur d'autres continents : en 2012 par Peldschus et al. [54] dans l'état de Maryland aux USA et en 2011 par *Bambach et al.* [6] en Nouvelle Zélande et Australie.

La première étude révèle que les motocyclistes impliqués dans les accidents de chocs avec barrières étaient plus exposés (2.15 fois) à de blessures sérieuses au thorax que lors des accidents de chocs avec d'autres obstacles. La seconde étude s'est appuyée sur une base de données regroupant les blessures engendrées par les accidents de chocs de motocyclistes sur les dispositifs de retenue sur la période de 2001 à 2006. Les données ont été enregistrées pour 70 usagers (tableau 1.5).

Tableau 1.5 – Blessures AIS+3 et MAIS reçues par 70 motocyclistes et nombre de blessures par motocycliste dans le cas d'accidents de chocs de type «motocycles-glissière de sécurité» [6]

Territoires corporels	n AIS+3	n MAIS	$p \geq AIS + 3$	$p \geq MAIS$
Tête	76 (22%)	29(27%)	31(44%)	25(36%)
Cou	7(2%)	4(4%)	5(7%)	4(6%)
Abdomen	25(7%)	7(7%)	15(21%)	6(9%)
Thorax	166(49%)	49(46%)	57(81%)	35(50%)
Colonne vertébrale	16(5%)	9(8%)	14(20%)	8(11%)
Membres supérieurs	7(2%)	2(2%)	4(6%)	2(3%)
Membres inférieurs	44(13%)	7(7%)	27(39%)	6(9%)
Corps entier	341(100%)	107(100%)	153(219%)	86(123%)

Dans le tableau 1.5, «n» représente le nombre de blessures et « $p \geq X$ » signifie le nombre d'usagers ayant eu au moins une blessure de niveau X.

L'analyse des données du *tableau 1.5* indique que la blessure du thorax est la plus grave et la plus fréquente chez la majorité des victimes. En effet, 81% des usagers ont au moins une blessure potentiellement grave et mortelle au thorax, et 50% des usagers ont au moins une des plus graves blessures au thorax. Aussi pourra-t-on remarquer dans *le tableau 1.5* que le nombre de régions du corps ayant subi des blessures dépasse le nombre total de motocyclistes. Ceci s'explique par le fait que certains motocyclistes ont subi des blessures sur plusieurs parties du corps. En plus de ces résultats, près de 50% des blessures potentiellement graves et mortelles sont localisées au thorax. On en déduit que les blessures au thorax sont fatales aux motocyclistes. De manière générale, sans pour autant ignorer la fréquence et la gravité de blessures à la colonne vertébrale et à l'abdomen, les données du *tableau 1.5* montrent que les blessures au tronc (thorax, abdomen et colonne vertébrale) sont les plus fatales aux motocyclistes lors des accidents de chocs contre les barrières. Les données du *tableau 1.5* montrent aussi que les blessures à la tête peuvent être à l'origine de décès des motards lors d'accidents de chocs contre barrières.

Les résultats de l'étude de Bambach et al. [6] ont été confirmées par une étude australienne réalisée en 2013 par Grzebieta et al. [30] sur les essais de chocs de motocyclistes contre barrières. Pour chaque essai, le mannequin (motocycliste) est positionné dans la configuration de glissade tout au long de la barrière. On dénombre 9 blessures MAIS au thorax sur un total de 11 blessures MAIS sur 11 motocyclistes décédés à l'issue de ces essais.

Toujours dans la même logique, les études sur les accidents de chocs de motocycles contre les dispositifs de retenue réalisées par Bambach et al. [7] et Grzebieta et al. [29] respectivement entre 2001 et 2009 aux USA, en Nouvelle Zélande et en Australie confirment aussi que les blessures à la tête et au thorax sont les blessures sérieuses et mortelles du motocycliste.

Enfin, les études réalisées par le COST 327 [21] portant uniquement sur la configuration d'accident de choc tête de motocycliste contre barrière, révèlent que dans les cas de traumatisme crânien mortel, 25% des motocyclistes porteraient également des blessures fatales au cou ce qui démontre vraiment la fatalité des blessures à la tête.

1.2.5 Synthèse sur les blessures typiques du motard

La synthèse sur les blessures typiques du motard s'inscrit dans la démarche à mettre en place pour l'évaluation des performances des écrans motards. L'étude bibliographique réalisée a permis de montrer dans un premier temps la vulnérabilité des motocyclistes par rapport aux autres usagers de la route. Malgré la faible fréquence des accidents de la route impliquant les motocycles, le risque de décès des motocyclistes lors des accidents de circulation routière est plus élevé que le risque de décès des usagers de voitures. En s'intéressant mieux au cas des accidents de chocs avec les dispositifs de retenue routiers (équipées de système de protection motards ou non), il ressort que les blessures à la tête et au torse sont les blessures les plus graves et conduisant au décès des motocyclistes. L'analyse des données d'accidentologie sur les blessures au tronc a révélé que les blessures au thorax sont de gravité sévères par rapport aux blessures contractées aux autres parties du corps par le motocycliste victime d'accidents de chocs sur dispositifs de retenue routiers. Toutefois, malgré leur degré de sévérité mineur les membres inférieurs et supérieurs sont les parties du corps du motocycliste fréquemment atteintes de blessures lors d'accidents de chocs avec les dispositifs de retenue routiers (équipées de système de protection motards ou non).

Pour les motards, il faut donc protéger la tête et le thorax pour éviter des lésions graves et sauver des vies humaines lors d'accidents de chocs contre dispositifs de retenue routiers. L'agressivité de l'écran motard (dispositif de retenue pour motocyclistes) vis-à-vis du motard peut donc être caractérisée par le degré de sévérité des blessures contractées par ce dernier à la tête et au thorax. Les critères d'évaluation de blessures sont les outils adéquats pour quantifier le degré de sévérité des blessures. Ils serviront donc de critères d'évaluation de performance des écrans motards dans ce travail.

Le paragraphe 1.3 présente les critères de blessures à la tête, au thorax et au cou (pour une raison qui sera expliquée plus loin) pouvant servir de critères d'évaluation de performance des écrans motards.

1.3 Critères de blessures

Les critères de blessures sont définis comme étant des paramètres physiques ou des fonctions de plusieurs paramètres physiques qui corréleront bien avec la gravité des blessures de la partie du corps à l'étude. Les paramètres fréquemment utilisés sont les quantités qui peuvent être relativement faciles à déterminer dans les essais avec mannequins : par exemple l'accélération linéaire subie par une partie du corps, les forces globales ou les moments fléchissant agissant sur la partie du corps à l'étude. Cependant, les critères de blessures sont généralement appliqués à une variété de systèmes de protection contre les blessures d'impact. Ils décrivent les limites de traumatologie des différents composants du corps humain. Chaque partie du corps humain a son critère d'évaluation de blessures. Il existe donc plusieurs critères de blessures.

Il a été démontré au paragraphe 1.2.4.2 que les blessures couramment contractées et mortelles aux motocyclistes lors d'accidents de chocs motards-barrières sont les blessures à la tête et au thorax. Dans cette partie, les critères de blessures à la tête et au thorax seront présentés. Généralement dans les études d'accidentologie ([21], [67]) les statistiques de blessures au cou et à la tête sont souvent indissociables. Aussi, les critères de blessures au cou faisant partie des critères usuels d'évaluation de performance d'écrans motards ([17], [59]), un intérêt sera également porté sur les critères de blessures au cou.

1.3.1 HIC (Head Injury Criterion)

C'est le critère d'évaluation de blessures à la tête. Il est basé sur la courbe de tolérance de Wayne State (figure 1.5) et dérive de l'histoire en temps de l'accélération. L'accélération est fournie par un accéléromètre monté au centre de gravité de la tête d'un mannequin exposé à un accident de choc. La courbe de tolérance de Wayne State représente l'accélération effective (en ordonnée (g)) en fonction du temps (en abscisse (s)) pour établir un niveau de tolérance à la fracture du crâne. Cette courbe a été établie en faisant des liens entre fractures sur cadavres et fractures sur humains vivants.

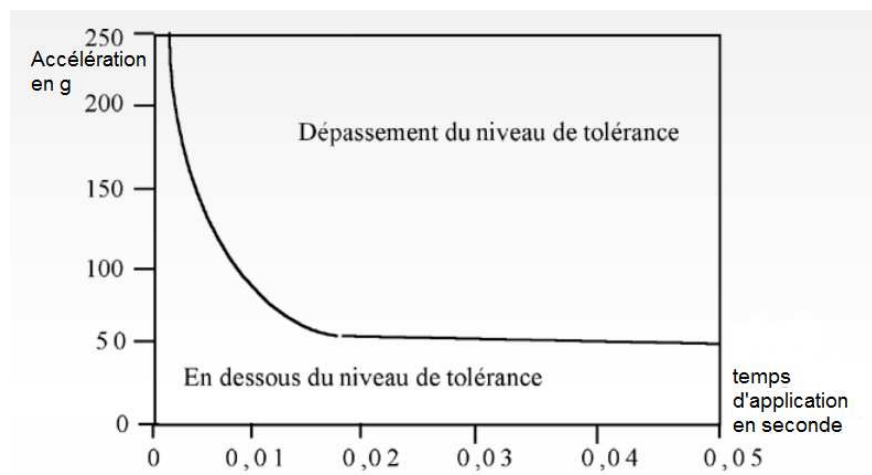


Fig. 1.5 – Courbe de tolérance de blessure à la tête de Wayne State [40]

Le HIC est défini comme :

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

où la variable a exprime l'accélération résultante en g et les variables t_1 et t_2 qui définissent le temps de début et de fin de contact de la tête [40].

Le National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) a établi des réglementations relatives aux essais limitant la valeur du HIC à 1000 sous des conditions de chocs données [1]. Cette valeur correspond à la limite du supportable pour un corps humain. Pour un HIC de 1000, une personne sur six souffrirait d'une blessure mortelle à la tête (plus précisément, une probabilité de 18% de blessure grave à la tête, une probabilité de 55% de blessure moins grave et une probabilité de 90% de blessures légères sur la moyenne des adultes).

1.3.2 Critères d'évaluation de blessures au cou

Les critères de blessures recensés sont des critères usuels d'évaluation de performance d'écrans motards recommandés par des procédures d'essais d'évaluation d'écran motards (procédures LIER [59] et normative EN 1317-8 [17]). Les critères usuels évoqués sont des critères relatifs à la compression, à la traction, au cisaillement du cou et sont définis à partir des courbes de référence [17], [49]. Les grandeurs indispensables à l'évaluation de ces critères sont les forces et moments dans le cou (figure 1.6). Ces grandeurs sont mesurées grâce à un capteur de forces à six axes placé à la base du cou du mannequin hybrid III utilisé pour les essais. Les critères de blessures au cou recensés sont :

- la force de cisaillement $F_x^c < 3100 \text{ N}$;
- la force de traction $F_{tz}^c < 3300 \text{ N}$;
- la force de compression $F_{cz}^c < 4000 \text{ N}$;
- le moment de flexion latérale $M_x^c < 134 \text{ Nm}$;
- le moment de flexion (antérieure) $M_{fy}^c < 190 \text{ Nm}$;
- le moment d'extension (flexion postérieure) $M_{ey}^c < 57 \text{ Nm}$.

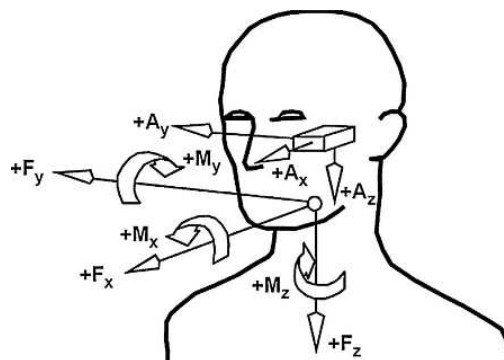


Fig. 1.6 – Efforts et moments dans le cou [25]

1.3.3 Critères de blessures au thorax

Les blessures à la cage thoracique sont évaluées au moyen de plusieurs critères qui sont fonction de la nature des chocs (frontal ou latéral). Les principaux critères sont : Combine Thorax Index (CTI), Thoracic Trauma Index (TTI), le critère sur l'accélération au centre de gravité du thorax (AC), le critère de déflexion du thorax, les critères de blessures portant sur la force d'impact latéral au thorax et le moment de flexion à la colonne vertébrale.

1.3.3.1 Combined Thoracic Index (CTI)

Le CTI est un critère d'évaluation de blessures du thorax et de la poitrine. Il a été normalisé suite à des études fondées sur une probabilité de 50% de risque de blessures des sujets testés. La formule proposée pour son évaluation est fonction des déformations au thorax et à la poitrine. Ces données sont recueillies sur le mannequin hybrid III 50th percentile mâle grâce à des capteurs de détection de mouvements placés au centre de la poitrine.

Il est défini comme :

$$CTI = \frac{A_{max}}{A_{int}} + \frac{D_{max}}{D_{int}} \quad (1.2)$$

où

$A_{int} = 90 \text{ g}$

$D_{int} = 103 \text{ mm}$

A_{max} = accélération maximale de la poitrine

D_{max} = déflexion maximale de la poitrine.

A_{int} et D_{int} correspondent aux valeurs de l'intersection de la courbe de risque de 50% de blessures respectivement avec l'axe des abscisses et l'axe des ordonnées (figure 1.7). La valeur limite du CTI proposée par le NHTSA est 1.

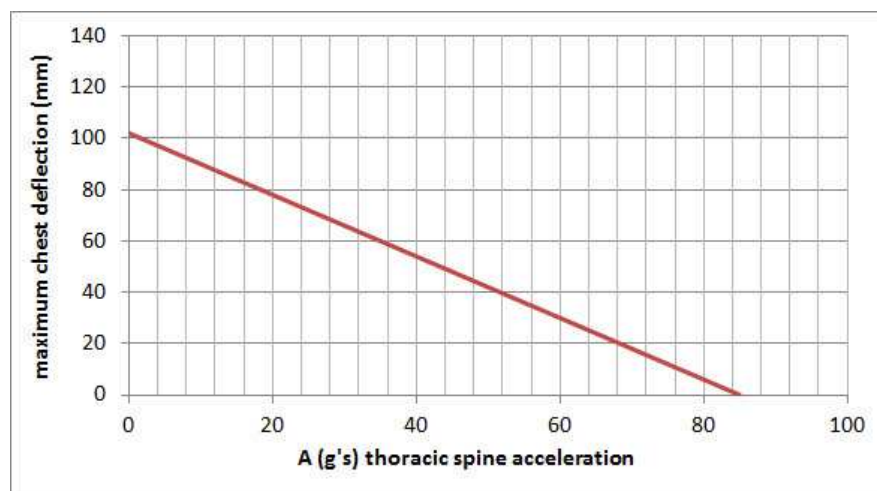


Fig. 1.7 – Courbe de risque de 50% de blessure du thorax [20]

1.3.3.2 Thoracic Trauma Index (TTI)

Le TTI est un critère d'évaluation de blessures du thorax suite à un choc latéral. Le TTI est un critère basé sur l'accélération de la plus basse vertèbre et celle des côtes. Il suppose que l'apparition des lésions est liée aux accélérations maximales moyennes subies par la cage thoracique du côté heurté et la colonne vertébrale [14]. En outre, le TTI tient compte du poids et de l'âge du sujet. Sa formule générale est la suivante :

$$TTI = 1.4age + \frac{1}{2}[RIB_y + T12_y] \left(\frac{M}{M_{std}} \right) \quad (1.3)$$

où :

- age est l'âge de la victime en année
- RIB_y est la valeur maximale de l'accélération en g dans la direction latérale de la 4^{ème} cote et de la 8^{ème} cote du côté impacté.
- $T12_y$ est la valeur maximale de l'accélération en g dans la direction de la douzième vertèbre.
- M est la masse de la victime en kg
- M_{std} est la masse standard de référence 75 kg (masse d'un mannequin 50th percentile mâle)

C'est le mannequin Side Impact Dummy (SID) conçu exceptionnellement pour les essais de chocs latéraux qui est conseillé lors des essais pour l'évaluation du TTI. Le TTI est alors noté $TTI(d)$ et sa formule d'évaluation devient :

$$TTI(d) = \frac{1}{2}[RIB_y + T12_y] \quad (1.4)$$

où le terme relatif à l'âge ne figure plus et le rapport de masse est égal à 1, le $TTI(d)$ ne dépend donc que de RIB_y et $T12_y$.

Comme référence, le NHTSA a défini un seuil pour le $TTI(d)$, soit :

$$TTI(d) \leq 85 \text{ g à } 90 \text{ g}$$

1.3.3.3 Critère d'accélération

C'est le critère d'accélération maximale du thorax. Il a été développé par Mertz [35] pour des chocs frontaux sur le mannequin hybrid III 50th percentile mâle dans le cadre des essais automobiles. Il est défini comme :

$$a_{3ms} \leq 60 \text{ g} \quad (1.5)$$

La grandeur a_{3ms} est mesurée au centre de gravité du thorax du mannequin hybrid III 50th percentile mâle.

1.3.3.4 Le critère de déflexion

Le critère de déflexion du thorax a été également élaboré par Mertz [35] pour des chocs frontaux sur le mannequin hybrid III 50th percentile mâle dans le cadre des essais automobiles. Il est défini comme :

$$D_x \leq 63 \text{ mm} \quad (1.6)$$

La grandeur D_x est mesurée au thorax du mannequin Hybrid III percentile mâle.

1.3.3.5 Le critère de la force d'impact latéral au thorax et du moment fléchissant de la colonne vertébrale

Les mesures de la force d'impact latéral au thorax F_y et du moment fléchissant de la colonne vertébrale M_x ont été proposées par García et al. [27]. En effet, une corrélation a été établie entre les mesures enregistrées sur la neuvième vertèbre dorsale (T9) du mannequin hybrid III 50th percentile mâle et les mesures enregistrées sur la douzième vertèbre dorsale (T12) du mannequin Eurosid lors d'un choc latéral. Les tableaux 1.6 (a) et (b) présentent les coefficients de corrélation adoptés à l'issue de l'étude de García et al. [27].

(a) M_x

	M_x measurement N m		M_x coefficient
	Eurosid	Hybrid III	
Pelvis	65.90	113.856	1.726
Ribs	134.454	236.471	1.759
Average	100.177	175.164	1.74

(b) F_y

	F_y measurement (kN)		F_y coefficient
	Eurosid	Hybrid III	
Pelvis	0.528	0.606	1.147
Ribs	1.529	1.771	1.159
Average	100.177	175.164	1.15

Tableau 1.6 – Coefficients de corrélation entre efforts mesurés sur le mannequin Hybrid III 50th percentile mâle et l'Eurosid lors d'un choc latéral [27]

A partir de la corrélation établie, des critères d'évaluation de blessures au thorax du mannequin hybrid III 50th percentile mâle pour la configuration de choc "latéral" furent proposés :

$$F_y \leq 2300\text{N} \quad (1.7)$$

$$M_x \leq 350\text{Nm} \quad (1.8)$$

F_y et M_x sont mesurés sur la neuvième vertèbre dorsale (T9) du mannequin hybrid III 50th percentile mâle.

1.4 Conclusion

Des critères recevables d'évaluation de blessures ont été répertoriés dans ce chapitre. Il s'agit des critères de blessures à la tête, au cou et au thorax. Ces critères ont été choisis suite à la synthèse bibliographique réalisée sur les blessures typiques des motards contractées lors d'accidents de chocs contre barrières (équipées ou non). Les critères répertoriés sont généralement utilisés soit pour des chocs latéraux soit pour des chocs frontaux.

Une analyse reposant sur la configuration de chocs (impact frontal ou latéral) dans le cas d'accidents de chocs contre barrières sera faite au chapitre 2 afin d'énumérer les critères de blessures les plus pertinents dans le cas d'accidents de chocs de motards contre barrières. Par rapport à la démarche développée, l'objectif est de définir des critères de blessures pouvant servir à caractériser l'agressivité de la barrière vis-à-vis de la sévérité des blessures contractées par le motard lors d'accidents de chocs contre barrières.

Chapitre 2

État de l'art : Procédures d'essais pour évaluation des performances des écrans motards

Sommaire

2.1	Introduction	26
2.2	Entités physiques intervenant dans la réalisation d'essais motards	27
2.2.1	Casque	27
2.2.2	Combinaison de protection motard	28
2.2.3	Barrière équipée d'écran motard	29
2.2.4	Le mannequin Hybrid III 50 ^{ème} percentile mâle	33
2.3	Procédures pour évaluation de performances des écrans motards	36
2.3.1	Procédure LIER	36
2.3.2	Procédure normative EN 1317-8	38
2.3.3	Configuration d'essais pour évaluation de performances des écrans motards	40
2.3.4	Angle d'impact et vitesse d'impact pour évaluation de performances des écrans motards	41
2.4	Étude préliminaire pour la définition des entrées du plan d'expérience	44
2.4.1	Type de barrière	44
2.4.2	Position du mannequin	44
2.4.3	Limite élastique de l'acier S235J	44
2.4.4	Coefficient de frottement	44
2.4.5	Poids du motocycliste	45
2.4.6	Hauteur d'impact et trajectoire d'impact	45
2.4.7	Angle et vitesse d'impact	45
2.4.8	Synthèse sur les facteurs d'entrée du plan d'expérience	46
2.5	Choix de critères biomécaniques et du mannequin	47
2.6	Conclusion	50

2.1 Introduction

Ce chapitre comporte quatre paragraphes. Le premier paragraphe s'intéresse à la description des entités physiques intervenant dans la réalisation des essais d'évaluation d'écrans motards à l'échelle 1. Elle propose un tour d'horizon dédié à la technologie des systèmes de protection motard. Elle présente les systèmes de protection indispensables à un motard et recommandés par les procédures d'évaluation de performances des systèmes de protection motard [17], [59]. Une attention particulière est portée aux casques motocyclistes et aux barrières équipées d'écran de protection motard. Une description sommaire du mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile mâle est également proposée dans ce premier paragraphe.

Le second paragraphe propose une description sommaire des procédures normative EN 1317-8 [17] et LIER [59] et analyse les différentes procédures d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards.

Le troisième paragraphe recense les facteurs pouvant influencer les performances d'écrans motards lors des essais d'évaluation.

Enfin le quatrième paragraphe est consacrée à une analyse portant sur les critères d'évaluation de performances d'écrans motards (critères d'évaluation de blessures).

Les analyses menées au troisième paragraphe et au dernier paragraphe permettront de définir les paramètres du plan d'expérience au chapitre 4.

L'objectif de ce chapitre est dans un premier temps de choisir et de justifier le choix des critères permettant d'évaluer les performances des écrans motards. Dans un second temps, un état de l'art sur les procédures d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards sera également proposé. Par rapport à la démarche générale développée, l'objectif principal de ce chapitre est de rassembler les éléments nécessaires au développement d'un modèle numérique pour la simulation d'essais de chocs motards et la réalisation d'une analyse de sensibilité en simulation numérique d'essais de chocs motards.

2.2 Entités physiques intervenant dans la réalisation d'essais motards

Le motard, le casque motocycliste, la barrière équipée d'écran motard et éventuellement la veste de protection du motocycliste sont les entités physiques qui entrent en jeu lors d'accident entre un motard glissant sur la route et arrivant sur une barrière. Elles sont présentées suivant leurs différents composants et leurs fonctions respectives dans ce paragraphe.

2.2.1 Casque

Aussi vital, le casque est un équipement de protection imposé par la loi ; il constitue la base de la protection motard. Ce paragraphe contient une revue bibliographique sur les casques motocyclistes. D'abord, le casque motocycliste est présenté dans son ensemble ; ensuite les fonctions et le comportement matériau de chacun des composants du casque sont énumérés.

2.2.1.1 Description générale

Il existe plusieurs types de casques ayant des tailles différentes. Le casque qui retient notre attention dans ce travail est le casque de type intégral, recommandé par les procédures d'évaluation de performance d'écrans motards pour la réalisation des essais d'évaluation de performance des écrans motards [17], [59]. La figure 2.1 montre un casque intégral de motocycliste en coupe. La coiffe du casque est constituée de trois principales couches : la coque (la calotte), le rembourrage protecteur et le rembourrage de confort. Faite de nylon, la jugulaire permet de retenir le casque sur la tête (en attachant le casque sous le menton) et d'éviter de le perdre en cas de chocs. Les casques motocyclistes ont une masse variant entre 1.15 kg et 1.80 kg. Les procédures normatives LIER [59] et EN 1317-8 [17] recommandent un casque de masse 1.30 ± 0.05 kg.

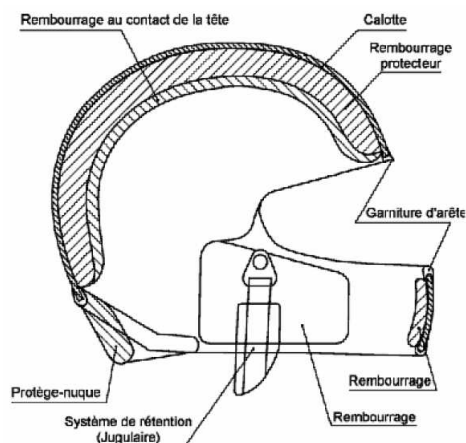


Fig. 2.1 – Casque motocycliste [17]

2.2.1.2 La coque

La coque représente la couche extérieure du casque et participe faiblement à l'absorption de choc. Elle est destinée à répartir les charges sur sa grande surface et à protéger la tête contre toute pénétration d'objets saillants lors de chocs. Son épaisseur varie de 1.5 mm à 4.0 mm [12]. La coque est généralement faite en polymère thermoplastique (polycarbonate, acrylonitrile butadiène styrène) ou en matériaux composites renforcés de fibre de verres ou d'un mélange de fibres de carbone et d'aramide.

La procédure normative EN 1317-8 [17] pour les essais barrières recommande un casque dont la coque est en polycarbonate. Le polycarbonate est un polymère à haute résistance aux chocs. Il possède une grande durabilité et son comportement est assimilé à celui d'un matériau élastique [24], [12], [64]. En effet, le polycarbonate se déforme généralement de manière élastique [24] et le modèle de matériau élastique linéaire décrit bien son comportement matériau [12].

2.2.1.3 Le rembourrage protecteur

Le rembourrage protecteur est la couche de matériau la plus importante du casque en terme d'absorption d'énergie de choc. Il est généralement fait en polystyrène expansé (PSE) qui est une mousse thermoplastique. Le PSE se déforme et possède une grande capacité d'absorption de chocs. Il est de forme hémisphérique et est conçu pour correspondre à peu près à la forme de la partie supérieure de la tête [61].

Les propriétés mécaniques du PSE sont assez sensibles à la température. Outre la température, ses propriétés mécaniques sont aussi fonction de sa masse volumique [37], [53], [19]. Le PSE est également caractérisé par un coefficient de Poisson pratiquement nul [12],[24] et la plupart des études lui confèrent une loi de comportement élasto-plastique [12], [11] ou la loi de comportement des mousses polymères à cellules fermées qui s'affaissent et deviennent plastiques lorsqu'elles sont comprimées au-delà de leur limite élastique [28], [24], [16].

2.2.1.4 Le rembourrage de confort

Le rembourrage de confort est la partie du casque qui est en contact direct avec la tête. Il est fixé sur une bonne partie du rembourrage protecteur. Son rôle est d'améliorer le confort de port du casque et de fournir un ajustement quasi parfait sur la tête. Le rembourrage de confort est souvent fait en matériau de faible densité ; soit en polyuréthane souple à cellules ouvertes ou en mousse de PVC.

De par sa faible raideur et sa faible densité, le rembourrage de confort ne contribue pas de manière significative à l'absorption de l'énergie de chocs et par conséquent il n'a pas d'effet significatif sur la réduction des blessures [10].

2.2.2 Combinaison de protection motard

La combinaison motard (figure 2.2) constitue une armure de protection pour le motocycliste. Il protège le motocycliste contre les brûlures et les écorchures de la peau dans le cas où il tombe d'une moto et glisse sur la chaussée à grande vitesse. La combinaison motard est souvent fait en nylon.

Les procédures LIER [59] et normative [17] recommandent le port de la combinaison au mannequin lors d'essais d'évaluation de performances des écrans motards.

Cependant pour la plupart des simulations numériques [39], [42], la combinaison n'est pas prise en compte parce qu'elle augmente le temps de simulation. Toutefois afin de mieux représenter ce qui se passe dans la réalité lors d'accidents de chocs de motards, elle sera introduite dans le modèle numérique ; même si elle ne contribue pas à l'absorption de chocs.



Fig. 2.2 – Mannequin équipé d'une combinaison de protection motard

2.2.3 Barrière équipée d'écran motard

Les barrières en bordure de route sont nécessaires lorsque les obstacles au bord de la route ne peuvent pas être retirés, ou lorsque le trafic est mixte (motards et voitures par exemple).

Cependant, les dispositifs de retenue pour la plupart en acier (figure 2.3) ou en béton, sont initialement conçus pour les voitures. Ils sont constitués d'une partie supérieure fixée sur des poteaux solidement ancrés dans le sol tout au long de la route à des intervalles réguliers. Le rôle principal de ces dispositifs est de rediriger les voitures vers la chaussée en les empêchant de heurter éventuellement des obstacles se situant derrière les dispositifs de retenue.

Lors d'accident de choc du motocycliste, ce dernier en glissant sur la chaussée peut passer sous la partie supérieure du dispositif de retenue ou impacter un poteau. Le motard risque également de se couper grièvement sur la glissière tranchante.

Le traditionnel dispositif de retenue ne permet donc pas de protéger le motocycliste et de limiter ses blessures.

La solution proposée par les constructeurs de dispositifs de sécurité est d'équiper le traditionnel dispositif de retenue (à sa partie inférieure) d'une structure qui pourra protéger le motard. Il s'agit d'un écran pouvant absorber l'énergie de chocs et permettant une lente décélération du motocycliste lors d'accidents de chocs. La figure 2.4 présente quatre variétés de dispositifs de retenue de véhicules équipés d'écrans motards : glissière en acier, glissière mixte acier-bois, glissière en béton et glissière mixte acier-tubes de polyéthylène.



Fig. 2.3 – Dispositif de retenue de route pour voitures

Un dispositif de retenue avec son plan détaillé choisi sur le site d'un constructeur sera modélisé pour les simulations numériques. Pour la validation numérique du modèle de barrière développé, on se contentera d'une validation globale du comportement de la barrière à partir du comportement d'une barrière de même type, recensé dans la bibliographie.

Le choix fut donc porté sur le dispositif de type GS4 en acier développé par la société Solosar. La société Solosar est une société de fabrication des barrières disposant sur son site d'une «documenthèque» dont les plans des dispositifs de retenue routiers sont en libre accès. Les caractéristiques géométriques de la barrière choisie sont présentées à la figure 2.5. Le choix d'une barrière en acier est justifié par sa fréquence élevée d'utilisation en section courante de route par rapport aux glissières en béton.

Les glissières métalliques conviennent à la plupart des situations routières et présentent un niveau de sécurité élevé (elles peuvent être équipées d'un écran moto permettant la protection des motocyclistes en cas de chute). Elles amortissent les chocs et sont peu agressives pour les véhicules légers et les passagers.

Le dispositif présenté à la figure 2.5 montre l'écran motard accroché au dispositif de retenue traditionnel (pour voitures) par l'intermédiaire d'un bras(2) qui permet de rendre souple le système de protection en cas de chocs dans la partie basse pour un motard.

2.2. ENTITÉS PHYSIQUES INTERVENANT DANS LA RÉALISATION D'ESSAIS MOTARDS



(a) Écran en acier



(b) Écran en bois



(c) Écran en plastique



(d) Glissière en béton

Fig. 2.4 – Dispositifs de retenue routiers équipés d'écran motards

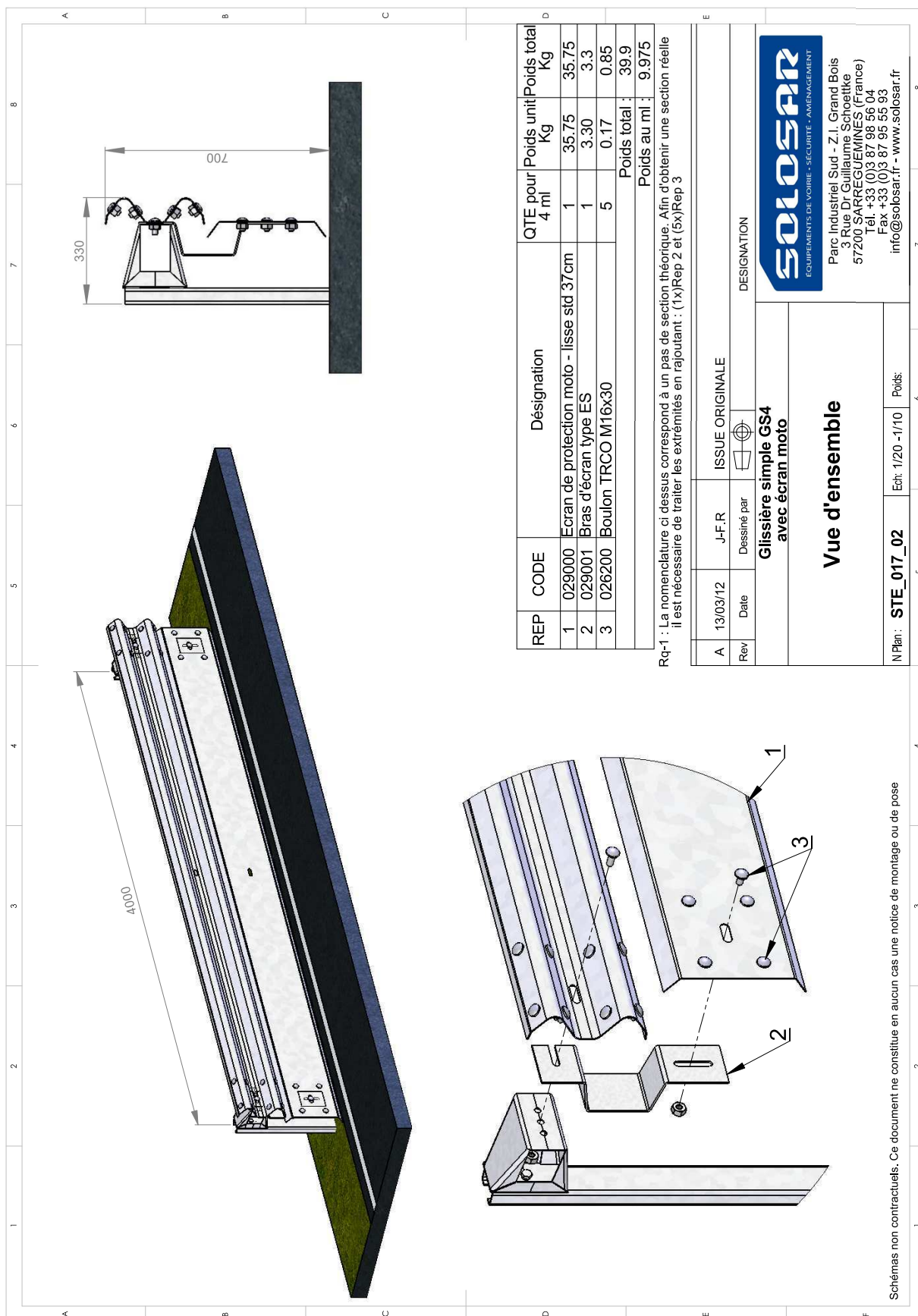


Fig. 2.5 – Plans du dispositif de retenue routier modélisé [62]

2.2.4 Le mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile mâle

Cette partie s'intéresse à la description et à l'instrumentation du mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile mâle.

2.2.4.1 Description

Le mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile mâle (figure 2.6) est le mannequin le plus utilisé dans le monde pour évaluer les dispositifs de sécurité routiers lors des essais de crashes frontaux. Le terme 50^{ème} percentile mâle signifie qu'il est modelé d'après les proportions, la taille et le poids d'un adulte mâle moyen. Le mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile mâle fut développé par General Motors aux USA et est considéré comme ayant une bonne biofidélité et capacité d'instrumentation.

Le mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile mâle comporte trois grandes parties (figure 2.7) : la tête et le cou, le tronc (qui porte les membres supérieurs) et les membres inférieurs.

- La tête et le cou

La tête est faite d'une seule pièce en fonte d'aluminium dont la peau est en vinyle amovible. Le cou fait en caoutchouc et en aluminium est équipé d'un câble central qui simule la flexion et l'extension dynamique [48].

- Le tronc et les membres supérieurs

La cage thoracique est représentée par six nervures faites en acier à haute résistance et de matériau polymère amortissant. Elle doit pouvoir simuler la déflexion de la poitrine humaine. Chaque unité de nervures comprend des nervures anatomiques gauche et droite dans une partie ouverte en continu au niveau du sternum. L'ensemble du sternum est connecté à l'avant des côtes. L'angle entre le cou et le haut du tronc est déterminé par la construction du support du cou qui doit intégrer un capteurs à six axes. Les clavicules sont faites en aluminium avec des éléments de liaison formant un ensemble avec l'omoplate qui sert de liaison entre le tronc et les bras [48].

- Les membres inférieurs

Le bassin est constitué d'une mousse de vinyle/uréthane moulée dans une pièce en aluminium coulée en position assise. Le fémur, le tibia et la cheville peuvent être instrumentés pour prédire la fracture de l'os. Le pied et la cheville sont fabriqués de manière à pouvoir simuler la compression du talon et de la cheville en mouvement [48].

2.2.4.2 Instrumentation

Des capteurs sont placés sur le mannequin et permettent de relever des mesures lors des essais. Le tableau 2.1 résume les différentes parties du mannequin qui sont équipées de capteurs et les mesures que fournissent ces capteurs.



Fig. 2.6 – Mannequin Hybrid III

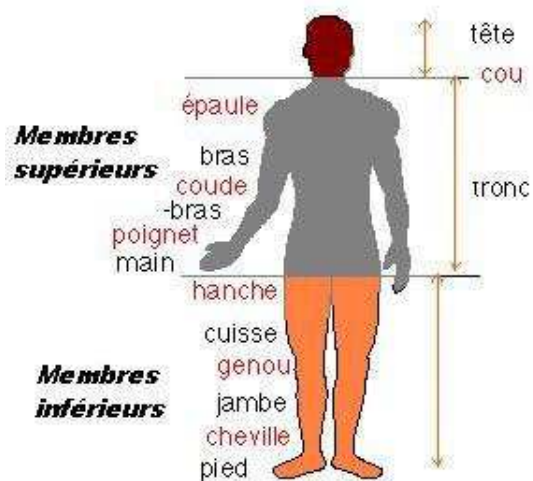


Fig. 2.7 – Différentes parties du mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile mâle

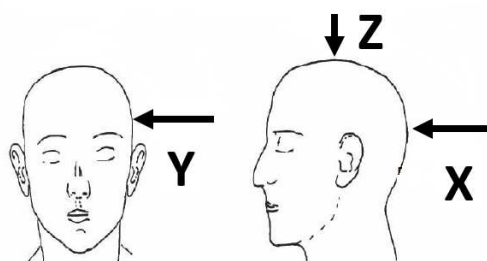


Fig. 2.8 – Axes d'instrumentation du mannequin Hybrid III

2.2. ENTITÉS PHYSIQUES INTERVENANT DANS LA RÉALISATION D'ESSAIS MOTARDS

Location	Description	Channels
Head:	3 Accelerometers in a triaxial array Up to 15 Accelerometers	Ax, Ay, Az (HIC) 5X Ax, Ay, Az Head Rotation
Neck:	Six-Axis Upper Neck Load Cell Six-Axis Lower Neck Load Cell	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz
Clavicle:	Biaxial Load Cell (Left and Right)	Fx, Fz
Humerus:	Four-Axis Load Cell (Left and Right)	Fx, Fy, Mx, My
Thorax:	3 Accelerometers in a triaxial array Chest Displacement Transducer Four-Axis Rib/Spine Load Cells Five-Axis Thoracic Spine Load Cell	Ax, Ay, Az (Chest Accel) Dx (Std. equipment) Fx, Fy, Fz, My Fx, Fy, Fz, Mx, My
Lumbar Spine:	Three-Axis Lumbar Spine Load Cell	Fx, Fz, My
Pelvis:	3 Accelerometers (or triax pack) Submarining Load bolts	Ax, Ay, Az Fx (3 per side)
Femur:	Uniaxial Femur Load Cell or Six-Axis Upper Femur Load Cell	Fx (per leg) Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz (per leg)
Knee:	Knee Displacement	Dx (per knee)
Lower Legs*:	Biaxial Knee Clevis Load Cell Four-Axis Upper Tibia Load Cell Four-Axis Lower Tibia Load Cell	Fz (per leg) Fx, Fz, Mx, My (per leg) Fx, Fy, Mx, My (per leg)
Ankle:	Five-Axis Load Cell	Fx, Fy, Fz, Mx, My (per leg)
Toe:	Toe Load Cell	Fz (per foot)

Tableau 2.1 – Instrumentation du mannequin Hybrid III [48]

2.3 Procédures pour évaluation de performances des écrans motards

Ce paragraphe propose une analyse des différentes procédures pour l'évaluation de performances d'écrans motards. Dans un premier temps une description sommaire des deux procédures les plus couramment utilisées (la procédure LIER et la procédure normative EN 1317-8) est réalisée. Dans un second temps une analyse est réalisée en s'intéressant à la justification de la configuration de base (angle et vitesse) retenue pour les essais d'évaluation de performances d'écrans motards.

2.3.1 Procédure LIER

La procédure LIER fut développée en 1998 par le Laboratoire d'essais INRETS Équipements de la Route (LIER) qui est une société anonyme française spécialisée dans le test des équipements de sécurité tels que les barrières de sécurité, les atténuateurs de chocs, les extrémités ou raccordement de glissière. La procédure LIER fut développée en réponse à un appel d'offres de l'administration française. C'est une procédure d'essai spécifique visant à l'évaluation d'écrans de protection des motocyclistes en cas de chute et de glissade contre des barrières.

2.3.1.1 Mode opératoire

L'essai consiste à lancer un mannequin équipé de protection motocycliste (casque et tenue vestimentaire) et positionné sur le dos, la tête en avant à une vitesse $v = 60 \text{ km h}^{-1}$ suivant une trajectoire d'angle 30° par rapport à la barrière. La position de l'angle est définie suivant deux types de configurations (figure 2.9) correspondant à un essai.

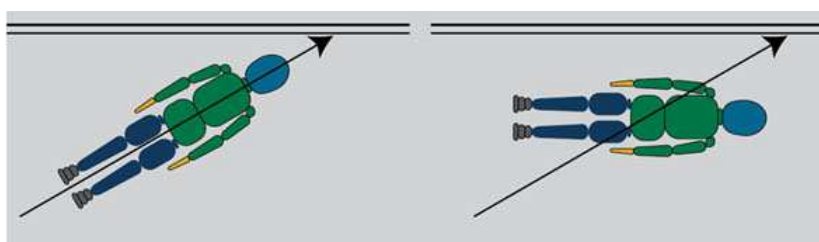


Fig. 2.9 – Positions de lancer du mannequin suivant la procédure LIER chocs [49]

Pour la première configuration, l'axe longitudinal du mannequin est suivant la direction du mouvement. Le mannequin heurte donc la barrière avec sa tête. Pour la seconde configuration, la trajectoire reste la même mais le mannequin est positionné parallèlement à la barrière, ainsi il heurte la barrière avec tout son corps. Le mannequin utilisé pour l'essai est une combinaison de différentes parties de trois mannequins. Il s'agit d'un assemblage d'une part du thorax, des épaules, des membres supérieurs et inférieurs du mannequin Hybrid II et d'autre part de la tête, du cou du mannequin Hybrid III et enfin d'un kit piéton. On relève tout au long de l'essai, des mesures sur le mannequin en fonction des critères de performance et d'acceptation de l'essai, grâce aux capteurs préalablement placés sur le mannequin. Les mesures effectuées sont :

- l'accélération résultante au centre de gravité de la tête du mannequin a_r^t

- la force de cisaillement du cou F_x^c ;
- la force de traction du cou F_{tz}^c ;
- la force de compression du cou F_{cz}^c .

Parfois, on relève également les dimensions des dégâts occasionnés par le mannequin sur le dispositif (barrière) après choc. Il s'agit notamment de la longueur de l'impact grâce aux traces laissées par la combinaison. Cependant, à ce jour, il n'existe aucune norme sur ce type d'essai ; les mesures effectuées sur le dispositif ne pourront donc pas servir de critères d'acceptation ou de rejet mais elles pourront être utilisées pour classer les différents dispositifs si un classement devait être réalisé.

Enfin, à cet essai doit (doivent) s'ajouter un (ou plusieurs) essai(s) avec véhicule permettant de vérifier que le dispositif de sécurité routier ainsi constitué (nouvelle conception ou adaptation d'un dispositif existant) assure la retenue d'un véhicule dans des conditions requises. Ainsi, dans le cadre d'une adaptation sur un dispositif existant, le niveau de retenue doit correspondre au niveau initial de performance du dispositif, le seul essai devant être réalisé est celui avec le véhicule le plus lourd. Dans le cas d'un nouveau concept de glissière, le dispositif doit satisfaire aux spécifications de normes européennes EN 1317-1 et 2.

2.3.1.2 Critères de performance et d'acceptation

Les critères de performance retenus pour la procédure LIER sont des critères biomécaniques. Les valeurs limites des critères sont (figure 2.10) :

- critère d'impact à la tête Head Injury Criteria $HIC \leq 1000$;
- critère de compression du cou, effort de compression (valeur à $t = 0$ ms) $F_{cz}^c \leq 4000$ N ;
- critère de traction du cou, effort maximale de traction (valeur à $t = 0$ ms) $F_{cz}^c \leq 3300$ N ;
- critère de cisaillement du cou, effort maximale de cisaillement (valeur à $t = 0$ ms) $F_x^c \leq 3100$ N.




Head	Neck		
Head Injury Criterion (HIC_{36})	Neck Shearing Criterion	Neck Traction Criterion	Neck Compression Criterion
			
1000	max 3300 N	max 3300 N	max 4000 N

Fig. 2.10 – Critères biomécaniques suivant la procédure LIER [49]

Pour qu'un essai sur un dispositif devant assurer la protection des motocyclistes soit validé, les différents critères devront avoir des valeurs inférieures aux valeurs limites.

Il apparaît de plus nécessaire de tenir compte du comportement général du mannequin ainsi que de celui du dispositif. Si le dispositif casse ou si le mannequin traverse le dispositif, l'essai ne sera pas validé même si les critères biomécaniques ont des valeurs acceptables.

2.3.2 Procédure normative EN 1317-8

La procédure normative EN 1317-8 est une tentative vers l'adoption d'une norme pour les essais de chocs motards-barrières pour l'évaluation des dispositifs routiers. Elle est principalement caractérisée par un mode opératoire des essais et des critères de validation des résultats (critères de performance et d'acceptation des mesures effectuées).

2.3.2.1 Mode opératoire

L'essai consiste à lancer un mannequin équipé de protection motocycliste (casque et tenue vestimentaire) et positionné sur le dos, la tête en avant à une vitesse v de 60 km h^{-1} ou 70 km h^{-1} suivant un angle de 30° avec la barrière non-déformée. La position de l'angle est définie suivant trois types de configurations suivant qu'on veuille tester un système continu ou un système discontinu, ce qui entraîne éventuellement trois types de lancer.

Pour la première configuration de lancer, la trajectoire est définie suivant une ligne passant par le centre O de la section d'un support et faisant un angle de 30° avec l'axe de la barrière non déformée (figure 2.11). Cette configuration est utilisée pour tester tout système de protection du motocycliste.

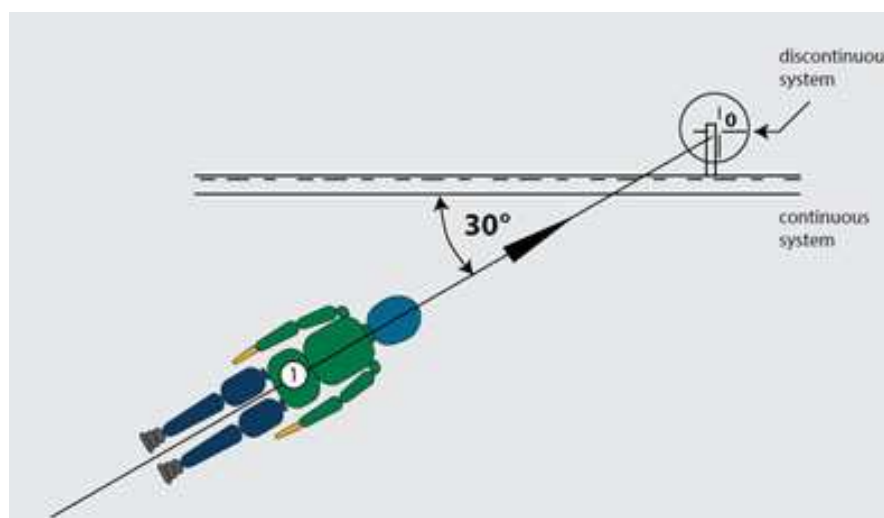


Fig. 2.11 – Position et trajectoire du mannequin pour le lancer 1 suivant la procédure normative EN 1317-8 chocs [49]

Pour la seconde configuration, la trajectoire est suivant une ligne parallèle à la trajectoire de la première configuration et décalée de 20 cm en amont de cette dernière (figure 2.12). Cette configuration de lancer est utilisée pour tester un système discontinu.

Enfin pour la dernière configuration, la trajectoire de lancer du mannequin est définie suivant une ligne passant par le centre de la barrière entre deux supports consécutifs (figure 2.12). Cette dernière configuration est seulement utilisée pour tester un système continu.

Le mannequin recommandé par la procédure normative EN 1317-8 pour les essais barrière est le mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile mâle éventuellement modifié.

En effet la procédure normative précise à titre informatif les modifications suivantes sur le mannequin Hybrid III :

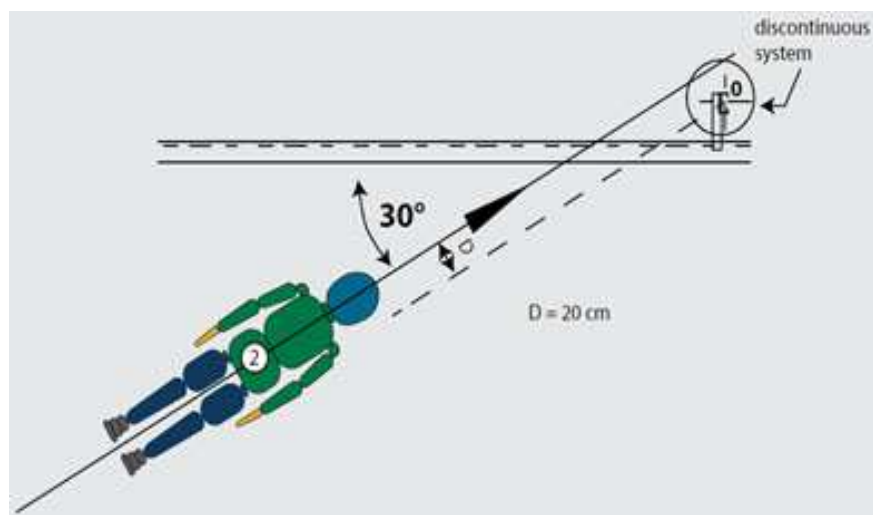


Fig. 2.12 – Position et trajectoire du mannequin pour le lancer 2 suivant la procédure normative EN 1317-8 chocs [49]

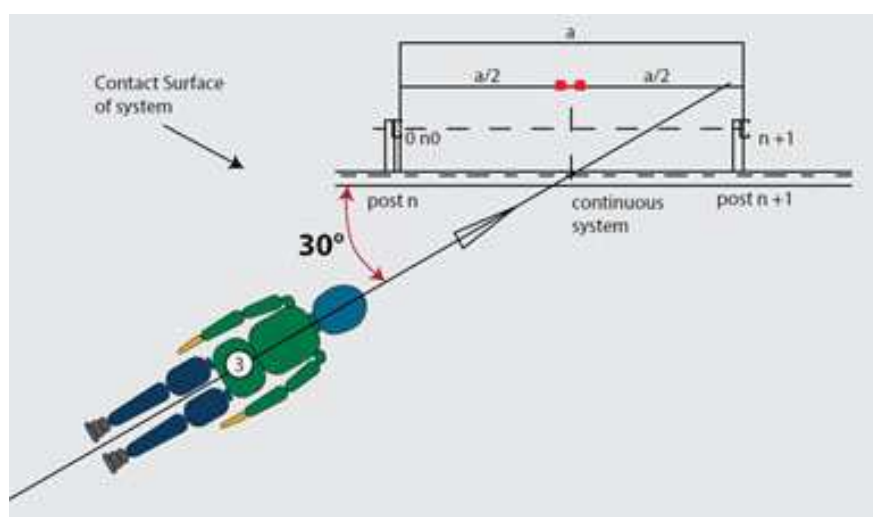


Fig. 2.13 – Position et trajectoire du mannequin pour le lancer 3 suivant la procédure normative EN 1317-8 chocs [49]

- changer le bassin et la colonne vertébrale du mannequin Hybrid III afin de lui permettre d'adopter une position verticale ;
- renforcer tout l'assemblage des deux épaules ;
- mettre une couverture en mousse sur le cou afin d'ajuster correctement la mentonnière sur le cou.

Tout au long de l'essai, on relève les mesures (fonction des critères de performance et d'acceptation) grâce aux capteurs préalablement placés sur le mannequin. La procédure normative insiste sur les prescriptions relatives au casque porté au mannequin Hybrid III lors des essais. Ce casque doit être un casque intégral homologué selon la norme ECE-2205 avec une coque en polycarbonate et dont la masse $m = 1.30 \pm 0.05$ kg. Un accent est également mis sur le critère de confort, c'est-à-dire que le casque choisi doit bien épouser la tête du mannequin.

2.3.2.2 Critères de performance et d'acceptation

La procédure normative recommande des critères biomécaniques comme outil de performance et d'acceptation lors d'essais de chocs motards-barrières. Il s'agit de (figure 2.14) :

- critère d'impact à la tête reposant sur le Head Injury Criteria HIC ;
- critères relatifs aux efforts de compression, traction, cisaillement, flexion et extension du cou définis à partir des courbes de référence [17].

La performance du système de protection de motocycliste est définie par la vitesse à laquelle l'essai est réalisé, 60 km h^{-1} pour le degré de sévérité I ou 70 km h^{-1} pour le degré de sévérité II. Ce dernier définit le score des indices biomécaniques relevés sur le mannequin tout au long de l'essai.

Severity level	Maximum Admissible Values						
	Head	Neck					
	HIC ₃₆	F _x (N)	F _{z_{tension}} (N)	F _{z_{compression}} (N)	Moc _x (N.m)	Moc _{y_{extension}} (N.m)	Moc _{y_{flex}} (N.m)
I	650	Graph 1 ²⁰	Graph 2	Graph 3	134	42	190
II	1000	Graph 4	Graph 5	Graph 6	134	57	190

Fig. 2.14 – Critères biomécaniques suivant la procédure normative EN 1317-8 [49]

2.3.3 Configuration d'essais pour évaluation de performances des écrans motards

Suivant les procédures normative EN 1317-8 [17] et LIER [59] qui sont les procédures d'évaluation de performances d'écrans motards les plus couramment utilisées, on distingue deux principaux types de configurations d'impacts : la configuration parallèle et la configuration inclinée.

On rappelle que lors d'accidents de choc de motocyclistes, la tête et le thorax sont les parties du corps dont les blessures engendrent plus de décès (voir chapitre 1).

Ruiz et al. [56] ont réalisé des travaux afin de déterminer la configuration d'impact engendrant la plus grande sévérité entre les deux configurations. Pour les deux configurations d'impact les sévérités des blessures à la tête et au thorax ont été comparées. Les simulations numériques d'essais de chocs sur écrans motard ont été réalisées avec le mannequin HUMOS suivant les configurations parallèle et inclinée. Les déflexions maximales sur les nervures 4, 8 et 12 des cotes furent utilisées comme critères de comparaison.

Les déflexions maximales des nervures 4, 8 et 12 sont respectivement de 40 mm, 35 mm et 51.4 mm dans le cas d'un choc parallèle à la barrière et de respectivement 52.2 mm, 49 mm et 33 mm dans le cas d'un choc incliné.

Les déflexions maximales sur les nervures des cotes sont semblables suivant les deux configurations d'essais : 51.4 mm pour la configuration «inclinée» et 52.2 mm pour la configuration «parallèle». Cependant, il a aussi été démontré que la configuration «inclinée» est la plus préjudiciable pour les blessures à la tête lors d'accidents de chocs de motards sur barrières [18].

Ces résultats montrent que la configuration inclinée est suffisante pour évaluer la performance des écrans vis-à-vis des blessures relevées sur le mannequin lors d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards. Il s'impose donc, comme dans la procédure normative EN 1317-8 d'appliquer seulement la configuration inclinée afin de limiter le coût des essais ; ce qui n'est pas le cas pour la configuration LIER qui recommande les configurations «inclinée» et «parallèle».

2.3.4 Angle d'impact et vitesse d'impact pour évaluation de performances des écrans motards

Des études ont été menées afin de déterminer les paramètres idéaux d'impact pour l'essai motard. Une étude réalisée dans le cadre du projet de COST 327 [21] sur les accidents de chocs de motocyclistes a révélé que les angles d'impact sont corrélés à la partie blessée du corps. Quant aux impacts avec des blessures à la tête, l'étude indique que près de 60% des blessures graves à la tête ont lieu sous un angle d'impact inférieur ou égal à 30°. En ce qui concerne les blessures graves au cou, les angles d'impact inférieurs ou égaux à 30° correspondent à 42% des cas des blessures graves à la tête.

L'étude réalisée par Hurt et al. [33] sur 900 accidents de motocyclistes dans la région de Los Angeles révèle que la vitesse moyenne de déplacement des motocyclistes était de 48 km h⁻¹ alors que la vitesse moyenne d'impact était de 35 km h⁻¹.

Otte [52] a réalisé les mêmes études dans la période 1985-1995 dans la zone de Hanovre (Allemagne). Il a montré que les impacts de motocyclistes sur dispositifs de retenue ont lieu à des vitesses inférieures à 50 km h^{-1} . Enfin, deux autres études d'accidents de motocyclistes ont établi des vitesses d'impact de 39 km h^{-1} pour l'étude réalisée au Royaume-Uni par Whitaker [65] et 51 km h^{-1} pour l'étude effectuée par Mooi and Galliano [45]. Toutes les études montrent que statistiquement il y a moins de chocs à angle et vitesse élevés.

Toutefois, des études réalisées par l'INRETS [59] ainsi que les résultats du projet COST 327 [21] révèlent que la vitesse moyenne d'impact est égale à $v = 60 \text{ km h}^{-1}$.

Pour l'angle d'impact, il existe peu de références précisant clairement la valeur idéale à adopter pour l'essai d'évaluation de performances d'écrans motards. Néanmoins, Ruiz et al. [56] ont montré que les accidents de chocs mortels ont lieu sous des angles d'impact $\alpha > 15^\circ$. Des auteurs ont également proposé différentes configurations d'impact.

- Jessl [36] Sierra Hybrid II/Part 572 dummy;
 - mannequin couché sur le dos lancé sur l'écran avec la tête en avant ;
 - $v = 32 \text{ km h}^{-1}$, $\alpha = 30^\circ$.
- Schueler [36], sujet anatomique couché sur le dos ;
 - sujet anatomique lancé sur les poteaux de barrières ;
 - $v = 32 \text{ km h}^{-1}$, α non précisé.
- Quincy et al. [55], type de mannequin non spécifié ;
 - mannequin couché sur le dos lancé sur l'écran avec la tête en avant ;
 - $v = 55 \text{ km h}^{-1}$, $\alpha = 30^\circ$.
- BAST [49], type de mannequin non spécifié
 - $v = 20 \text{ km h}^{-1}$, $v = 35 \text{ km h}^{-1}$, α non précisé.
- LIER [59], Hybrid III 50^{ème} percentile mâle ;
 - mannequin couché sur le dos lancé sur l'écran avec la tête en avant ;
 - $v = 60 \text{ km h}^{-1}$, $\alpha = 30^\circ$.
- UNE 135900 [49], Hybrid III 50^{ème} percentile mâle ;
 - mannequin couché sur le dos lancé sur l'écran avec la tête en avant ;
 - $v = 60 \text{ km h}^{-1}$, $\alpha = 30^\circ$.
- EN 1317-8 [17], Hybrid III 50^{ème} percentile mâle ;
 - mannequin couché sur le dos lancé sur l'écran avec la tête en avant ;
 - $v = 60 \text{ km h}^{-1}$, $\alpha = 30^\circ$.

La vitesse de 60 km h^{-1} et l'angle de 30° sont les valeurs usuelles adoptées par les procédures récentes (procédure LIER [59], normative EN 1317-8 [17]). Cette configuration d'impact servira de base pour l'étude paramétrique qui sera réalisée au chapitre 4.

Les valeurs caractéristiques des paramètres d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards relevés dans la bibliographie montrent une grande diversité entre les différentes configurations d'impact et les recommandations (position du mannequin, type de mannequin) suivant les différentes procédures d'essais.

2.3. PROCÉDURES POUR ÉVALUATION DE PERFORMANCES DES ÉCRANS MOTARDS

Cependant, il faut également souligner qu'aucune de ces procédures ne dispose de recommandations ni par rapport à la hauteur d'impact seule, ni par rapport à la hauteur d'impact couplée à la direction de l'axe suivant lequel est lancé le mannequin (trajectoire d'impact). *A priori*, la sévérité de blessures contractées par le mannequin ne serait pas la même lorsque ce dernier tape en hauteur sur la barrière suivant son axe dirigé sur le centre d'un poteau ou lorsqu'il tape la barrière au milieu en coulissant à ras le sol.

2.4 Étude préliminaire pour la définition des entrées du plan d'expérience

De manière générale, plusieurs facteurs peuvent influencer les performances des écrans motards. Une liste de ces facteurs est présentée dans ce paragraphe.

2.4.1 Type de barrière

Il existe plusieurs types de barrières avec des formes variées. Des études ont été déjà menées afin de tester l'influence du type de barrières sur les résultats d'essais de chocs motards. Dans son travail basé sur la simulation numérique, Flatres [25] a montré que le type de barrière a une influence sur les résultats d'essais en s'appuyant sur les valeurs du HIC. Cette conclusion est contraire à celle de l'étude de Miralbes [42] basée également sur une méthode numérique : les avis sont partagés.

2.4.2 Position du mannequin

Suivant la cinématique du choc du motard contre une barrière, il existe deux principales configurations de position du motard : la position couchée et la position «debout». Les procédures LIER et normative EN 1317-8 servant de base pour cette étude, seule la position couchée du mannequin sera examinée. D'ailleurs, les études de Berg et al. [9] révèlent que la sévérité de chocs est plus importante pour le motocycliste dans la position couchée que dans la position «debout». Aussi, la plupart des procédures d'essais barrières recommandent la position couchée du mannequin (voir paragraphe 2.3.4).

2.4.3 Limite élastique de l'acier S235J

La barrière modélisée dans ce travail est faite en acier S235J. Ce type d'acier est généralement utilisé pour fabriquer les pièces composantes des dispositifs de retenue. Il a une limite élastique minimale de 235 MPa. Plus la limite élastique est élevée, plus l'acier est déformable de manière élastique or plus l'acier se plastifie plus il y a dissipation d'énergie. Sachant que la capacité d'absorption d'énergie d'un dispositif de barrière joue un grand rôle dans la sévérité des chocs, pour des valeurs diverses de la limite élastique quelle est l'influence sur la sévérité d'impact (la sévérité des blessures) ?

2.4.4 Coefficient de frottement

Les barrières équipées d'écrans motards sont souvent placées à l'extérieur des virages des voies d'insertion des autoroutes dont le rayon de courbure est inférieur à 400 m. En raison du fort trafic sur les autoroutes, la couche de roulement des chaussées d'autoroute est faite en bitume. Le glissement du motocycliste sur le bitume dépend de l'adhérence entre l'habit qu'il porte lors du choc et le revêtement de la chaussée. Cette adhérence se traduit par le coefficient de frottement entre l'habit de la victime (mannequin) et la surface du sol.

2.4. ÉTUDE PRÉLIMINAIRE POUR LA DÉFINITION DES ENTRÉES DU PLAN D'EXPÉRIENCE

Cependant, le sol ne présente pas les mêmes états de surface que ce soit sous l'effet de l'humidité (neige, pluie, verglas, etc) ou sous l'effet de la chaleur (dans les périodes de canicule), l'état du bitume étant fonction de la température. Le coefficient de frottement du mannequin sur le sol est donc fonction des conditions météorologiques et il varie donc.

Dans la réalité, le sol sur lequel se fait le largage du mannequin est un sol à coefficient de frottement réduit grâce à l'application d'une résine spéciale. Ce paramètre ne sera pas testé numériquement puisqu'il est supposé constant.

2.4.5 Poids du motocycliste

Pour la protection motocycliste, seul le poids du casque est fixé par les procédures normatives et LIER, ni le poids de l'habit, ni le poids du motocycliste non habillé ne sont fixés. Le poids total du mannequin habillé pourrait-il modifier le degré de sévérité de l'impact? En effet, lors d'un choc l'énergie cinétique du motocycliste est dissipée et se transforme en une autre forme d'énergie. Plus l'énergie cinétique est grande plus il faudra dissiper d'énergie pour décélérer le motard. L'énergie cinétique étant fonction de la masse, *à priori* le poids du motocycliste aurait une influence sur la sévérité du choc. Dans cette étude, on partira sur la base du poids de 80.5 kg qui est le poids du mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile mâle (sujet humain moyen) habillé recommandé par la procédure LIER. Le facteur poids ne sera donc pas testé.

2.4.6 Hauteur d'impact et trajectoire d'impact

Dans les procédures LIER et EN 1317-8 aucune prescription n'est faite sur la hauteur d'impact. Néanmoins une prescription est faite concernant la position du point d'impact dans le plan horizontal : deux trajectoires d'impact sont définies. Il s'agit de la trajectoire où le point d'impact se trouve au milieu d'une portée d'écran et de la trajectoire où le point d'impact est aligné sur le centre d'un poteau. Les imprécisions par rapport au repérage du point d'impact peuvent être dues à :

- des défauts d'installation de la barrière ;
- des défauts de réalisation de la couche de roulement de la chaussée ;
- des imprécisions mécaniques du système de largage du mannequin et de l'installation du mannequin sur le trolley.

Ces imprécisions proviennent des erreurs habituelles c'est-à-dire des erreurs qui peuvent facilement être occasionnées par l'expérimentateur.

L'influence de la hauteur d'impact seule a été étudiée par Mantaras and Luque [39]. De son étude, il ressort que la hauteur d'impact a une importante influence sur la sévérité de blessures au cou. Cependant, la hauteur d'impact ne peut être dissociée de la position du point d'impact dans le plan horizontal. L'influence couplée de la hauteur d'impact et de la position du point d'impact dans le plan horizontal sur la sévérité des accidents de chocs sera étudiée.

2.4.7 Angle et vitesse d'impact

Pour améliorer la sécurité des motocyclistes, les configurations d'accidents avec blessures graves et les cas mortels doivent être envisagés. Ces configurations doivent être peu ou non in-

fluencées par les conditions d'essais. En effet, les imprécisions sur l'angle peuvent être dues aux défauts de positionnement du mannequin sur le trolley de lancement lors des essais ; aussi les imprécisions mécaniques du système de largage du mannequin peuvent être à l'origine des défauts sur la vitesse d'impact. Plusieurs auteurs ont démontré la sensibilité de la sévérité d'impact à la vitesse d'impact à 10 km h^{-1} et à l'angle d'impact à 5° près [42, 43], [15]. Les conclusions sont unanimes sur les résultats obtenus : pour de grandes valeurs de l'angle et de la vitesse, l'accident devient plus grave (blessures sévères). L'influence couplée de l'angle et la vitesse sera étudiée.

En faisant références aux études numériques de Ruiz et al. [56] les accidents de chocs mortels ont lieu sous des angles d'impact $\alpha > 15^\circ$. Aussi, au paragraphe 2.3 l'angle de 30° a été choisi comme angle d'impact de base pour les travaux de simulation numérique d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards au chapitre 3. L'étude de sensibilité au chapitre 4 s'appuiera donc sur les valeurs de 15° , 30° , 45° de l'angle d'impact.

Pour la vitesse d'impact, l'analyse réalisée au paragraphe 2.3 portant sur les procédures d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards a montré que les performances des écrans motards sont testées dans la plupart des cas pour la vitesse d'impact de 60 km h^{-1} . Les résultats du projet MAIDS [3] ont également montré que dans 75% des cas, la vitesse de déplacement du deux-roues au moment d'accidents d'impact était en effet égale ou inférieure à 50 km h^{-1} . Les vitesses de 50 km h^{-1} , 60 km h^{-1} , 70 km h^{-1} seront analysées pour l'étude de sensibilité qui sera réalisée au chapitre 4. Les différentes procédures recensées au paragraphe 2.3 sont basées sur des études accidentologiques qui ont permis de déterminer de manière relativement précise les conditions d'essais les plus représentatives de la réalité des accidents survenant dans le cas des motocyclistes à savoir : [30° , 60 km h^{-1}].

2.4.8 Synthèse sur les facteurs d'entrée du plan d'expérience

D'après les analyses réalisées au paragraphe 2.4, les facteurs d'entrée à tester dans l'analyse de sensibilité au chapitre 4 sont :

- l'angle d'impact ;
- la vitesse d'impact ;
- la hauteur d'impact ;
- la trajectoire d'impact ;
- la limite élastique de l'écran motard et ;
- la limite élastique d'un bras de support de l'écran motard impacté.

2.5 Choix de critères biomécaniques et du mannequin

Pour les applications de chocs, on distingue deux types de mannequins adaptés chacun à un type de choc : le mannequin Hybrid III pour les chocs frontaux et les mannequins side pour les chocs latéraux (Eurosid sur le plan européen).

Les procédures normatives et LIER présentent les essais barrières-motards dans la configuration «latérale» pour le thorax. De même, une étude réalisée par le MAIDS [3] (figure 2.15) révèle que près de 60% des blessures d'AIS ≥ 2 au thorax sont recensées sur les motards lors d'accidents de chocs motards-barrières dans la configuration «frontal-latéral» ie dans le cas de chocs frontal et latéral simultanément sur les cotes.

Aussi, dans le paragraphe 2.3 il ressort que la configuration idéale pour évaluer les écrans motards est la configuration inclinée (latérale). Selon cette configuration qui est une configuration d'impact latéral, la tête et le thorax sont les parties du corps les plus exposées lors d'accidents de chocs de motards sur écrans de barrières. Pour les essais motards, il faut donc un mannequin sur lequel les blessures au thorax et à la tête pourront être évaluées avec biofidélité pour un choc latéral. Pour évaluer les blessures au thorax lors de chocs latéraux, seuls les mannequins side sont recommandés. Pour l'évaluation des blessures à la tête, il n'y a pas de restriction puisque les mannequins SIDE et Hybrid III sont biofidèles à cette évaluation.

Cependant, les procédures normatives LIER et EN 1317-8 recommandent une position couchée du mannequin lors des essais motards ; or les mannequins SIDE ne disposent pas de kit piéton permettant de les mettre en position couchée. Ils ne sont qu'en position assise puisqu'ils n'ont été développés que pour des applications automobiles visant la protection et le confort de l'occupant de véhicule dans une position assise. Contrairement aux mannequins SIDE, l'Hybrid III dispose de kit piéton permettant de le mettre en positions assise et couchée. L'utilisation du mannequin Hybrid III apparaît dès lors comme une piste à exploiter même si ce dernier est jugé comme étant trop rigide (non biofidélité) pour l'évaluation des blessures au thorax lors d'impacts latéraux.

En somme, il faut un mannequin non seulement biofidèle à l'évaluation des blessures au thorax lors de chocs latéraux mais aussi disposant de capteurs à des emplacements précis permettant d'utiliser les critères d'évaluations de blessures au thorax et à la tête. La mise au point de critères d'évaluation de blessures au thorax du mannequin Hybrid III pour un choc latéral par Ruiz et al. [56] conforte le choix du mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile mâle pour les essais d'évaluation de performances d'écrans motards. Le tableau 2.2 regroupe les critères d'évaluation de blessures retenus pour l'évaluation des performances d'écrans motards. Les critères retenus sont issus de l'analyse des critères recevables pour l'évaluation de performances d'écrans motards définis au chapitre 1. «Valeur max» dans le tableau 2.2 désigne la limite de l'effort supportable par un humain.

Le tableau 2.3 résume la comparaison entre l'Eurosid 2 et l'Hybrid III. De la comparaison entre l'Eurosid 2 et l'Hybrid III, il ressort que le mannequin Hybrid III pourra être utilisé pour les essais motards. Les critères d'évaluation de blessures au thorax à examiner sont les critères développés par Ruiz et al. [56] sur le mannequin Hybrid III pour chocs latéraux.

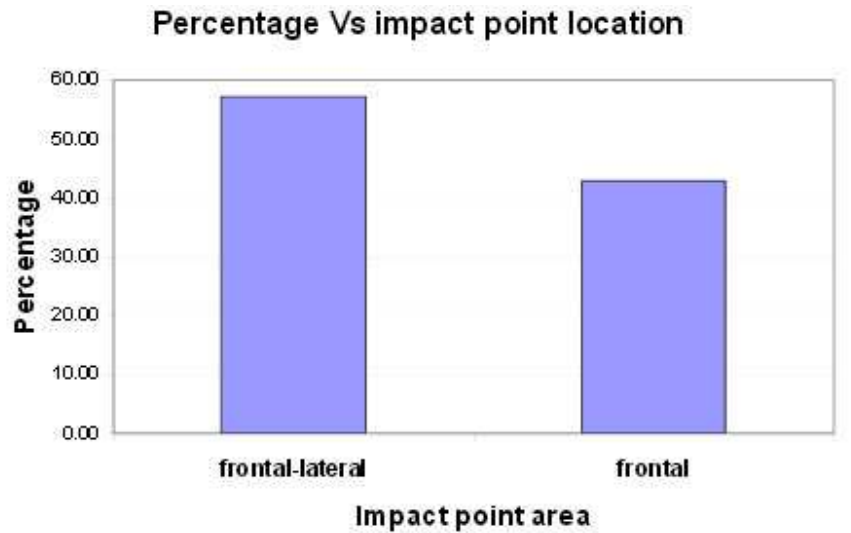


Fig. 2.15 – Mécanismes de blessures au thorax

Tableau 2.2 – Critères retenus [17, 56, 59]

	Paramètre	Unité	Valeur max
Tête(C.D.G)	HIC		1000
Cou(partie supérieure)	F_x	N	3100
	F_z traction	N	3300
	F_z compression	N	4000
	M_{cox}	Nm	134
	M_{coy} extension	Nm	57
	M_{coy} flexion	Nm	190
Thorax(T9)	F_y	Nm	1000
	M_x	Nm	2300

2.5. CHOIX DE CRITÈRES BIOMÉCANIQUES ET DU MANNEQUIN

Tableau 2.3 – Comparaison entre les mannequins Hybrid III et Eurosid2

Paramètres	Eurosid 2	Hybrid III
Homologué	Oui	Oui
Type de choc	latéral	frontal
Kit piéton	Non	Oui
Parties du corps non représentées	Avant-bras	aucun
Emplacement des capteurs (critères de blessures au thorax)	<ul style="list-style-type: none"> — vertèbres T1-T12 — les cotes 	<ul style="list-style-type: none"> — vertèbres T4-T9 — les cotes — C.D.G du thorax
Critères de blessures	<ul style="list-style-type: none"> — TTI (Thorax Trauma Index) — RDC (Rib Deflection Criteria) — $F_y < 2000\text{N}$ — $M_x < 200\text{Nm}$ 	<ul style="list-style-type: none"> — CTI (Combine Thorax Index) — Chest acceleration Criteria) — Chest deflection
Critères équivalents	<ul style="list-style-type: none"> — Emplacement du capteur : T12 — $F_y < 2000\text{N}$ — $M_x < 200\text{Nm}$ 	<ul style="list-style-type: none"> — Emplacement du capteur : T9 — $F_y < 2300\text{N}$ — $M_x < 350\text{Nm}$

2.6 Conclusion

Ce chapitre fut consacré à une synthèse et analyse des conditions d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards proposés par les différentes procédures d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards.

L'objectif est de définir les éléments de base pour la simulation numérique d'essai d'évaluation de performances d'écrans motards et pour l'analyse de sensibilité qui seront réalisées respectivement aux chapitres 3 et 4.

Dans ce chapitre, une revue bibliographique faisant le tour des systèmes de protections motards fut proposée. L'analyse des différentes procédures a abouti à la définition de la configuration inclinée comme configuration de base pour les essais d'évaluation des performances d'écrans motards ; la même analyse a également permis de définir une liste non exhaustive de facteurs pouvant influencer les performances d'écrans motards.

Parallèlement à cette analyse une autre analyse portant sur la cinématique et la dynamique du choc du motard sur l'écran suivie d'une synthèse des études d'accidentologie ont permis de sélectionner les critères de blessures pouvant permettre de caractériser l'agressivité de la barrière vis-à-vis des blessures contractées par le motard. Enfin, à partir d'une comparaison entre le mannequin Hybrid III et l'eurosid, le mannequin Hybrid III fut choisi comme sujet humain pour les essais d'évaluation d'écrans motards.

Le développement d'un modèle numérique de mannequin spécialement conçu pour les essais d'évaluation de performances d'écrans motards sera considéré comme une grande avancée dans la mise en place d'une norme pour tester les performances d'écrans motards.

Chapitre 3

Développement d'un modèle numérique pour simulation d'essais de chocs sur écran motard

Sommaire

3.1 Introduction	52
3.2 Description du modèle numérique de mannequin Hybrid III 50th percentile mâle	53
3.3 Casque	54
3.3.1 Modélisation de casque motocycliste et simulation numérique d'essais de chocs sur casque motocycliste	54
3.3.2 Résultats et discussions	56
3.3.3 Interprétation des résultats	59
3.3.4 Conclusion	61
3.4 Barrière équipée d'écrans de protection motards	62
3.4.1 Géométrie, CAO, lois matériaux et conditions aux limites du modèle numérique de barrière	62
3.4.2 Maillage et formulations d'éléments de l'écran du dispositif de retenue modélisé	64
3.4.3 Validation du modèle numérique de barrière	65
3.5 Conclusion	71

3.1 Introduction

Il s'agit dans cette partie de développer le modèle numérique complet pour simulation d'essais de chocs sur écran motard. Le modèle numérique développé devra servir de base pour la mise en œuvre d'une étude de sensibilité en simulation numérique d'essais de chocs sur écrans motards. Le modèle numérique complet développé comporte un modèle numérique de mannequin Hybrid III 50th percentile mâle, un modèle numérique de casque motocycliste et un modèle numérique de barrière équipée d'écran de protection motards. Le modèle numérique de mannequin Hybrid III 50th percentile mâle équipé d'un vêtement de protection motard fut fourni par le LIER [?]. Les modèles numériques de système de protection (le casque et la barrière équipée d'écran motard) sont validés conformément et respectivement aux procédures ou normes relatives à chaque entité et à partir de résultats d'essais expérimentaux tirés de la bibliographie. Le travail de simulation numérique est réalisé sous le code explicite d'éléments finis LS DYNA. Ce chapitre se compose essentiellement deux paragraphes.

Le premier paragraphe propose une description du modèle numérique de mannequin Hybrid III 50th percentile mâle utilisé, l'accent est mis sur la modélisation des liaisons entre les différentes parties du corps et la façon dont les accéléromètres et capteurs de forces sont liés aux parties du corps.

Le second paragraphe est consacré à la modélisation numérique des systèmes de protection (le casque et la barrière équipée d'écran motard) ; de la géométrie (CAO), les liaisons, les lois matériaux à la validation numérique des modèles développés passant par l'étude de convergence de maillage.

3.2 Description du modèle numérique de mannequin Hybrid III 50th percentile mâle

Le modèle numérique de mannequin Hybrid III 50th percentile mâle se compose des mêmes ensembles de composants que pour le modèle physique : 109 parties (61 rigides et 48 déformables) et 5588 éléments (1784 coques, 26 poutres, 3768 solides, et 10 éléments discrets). Les degrés de liberté du modèle physique qui sont une approximation des degrés de liberté du corps humain, sont reproduits sur le modèle numérique au moyen de JOINT_REVOLUTE et JOINT_SPHERICAL sous LS DYNA. Les interactions possibles entre les différentes parties du mannequin sont prises en compte par la définition des interfaces de contact. Les efforts sur les différentes parties du corps suite à un choc sont relevés à partir d'accéléromètres et de capteurs créés sous forme de cubes de petites dimensions liés aux parties du corps en question par le type de contrainte *CONSTRAINED_NODAL_RIGID_BODY sous LS DYNA. Le mannequin physique Hybrid III dispose d'un kit piéton permettant de le mettre en positions assise ou couchée ; ce qui fait sa spécificité par rapport aux autres mannequins. Le mannequin numérique Hybrid III utilisé dispose également de ce kit piéton. Le modèle numérique de mannequin Hybrid III 50th percentile mâle (figure 3.1) utilisé est un mannequin mis en position couchée (voir chapitre 1) fourni par le LIER [?].

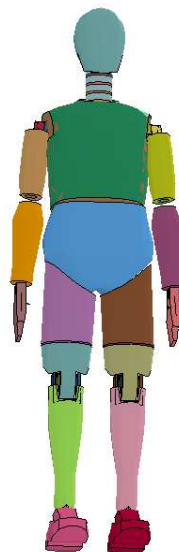


Fig. 3.1 – Modèle numérique du mannequin Hybrid III utilisé pour la simulation d'essai de chocs sur écran motard [?]

3.3 Casque

L'objectif visé dans cette partie est la définition d'un modèle de casque numérique conforme aux prescriptions de la norme ECE 2205 [46] sur les casques motocyclistes et ayant le même comportement dynamique qu'un casque réel. Le modèle numérique de casque développé est un casque intégral de taille M correspondant à la tête du mannequin Hybrid III dont le diamètre interne $\Phi = 60$ cm et dont la masse $m = 1,30 \pm 0.05$ kg. Il s'agit d'un casque de moto homologué, possédant une coque en thermoplastique.

En effet pour homologuer les casques moto, ces derniers sont soumis à l'essai d'absorption de chocs défini par la norme ECE-2205 [46] (voir Chapitre 2). Le modèle numérique de casque développé est donc validé en simulant l'essai d'absorption de chocs et en comparant les résultats obtenus aux résultats d'essais expérimentaux tirés des travaux de Fernandes et al. [24] portant sur la modélisation d'un casque motocycliste. Dans cette partie sont exposés les travaux relatifs à la validation du modèle numérique de casque développé, qui sera utilisé dans le modèle numérique complet pour l'essai motard. Les travaux de modélisation du casque sont présentés dans un premier temps et sont ensuite suivis des résultats obtenus suite à la simulation numérique d'essai d'absorption de chocs sur le modèle numérique de casque développé. L'interprétation des résultats de simulation numérique d'essai d'absorption de chocs met fin à ce paragraphe.

3.3.1 Modélisation de casque motocycliste et simulation numérique d'essais de chocs sur casque motocycliste

Le logiciel d'éléments finis LS DYNA est utilisé pour réaliser les simulations. Le maillage de casque utilisé pour les simulations est fourni par le LIER [?]. En effet, le maillage fourni par le LIER est accompagné de propriétés matériaux qui ne sont pas toutes basées sur des valeurs réelles des caractéristiques matériaux (des valeurs obtenues par essai de caractérisation de matériaux). L'objectif fixé est donc d'adopter des valeurs réelles des caractéristiques matériaux pour construire un modèle de casque dont le comportement dynamique serait tout aussi proche du comportement réel d'un casque physique. La figure 3.2 présente les différents composants du modèle développé. Seuls la coque, le rembourrage protecteur et la jugulaire sont les composants du casque qui sont modélisés. La faible capacité d'absorption d'énergie de chocs et l'introduction des instabilités numériques dans les modèles [23], [12] justifient la non prise en compte du rembourrage de confort dans le modèle développé. La fausse-tête utilisée est celle du mannequin Hybrid III 50th percentile mâle.

Les caractéristiques des différentes parties du maillage du casque sont regroupées dans le tableau 3.1.

La plupart des casques sur le marché ont une coque d'épaisseur 3 mm. Une épaisseur de 3 mm a donc été adoptée pour la coque. Une épaisseur 15 mm a été adoptée pour la mentonnière et 40 mm pour la calotte du rembourrage protecteur. Les caractéristiques matériaux des différents composants du casque ont été tirés des travaux de Fernandes et al. [24]. Le comportement de matériau élastique linéaire est adopté pour la coque avec un coefficient de Poisson $\nu=0.37$, une masse volumique de 1500 kg m^{-3} et un module de Young de 4 GPa. Le rembourrage protecteur est modélisé comme une mousse EPS de coefficient de Poisson nul, par le type de matériau *crushable_foam avec une loi de comportement élastoplastique sous LS DYNA.

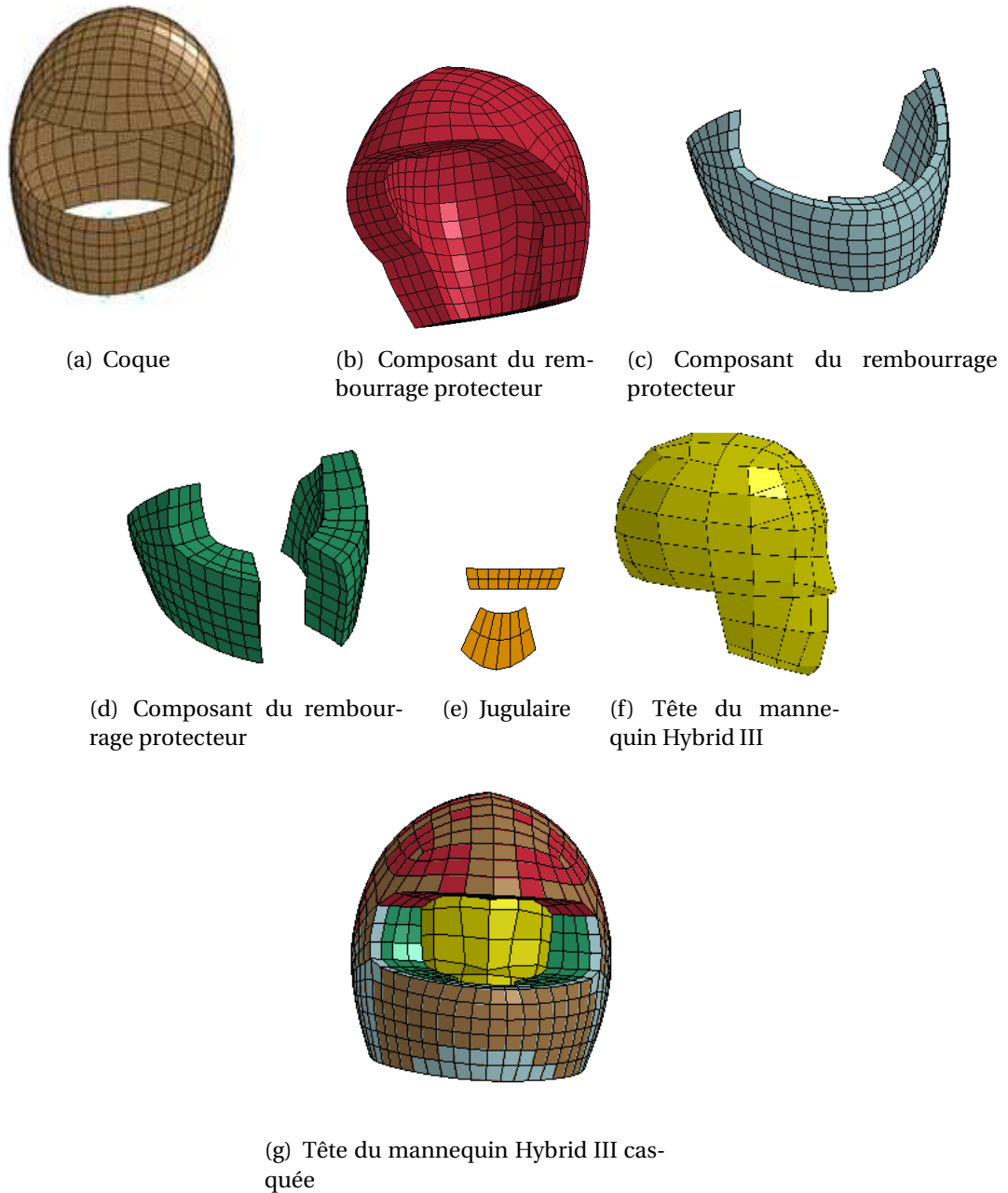


Fig. 3.2 – Les différents composants du modèle de casque étudié

La mentonnière du rembourrage protecteur a une masse volumique 65 kg m^{-3} avec un module de Young de 7.51 MPa et une limite élastique de 0.31 MPa tandis que la calotte du rembourrage protecteur a une masse volumique 90 kg m^{-3} avec un module de Young de 8.64 MPa et une limite élastique de 0.61 MPa .

Enfin, un comportement de matériau élastique linéaire est adopté pour la jugulaire [28] avec un coefficient de Poisson $\nu=0.3$, une masse volumique de 870 kg m^{-3} et un module de Young de 1 GPa .

Tableau 3.1 – Caractéristiques du maillage des parties du casque

Parties	Type d'éléments	Formulation d'éléments sous LS DYNA	Nbre d'éléments	Nbre de nœuds
Coque	4 nœuds	Coque à intégration réduite	528	565
Jugulaire	4 nœuds	Coque à intégration réduite	33	51
RP	8 nœuds	Solide à intégration réduite	2040	3085

Le rembourrage protecteur et la coque sont liés sous LS DYNA par le type de contact `*Automatic_contact_surface_to_surface`. Pour assurer la stabilité des modèles et éviter les distorsions, le pas de temps est déterminé de manière automatique sous LS DYNA à partir de l'élément nécessitant le plus petit pas de temps.

Le modèle numérique de casque développé fut ensuite soumis à l'essai d'absorptions de choc sur casque motocycliste dont on trouvera la description à l'annexe A.1. L'ensemble socle-enclume sur le lequel est lancée la fausse-tête casquée lors de l'essai physique est modélisé numériquement par une plaque rigide de type `*rigidwall` sous LS DYNA.

Les résultats numériques obtenus lors de la simulation sont comparés aux résultats expérimentaux et numériques tirés de la bibliographie [24].

3.3.2 Résultats et discussions

L'essai de choc sur casque suivant la norme ECE 2205 est simulé suivant les configuration d'impact sur les points d'impact P, X, R (figure 3.3) du casque.

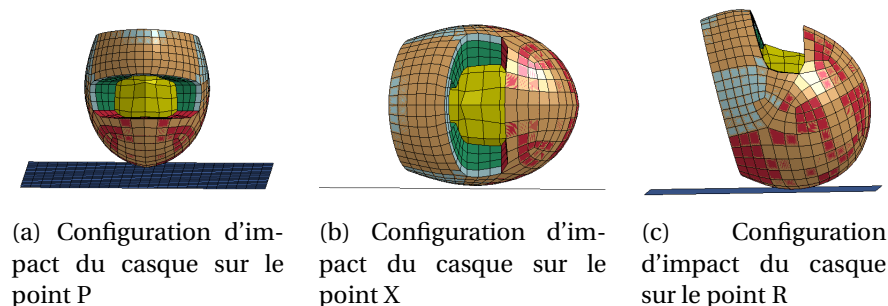


Fig. 3.3 – Configurations d'impact du casque lors de la simulation numérique d'essais d'absorption de chocs

Les figures 3.4, 3.5, 3.6 présentent la comparaison entre la courbe d'accélération au centre de gravité de la fausse-tête du modèle LIER_Kodjo et les courbes d'accélération au centre de gravité de la fausse-tête du modèle numérique de [24] et les mesures expérimentales.

De manière générale, une bonne corrélation est observée entre les courbes de simulation numérique LIER_Kodjo et les courbes expérimentales.

Les tableaux 3.2, 3.3 présentent la comparaison des valeurs du HIC et de l'accélération maximale obtenues à partir des courbes d'accélération. Les valeurs du HIC du modèle numérique LIER_Kodjo obtenues à l'issue de la simulation d'essais de chocs sur le point d'impact P, sont comparées aux valeurs expérimentales du HIC. Les résultats obtenus traduisent que le modèle construit est un modèle de casque à capacité d'absorption satisfaisante ($HIC < 2400$). Toutefois, les écarts entre les valeurs de HIC et de A_{max} (tableaux 3.2, 3.3) observés entre les grandeurs expérimentales et les valeurs obtenues sur le modèle construit (modèles numériques LIER_Kodjo) peuvent être expliqués par :

- la simplification des conditions aux limites de la simulation numérique qui ne sont exactement pas comme dans la réalité. En effet, lors de l'essai expérimental, il existe un système qui permet de mettre en concordance le point d'impact et le centre de l'enclume. Cette précision n'a pu être modéliser dans la simulation numérique d'essai d'absorption de chocs effectué. Aussi, lors de la simulation numérique un phénomène de rotation non prévu par l'essai expérimental fut observé ;
- la difficulté de modéliser le comportement de la mousse du rembourrage protecteur du casque.

Les écarts observés avec les résultats numériques du modèle LIER_Kodjo et ceux du modèle numérique de la bibliographie, peuvent être expliqués par la différence entre le maillage utilisé pour les simulations qui n'est forcément pas le même utilisé. Cette différence se situe principalement sur :

- la forme du maillage de chaque partie ;
- la forme des éléments du maillage ;
- la taille des éléments du maillage et le type de formulation des éléments.

Tableau 3.2 – Comparaison des valeurs d'accélération maximale

	A_{max} (G)		
	Point P	Point X	Point R
Experimental Fernandes	227.00	237.00	234.00
Numérique Fernandes	228.50	235.60	221.20
Numérique LIER_Kodjo	241.00	185.60	213.43

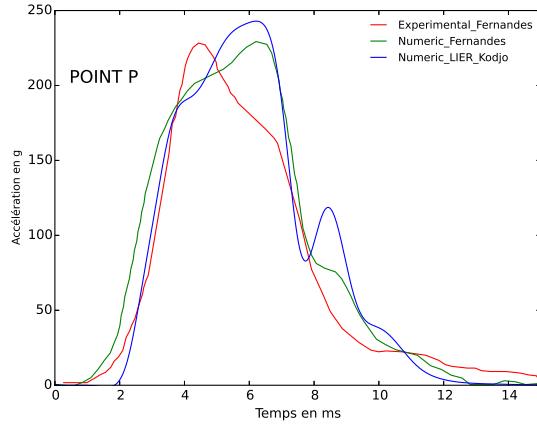


Fig. 3.4 – Courbe d'accélération au centre de gravité de la fausse-tête pour l'impact sur le point P

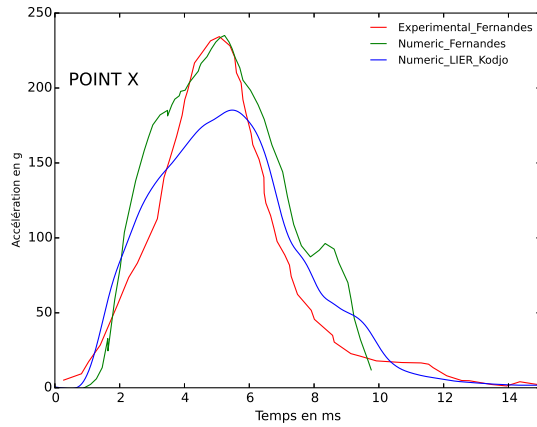


Fig. 3.5 – Courbe d'accélération au centre de gravité de la fausse-tête pour l'impact sur le point X

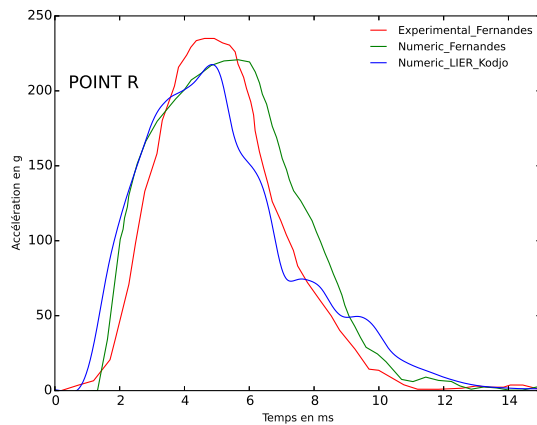


Fig. 3.6 – Courbe d'accélération au centre de gravité de la fausse-tête pour l'impact sur le point R

Tableau 3.3 – Comparaison des valeurs du HIC

	HIC		
	Point P	Point X	Point R
Expérimental Fernandes	1903.00	1714.00	2235.00
Numérique Fernandes	2061.70	2018.60	2296.20
Numérique LIER_Kodjo	2198.00	1536.00	1911.00

3.3.3 Interprétation des résultats

Après observation de la cinématique de l'ensemble fausse-tête et casque lors de l'essai d'absorption de chocs on en déduit que l'accélération résultante au centre de gravité de la fausse-tête est influencée par deux phénomènes :

1. les propriétés mécaniques des matériaux entre la fausse-tête et le point d'impact du casque et ;
2. le comportement dynamique des autres parties du casque en mouvement.

Pour illustrer ces deux phénomènes, la courbe d'accélération du modèle numérique de casque a été subdivisée en six périodes (figure 3.7) afin de mieux comprendre la cinématique et la dynamique des différentes parties du casque et de la fausse-tête en mouvement lors de l'essai d'absorption de choc. Chacune des périodes correspond à une phase clé de l'essai. En suivant aussi la variation de la vitesse de la fausse-tête et celle d'un nœud sélectionné sur la coque dans la zone de contact casque-enclume (figure 3.8), les phénomènes auxquels correspondent les différentes périodes ont été identifiés et interprétés :

1. l'ensemble fausse-tête-casque est lancée à une vitesse de 7.5 m s^{-1} ;
2. le contact a lieu avec l'enclume plate et donne naissance à une légère compression de la coque ; la vitesse du casque décroît rapidement et s'annule. La fausse-tête reprend une nouvelle vitesse initiale et continue son mouvement de descente et presse le rembourrage protecteur, ce qui engendre l'apparition du premier pic d'accélération. Le casque rebondit ensuite sur l'enclume (vitesse négative) ;
3. le casque revient de nouveau vers l'enclume mais cette fois-ci le rembourrage protecteur sera légèrement comprimé, entraînant une décroissance de l'accélération. A $t = 4 \text{ ms}$, l'accélération commence par croître de nouveau ;
4. l'accélération de la fausse-tête croît jusqu'à ce que la compression maximale du rembourrage protecteur soit atteinte (apparition du second pic) ;
5. la fausse tête rebondit sur le rembourrage protecteur (vitesse négative) et le rembourrage protecteur se décomprime ce qui entraîne le décroissement de l'accélération de la fausse-tête (apparition du troisième pic) ;
6. enfin le casque rebondit de nouveau sur l'enclume et entraîne la fausse-tête dans son mouvement.

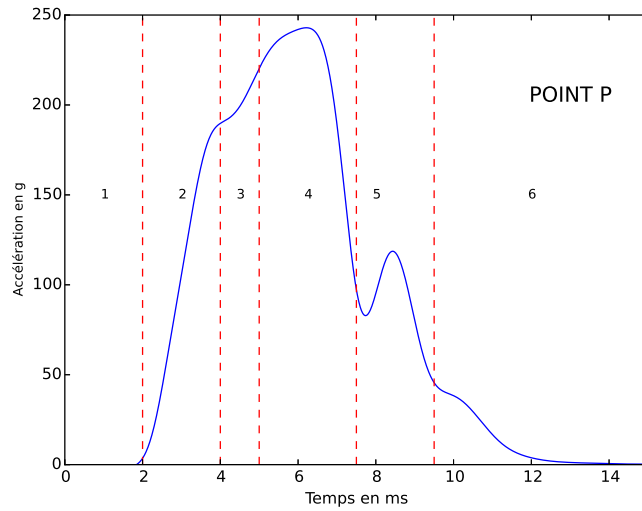


Fig. 3.7 – Les différentes périodes de la courbe d'accélération au C.G lors de la simulation de l'essai d'absorption de chocs

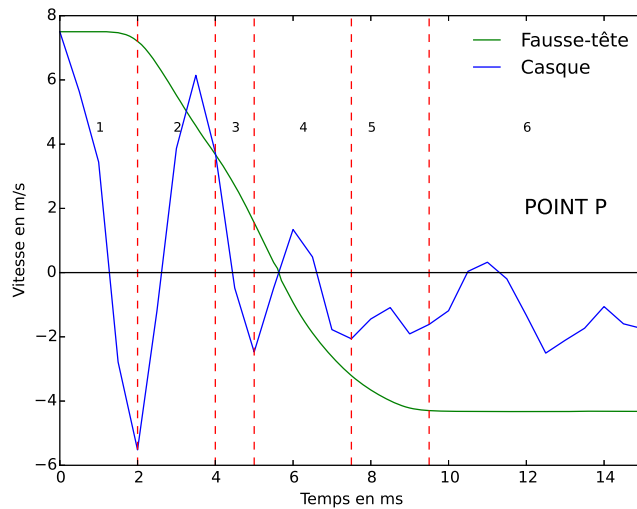


Fig. 3.8 – Vitesse au C.G de la fausse-tête et vitesse nodale d'un point sur le casque

3.3.4 Conclusion

Les travaux dans cette section ont porté sur la modélisation d'un casque motocycliste. L'essai d'absorption de chocs sur casque motocycliste est simulé sur un maillage de casque obtenu du LIER [25]. Pour la modélisation, les conditions aux limites sont appliquées au maillage de casque et des caractéristiques matériaux suivant des lois de comportement matériaux ont été recueillies des travaux de Fernandes et al. [24] et Ghajari et al.[28] pour les différents composants du casque. Les résultats issus de la simulation de l'essai d'absorption de chocs sur le modèle numérique développé ont ensuite été comparés aux résultats expérimentaux de Fernandes et al. [24]. Il ressort de cette comparaison que le modèle numérique de casque développé présente une bonne qualité numérique, a un comportement dynamique proche de celui d'un casque réel et est conforme aux recommandations de la norme ECE 2205 [46] sur les casques motocyclistes. Le modèle numérique de casque développé présente donc des qualités suffisantes pour être utilisé dans un modèle numérique global pour la simulation numérique d'essais de chocs sur écrans motards.

3.4 Barrière équipée d'écrans de protection motards

Les travaux dans cette partie concernent la modélisation de la barrière. Des conditions aux limites à la validation du modèle numérique développé, les travaux sur l'étude de convergence de maillage et la formulation d'éléments de l'écran de la barrière modélisée sont également présentés. Comme pour la modélisation du casque, le logiciel d'éléments finis LS DYNA est utilisé.

3.4.1 Géométrie, CAO, lois matériaux et conditions aux limites du modèle numérique de barrière

La figure 3.9 présente les composants de la barrière modélisée ; il s'agit de la lisse, de l'écran, de l'écarteur qui relie la lisse au poteau et du bras reliant l'écran au système traditionnel ; le système traditionnel étant la barrière non équipée d'écran de protection motards.

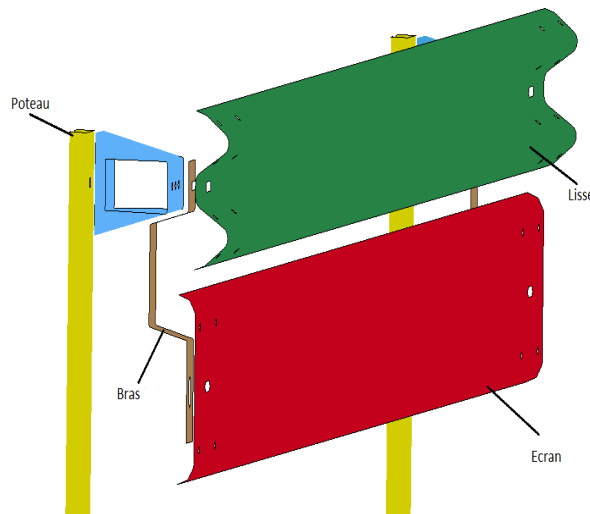


Fig. 3.9 – Composants détaillés du modèle numérique de barrière

Une barrière de 20 m de longueur a été modélisée (figure 3.10). Cette longueur de barrière est jugée suffisante pour la simulation d'essais motards [42], sachant qu'à l'échelle 1 les dispositifs de retenue sont testés sur une longueur de 60 m. En effet, Miralbes [42] a montré que hormis la travée d'écran et de glissière impactés par le motard, les glissières et écrans des autres travées absorbent une quantité négligeable d'énergie d'absorption. Il proposa alors une modélisation de 20 m barrière afin de gagner en temps de calculs lors de la simulation numérique d'essais de chocs sur écrans motards.

La surface du sol a été modélisée comme une plaque rigide avec un coefficient de friction $\mu = 0.5$ et avec une condition d'encastrement avec blocage de l'ensemble des degrés de liberté (blocage des déplacements et des rotations suivant les 3 axes). Les poteaux sur lesquels sont fixés les lisses (partie supérieure du dispositif de retenue) sont ancrés à une profondeur de 855 mm dans des semelles de forme cylindrique de rayon 810 mm et de hauteur 2100 mm (figure 3.11(a)). Le sol est modélisé par des semelles au droit de chaque poteau.

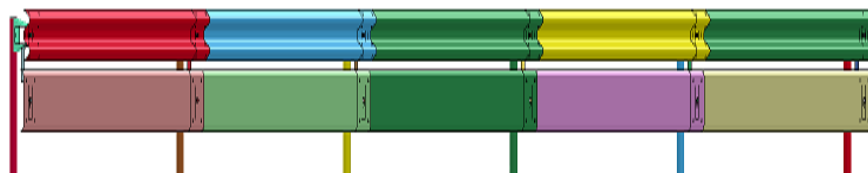


Fig. 3.10 – Barrière de 20 mètres modélisée pour la simulation d'essai de chocs sur écrans motards

Le contact entre un poteau et une semelle est géré par l'intermédiaire d'une coque (élément de type `*shell`) dont les caractéristiques matériau (module de Young E et coefficient de Poisson ν) servent à calculer les paramètres de l'interface de contact (figure 3.11 (b)). Les travaux sur la modélisation du sol ont été inspirés des travaux de Wu and Thomson [66].

D'après les travaux de Miralbes [42], le type de contact entre les différentes pièces de la barrière n'influence pas les résultats d'essais motards et le type de contact `*Constrained_Nodal_Rigid_Body` est un bon compromis en terme de temps de simulation. L'un des objectifs visé lors du développement du modèle numérique pour la simulation d'essai de chocs sur écran motard est la mise en œuvre d'une étude paramétrique suivant un plan d'expérience avec un ratio de 2 à 3 calculs par jour (le temps total alloué pour les calculs étant imposé par un GANTT de déroulement de thèse à respecter). Tous les contacts boulonnés sur le modèle numérique développé ont donc été représentés par le type de contact `*Constrained_Nodal_Rigid_Body` sous LS DYNA. Dans ce type de contact, les nœuds au contact de deux objets en contact sont liés et tous leurs degrés de liberté sont bloqués (blocage de déplacement et des rotations suivant les 3 axes). Pour assurer la stabilité du modèle numérique développé, la technique de "mass scaling" adoptée pour le développement du mannequin numérique Hybrid III a été reconduite. En effet la technique de "mass scaling" se rapporte à une technique dans laquelle une masse non-physique est ajoutée aux éléments conditionnant le pas de temps de calcul. L'objectif est d'obtenir un pas de temps plus grand afin d'assurer la stabilité du modèle numérique. Le pas de temps fut donc fixé par défaut au pas de temps du modèle numérique du mannequin Hybrid III $DT2MS = -0.0022230$ ms. La valeur négative du pas de temps signifie qu'une masse artificielle n'est ajoutée qu'aux éléments dont le pas de temps est inférieur à $|DT2MS|$, afin de ramener leur pas de temps à $|DT2MS|$.

Enfin, les composants de la barrière sont modélisés par des éléments de type coque et une loi bilinéaire élasto-plastique (`MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY`) sous LS DYNA leur est appliquée [4]. Tous les composants de la barrière ont une masse volumique 7850 kg m^{-3} avec un module de Young de 200 GPa et un coefficient de Poisson de 0.3. Les éléments de support (poteaux, écarteurs et bras) ont une limite élastique de 338 MPa tandis que l'écran et la lisse ont une limite élastique de 450 MPa. En effet, la quantité d'énergie stockée par une structure sollicitée croît avec l'importance des déformations élastiques, ce qui explique la différence entre les limites élastiques des supports et des structures à impacter.

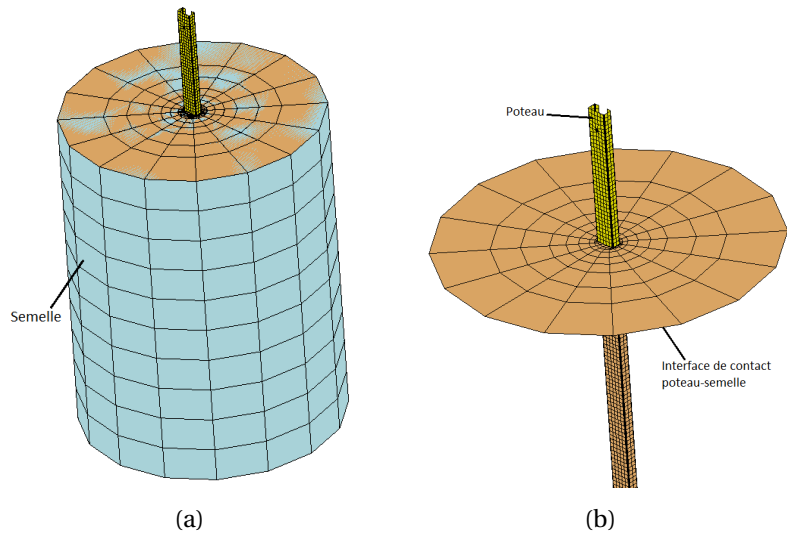


Fig. 3.11 – Liaison sol-structure du modèle numérique de barrière

3.4.2 Maillage et formulations d'éléments de l'écran du dispositif de retenue modélisé

Pour avoir un modèle numérique optimal en temps de calculs tout en conservant une précision suffisante, il est important de déterminer la taille d'éléments ainsi que la formulation d'éléments convenables à utiliser sous LS DYNA pour l'écran (impacté) du dispositif de retenue modélisé.

La tête casquée du mannequin Hybrid III est lancée sur l'écran d'une barrière équipée d'écran motard de portée 4 m, à une vitesse de 60 km h^{-1} sous un angle de 90° .

Quatre tailles d'éléments ont été testées pour l'écran motard : 5 mm, 10 mm, 20 mm, et 40 mm. Pour chaque taille d'éléments, un modèle de référence utilisant des éléments à intégration complète a été construit. Ensuite quatre autres configurations ont été testées en faisant varier les coefficients de contrôle d'hourglass (sans coefficient d'hourglass, 0.1%, 5% et 10%). Soit au total 20 configurations ont été testées.

La qualité numérique de chaque configuration est évaluée par le critère de ratio d'énergie d'hourglass de l'écran : le rapport entre l'énergie d'hourglass et l'énergie interne pour l'écran doit être inférieur à 10% [5], conférant au modèle une bonne qualité numérique.

La convergence du maillage est évaluée par la convergence de la déflexion maximale subie par l'écran motard impacté.

Enfin, le coût en terme de temps de calcul passé sur le processeur par chacune des configurations testées est pris en compte ; la solution retenue devant permettre la réalisation d'études paramétriques avec un ratio de 2 à 3 calculs par jour. L'étude détaillée de la convergence de maillage et de formulation d'éléments de l'écran du dispositif de retenue modélisé est présentée à l'annexe A.2.

En synthèse de l'étude de convergence de maillage et de formulations d'éléments de l'écran motard, pour chacune des configurations étudiées, les modèles à intégration complète sont d'une part caractérisés par une excellente qualité numérique (pas d'énergie d'hourglass) et d'autre part par un temps de calcul passé sur le processeur assez élevé (temps de calcul passé sur le processeur des modèles à intégration réduite multiplié par 1.5). Les modèles à intégration réduite avec contrôle d'hourglass sont meilleurs en termes de qualité numérique par rapport au modèle à intégration réduite sans contrôle d'hourglass en se référant au critère du ratio d'énergie d'hourglass. La précision des résultats est sensible à la taille des éléments et à la formulation d'éléments : en effet, des résultats précis sont obtenus pour le modèle à intégration complète et pour le modèle à intégration réduite avec contrôle d'hourglass de 0.1% pour des tailles d'éléments 5 mm, 10 mm, 20 mm (convergence du maillage est obtenu). Au final, la taille d'éléments 20 mm avec la formulation d'éléments à intégration réduite avec contrôle d'hourglass à 0.1% ont été utilisées pour le modèle de barrière développé. La configuration retenue est un bon compromis entre la convergence de maillage et le temps de calcul passé sur le processeur.

3.4.3 Validation du modèle numérique de barrière

Pour la simulation numérique d'essais motard, le modèle numérique complet comporte un mannequin numérique Hybrid III 50th percentile mâle équipé de système de protection motard (un habit et un casque numérique) et un modèle numérique de barrière.

La configuration d'essai où le mannequin Hybrid III est lancé à ras le sol sur le milieu d'un écran à une vitesse de 60 km h⁻¹ sous un angle de 30° a été retenue comme configuration de base pour les travaux de simulation numérique d'essai de chocs sur écrans motards. Cette configuration est une configuration commune aux procédures LIER [59] et normative EN 1317-8 [17]. Dans la suite du document, cette configuration sera nommée configuration nominale. Afin de valider le modèle numérique de barrière, l'essai motard a été simulé suivant la configuration de base et le comportement global du modèle numérique a été comparé à celui de la barrière BLM. ID-N2/01 du même type dont l'essai a été réalisé par la société espagnole DUERO spécialisée dans la réalisation des essais sur les dispositifs de sécurité routiers [?]. Le mannequin Hybrid III a été placé de telle sorte qu'il y ait une distance d'un mètre 1 m [42] entre le sommet de sa tête et la zone d'impact visée au milieu de l'écran motard, suivant son axe de lancement. Les efforts ont été relevés sur le mannequin suivant les critères de blessures définis et retenus au chapitre 2. Cependant, il est impératif de souligner les avantages de la simulation numérique de l'essai de chocs sur écrans motards : il s'agit notamment de la possibilité de recueillir toute variété d'informations sur le mannequin Hybrid III grâce aux accéléromètres qu'on peut placer à n'importe quel endroit et du gain en temps et coût pour réaliser l'essai d'évaluation de performance d'écrans motards. Quelques résultats illustrant la simulation numérique de l'essai de chocs sur écrans motards sont présentés ici. On retrouvera une autre variété de résultats à l'annexe A.3.

La figure 3.13 présente le comportement global de la barrière numérique en comparaison avec le comportement d'une barrière réelle vis-à-vis d'un choc motard. On y voit surtout la souplesse de l'écran facilitée par le bras le reliant au dispositif de retenue pour véhicule (dispositif sans écran motard).

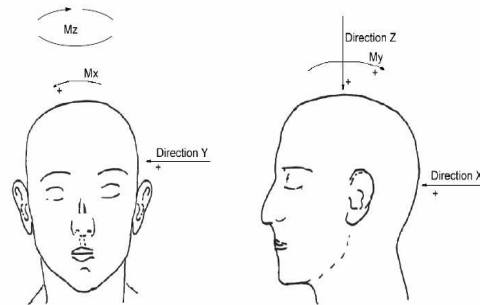


Fig. 3.12 – Définition des axes des efforts relevés sur le mannequin Hybrid III et orientation de la tête [25]

Le comportement dynamique du mannequin et la séquence chronologique de l'essai sont présentés à la figure 3.14. On pourra y remarquer comme dans la réalité que les premiers chocs avec l'écran ont lieu à la tête et au cou, ensuite suivent les chocs au torse ; à l'épaule, au thorax et au bassin. La dernière phase de l'essai est marquée par une éjection totale du mannequin par l'écran (le mannequin s'écarte de l'écran), suite à une décélération progressive.

Pour mieux illustrer la dynamique et le comportement du motard vis-à-vis du choc, les figures 3.15, 3.16, 3.17 et 3.18 présentent respectivement la courbe d'accélération au centre de gravité de la tête, celle de la force d'impact latéral au thorax, celle de la force dans la direction Z au cou ainsi que le moment autour de Y au cou du mannequin Hybrid III. Les efforts ont été relevés suivant les axes définis sur la figure 3.12. Chaque courbe est subdivisée en différentes phases correspondant à de différents comportements de la partie du corps concernée vis-à-vis des sollicitations.

a) Comportement de la tête durant l'essai

La figure 3.15 montre le comportement de la tête vis-à-vis du choc avec la barrière :

- A la première phase correspond à l'enfoncement de la tête dans l'écran, ce qui donne naissance à l'accélération maximale ; cette phase est suivie par ;
- B le coulissement de la tête le long de l'écran et son contact au niveau d'un poteau, plus précisément dans la zone de recouvrement entre l'écran impacté et le suivant. Malgré la décélération entamée, on note un second pic d'accélération engendré par la rigidité de la zone de recouvrement ;
- C sur la dernière phase de l'essai, la tête n'est plus en contact avec l'écran, elle est totalement éjectée par ce dernier ; le mannequin tend à prendre sa position initiale et l'accélération tend donc à s'annuler.

b) Comportement du cou durant l'essai

Les figures 3.17 et 3.18 montrent le comportement du cou vis-à-vis du choc avec la barrière, les mouvements de traction-compression et de flexion-extension illustrent ce comportement :

1. la force de compression maximale est observée tout au début de l'essai, elle est créée par l'enfoncement maximal de la tête dans l'écran, observé dans les premiers instants de l'essai, puis s'en suit ;
2. une série de mouvements alternés de traction-compression où le cou coulisse le long de l'écran ;
3. un second pic de compression est créé par la rigidité du contact avec la zone de recouvrement (se situant au niveau du poteau) de l'écran impacté et le suivant, enfin ;
4. dans la dernière phase le cou n'est plus en contact avec l'écran, il tend à prendre sa position initiale et les efforts de traction-compression tendent à s'annuler, le cou n'étant plus chargé.

Pour les mouvements de flexion-extension au cou, les phases sont semblables aux phases des mouvements de traction-compression au cou :

- a un effort d'extension est engendré lorsque le mannequin est lancé et glisse sur le sol, la tête touche ensuite l'écran et s'enfonce pour donner naissance à une flexion maximale au cou ;
- b on assiste ensuite à une série de mouvements alternés flexion-extension imposés par la déformation non-uniforme de l'écran qui tend à rediriger le mannequin, enfin ;
- c comme pour les efforts de compression et traction, sur la dernière phase de l'essai, le cou n'étant plus en contact avec l'écran, le mannequin tend à prendre sa position initiale et les efforts de flexion-extension tendent à s'annuler, le cou n'étant plus chargé.

c) Comportement du torse durant l'essai

La figure 3.16 illustre le comportement du torse vis-à-vis des chocs durant l'essai :

- (i) aux premiers instants de l'essai, on observe l'apparition d'un pic qui n'est autre que l'effet résiduel dans la colonne vertébrale du choc à la tête, ensuite ;
- (ii) l'épaule est impacté, suivi ;
- (iii) de l'impact au thorax, et ;
- (iv) de l'impact au bassin, durant cette phase le mannequin coulisse son bassin le long de l'écran, pour ;
- (v) s'en écarter définitivement en fin d'essai, ce qui explique la force d'impact latéral qui tend à s'annuler.

De manière générale, on pourra aussi remarquer que la force d'impact latéral décroît tout au long de l'essai.

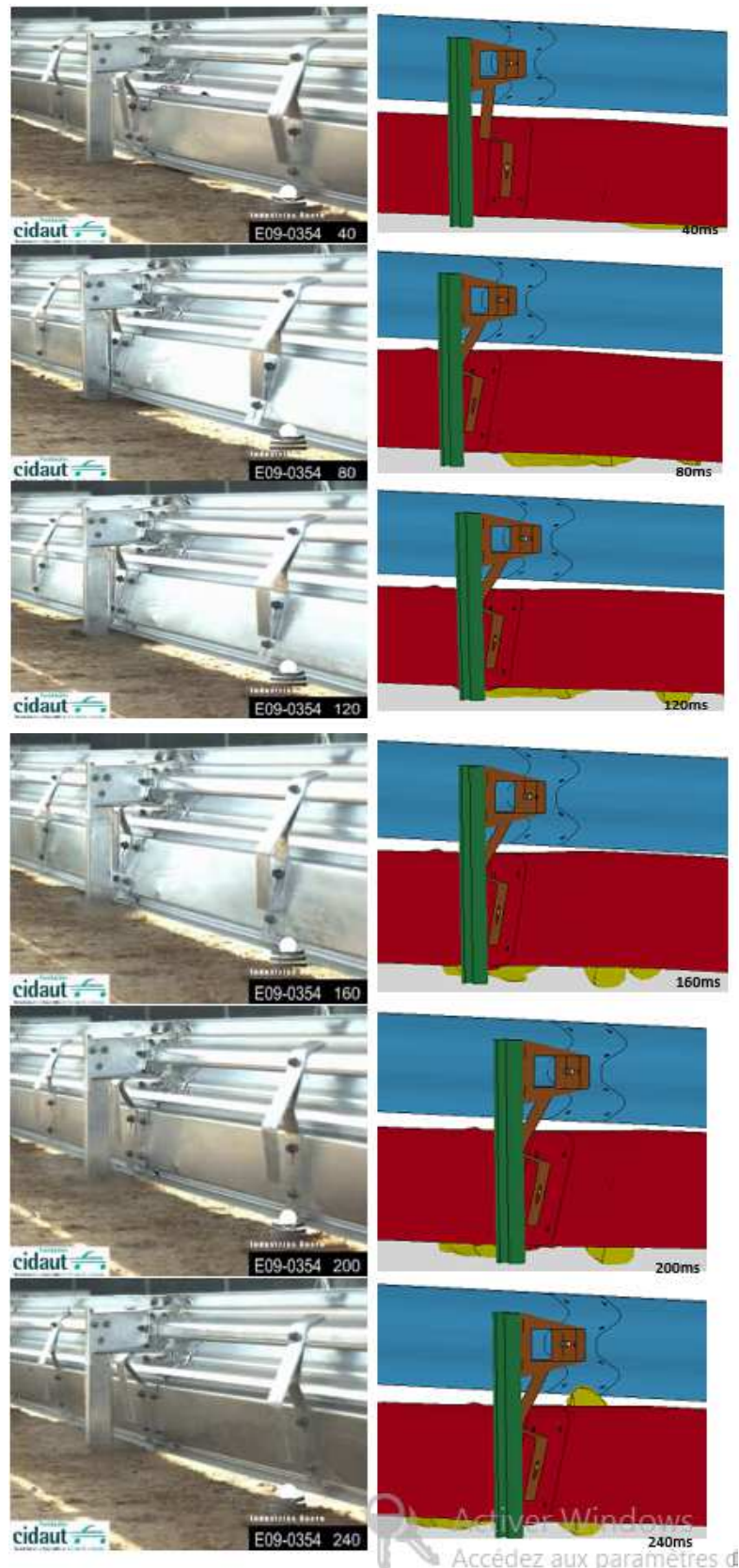


Fig. 3.13 – Comportement global de la barrière modélisée lors de la simulation numérique de l'essai de chocs sur écran motard

3.4. BARRIÈRE ÉQUIPÉE D'ÉCRANS DE PROTECTION MOTARDS

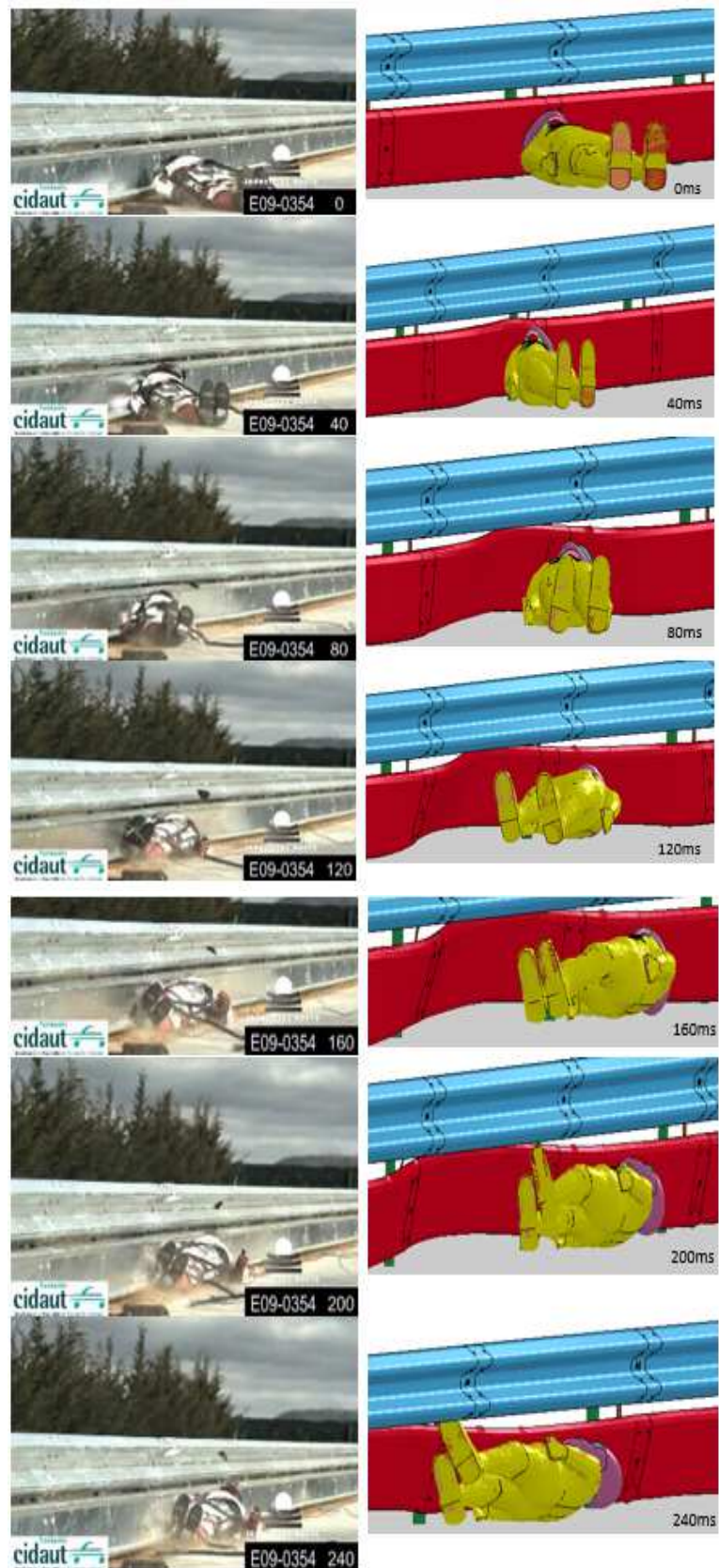


Fig. 3.14 – Déroulement chronologique et cinématique de l'essai d'évaluation de performance d'écran motard : vue latérale gauche

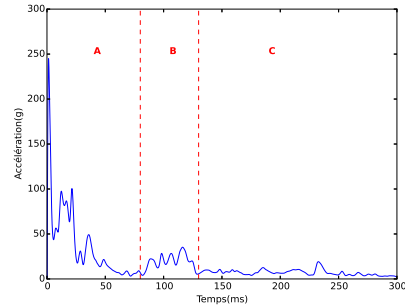


Fig. 3.15 – Accélération au centre de gravité de la tête du mannequin Hybrid III lors de la simulation numérique de l’essai de chocs sur écran motard

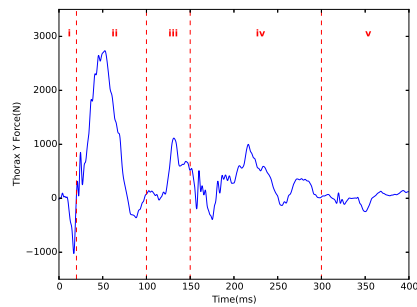


Fig. 3.16 – Force d’impact latéral au thorax du mannequin Hybrid III lors de la simulation numérique de l’essai de chocs sur écran motard

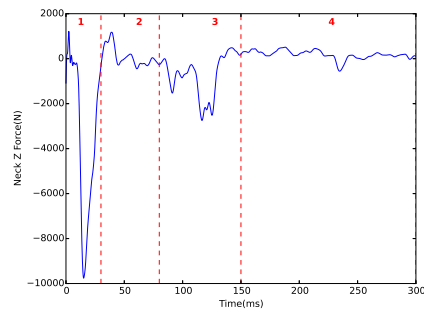


Fig. 3.17 – Force suivant la direction Z au cou du mannequin Hybrid III lors de la simulation numérique de l’essai de chocs sur écran motard

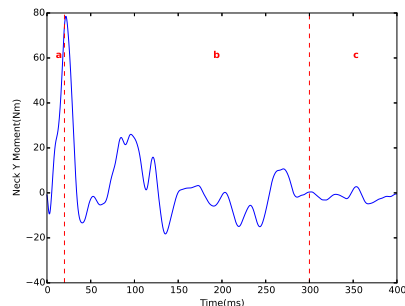


Fig. 3.18 – Moment suivant la direction Y au cou du mannequin Hybrid III de la simulation numérique de l’essai de chocs sur écran motard

3.5 Conclusion

Dans cette partie, un modèle numérique complet pour la simulation d'essais motards fut développé. Les principaux travaux ont été axés sur le développement d'un modèle numérique de casque et d'un modèle numérique de barrière. Les deux entités ont été modélisées puis ensuite validées selon les normes et procédures en vigueur [17], [46], [59]. Une validation du modèle numérique de casque a été réalisée en comparant les résultats de simulation numérique aux résultats d'essais expérimentaux tirés de la bibliographie. De par les résultats obtenus, le modèle de casque développé a été jugé conforme aux recommandations de la norme ECE 2205 relatives aux casques motocyclistes et son comportement dynamique a été jugé proche de celui d'un casque réel et suffisant pour la simulation d'essai motard. L'un des principaux objectifs de la thèse étant de partir du numérique et d'énumérer à travers une étude paramétrique les facteurs influençant les performances d'écrans motards ; le choix s'est porté sur un modèle de barrière particulier pour lequel on dispose d'essais expérimentaux d'une barrière du même type. La barrière de type GS4 en acier de la société SOLOSAR fut donc modélisée. Pour sa validation, on s'est contenté d'une validation de son comportement global par rapport au comportement d'une barrière de même type, la barrière BLM. ID-N2/01 dont l'essai a été réalisé par la société espagnole DUERO spécialisée dans la réalisation des essais sur les dispositifs de sécurité routiers [?]. La dynamique du déroulement de l'essai motard ainsi que la phénoménologie des blessures (comportement des différentes parties du corps vis-à-vis des chocs) furent également présentées. L'objectif visé est d'estimer la confiance à accorder au modèle numérique développé avant de passer à l'analyse de sensibilité. A partir des confrontations des résultats numériques et expérimentaux, il ressort que le modèle numérique complet développé dans cette partie est jugé suffisant pour servir de référence pour une étude de sensibilité en simulation numérique d'essais de chocs sur écran motards.

Chapitre 4

Analyse de sensibilité en simulation numérique d'essais de chocs sur écran motards

Sommaire

4.1 Introduction	73
4.2 Introduction à l'analyse de sensibilité	74
4.2.1 Vocabulaire de base des plans d'expériences	74
4.2.2 Méthodologie et outils d'analyse de sensibilité en simulation numérique d'essais motards	75
4.3 Plan d'expérience pour l'analyse de sensibilité	80
4.4 Influence des conditions d'essais	86
4.4.1 Résultats	86
4.4.2 Synthèse	97
4.5 Influence des paramètres matériaux de l'écran motard	101
4.5.1 Résultats	102
4.5.2 Synthèse des résultats de l'étude de sensibilité sur les paramètres matériaux	117
4.6 Conclusion	118

4.1 Introduction

Dans ce chapitre, il s'agit principalement de réaliser une analyse de sensibilité en simulation numérique d'essais de chocs sur écrans motard. L'analyse de sensibilité porte sur le modèle numérique complet développé au chapitre 3. L'objectif de l'analyse de sensibilité est d'énumérer du plus influent au moins influent les paramètres sur les conditions d'essais et les paramètres matériaux pouvant influencer le niveau de performance des écrans motards (en acier). Les écrans motards sont généralement testés sous une ou deux configurations d'essais (configurations nominales) par rapport auxquelles les performances de l'écran sont évaluées. Cependant, une zone d'ombre subsiste sur le comportement ou les performances des écrans motards sous des configurations d'essais au voisinage des configurations nominales. L'objectif de ce chapitre est de présenter la mise en œuvre de l'analyse de sensibilité dans le cas des dispositifs de protection motards. Ce chapitre se compose essentiellement de deux paragraphes.

Le premier paragraphe présente les outils ainsi que la méthodologie d'analyse de sensibilité utilisés. Un accent est mis sur l'intérêt de l'analyse de sensibilité réalisée. Une présentation focalisée sur l'analyse de sensibilité suivant un plan factoriel complet est faite suivant la démarche qui sera illustrée dans le paragraphe suivant. Enfin, le plan d'expérience qui permettra de réaliser l'analyse de sensibilité est également présenté dans ce paragraphe. Il est important de préciser que l'étude détaillée du chapitre 2 a permis de choisir les valeurs des variables d'entrée de la table d'expérience et de définir les variables de sortie du plan d'expérience.

Le second paragraphe s'intéresse à la mise en œuvre du plan d'expérience défini et à la présentation des résultats obtenus ainsi que leurs interprétations. Des synthèses mettant en relief les apports de l'analyse de sensibilité en simulation numérique d'essais de chocs sur écrans motards sont faites dans ce paragraphe.

4.2 Introduction à l'analyse de sensibilité

Dans cette partie sont présentés les terminologies en plan d'expérience ainsi que la méthodologie adoptée et les outils utilisés dans l'étude de sensibilité réalisée. Le plan d'expérience établi pour l'étude de sensibilité en simulation numérique d'essais de chocs sur écrans motards est aussi présenté.

4.2.1 Vocabulaire de base des plans d'expériences

Toute étude de sensibilité est mise en œuvre à travers un plan d'expérience préalablement établi. Un plan d'expérience est la suite d'essais d'une expérimentation, chacune permettant d'acquérir de nouvelles connaissances en contrôlant un ou plusieurs paramètres pour obtenir des résultats validant un modèle avec une bonne économie (nombre d'essais le plus faible possible, par exemple).

Les paramètres étudiés dans un plan d'expérience sont les facteurs ou variables d'entrée. Un facteur est une grandeur le plus souvent mesurable mais qui peut parfois être qualitative ; c'est un paramètre dont la variation peut influencer le fonctionnement d'un système [32]. La variable de sortie est la grandeur mesurée à chaque essai afin de connaître l'effet des facteurs étudiés sur le système analysé. Elle est le plus souvent mesurable mais elle peut également être qualitative. La variable de sortie étudiée est fonction de l'objectif souhaité vis-à-vis de celle-ci. Il convient de mettre l'accent sur la différence entre la sortie et la réponse du code de calcul.

Il existe plusieurs types de plans d'expérience : les plans factoriels complets et les plans factoriels partiels ou plans optimisés. Un plan est dit factoriel quand dans une même expérimentation il est étudié plusieurs facteurs dont les niveaux sont croisés. Il est dit complet si tous les croisements possibles figurent dans l'expérimentation [2]. Les plans factoriels complets conduisent souvent à un nombre d'essais trop important à réaliser, surtout si les essais en question sont onéreux. La recherche d'un plan ayant une précision voisine de plans factoriels complets tout en étant plus économe conduit à utiliser des plans d'expériences optimisés. Ils sont basés sur des tables préétablies (tables de Taguchi, tables de Hadamard, etc.).

Toutefois, pour acquérir des connaissances précises sur un phénomène ou un procédé, la méthode des plans factoriels complets est celle qui apporte le plus d'efficacité. Une notion importante à souligner est celle d'interaction entre deux ou plusieurs facteurs d'entrée. On parle d'interaction entre deux facteurs A et B quand l'effet du facteur A sur la réponse va dépendre de la valeur du facteur B. L'analyse de sensibilité dans cette étude a été réalisée par des plans d'expériences complets et les effets d'interactions entre facteurs ont été analysés. En effet plusieurs facteurs entrent dans la conception des écrans motards et dans l'évaluation de leurs performances ; la réalisation de l'analyse de sensibilité suivant un plan factoriel complet permettra d'examiner tous les croisements possibles entre les facteurs. L'analyse de ces croisements (interactions) entre les facteurs permettra d'observer si ces facteurs interagissent entre eux pour influencer sur les performances des écrans motards.

4.2.2 Méthodologie et outils d'analyse de sensibilité en simulation numérique d'essais motards

Selon Saltelli et al. [58], les objectifs principaux d'une analyse de sensibilité sont : la hiérarchisation des variables d'entrée, la calibration des variables d'entrée, la réduction de la variance et le pouvoir discriminant.

L'analyse de sensibilité en simulation numérique d'essais de chocs sur écrans motards concerne principalement la hiérarchisation et la calibration des variables d'entrée. La présente étude permettra de répondre aux questions suivantes :

- quelles variables d'entrée (les paramètres sur les conditions d'essais) sont les plus influentes sur la variabilité des réponses vis-à-vis des blessures contractées par le motard victime d'accidents de chocs contre écrans motards ;
- quelles sont les configurations d'accidents et les critères de blessures à analyser lors d'un essai d'évaluation de performances d'écrans motards ;
- quels sont les paramètres matériaux de l'écran motard sur lesquels on peut jouer afin de concevoir une barrière robuste c'est-à-dire une barrière garantissant une protection optimale aux motards ;
- quel est le comportement de la barrière (écran motard) lorsque celle-ci est testée aux voisinages des configurations d'essais recommandées par les procédures LIER et normatives EN 1317-8.

Pour répondre à ces questions, une méthodologie fut adoptée. Cette méthodologie ainsi que les outils utilisés sont présentés dans ce paragraphe.

La méthodologie d'analyse de sensibilité adoptée est schématisée sur la figure 4.1.

La méthodologie est divisée en trois grandes étapes :

- la première étape a été consacrée à la définition du plan d'expérience : il a été question de lister les variables d'entrée du modèle étudié et de définir quelles sorties des calculs seront à considérer dans l'analyse de sensibilité. Cette phase est préalable et impérative à l'étude de sensibilité. Les variables d'entrée dans le cas de cette étude sont d'une part des paramètres sur les conditions d'accident de chocs de motards contre dispositifs de retenue routiers, et d'autre part des paramètres sur la robustesse de la conception de la barrière équipée d'écrans motards. Le domaine de variation de chacune des variables d'entrée a été déterminé en se basant sur les sources bibliographiques.

Avant de mettre en œuvre le plan d'expérience, il est aussi impératif de définir quelle(s) sortie(s) du calcul seront considérées dans l'analyse de sensibilité. L'étude détaillée du chapitre 2 a permis de définir les sorties à analyser, il s'agit notamment des critères d'évaluation de blessures contractées par le motard lors d'accidents de chocs ;

- la seconde étape n'a été qu'une suite logique de la première étape, elle a donné lieu à la mise en œuvre du plan d'expérience sous LS DYNA ;
- la dernière étape a été consacrée au traitement des sorties sous le langage de programmation et environnement statistique R.

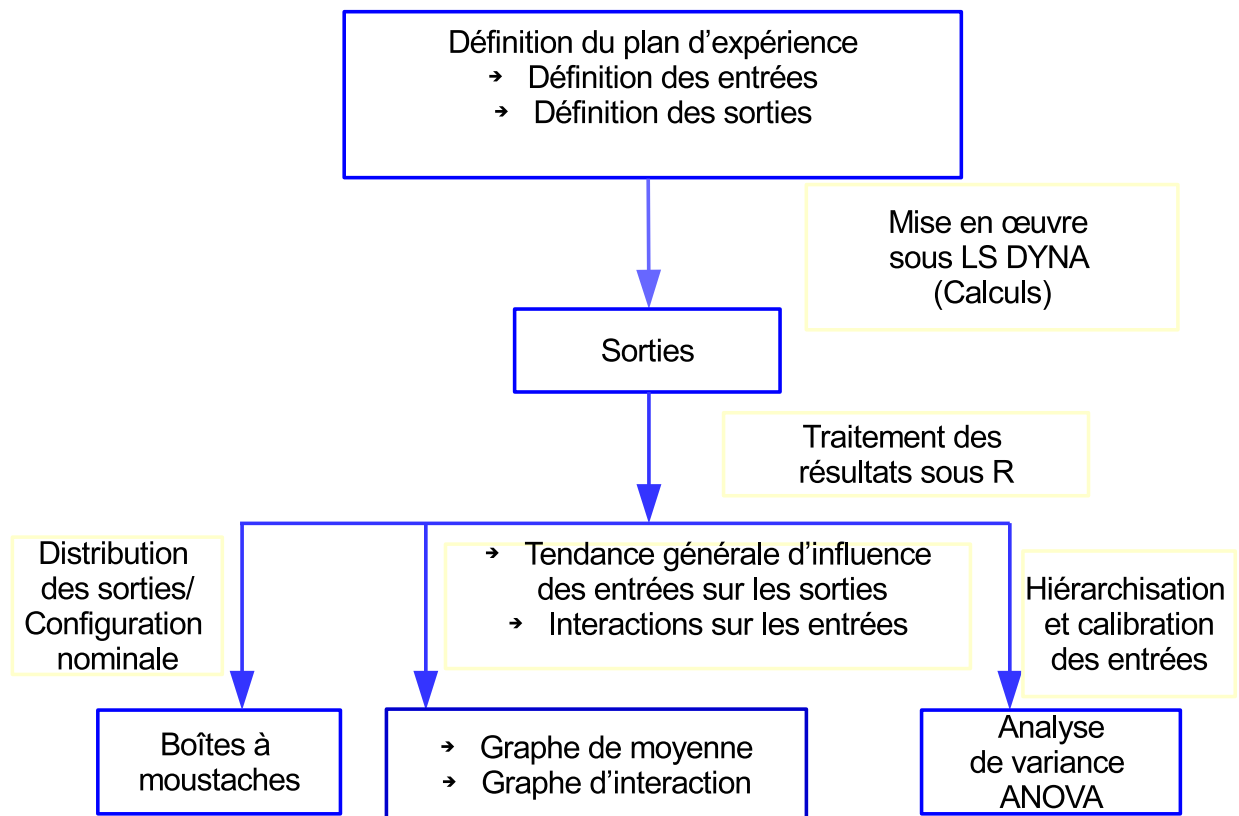


Fig. 4.1 – Méthodologie d'analyse de sensibilité adoptée en simulation numérique d'essais de chocs sur écrans motards

4.2.2.1 Boîtes à moustaches

La boîte à moustaches est un support visuel permettant d'examiner les propriétés statistiques clés d'une variable (médiane, distribution etc.). Aussi, cet outil permet d'évaluer visuellement la répartition d'une série statistique. Il est souvent utilisé pour comparer deux groupes ou variables statistiques entre eux et permet de relever visuellement les facteurs importants lors d'une étude. L'illustration à la figure 4.2 montre comment la forme d'une boîte à moustaches définit ses propriétés. La plage de l'échelle verticale s'étend de la valeur minimale à la valeur maximale de la variable observée ou de la valeur minimale à la valeur maximale des points de référence affichés.

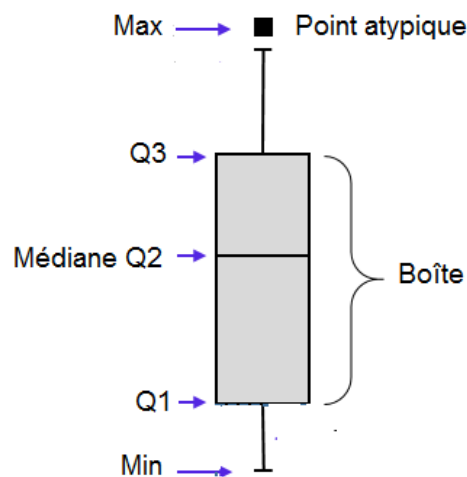


Fig. 4.2 – Représentation d'une boîte à moustaches

On peut identifier sur la figure 4.2 :

- la valeur du 1^{er} quartile Q1 (25% des effectifs), correspondant au trait inférieur de la boîte ;
- la valeur du 2^{ème} quartile Q2 (50% des effectifs), représentée par un trait horizontal à l'intérieur de la boîte ;
- la valeur du 3^{ème} quartile Q3 (75% des effectifs), correspondant au trait supérieur de la boîte ;
- les 2 «moustaches» inférieure et supérieure, représentées ici par les petits rectangles verticaux de part et d'autre de la boîte. Ces 2 moustaches, délimitent les valeurs dites adjacentes qui sont déterminées à partir de l'écart interquartile (Q3-Q1) ;
- les valeurs dites extrêmes, atypiques, exceptionnelles, (outliers) situées au-delà des valeurs adjacentes sont individualisées. Elles sont représentées par des marqueurs (carré, ou étoile, etc.).

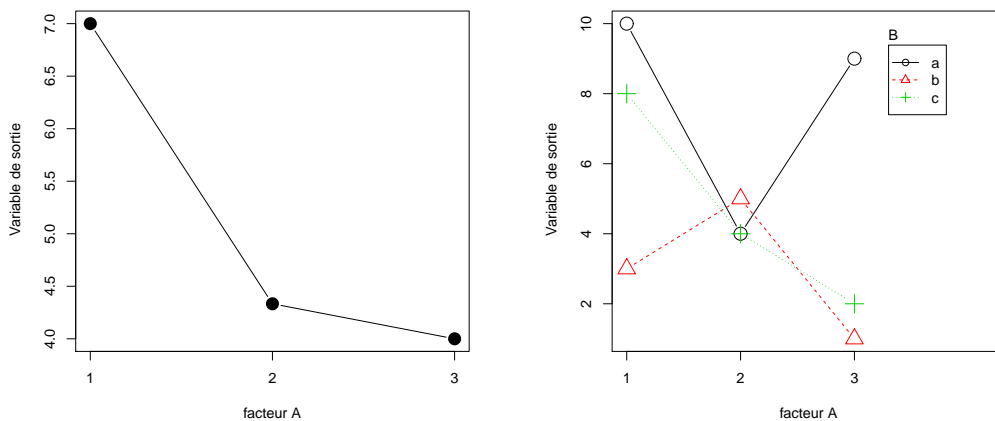
4.2.2.2 Graphes des moyennes et courbes d'interaction

Le graphe des moyennes permet d'évaluer l'effet global des facteurs par la variation de la variable de sortie observée. Le graphe des moyennes est représenté par un segment de droite faisant varier le facteur du niveau le plus bas au niveau le plus élevé. La pente du segment de droite renseigne sur l'influence du facteur étudié sur la variable de sortie ; plus la pente est prononcée, le facteur a une forte influence et plus la pente est faible, l'influence du facteur étudié est faible.

Cependant, il est parfois intéressant d'identifier les éventuelles interactions entre les facteurs étudiés. Les graphes d'interaction sont basés sur le même principe que les graphes des moyennes. Il existe une interaction entre deux facteurs A et B quand l'effet du facteur A sur la réponse va dépendre de la valeur du facteur B ; dans ce cas, les graphes des moyennes des deux facteurs sont sécants ou tendent à se couper. L'effet d'interaction est nul si les graphes de moyennes représentés par des segments de droite sont parallèles. En fonction de l'intérêt de l'étude de sensibilité réalisée et du nombre de facteurs de la table d'expérience, on peut analyser l'effet d'interaction entre 2, 3 ou plusieurs facteurs.

Dans le cas de l'essai d'évaluation de performances d'écrans motards, cet outil a permis de vérifier si les facteurs pouvant conditionner la performance de l'écran motard interagissent entre eux.

Les figures 4.3(a) et 4.3(b) illustrent l'évolution de la moyenne de la sortie en fonction des niveaux d'un facteur A et le graphe d'interactions entre un facteur A et un facteur B d'une étude de sensibilité. Le facteur A possède trois niveaux 1, 2, 3 et le facteur B possède également trois niveaux a, b, c.



(a) Graphe de moyenne du facteur A

(b) Graphe d'interaction entre 2 facteurs A et B

Fig. 4.3 – Graphes de moyenne et d'interaction d'une étude de sensibilité d'essais

4.2.2.3 Analyse de variance ANOVA

Pour comparer simultanément les moyennes de plusieurs variables, on pratique une analyse de variance.

En effet, les graphes des moyennes permettent de visualiser l'influence de chaque facteur sur les variables de sorties ; néanmoins, des tests statistiques sont nécessaires afin de déterminer si les effets sont significatifs et pour hiérarchiser les facteurs suivant leur influence.

Le principe général est de vérifier si les effets globaux des groupes sont égaux ou pas. On pose les hypothèses "H0 : tous les groupes ont la même moyenne" et "H1 : au moins une moyenne est différente des autres".

Dans le cas d'un facteur, les groupes sont constitués des niveaux du facteur en question et dans le cas de plusieurs facteurs, les groupes sont constitués de ces facteurs et de leurs interactions. On parle respectivement d'ANOVA à un facteur ou d'ANOVA à plusieurs facteurs. C'est le cas de l'ANOVA à plusieurs facteurs qui nous intéresse dans cette étude.

Lorsqu'il y a plusieurs variables à expliquer, à prendre en compte simultanément, au lieu de faire plusieurs analyses de variance (une par variable à expliquer), on réalise une analyse de variance multiple. On teste si les différences de variation dans chaque groupe défini par les modalités des variables explicatives s'écartent de manière significative de la valeur 0, et cela de manière simultanée dans l'ensemble des variables explicatives (d'où la différence avec l'analyse de variance simple). L'effet "0" signifie que l'hypothèse H0 est vérifiée.

L'interprétation des résultats de l'ANOVA est basée essentiellement sur l'interprétation de la p-value qui est une probabilité de décision dont le seuil de signification est arbitrairement fixé à 5%. La p-value représente la probabilité, si l'hypothèse H0 était vraie :

- avec une p-value > 5%, on accepte H0 avec un risque de 5%, ce qui signifie que le facteur dont la p-value est calculée n'a pas d'effet significatif sur la variable de sortie examinée ;
- avec une p-value < 5%, on rejette H0 avec un risque de 5%, ce qui signifie que le facteur dont la p-value est calculée a un effet significatif sur la variable de sortie examinée.

Cet outil a été utilisé dans cette étude de sensibilité, afin de hiérarchiser les facteurs et interactions suivant leur ordre d'influence sur les variables de sortie.

4.3 Plan d'expérience pour l'analyse de sensibilité

Le plan d'expérience établi est un plan factoriel complet dont les facteurs portent sur les conditions d'essais et sur les paramètres matériaux de l'écran motard. Les travaux relatifs au choix des facteurs sur les conditions d'essais sont présentés au chapitre 2. Le plan d'expérience a été scindé en deux parties afin d'analyser séparément d'une part l'influence des conditions d'essai sur les performances des écrans motards et d'autre part l'influence des paramètres matériaux de l'écran motard sur ses performances. Les paramètres analysés pour les conditions d'essais sont : la vitesse d'impact du mannequin Hybrid III, l'angle d'impact, la trajectoire du mannequin et enfin la hauteur d'impact du mannequin sur l'écran motard. Les niveaux retenus pour chaque facteur sont :

- pour l'angle d'impact : 15°, 30°, 45° ;
- pour la vitesse d'impact : 50 km h⁻¹, 60 km h⁻¹, 70 km h⁻¹ ;
- pour la hauteur d'impact : 190 mm, 345 mm. La hauteur de 190 mm (Bottom) correspond à la hauteur entre la surface du sol et le point situé au centre de la zone d'impact tête du mannequin-écran pour la configuration où le mannequin impacte l'écran en coulissant à ras le sol ; la hauteur d'impact 345 mm (Top) correspond à la zone d'impact située à 155 mm au-dessus de la précédente (figure 4.4) ;
- deux trajectoires du mannequin sont analysées : la trajectoire pour laquelle l'axe du mannequin couché sur le dos est aligné sur le milieu de l'écran impacté (figure 4.5) et la trajectoire pour laquelle l'axe du mannequin couché sur le dos est aligné avec le centre d'un poteau limitant l'écran impacté (figure 4.5).

Le comportement de l'écran impacté et de ses bras de support fut observé lors de la simulation numérique d'essais de chocs sur écrans motards réalisée au chapitre 3. Cette observation a permis d'identifier la limite élastique de l'acier de l'écran σ_{ecran} et la limite élastique de l'acier des bras σ_{bras} de support de l'écran comme paramètres à prendre en compte pour la robustesse de la conception de la barrière. Ces paramètres peuvent influencer la performance de l'écran motard en acier. Les figures 4.6 et 4.7 montrent les diagrammes de contraintes dans l'écran impacté par le mannequin Hybrid III et dans le bras droit de support de l'écran lors de la simulation d'essais de chocs sur écrans motards. A partir de $t = 40$ ms on observe des contraintes supérieures à la limite élastique respectivement dans l'écran et dans le bras. On assiste donc à la formation de déformation plastique dans l'écran et dans le bras.

Les deux paramètres testés pour la robustesse de la conception de la barrière équipée d'écran motard sont la limite élastique de l'acier du bras σ_{bras} reliant l'écran au système traditionnel de dispositifs de retenue et la limite élastique de l'écran motard σ_{ecran} .

Deux valeurs ont été analysées pour chacun des deux facteurs : 338 MPa et 450 MPa. Ces valeurs sont des valeurs usuelles de caractéristiques matériaux extraites des résultats d'essais matériaux réalisés par Atahan [4] sur l'acier de type S235J pour la fabrication des écrans et des bras.

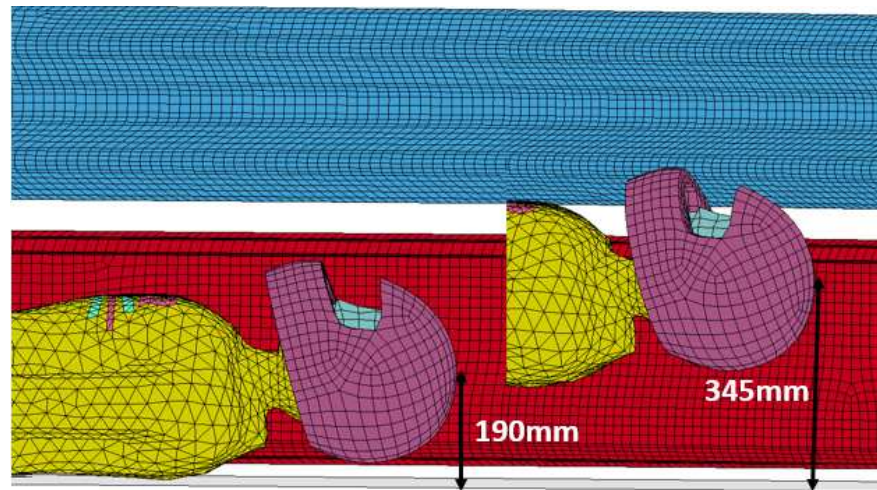


Fig. 4.4 – Hauteur d'impact de la tête du mannequin Hybrid III

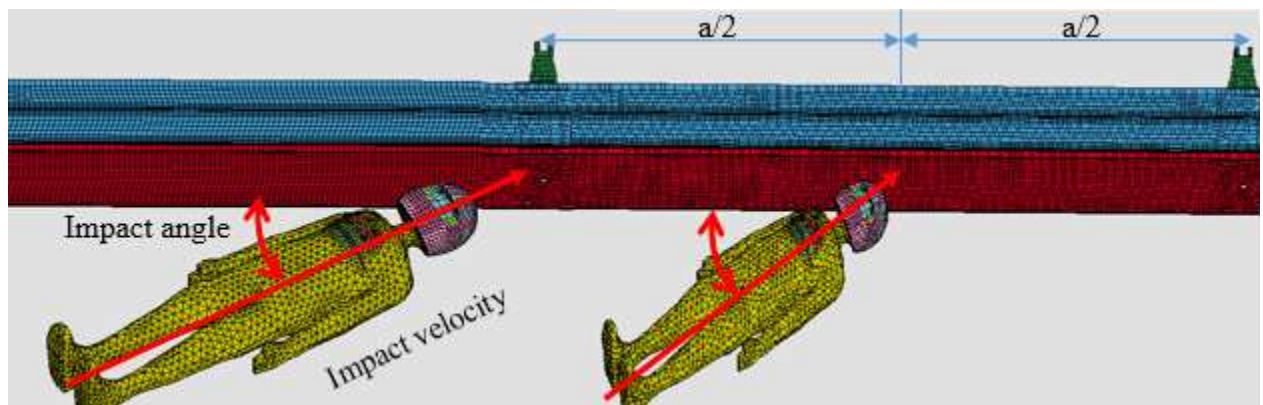


Fig. 4.5 – Trajectoires du mannequin Hybrid III lors d'impact avec l'écran rotard

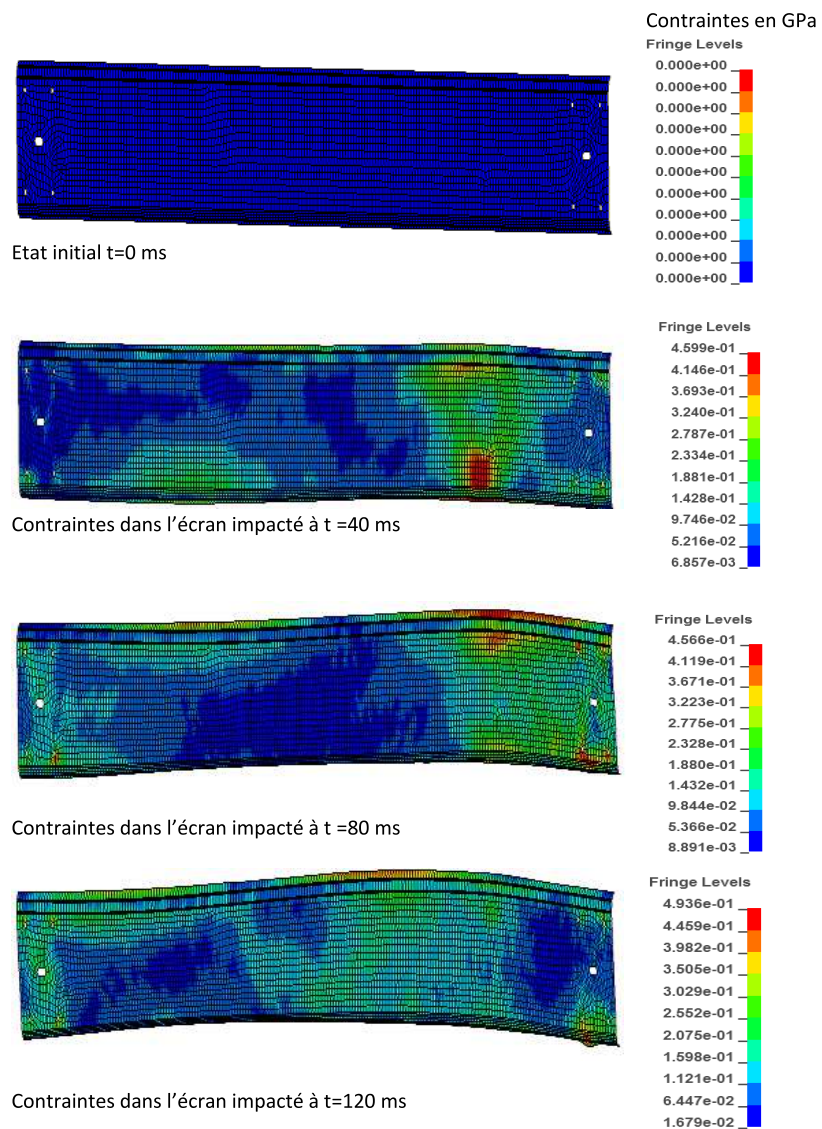


Fig. 4.6 – Contraintes dans l'écran impacté par le mannequin Hybrid III (Acier S235J de limite élastique 450 MPa)

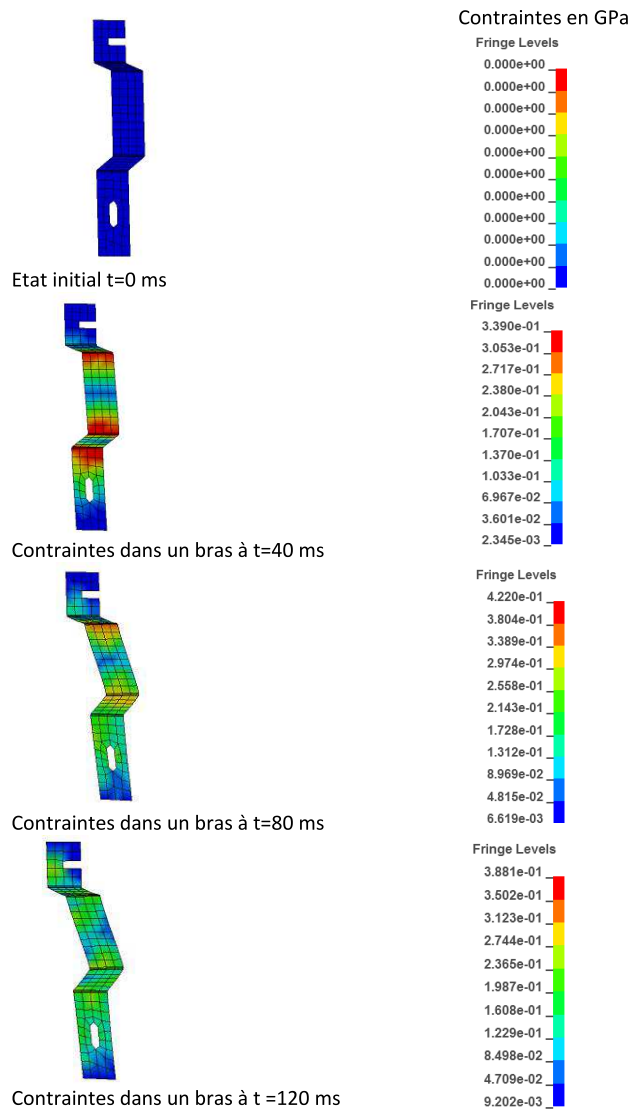


Fig. 4.7 – Contraintes dans le bras droit de support de l'écran impacté par le mannequin Hybrid III (Acier S235J de limite élastique 338 MPa)

Au final le plan d'expérience établi est un plan factoriel complet à 2 facteurs à 3 niveaux et à 4 facteurs à 2 niveaux, ce qui fait un plan à $3^2 \times 2^4 = 144$ points. Les variables de sortie définies pour cette étude de sensibilité sont des critères de blessures définis au chapitre 2 et qui doivent être analysés lors d'essais d'évaluation de performance d'écrans motards. Ces critères renseignent sur le niveau d'agressivité de la barrière sur le motard vis-à-vis d'un choc. La sélection de critères de blessures est essentiellement basée sur l'étude d'accidentologie menée au chapitre 1 et sur les critères d'évaluation de performances d'écran motards suivant les procédures LIER [59] et normative EN 1317-8 [17]. Ces variables de sortie sont des efforts (des variables biomécaniques) relevés sur le mannequin numérique Hybrid III à l'aide des accéléromètres et capteurs de forces, à l'issue des calculs. Les efforts relevés sont définis suivant les axes sur la figure 1.6 (voir chapitre 1).

Les variables de sortie du plan d'expérience sont :

- le Head Injury Criteria HIC ;
- la force d'impact latéral au thorax F_y^{th} ;
- le moment de flexion de la colonne vertébrale M_x^v ;
- la force de cisaillement au cou F_x^c ;
- le moment M_x^c au cou ;
- les moments de flexion M_{fy}^c et d'extension M_{ey}^c au cou ;
- les forces de traction F_{tz}^c et de compression F_{cz}^c au cou.

Après la mise en œuvre du plan d'expérience, les résultats obtenus sont présentés en deux paragraphes : un paragraphe relatif aux résultats sur les conditions d'essais et un autre paragraphe relatif aux résultats sur les paramètres matériaux. A la fin de chaque paragraphe, une synthèse est faite sur les résultats présentés.

Les figures 4.8 et 4.9 présentent les schémas de synthèse de l'analyse de sensibilité réalisée.

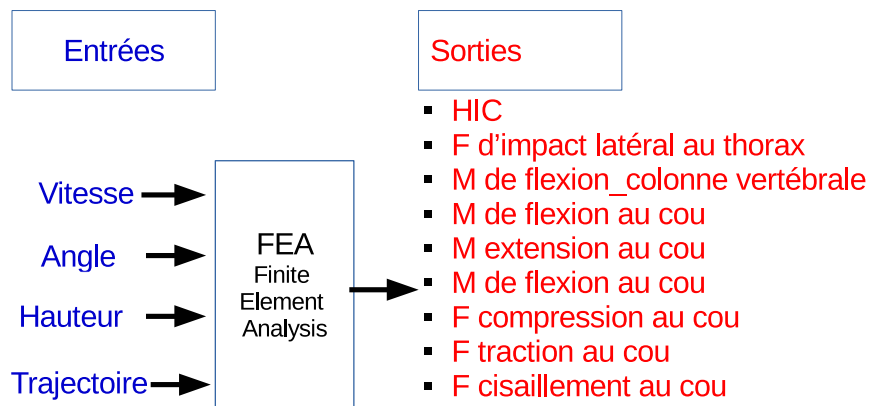


Fig. 4.8 – Synthèse de l'analyse de sensibilité sur les conditions d'essais

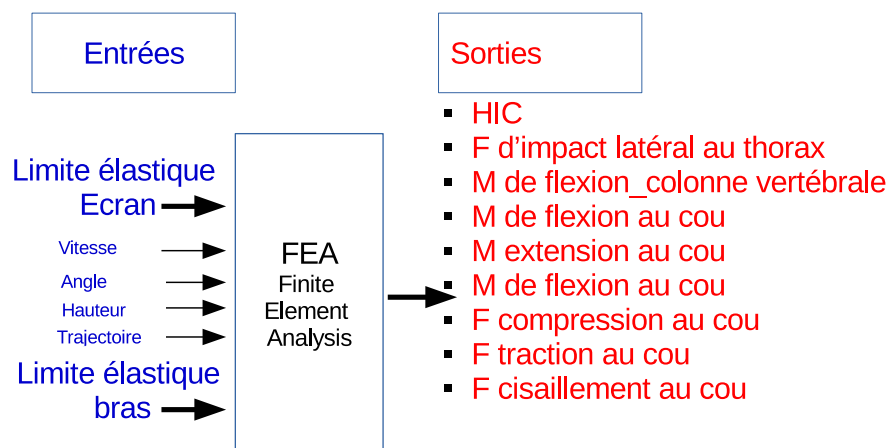


Fig. 4.9 – Synthèse de l'analyse de sensibilité sur les paramètres matériaux

4.4 Influence des conditions d'essais

L'influence des conditions d'essais sur les performances d'écrans motards lors d'essai d'évaluation de performances d'écrans motards est étudiée en isolant 36 points de la table d'expérience établie (voir paragraphe 4.3). Les 36 points isolés correspondent à un plan factoriel complet où seuls la vitesse d'impact, l'angle d'impact, la hauteur d'impact ainsi que la trajectoire du mannequin Hybrid III varient. Après la mise en œuvre du plan d'expérience, les variables biomécaniques (voir paragraphe 4.3) servant de critères d'évaluation de performance des écrans motards ont été relevées sur le mannequin Hybrid III.

4.4.1 Résultats

La figure 4.10 présente les boîtes à moustaches des variables biomécaniques relevées. Sur chacune des boîtes à moustaches (figure 4.10) sont illustrées par un trait rouge la valeur de la variable biomécanique obtenue pour la configuration nominale d'impact (CN) et par un trait bleu la limite du supportable pour un corps humain (Limite). Par exemple pour le HIC, cette valeur est de 1000 et correspond précisément à une probabilité de 18% de blessure grave à la tête, une probabilité de 55% de blessure moins grave et une probabilité de 90% de blessures légères sur la moyenne des adultes. On rappelle que la configuration nominale est la configuration d'essai simulée au chapitre 3 pour la validation du modèle numérique de barrière. C'est la configuration d'essais où le mannequin est lancé à ras le sol (à une hauteur de 190 mm) à une vitesse de 60 km h^{-1} sous un angle de 30° , de manière à ce que sa tête impacte le milieu d'une portée d'écran.

Selon les procédures LIER [59] et normative EN 1317-8 [17], un écran motard est validé suivant une variable biomécanique si la valeur de cette variable obtenue lors de l'essai d'évaluation de performances d'écrans motards est inférieure à l'effort maximal que peut supporter le corps humain. Dans ce cas, la blessure dont la variable biomécanique est relevée ne conduit pas au décès du motard.

Les boîtes à moustaches représentées sur la figure 4.10 renseignent sur plusieurs situations par rapport à la validation de la barrière. On relève les différents cas suivants :

- la barrière est validée suivant toutes les configurations testées dans le plan d'expérience, cette situation est observée sur les variables biomécaniques comme le HIC, le moment de flexion à la colonne vertébrale, les moments de flexion et d'extension au cou et la force de traction au cou ;
- la barrière est validée suivant une partie des configurations testées dont ne fait pas partie la configuration nominale, cette situation est par exemple observée sur la force de compression au cou et la force latérale au thorax ;
- la barrière est validée suivant une partie des configurations testées dont la configuration nominale, c'est le cas de la force de cisaillement au cou et du moment dans la direction X au cou.

On peut également noter d'après la figure 4.10, que l'écart observé entre les variables biomécaniques relevées sur le mannequin Hybrid III pour la configuration nominale (CN) et la limite admissible (Limite) n'est pas le même suivant les critères d'évaluation de performances de l'écran motard (les sorties).

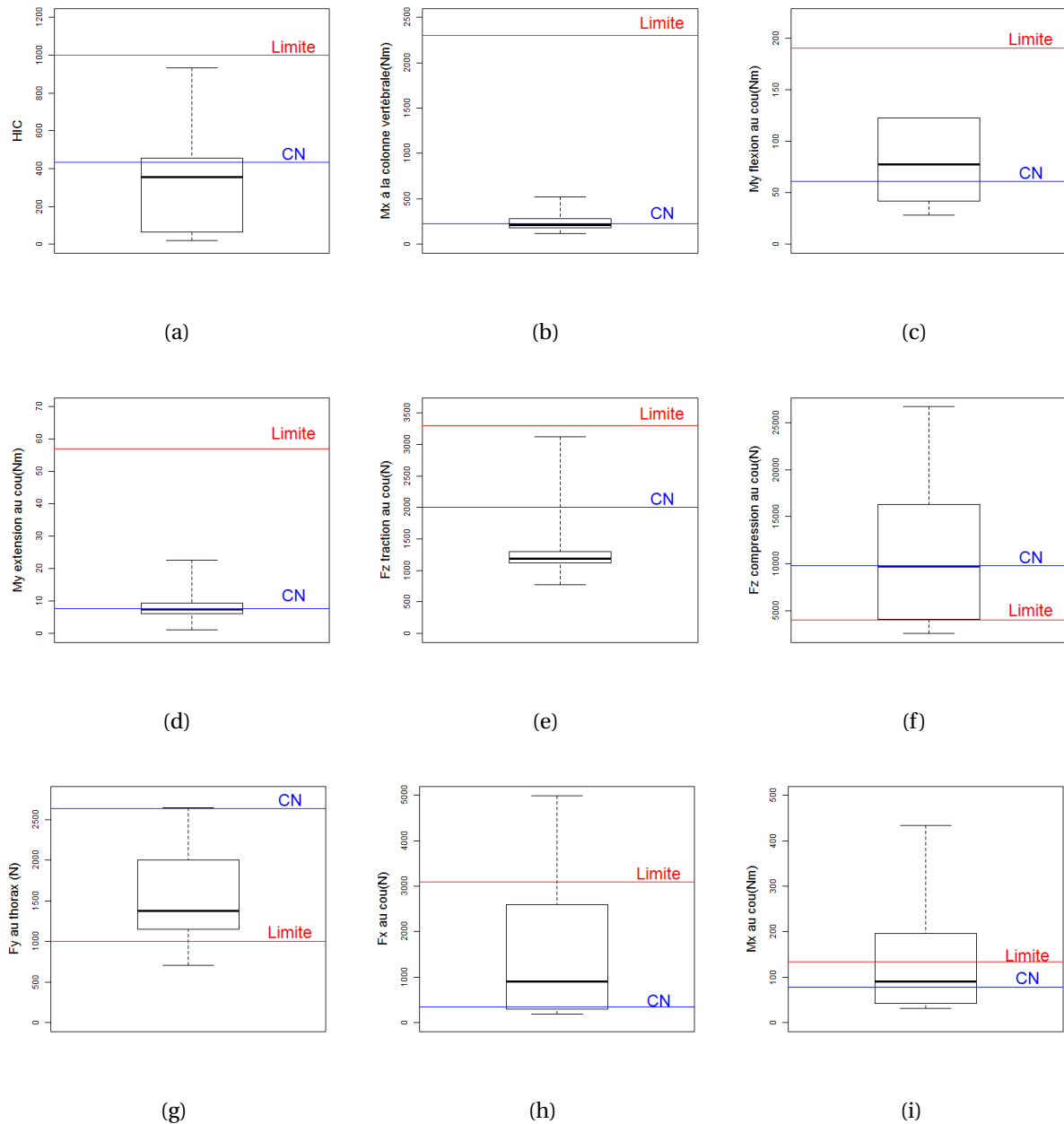


Fig. 4.10 – Boîtes à moustaches des variables biomécaniques pour l'analyse de sensibilité des conditions d'essais

Aux vues de ces différentes observations, on déduit que les valeurs des variables biomécaniques ne valident pas la barrière au même niveau de performance au sens des procédures LIER et normative EN 1317-8. Aussi, une seule configuration d'essai (angle, vitesse) ne serait pas suffisante pour évaluer les performances des écrans motards.

En d'autres termes, le comportement de l'écran motard n'est pas le même sous la configuration nominale et au voisinage de la configuration nominale.

Ces résultats se traduisent également par le fait que les configurations préjudiciables d'accidents au motard ne sont pas identiques pour tous les critères d'évaluation de performance de l'écran motard.

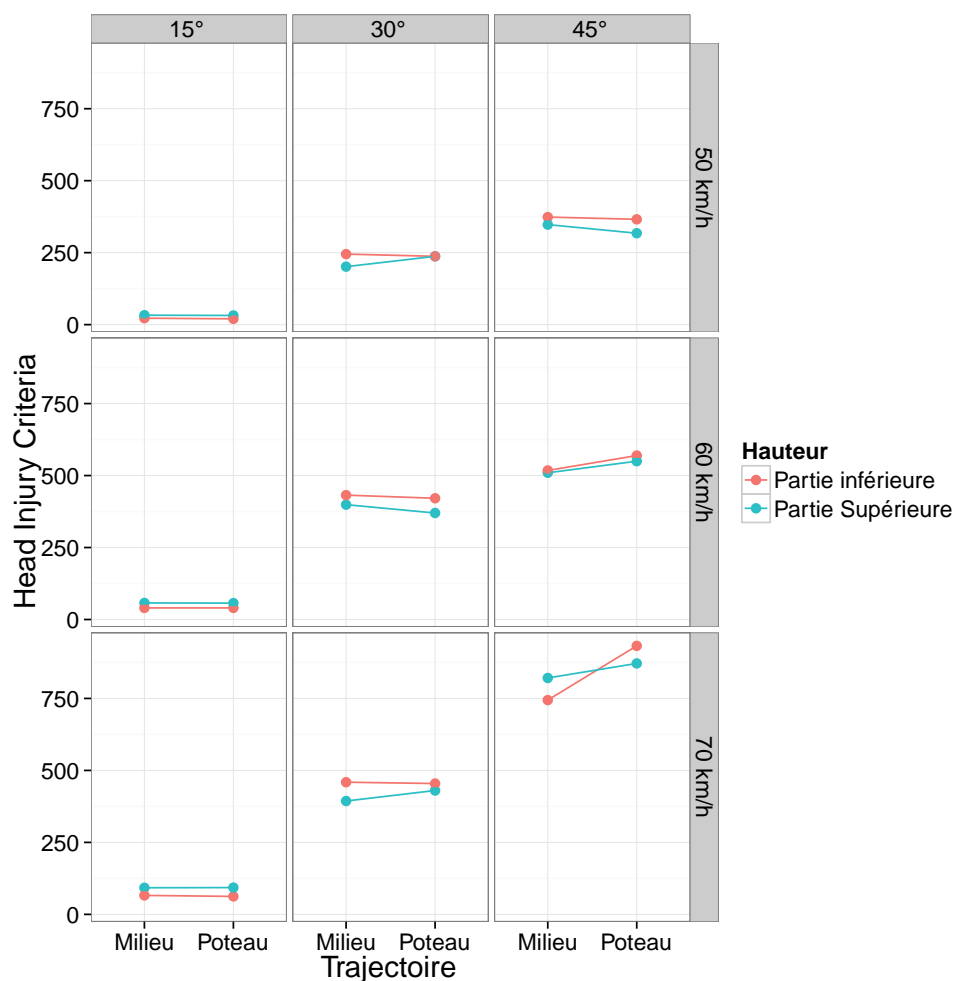


Fig. 4.11 – Graphe d'interaction sur le HIC entre la hauteur d'impact et la trajectoire d'impact

En effet, les graphes de moyenne et d'interactions entre la hauteur d'impact et la trajectoire d'impact sur le HIC (figure 4.11), sur la force de compression au cou (figure 4.12) et sur le moment de flexion au cou (figure 4.13) montrent que la sévérité de chocs augmente avec la vitesse et l'angle. Cette tendance s'explique par le fait que lorsque la vitesse (et l'angle) augmente, l'énergie du choc (énergie cinétique) augmente de façon quadratique. De même, les figures 4.11, 4.12, et 4.13 montrent que l'influence de la trajectoire d'impact et celle de la hauteur d'impact sont faibles voire négligeables.

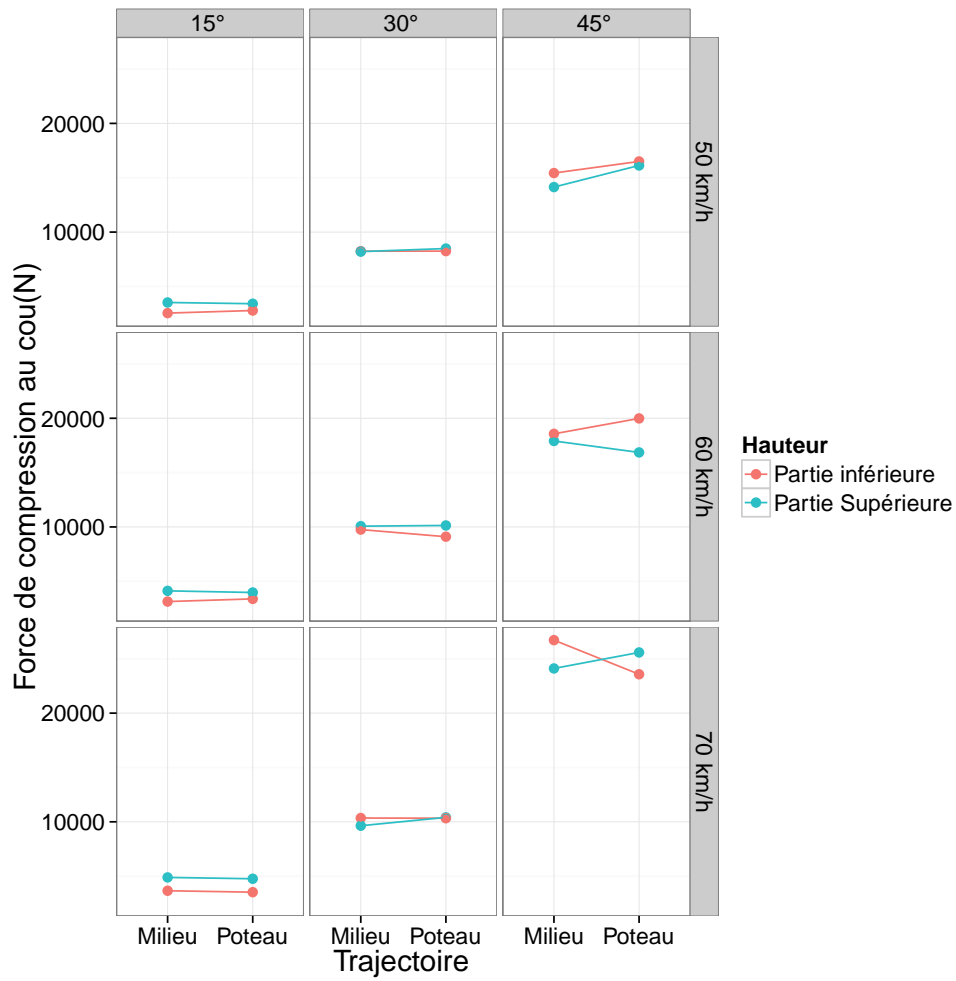


Fig. 4.12 – Graphe d’interaction sur la force de compression au cou entre la hauteur d’impact et la trajectoire d’impact

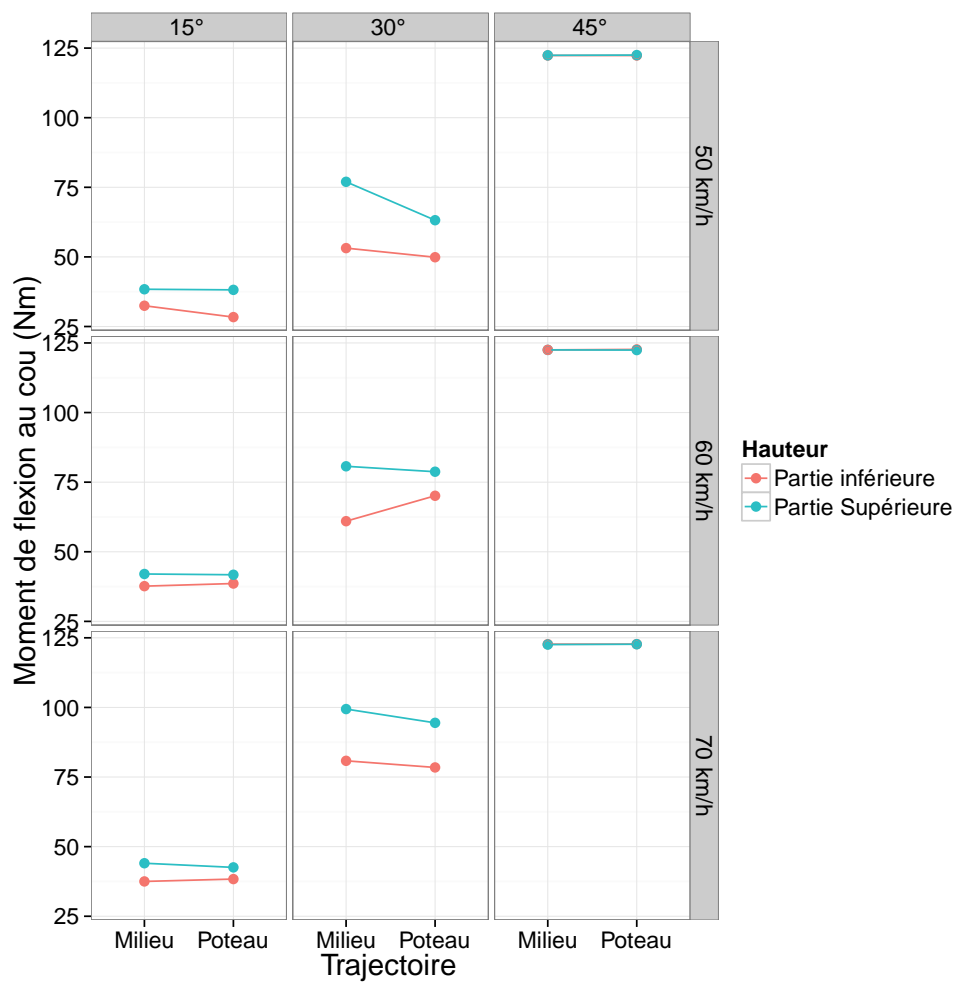


Fig. 4.13 – Graphe d’interaction sur le moment de flexion au cou entre la hauteur d’impact et la trajectoire d’impact

Même si une grande dispersion est observée pour la force de traction (figure 4.14) et le moment d'extension au cou (figure 4.15), la tendance générale de variation de ces variables biomécaniques est la même que celle du HIC. La configuration extrême [45°, 70 km h⁻¹] du plan d'expérience est identifiée comme étant la configuration la plus préjudiciable au motard pour les blessures à la tête et au cou (pour l'écran motard étudié). Cependant, pour les configurations dont la vitesse d'impact est 70 km h⁻¹ ou l'angle d'impact est 45° une tendance nette sur l'influence de la trajectoire d'impact et celle de la hauteur d'impact n'est pas observée pour la force de traction au cou et moment d'extension au cou.

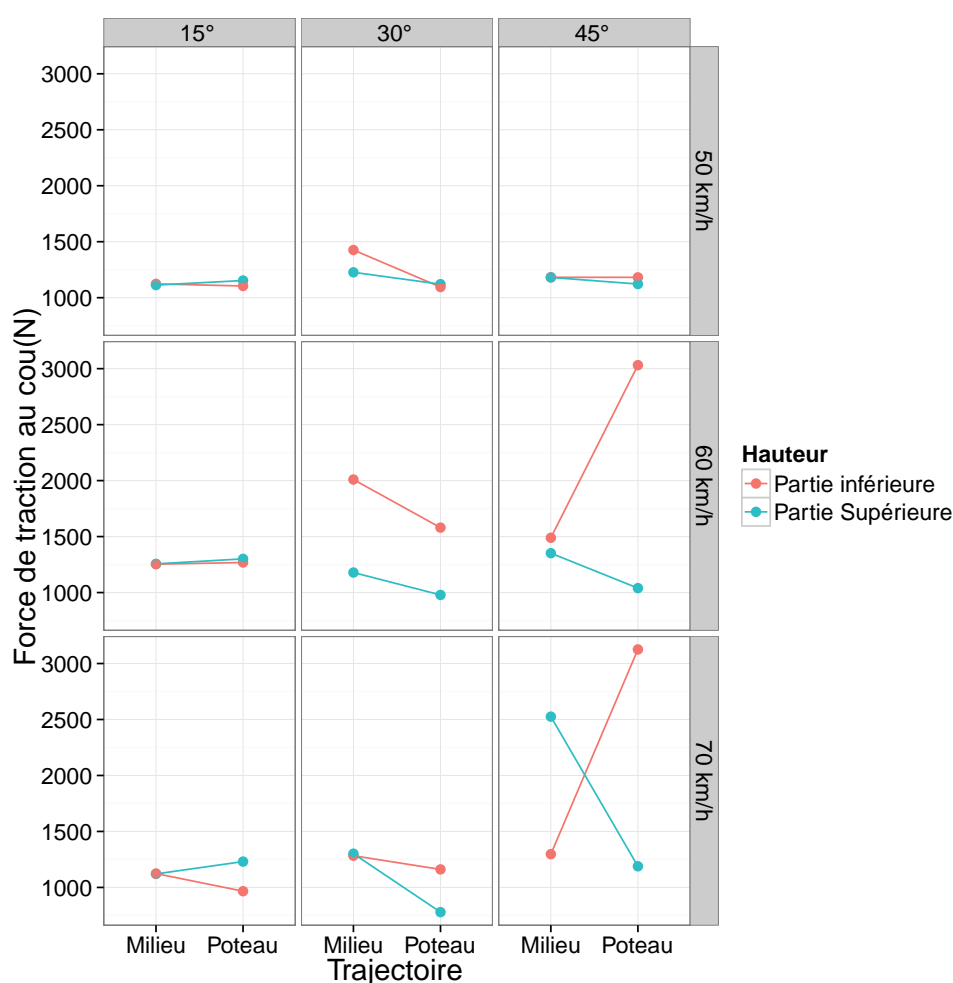


Fig. 4.14 – Graphe d'interaction sur la force de traction au cou entre la hauteur d'impact et la trajectoire d'impact

Les efforts (figures 4.14 et 4.15) pour lesquelles une grande dispersion est observée sont régis par un mouvement de la partie du corps concernée, imprimé par la déformation non uniforme de l'écran au cours de l'essai.

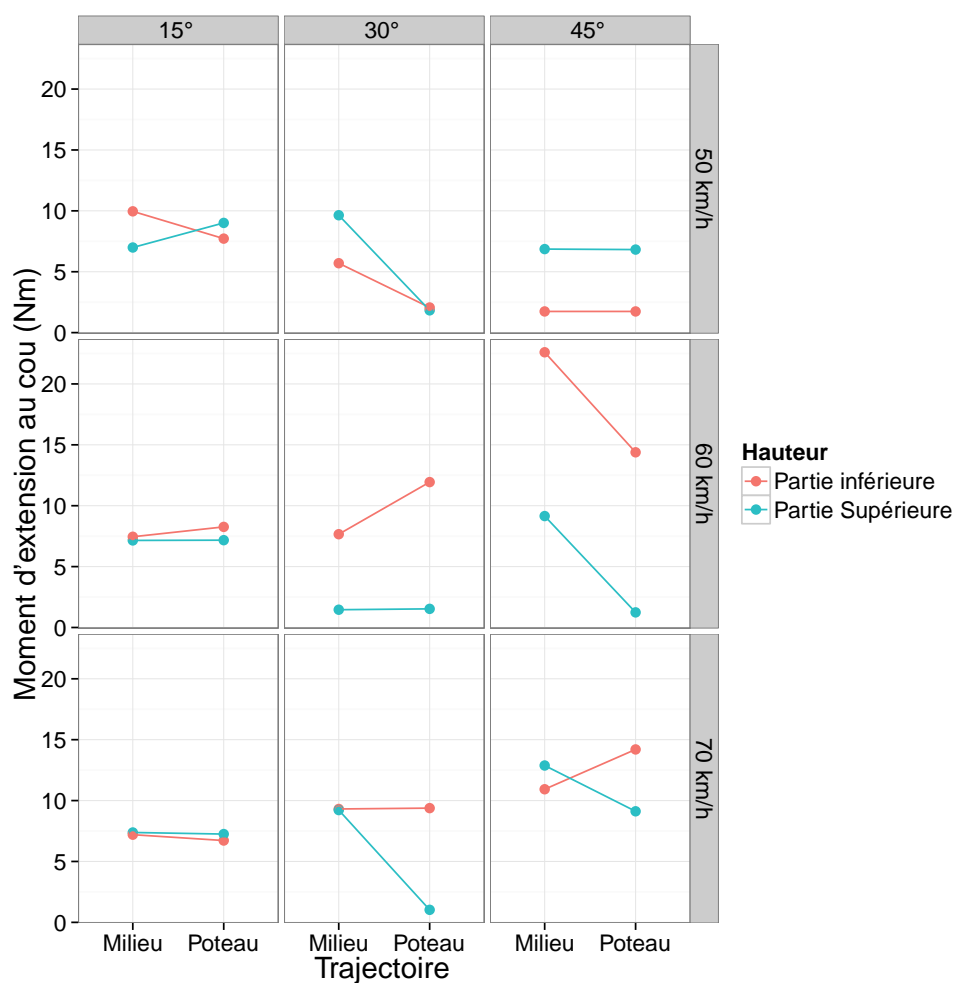


Fig. 4.15 – Graphe d’interaction sur le moment d’extension au cou entre la hauteur d’impact et la trajectoire d’impact

La variation des variables biomécaniques relevées au thorax et à la colonne vertébrale ne suit pas une tendance générale contrairement aux blessures à la tête et au cou. La configuration d'essai [30°, 60 km h⁻¹] est la plus préjudiciable au motard suivant les variables biomécaniques au thorax et à la colonne vertébrale.

Les graphes de moyenne et d'interaction (figures 4.11, 4.12, 4.13, 4.14, 4.15, 4.16 4.17) permettent de constater que les blessures contractées par le motard pour un angle de 15° sont des blessures mineures.

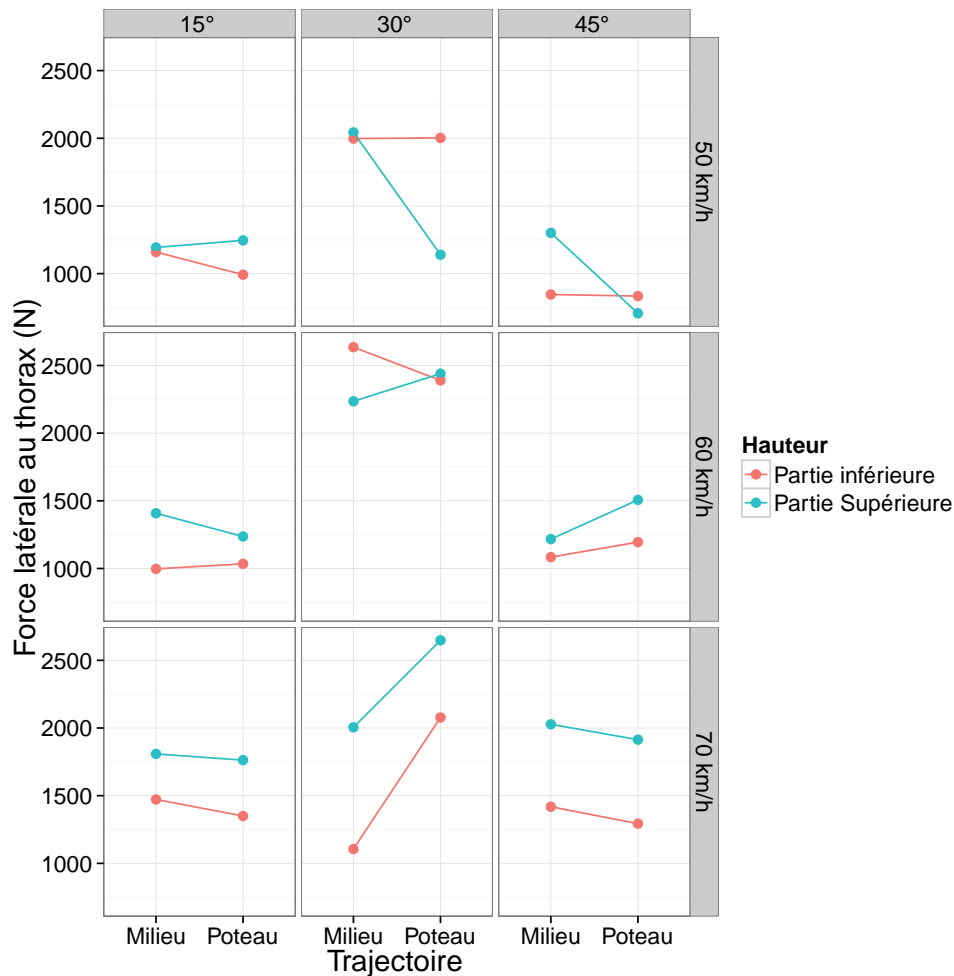


Fig. 4.16 – Graphe d'interaction sur la force latérale au thorax entre la hauteur d'impact et la trajectoire d'impact

Les tableaux 4.1, 4.2, 4.3 présentent les valeurs de la p-value pour les facteurs de la table d'expérience ainsi que leurs interactions (les sources de variation).

Pour l'analyse de variance réalisée, l'hypothèse testée est "H0 : tous les groupes ont la même moyenne" et l'équation de régression testée est celle d'une régression linéaire avec interactions :

$$Y = \alpha + v + h + T_r + \alpha : v + h : T_r + \alpha : h + v : h + \alpha : T_r + v : T_r + \alpha : v : h + \alpha : v : T_r \quad (4.1)$$

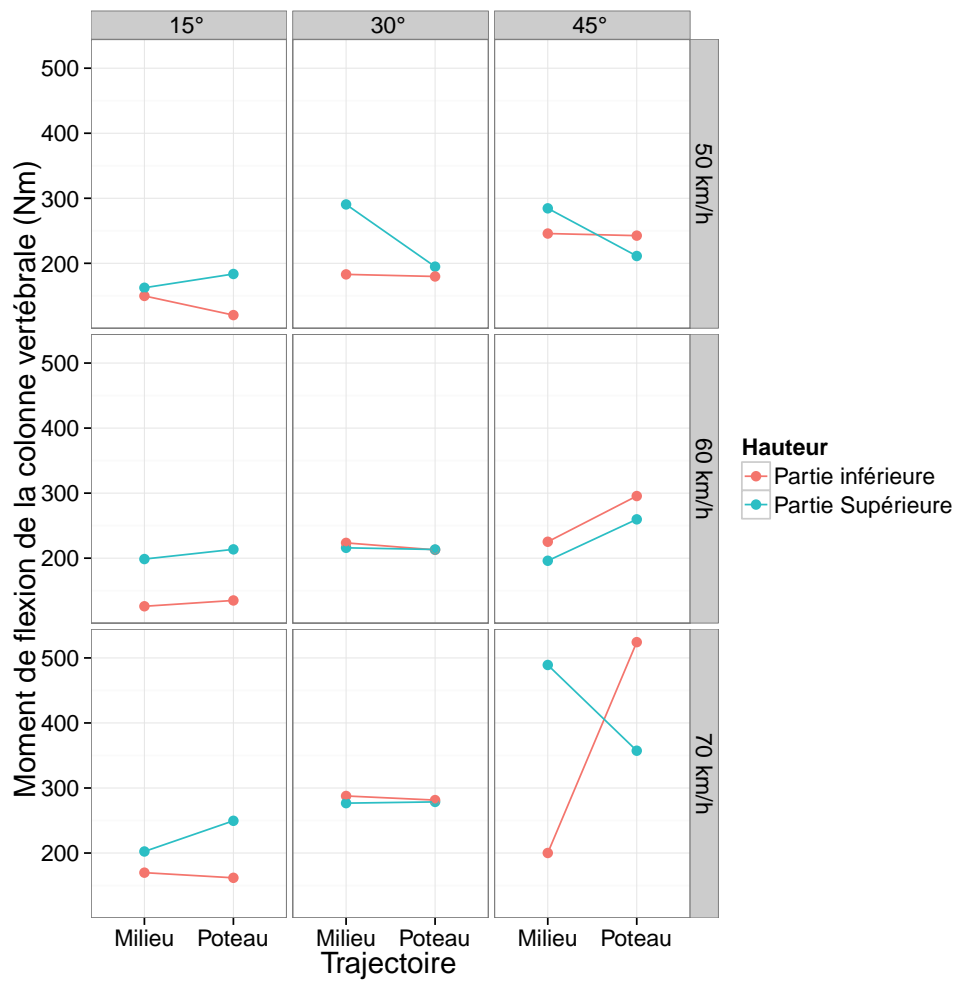


Fig. 4.17 – Graphe d'interaction sur le moment de flexion à la colonne vertébrale entre la hauteur d'impact et la trajectoire d'impact

où Y représente les sorties, α l'angle d'impact, v la vitesse d'impact, h la hauteur d'impact et T_r la trajectoire d'impact.

Les sources de variation dont les p -value sont inférieurs à 5% auront donc une forte influence sur la sortie mesurée. Les p -value inférieurs à 5% sont marqués en rouge dans les tableaux 4.1, 4.2, 4.3.

De manière générale, les valeurs de la p -value dans les tables d'analyse de variance (tableaux 4.1, 4.2, 4.3) montrent que l'angle et la vitesse d'impact ont une forte influence sur les variables biomécaniques tandis que l'influence de la hauteur et celle de la trajectoire d'impact sont faibles voire négligeables. Néanmoins, une forte influence de la hauteur d'impact est observée sur le moment de flexion au cou M_{fy}^c .

Les graphes d'interaction 4.13 confirment cette observation et permettent d'observer que le choc devient plus sévère au motard lorsque celui-ci impacte l'écran avec sa tête sur la partie supérieure de l'écran ; cette tendance n'est observée que sur le moment de flexion au cou M_{fy}^c et pour des configuration d'angles 15° , 30° .

Tableau 4.1 – p -value des paramètres des conditions d'essais (p -value inférieurs à 5% en rouge)

Source de variation	HIC	F_{cz}^c	F_x^c
Angle	1.888×10^{-10}	3.783×10^{-10}	3.138×10^{-7}
Vitesse	6.937×10^{-8}	1.473×10^{-5}	0.0081
Hauteur	0.24367	0.9298	0.9430
Trajectoire	0.1251	0.7092	0.9741
Angle :Vitesse	2.725×10^{-6}	0.0001	0.0313
Hauteur :Trajectoire	0.6457	0.4840	0.2155
Angle :Hauteur	0.0890	0.0900	0.5184
Vitesse :Hauteur	0.9060	0.9016	0.8736
Angle :Trajectoire	0.0987	0.9218	0.9713
Vitesse :Trajectoire	0.2011	0.5878	0.8949
Angle :Vitesse :Hauteur	0.7327	0.7343	0.9431
Angle :Vitesse :Trajectoire	0.1477	0.6763	0.8903

Les graphes d'interaction (figures 4.11, 4.12, 4.13, 4.14, 4.15, 4.16, 4.17) montrent également qu'il existe une forte interaction entre l'angle et la vitesse d'impact. Cette tendance de forte interaction est confirmée par les valeurs de la p -value de l'interaction angle : vitesse $p < 0.05$ dans les tableaux 4.1, 4.2, 4.3.

Tableau 4.2 – p-value des paramètres des conditions d'essais (p-value inférieurs à 5% en rouge)

Source de variation	M_{ey}^c	F_{tz}^c	F_y^{th}
Angle	0.0100	0.1800	2.725×10^{-5}
Vitesse	0.0159	0.4362	0.0023
Hauteur	0.0071	0.2408	0.0152
Trajectoire	0.0295	0.9968	0.8871
Angle :Vitesse	0.0114	0.5519	0.0133
Hauteur :Trajectoire	0.1427	0.2284	0.4205
Angle :Hauteur	0.1660	0.5479	0.2883
Vitesse :Hauteur	0.0013	0.5519	0.0207
Angle :Trajectoire	0.2328	0.5399	0.5080
Vitesse :Trajectoire	0.9672	0.9220	0.0717
Angle :Vitesse :Hauteur	0.0294	0.9352	0.2885
Angle :Vitesse :Trajectoire	0.0188	0.9748	0.0718

Tableau 4.3 – p-value des paramètres des conditions d'essais (p-value inférieurs à 5% en rouge)

Source de variation	M_x^c	M_{fy}^c	M_x^v
Angle	1.267×10^{-7}	1.786×10^{-12}	0.0169
Vitesse	0.0011	1.328×10^{-5}	0.0504
Hauteur	0.9083	1.923×10^{-5}	0.3103
Trajectoire	0.8003	0.1947	0.7019
Angle :Vitesse	0.0025	4.561×10^{-5}	0.5944
Hauteur :Trajectoire	0.5281	0.1487	0.3249
Angle :Hauteur	0.1695	0.0001	0.7387
Vitesse :Hauteur	0.8866	0.4030	0.9179
Angle :Trajectoire	0.6618	0.3747	0.6537
Vitesse :Trajectoire	0.9291	0.1146	0.5569
Angle :Vitesse :Hauteur	0.5506	0.9061	0.8815
Angle :Vitesse :Trajectoire	0.3714	0.2435	0.9570

4.4.2 Synthèse

Les résultats de l'analyse de sensibilité réalisée sur les conditions d'essais ont permis de montrer que les configurations d'impact [30°, 60 km h⁻¹] et [45°, 70 km h⁻¹] sont les plus préjudiciables au motard relativement aux blessures à la tête, au cou et au thorax et à la colonne vertébrale. De plus, l'angle et la vitesse sont des facteurs aggravants pour le motard lors d'accidents de chocs. De manière générale, l'influence de la trajectoire d'impact et celle de la hauteur d'impact sont faibles voire négligeables sur les critères d'évaluation de performance d'écrans motards. Cependant, il est important de souligner l'influence de la hauteur d'impact observée sur le moment de flexion au cou M_{fy}^c .

En effet, les statistiques d'accidentologie relevées au chapitre 1 ont montré que les blessures contractées au cou par le motard victime d'accident de choc, sont en général des blessures mineures ; par conséquent la hauteur d'impact n'influencerait pas le degré de sévérité de blessures au cou pouvant conduire au décès du motard (l'objectif visé par la mise en place d'écrans motard étant d'éviter des blessures graves conduisant au décès du motard). La figure 4.18 présente les boîtes à moustaches du moment de flexion au cou M_{fy}^c associé à la hauteur d'impact.

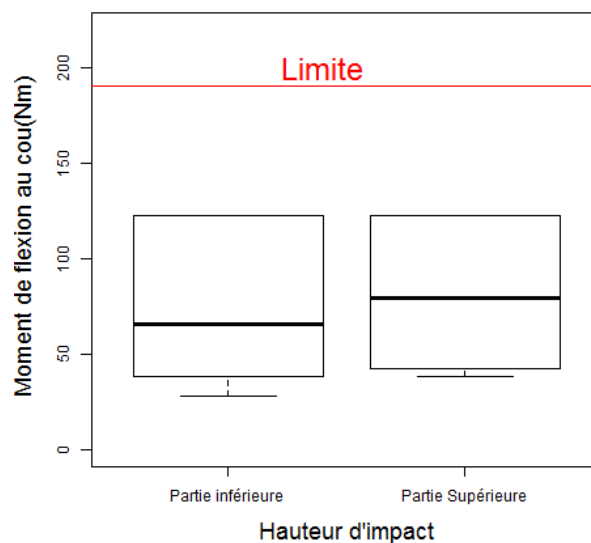


Fig. 4.18 – Boîte à moustaches du moment de flexion au cou M_{fy}^c associé à la hauteur d'impact

On pourra remarquer sur la figure 4.18 que pour les configurations d'essais testées dans cette étude de sensibilité, quelque soit la hauteur d'impact, le moment de flexion au cou du mannequin Hybrid III est nettement inférieur au moment maximum au cou (Limite) que peut supporter un humain. Ce résultat confirme que la hauteur n'influence pas le degré de sévérité de blessures au cou.

Cependant la question fondamentale qu'on pourra se poser à l'issue de cette étude de sensibilité est : quelles sont les configurations d'essais à tester pour l'évaluation de performances de l'écran motard ?

Les résultats obtenus dans cette étude servent de réponses à cette question mais toutefois il faudra également évoquer la question du coût des essais à l'échelle 1 qui augmente sans doute avec le nombre d'essais. En ne tenant pas compte du critère coût, les études réalisées révèlent que l'écran motard pourrait être évalué pour les deux configurations d'impact préjudiciables [30°, 60 km h⁻¹] et [45°, 70 km h⁻¹] sans tenir compte de la trajectoire d'impact et de la hauteur d'impact. Contrairement aux recommandations des procédures LIER [59] et normative EN 1317-8 [17], une seule configuration d'essai (angle, vitesse) ne suffit donc pas pour évaluer les performances d'écrans motards. Toutes les variables biomécaniques évaluées lors de l'étude de sensibilité devront également être analysées afin d'avoir un meilleur jugement du niveau de performances des écrans motards.

L'un des objectifs de cette étude de sensibilité est de déterminer des conditions d'essais représentatives de la réalité pour lesquelles l'efficacité des écrans motards pourra être testée. En se référant par exemple aux figures 4.19, 4.20, on constate qu'à partir de l'angle d'impact 45° et de la vitesse d'impact 70 km h⁻¹ on observe des situations préjudiciables au motard. Ce résultat montre que les configurations d'essais d'angles et de vitesses d'impact supérieurs à [45°, 70 km h⁻¹] sont préjudiciables au motard surtout qu'il est montré que l'angle et la vitesse sont des facteurs aggravant pour le motard. En évaluant donc les performances des écrans motards pour des configurations d'angles et de vitesses d'impact supérieurs à [45°, 70 km h⁻¹], les résultats sont prévisibles : les performances sont faibles. Aussi, faudra-t-il souligner que ces configurations sont moins représentatives de la réalité. D'ailleurs la synthèse bibliographique réalisée sur l'angle et la vitesse d'impact au chapitre 2 a permis de souligner que la configuration [30°, 60 km h⁻¹] est la plus représentative de la réalité pour les chocs de motocyclistes sur écrans motards.

Les résultats obtenus lors de cette étude de sensibilité ont également révélé que les blessures contractées par le motard pour l'angle d'impact de 15° sont des blessures mineures. Ceci montre que la barrière est efficace pour une fréquence élevée d'accidents de chocs pour des angles d'impact inférieurs à 15°.

En somme, cette étude de sensibilité sur les conditions d'essais a permis d'observer que le comportement de l'écran motard n'est pas le même à la configuration nominale [30°, 60 km h⁻¹] que pour les angles d'impact de 15° et 45° et des vitesses d'impact de 50 km h⁻¹ et 70 km h⁻¹. Cette tendance est également confirmée par l'énergie totale de déformation de l'écran impacté (figure 4.21). Tout comme les conséquences corporelles des accidents de chocs de motards contre barrières, la violence des chocs est aussi considérablement augmentée (figure 4.21) avec l'angle et la vitesse. Cette violence de chocs est traduite par l'énergie de déformation de l'écran qui croît avec l'angle et la vitesse.

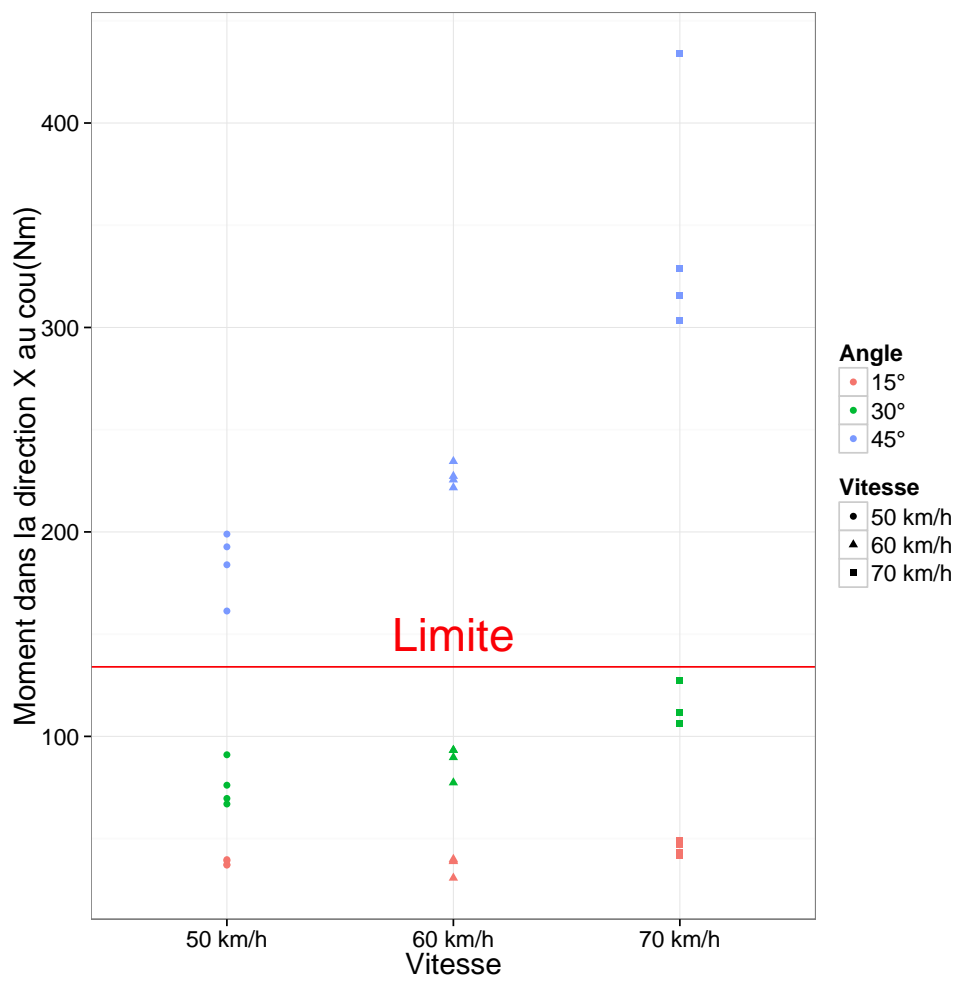


Fig. 4.19 – Moment dans la direction X au cou M_x^c en fonction de l'angle et de la vitesse

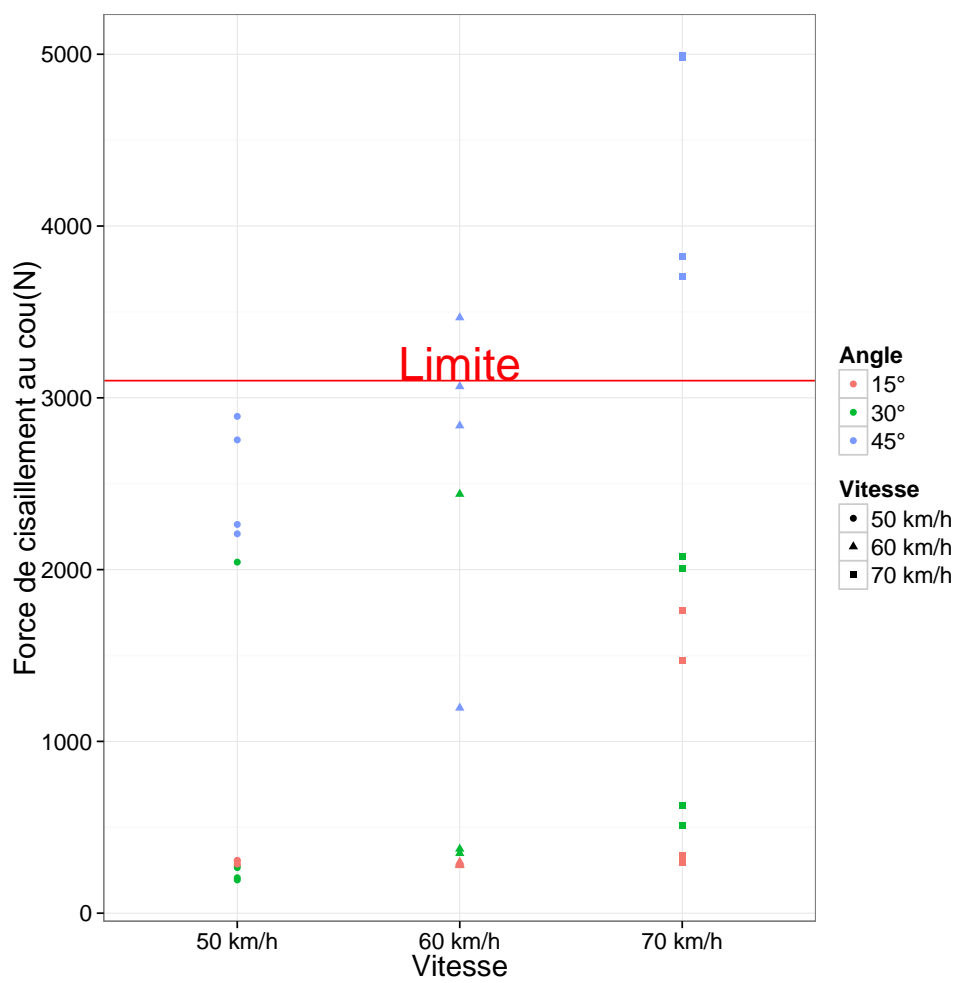


Fig. 4.20 – Force de cisaillement au cou F_x^c en fonction de l'angle et de la vitesse

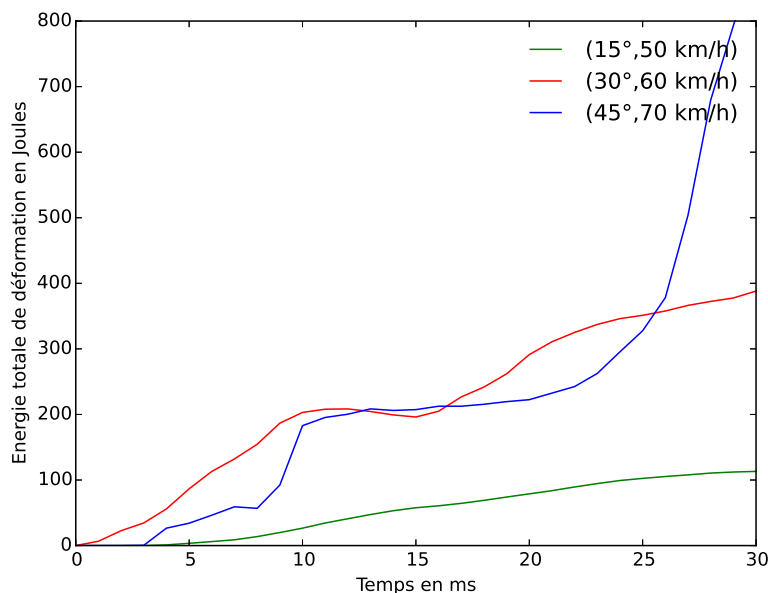


Fig. 4.21 – Énergie totale de déformation de l'écran impacté pour différentes configurations d'essais (angle, vitesse)

4.5 Influence des paramètres matériaux de l'écran motard

Les résultats présentés dans ce paragraphe concernent tous les points de la table d'expérience définie au paragraphe 4.3 pour l'étude de sensibilité. Il s'agit d'un plan factoriel complet à 2 facteurs à 3 niveaux et à 4 facteurs à 2 niveaux, ce qui fait un plan à $3^2 \times 2^4 = 144$ points. On rappelle la liste des paramètres d'entrée de la table d'expérience avec les niveaux retenus :

- pour l'angle d'impact : 15°, 30°, 45° ;
- pour la vitesse d'impact : 50 km h⁻¹, 60 km h⁻¹, 70 km h⁻¹ ;
- pour la hauteur d'impact : 190 mm, 345 mm ;
- pour la trajectoire d'impact : la trajectoire pour laquelle l'axe du mannequin couché sur le dos est aligné sur le milieu de l'écran impacté (Milieu, figure 4.5) et la trajectoire pour laquelle l'axe du mannequin couché sur le dos est aligné avec le centre d'un poteau limitant l'écran impacté (Poteau, figure 4.5) ;
- pour les limites élastiques de l'écran et du bras : 338 MPa et 450 MPa.

Le plan d'expérience mis en œuvre vise à étudier l'influence des limites élastiques de l'écran et des bras de support de l'écran sur les performances d'écran motard ; c'est la robustesse de la conception de l'écran qui est testée dans cette partie. Les résultats sur les conditions d'essais (voir paragraphe 4.4) ont permis de montrer que la hauteur d'impact et la trajectoire d'impact sont des paramètres non influents sur les performances d'écrans motards. L'analyse des résultats dans cette partie ne portera donc que sur l'angle d'impact, la vitesse d'impact, σ_{ecran} et σ_{bras} .

4.5.1 Résultats

Pour chaque configuration d'essais (angle, vitesse) l'influence de la limite élastique de l'écran σ_{ecran} et celle de la limite élastique du bras σ_{bras} ont été testées. Les graphes d'interactions entre σ_{ecran} et σ_{bras} ont été sortis pour chacune des variables biomécaniques définies comme sorties dans l'étude de sensibilité (voir paragraphe 4.3).

Les graphes d'interactions des différentes variables biomécaniques sur les figures 4.22, 4.25, 4.26, 4.27, 4.28, 4.29 confirment l'importante influence de l'angle et de la vitesse d'impact sur les performances d'écrans motards, démontrée au paragraphe 4.4.

La figure 4.22 présente les graphes d'interactions sur le HIC entre la limite élastique de l'écran σ_{ecran} et la limite élastique du bras σ_{bras} pour chacune des configurations d'essais.

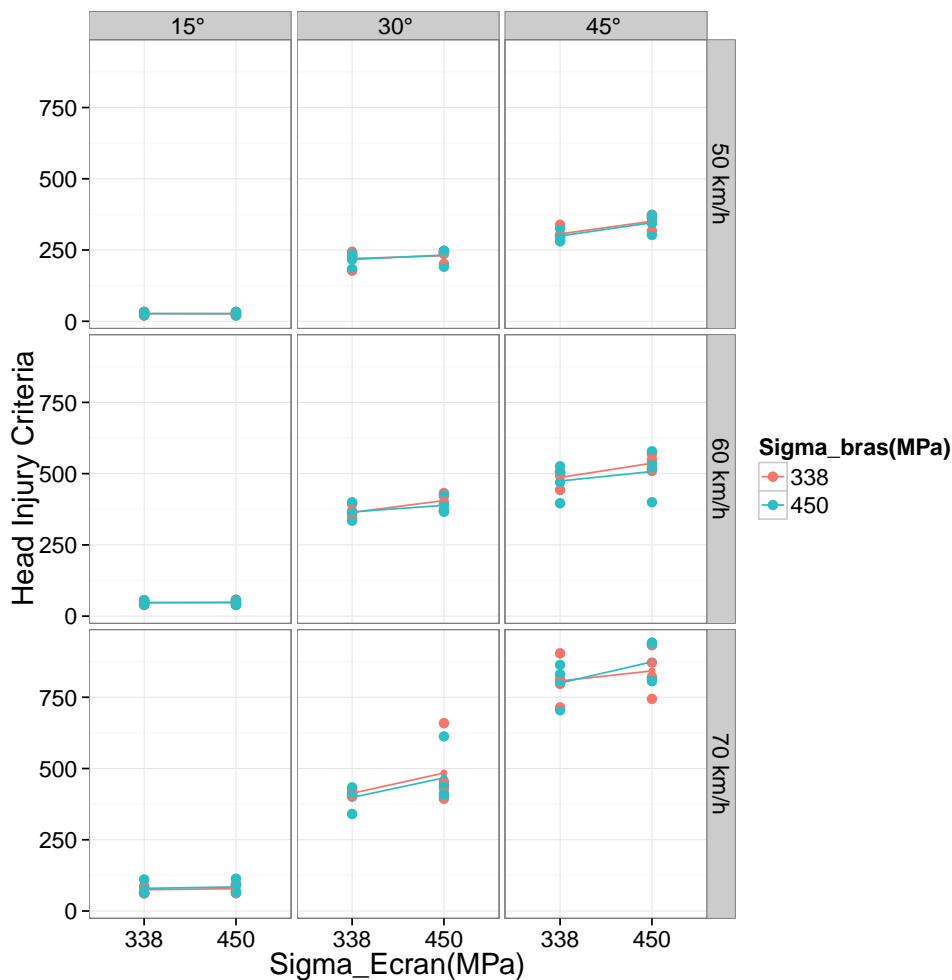


Fig. 4.22 – HIC en fonction de l'angle d'impact, de la vitesse d'impact, la limite élastique de l'écran et la limite élastique du bras

Sur la figure 4.22 on constate que pour des configurations d'angle d'impact de 15°, il n'y a pas de dispersions des sorties et l'influence des 2 facteurs testés (σ_{ecran} et σ_{bras}) sur les performances d'écran motard est très faible. Des dispersions sur les sorties sont par contre observées pour des configurations telles que [30°, 70 km h⁻¹] et [45°, 70 km h⁻¹].

Pour chaque configuration d'essai (angle, vitesse) un zoom est fait sur les graphes d'interaction entre (σ_{ecran} et σ_{bras}). Les figures 4.23 et 4.24 présentent respectivement les graphes d'interaction entre (σ_{ecran} et σ_{bras}) pour les configurations $[15^\circ, 50 \text{ km h}^{-1}]$ et $[45^\circ, 70 \text{ km h}^{-1}]$. Le choix est fait sur une configuration où la sortie ne présente pas de dispersions $[15^\circ, 50 \text{ km h}^{-1}]$ et une configuration où on observe une grande dispersion des sorties $[45^\circ, 70 \text{ km h}^{-1}]$.

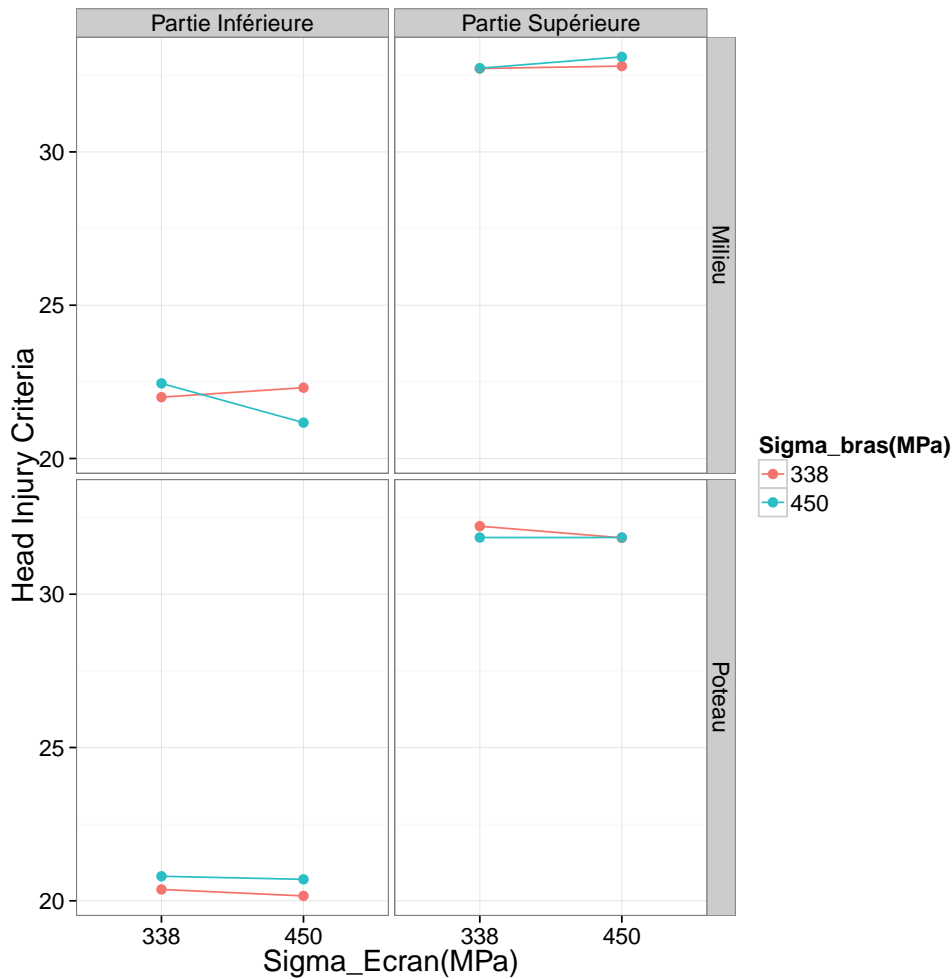


Fig. 4.23 – Graphe d'interaction sur le HIC entre la limite élastique de l'écran et la limite élastique du bras pour la configuration $[15^\circ, 50 \text{ km h}^{-1}]$

La figure 4.23 confirme que pour la configuration $[15^\circ, 50 \text{ km h}^{-1}]$ à l'instar des configurations où les sorties ne sont pas dispersées, l'influence sur les performances d'écrans motards des deux facteurs testés (σ_{ecran} et σ_{bras}) est faible et qu'une interaction (même si elle est faible) sans tendance générale est observée entre les deux facteurs.

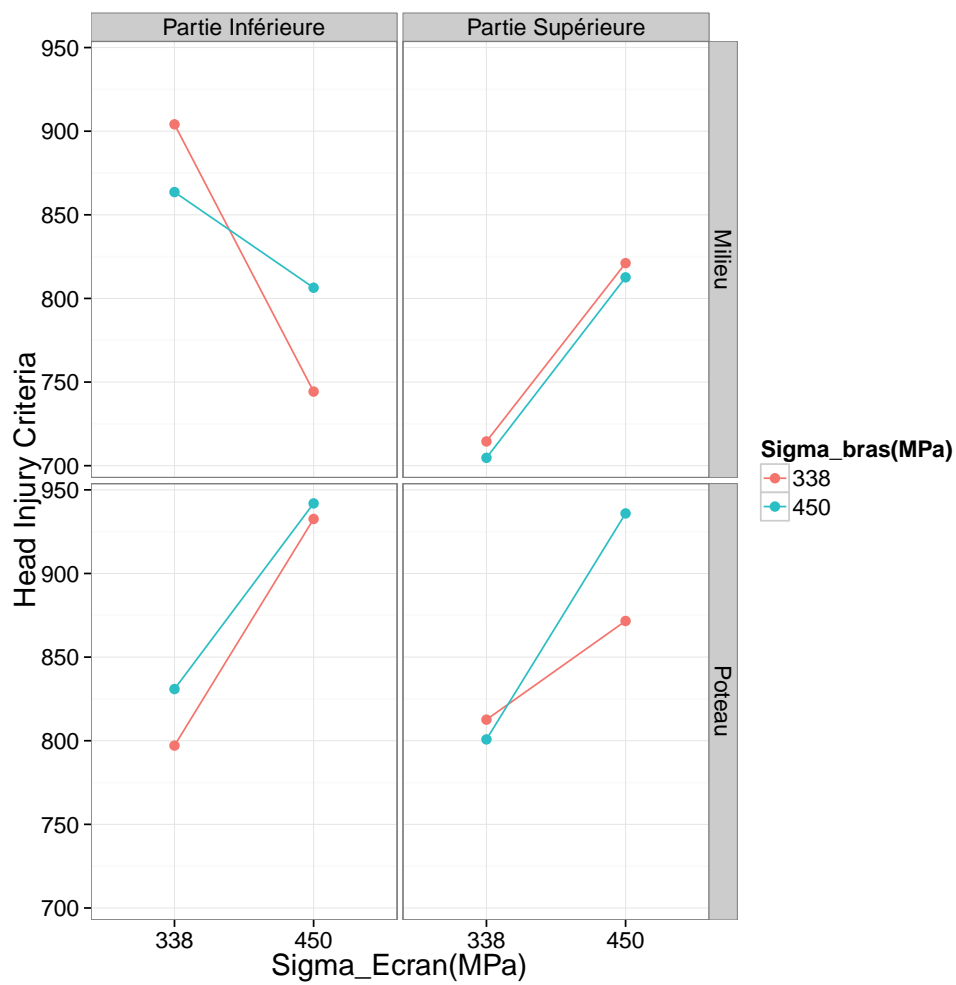


Fig. 4.24 – Graphe d’interaction sur le HIC entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique du bras pour la configuration [45°, 70 km h⁻¹]

Pour la configuration [45°, 70 km h⁻¹] à l'instar des configurations où les sorties sont dispersées, la figure 4.24 montre que la limite élastique de l'écran σ_{ecran} a une influence considérable sur les blessures à la tête tandis que l'influence de σ_{bras} est faible. Une interaction sans tendance générale est aussi observée entre σ_{ecran} et σ_{bras} . Ces informations obtenues sur les figures 4.23 et 4.24 ne pouvaient être obtenues en se limitant aux graphes de la figure 4.22, ce qui montre l'importance d'avoir fait un zoom sur les graphes d'interaction de chaque configuration.

La tendance de résultats observée pour le HIC est la même que pour la force de compression au cou F_{cz}^c , la force de cisaillement au cou F_x^c et le moment dans la direction X au cou M_x^c . Les graphes d'interaction (figures B.2, B.3, B.6) pour chacune de ses variables sont présentés à l'annexe B.2.

Cependant pour les variables biomécaniques relevées au thorax et à la colonne vertébrale du mannequin Hybrid III (la force latérale au thorax F_y^{th} et le moment de flexion de la colonne vertébrale M_x^v), des dispersions sur les sorties sont observées pour les configurations d'angle 45° (figures 4.25, 4.26) tandis que pour le moment de flexion au cou les dispersions sont observées que pour des configurations d'angle 30° (figure 4.27).

Contrairement aux cas précédents où les dispersions ne sont observées que pour quelques configurations d'essais, pour la force de traction au cou F_{tz}^c et le moment d'extension au cou M_{ey}^c , on observe une dispersion des sorties quelque soit la configuration (angle, vitesse) testée. Les dispersions pour ces deux variables biomécaniques F_{tz}^c et M_{ey}^c sont expliquées par le fait que les efforts en question relevés sur le mannequin Hybrid III sont régis par un mouvement de la partie du corps concernée, imprimé par la déformation non uniforme de l'écran au cours de l'essai motard.

Comme pour le cas du HIC, pour chaque configuration un zoom est fait sur les graphes d'interaction entre σ_{ecran} et σ_{bras} pour chacune des variables de sortie afin de mieux se prononcer sur les tendances observées et sans se limiter aux tendances peut-être superficielles présentées par les graphes d'interaction sur les figures 4.25, 4.26, 4.27, 4.28, 4.29.

Toutefois pour chaque variable biomécanique (sauf pour la force de traction au cou et le moment d'extension au cou) deux cas seront présentés : le cas d'une configuration où les sorties sont dispersées et le cas d'une autre configuration où les sorties ne sont pas dispersées. La présentation d'un seul cas s'impose pour la force de traction au cou et le moment d'extension au cou puisque quelque soit la configuration d'essais et quelque soit la variable de sortie, les sorties sont dispersées.

Pour la force latérale au thorax F_y^{th} , les graphes d'interaction sur la figure 4.30 confirment l'une des observations de la figure 4.25 selon laquelle σ_{ecran} et σ_{bras} ont une faible influence sur les performances d'écrans motards pour la configuration d'essais [15°, 50 km h⁻¹]. Les graphes d'interaction sur la figure 4.30 permettent également de constater qu'il existe une faible interaction sans tendance générale entre σ_{ecran} et σ_{bras} . Malgré, une dispersion observée sur les sorties de la force latérale au thorax pour la configuration [45°, 70 km h⁻¹], on observe sur la figure 4.31 la même tendance que pour la configuration [15°, 50 km h⁻¹] : σ_{ecran} et σ_{bras} ont une faible influence sur la force latérale au thorax et il existe une faible interaction sans tendance générale entre les deux facteurs.

Les figures 4.32 et 4.33 permettent d'observer que quelques soient la dispersion des sorties du moment de flexion M_{fy}^c au cou et la configuration d'essais, σ_{ecran} et σ_{bras} sont non influents sur le moment de flexion au cou et présentent tout de même entre eux une faible interaction.

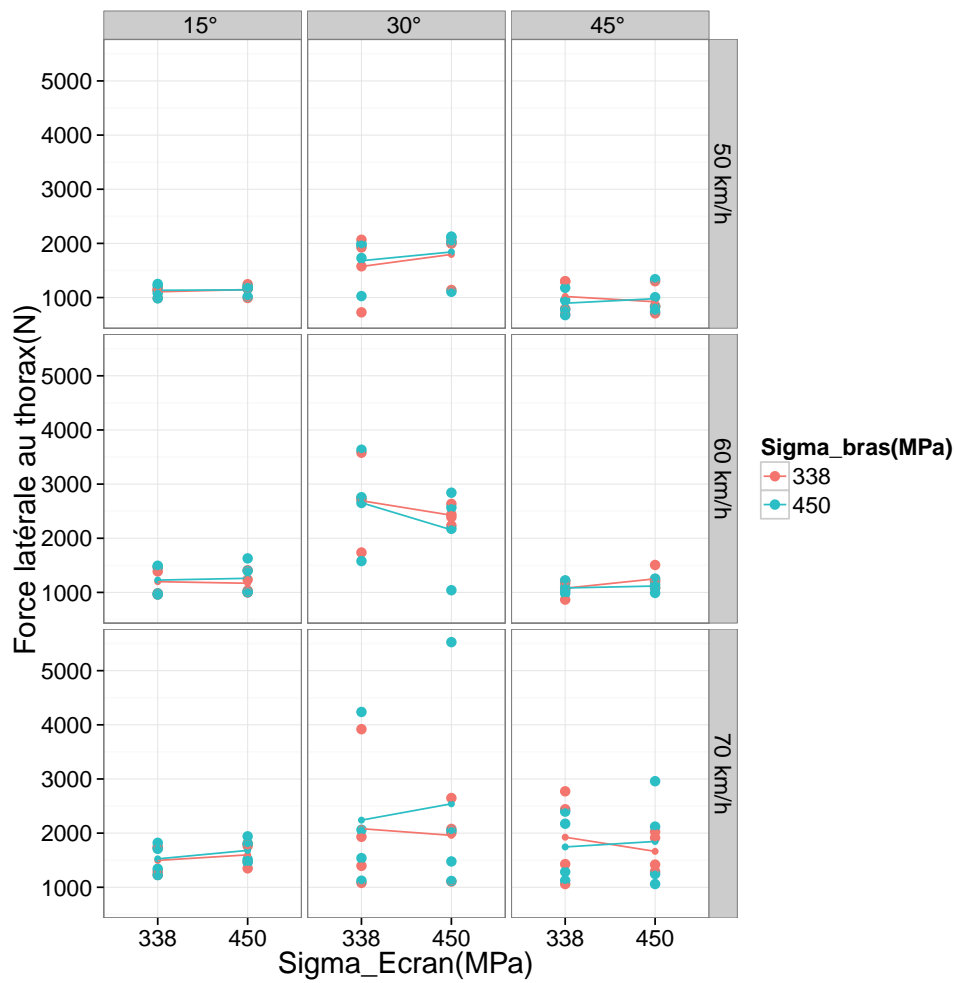


Fig. 4.25 – Force latérale au thorax en fonction de l'angle d'impact, de la vitesse d'impact, la limite élastique de l'écran et la limite élastique du bras

4.5. INFLUENCE DES PARAMÈTRES MATÉRIAUX DE L'ÉCRAN MOTARD

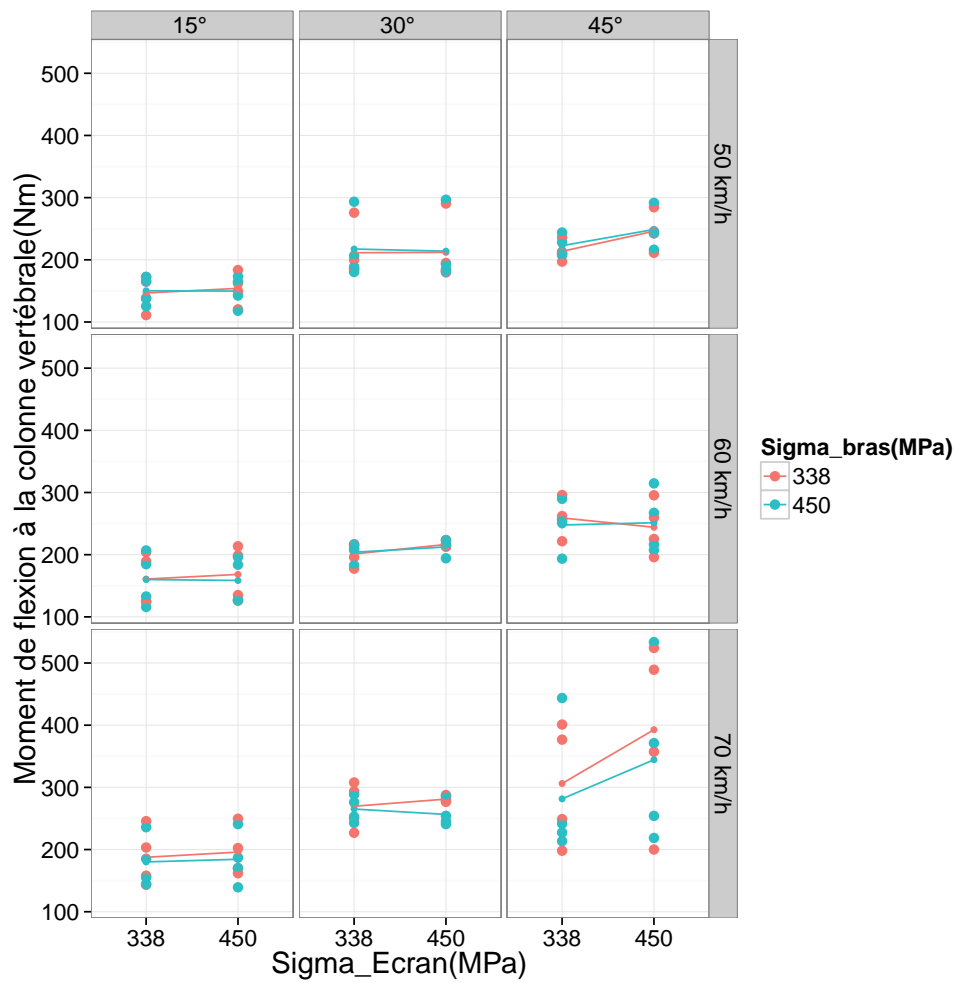


Fig. 4.26 – Moment de flexion à la colonne vertébrale en fonction de l'angle d'impact, de la vitesse d'impact, la limite élastique de l'écran et la limite élastique du bras

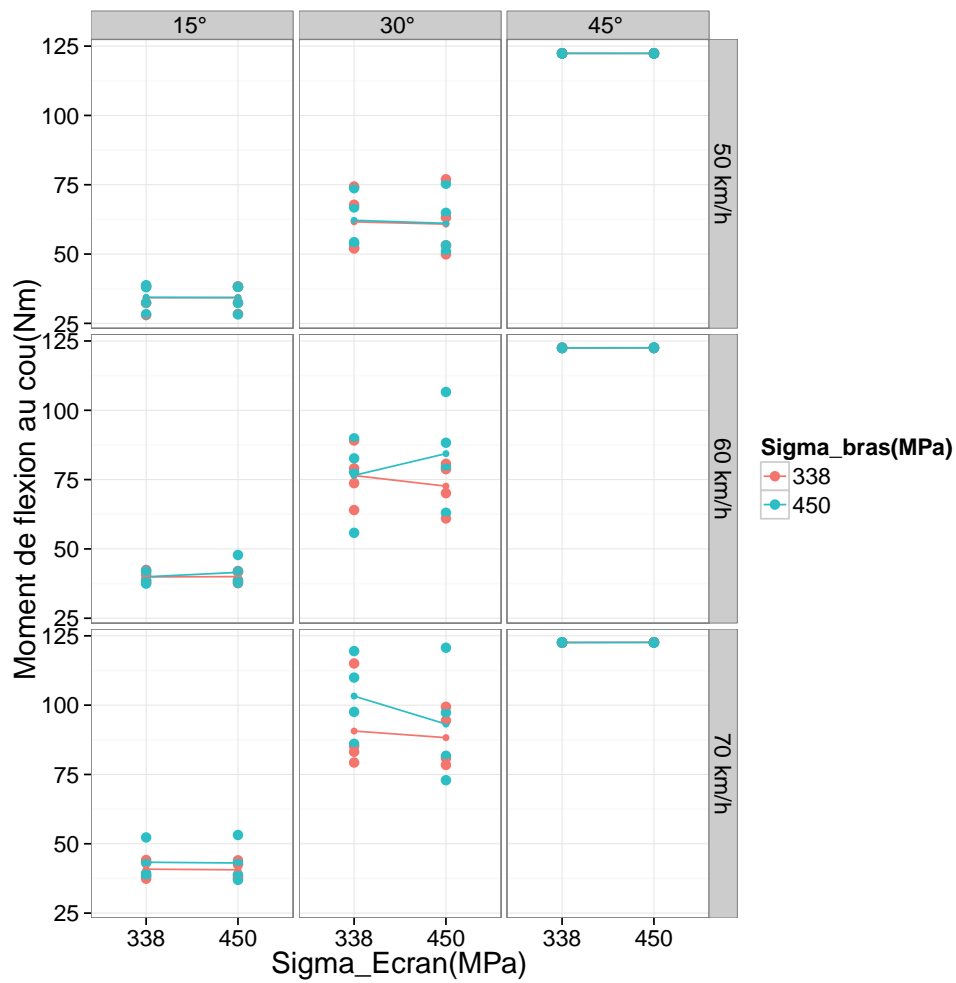


Fig. 4.27 – Moment de flexion au cou en fonction de l'angle d'impact, de la vitesse d'impact, la limite élastique de l'écran et la limite élastique du bras

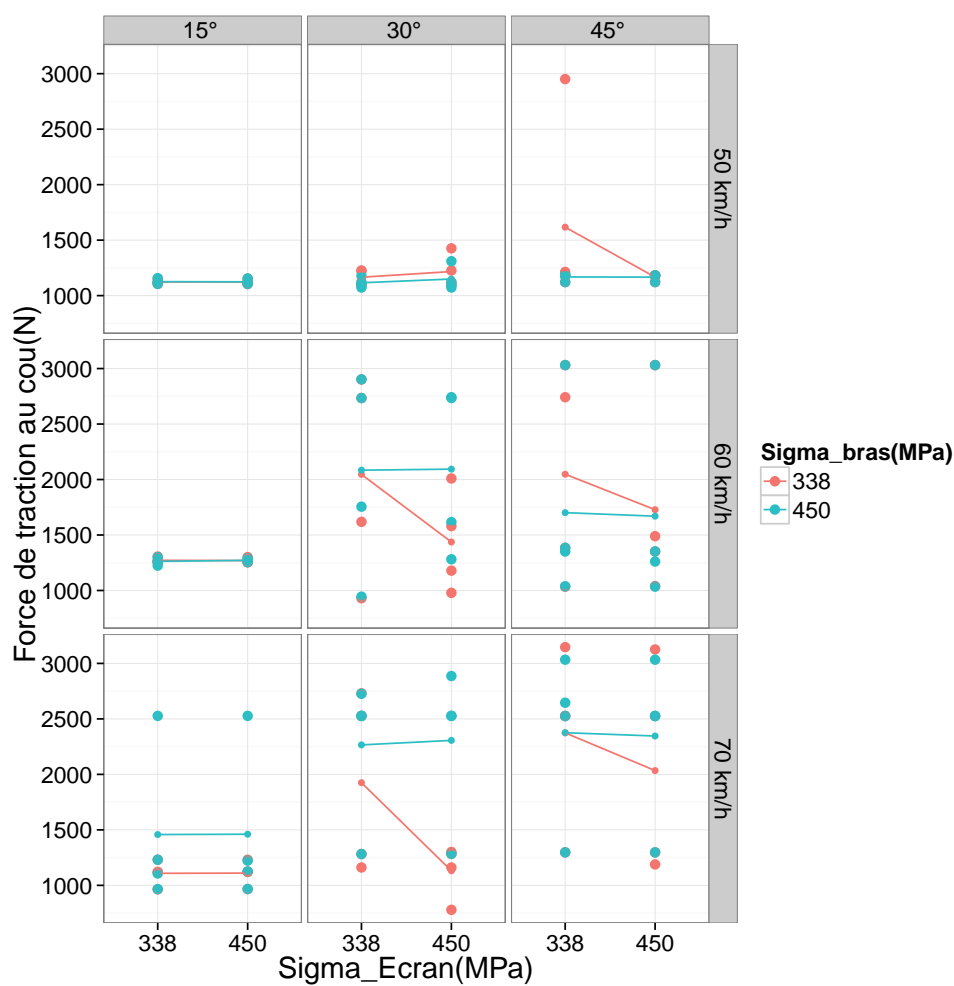


Fig. 4.28 – Force de traction au cou en fonction de l'angle d'impact, de la vitesse d'impact, la limite élastique de l'écran et la limite élastique du bras

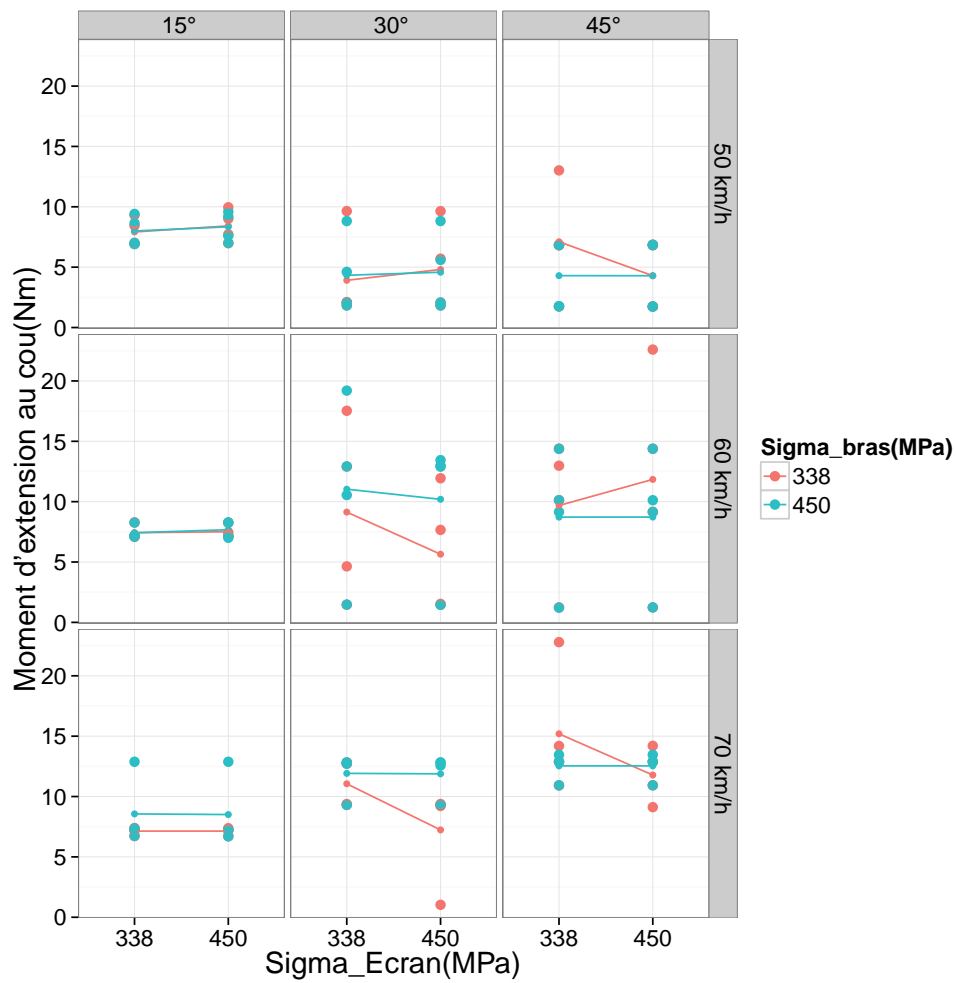


Fig. 4.29 – Moment d'extension au cou en fonction de l'angle d'impact, de la vitesse d'impact, la limite élastique de l'écran et la limite élastique du bras

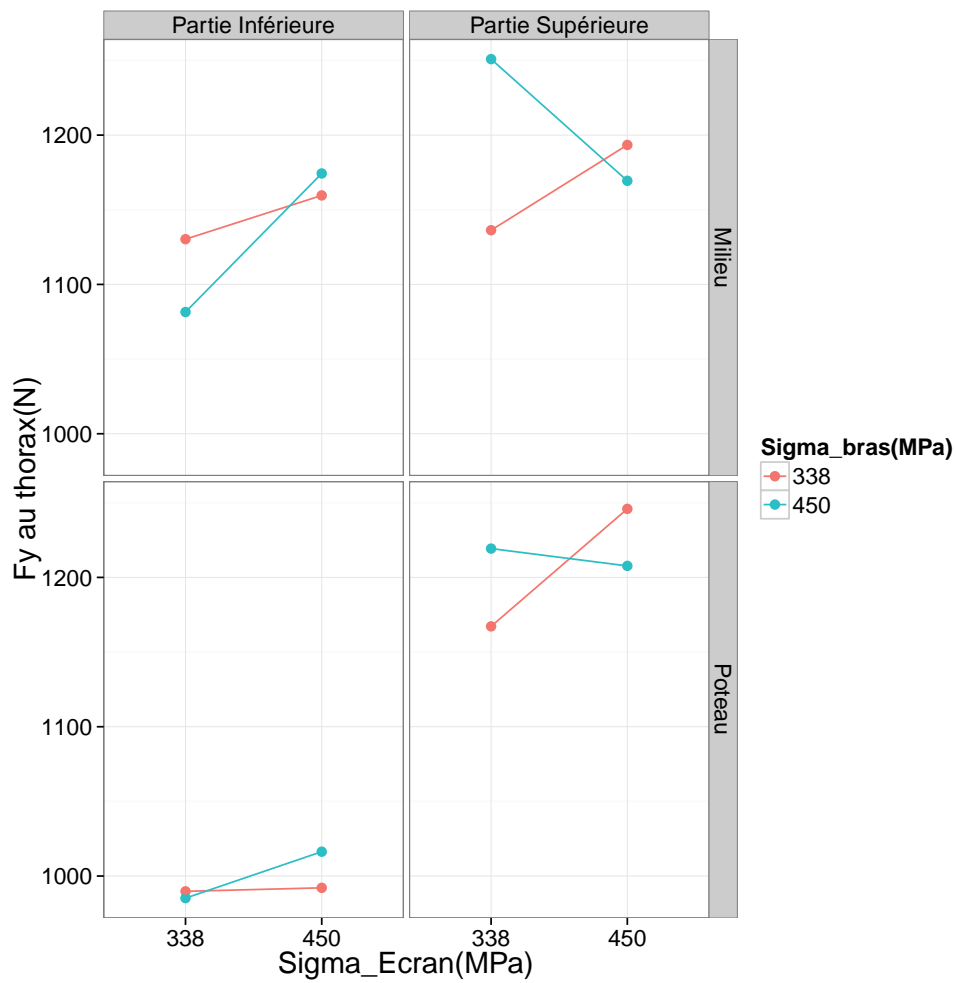


Fig. 4.30 – Graphe d’interaction sur la force latérale au thorax entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique du bras pour la configuration $[15^\circ, 50 \text{ km h}^{-1}]$

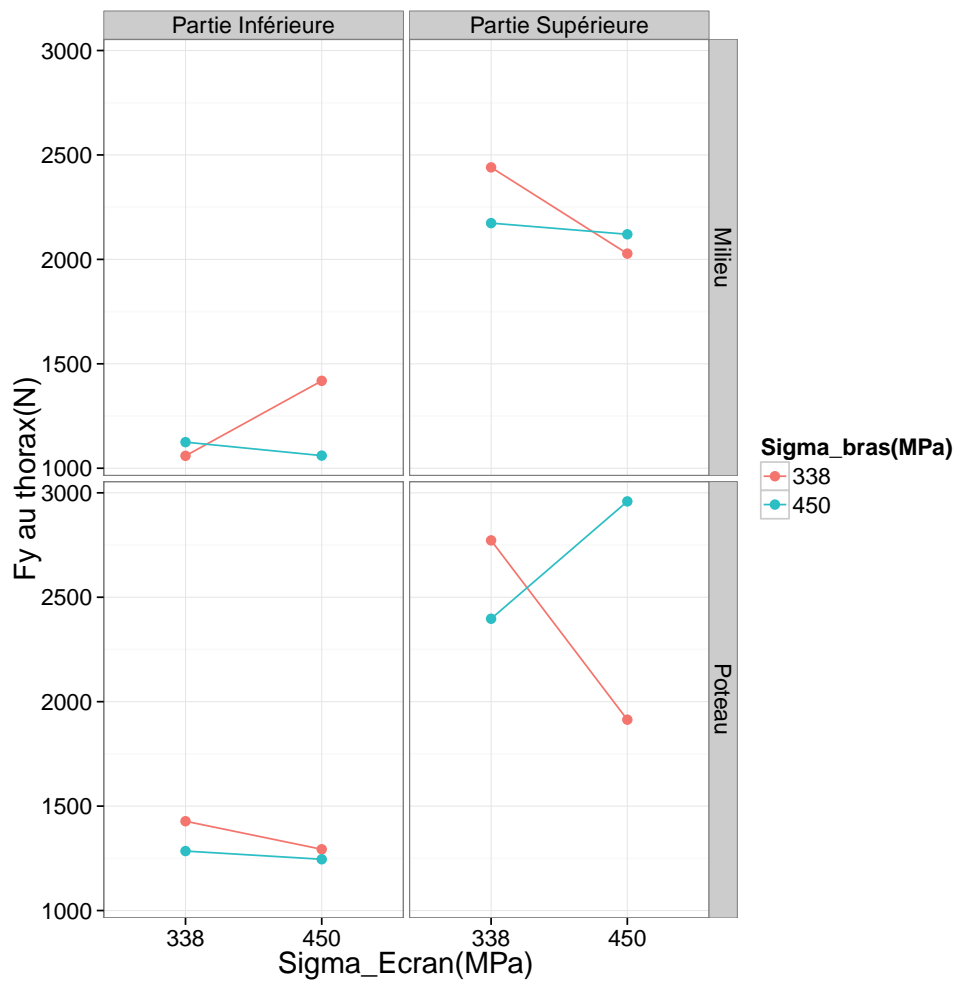


Fig. 4.31 – Graphe d’interaction sur la force latérale au thorax entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique du bras pour la configuration [45°, 70 km h⁻¹]

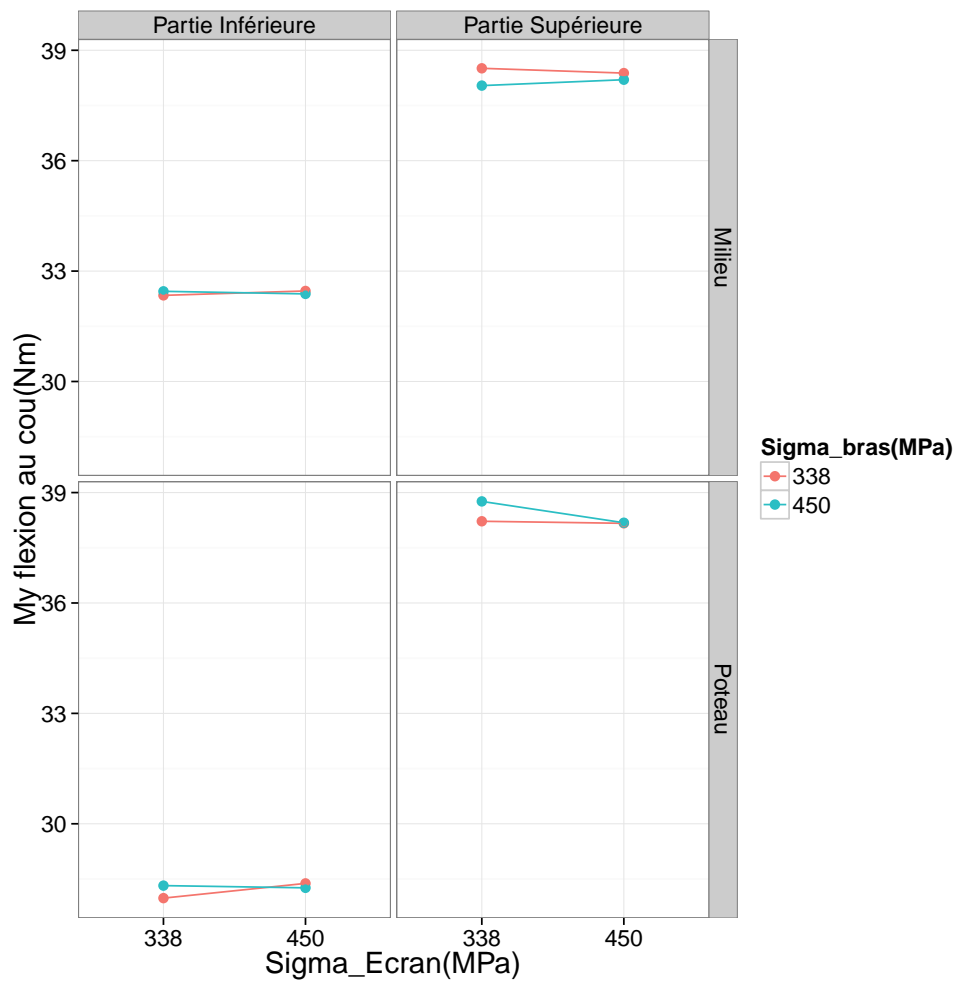


Fig. 4.32 – Graphe d’interaction sur le moment de flexion au cou entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique du bras pour la configuration [15°, 50 km h⁻¹]

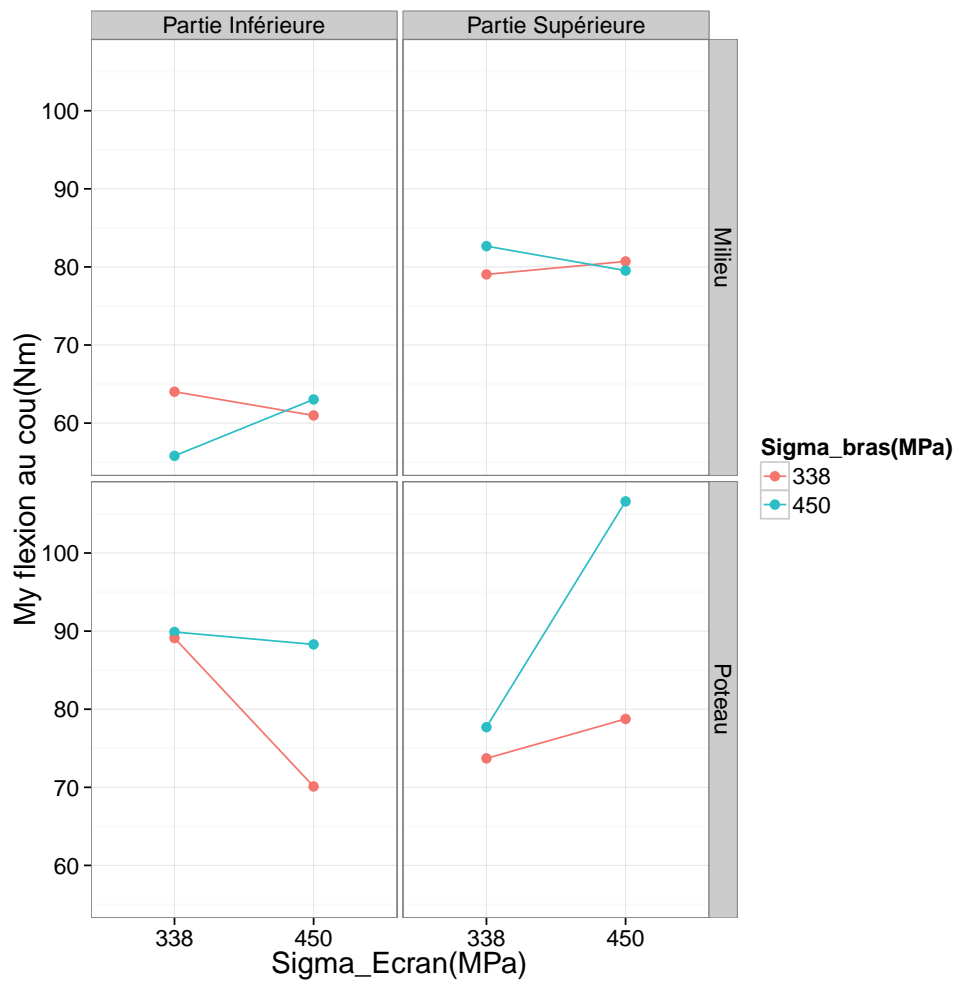


Fig. 4.33 – Graphe d’interaction sur le moment de flexion au cou entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique du bras pour la configuration [30°, 60 km h⁻¹]

4.5. INFLUENCE DES PARAMÈTRES MATÉRIAUX DE L'ÉCRAN MOTARD

Pour la force de traction au cou F_{tz}^c (représentative des variables biomécaniques où des dispersions sont observées sur les sorties) quelque soit la configuration d'essais (angle, vitesse), on observe sur la figure 4.34 que σ_{ecran} et σ_{bras} sont non influents sur la force de traction au cou F_{tz}^c . Pour cette même variable biomécanique F_{tz}^c , σ_{ecran} et σ_{bras} ne présentent d'interaction entre eux que pour des trajectoires où le mannequin est lancé suivant l'axe d'un poteau et sa tête impacte l'écran à une hauteur de 345 mm. Les mêmes tendances de résultats sont observées pour le moment d'extension au cou M_{ey}^c .

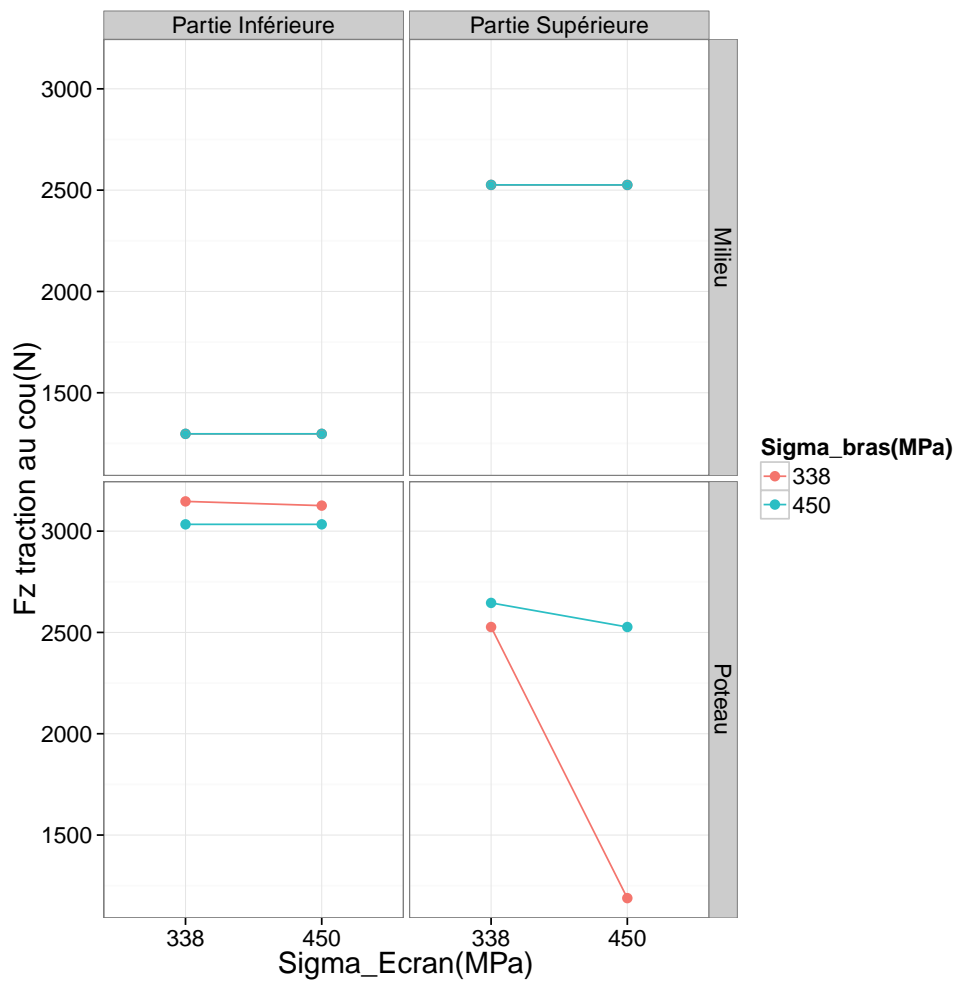


Fig. 4.34 – Graphe d'interaction sur la force de traction au cou entre la limite élastique de l'écran et la limite élastique d'un bras pour la configuration [45°, 70 km h⁻¹]

Pour expliquer la faible influence des limites élastiques du bras et de l'écran sur les performances d'écrans motards, on s'est intéressé au comportement de la barrière suivant quatre combinaisons de la configuration nominale [30°, 60 kmh⁻¹] qui est la configuration la plus représentative de la réalité. σ_{ecran} et σ_{bras} ont été variées pour cette configuration. Pour chacune des combinaisons, les courbes d'énergies totales de déformations de l'écran impacté sont présentées sur la figure 4.35.

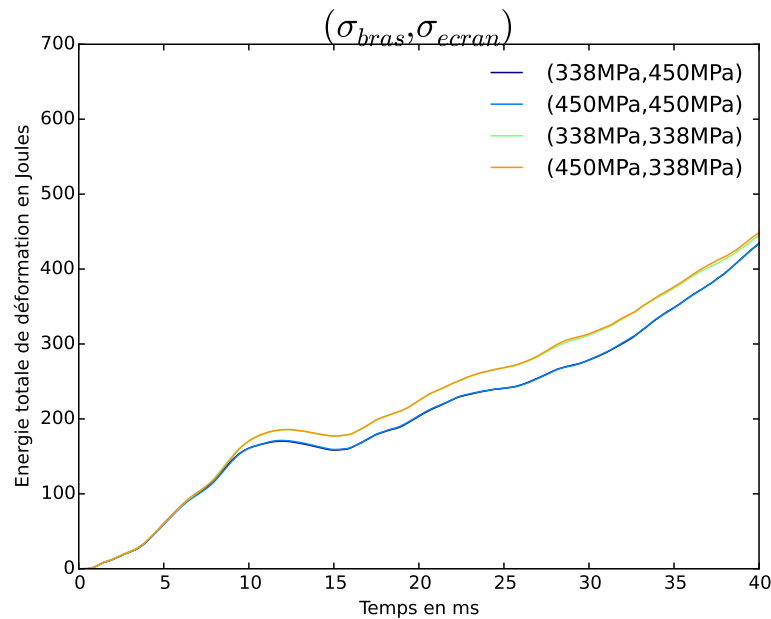


Fig. 4.35 – Énergie totale de déformation de l'écran impacté pour différentes combinaisons (σ_{bras} , σ_{ecran})

On pourra constater que σ_{ecran} et σ_{bras} ont une faible influence sur le comportement de l'écran pour les configurations [15°, 50 kmh⁻¹] et [30°, 60 kmh⁻¹] dont les sorties ne sont pas aussi dispersées que les sorties de la configuration [45°, 70 kmh⁻¹]. Les courbes d'énergie de la configuration [30°, 60 kmh⁻¹] sont presque semblables et ont la même allure (figure 4.35). La violence des chocs (traduite par l'énergie de déformation de l'écran impacté) n'est donc pas influencée par σ_{ecran} et σ_{bras} .

4.5.2 Synthèse des résultats de l'étude de sensibilité sur les paramètres matériaux

Les résultats de l'analyse de sensibilité réalisée sur les paramètres matériaux ont permis dans un premier temps de confirmer que l'angle et la vitesse d'impact sont des facteurs de forte influence sur les performances d'écrans motards.

Les résultats obtenus ont également permis de montrer que la limite élastique de l'écran et la limite élastique des bras ont une faible influence sur les variables biomécaniques relevées au cou, au thorax et à la colonne vertébrale. Une forte influence sans tendance générale de la limite élastique de l'écran fut observée sur les blessures à la tête (HIC).

De manière générale, de faibles interactions entre σ_{ecran} et σ_{bras} sur les performances d'écran motards ont été observées. Une grande dispersion est également observée de manière générale pour la configuration [45°, 70 km h⁻¹] de toutes les variables biomécaniques.

En somme, la plage de variation de σ_{ecran} et σ_{bras} ($\pm 30\%$ de la limite d'élasticité) pour cette étude de sensibilité est assez représentative pour conclure que la variation des paramètres testés autour des valeurs usuelles ($\sigma_{ecran} = 450$ MPa et $\sigma_{bras} = 338$ MPa) utilisées pour la fabrication des écrans motards en acier S235J influence peu les performances des écrans motards. On rappelle que l'acier S235J est le type d'acier couramment utilisé pour la fabrication des écrans motards.

4.6 Conclusion

Le modèle numérique pour la simulation d'essais de chocs sur écrans motards développé au chapitre 3 a servi de base pour mener l'analyse de sensibilité dans ce chapitre. Deux analyses de sensibilités furent menées et ont consisté à relever des variables biomécaniques sur le mannequin Hybrid III lors de la simulation numérique d'essais de chocs sur écrans motards. Ces variables biomécaniques servent de critères d'évaluation de performances d'écrans motards.

La première analyse de sensibilité concerne la variation des conditions d'essais que sont l'angle d'impact, la vitesse d'impact, la hauteur d'impact et la trajectoire d'impact du mannequin Hybrid III sur l'écran motard. Trois niveaux ont été évalués pour l'angle d'impact, la vitesse d'impact et deux niveaux pour la hauteur d'impact et la trajectoire d'impact. L'analyse des résultats obtenus a permis de constater que la sévérité des chocs augmente avec l'angle et la vitesse et que ces deux paramètres sont les plus influents des conditions d'essais sur les performances d'écrans motards. Les configurations d'essais [45°, 70 km h⁻¹] et [30°, 60 km h⁻¹] ont été observées comme étant les configurations les plus préjudiciables au motard respectivement pour des blessures à la tête et au cou d'une part et les blessures au thorax et à la colonne vertébrale d'autre part. Les résultats obtenus ont également permis d'observer que la trajectoire et la hauteur d'impact sont des paramètres peu influents sur les performances d'écrans motards. En outre, la première analyse de sensibilité a permis d'identifier les configurations les plus préjudiciables au motard. Elle a également permis de constater que l'écart observé entre les critères de performances relevés pour les configurations préjudiciables et les critères de performance de la configuration nominale n'est pas le même suivant le critère de performance évalué. Le niveau de performance de l'écran motard en question est donc fonction du critère de performance évalué.

La deuxième analyse de sensibilité concerne la sensibilité des performances des écrans motards vis à vis des paramètres matériaux des écrans motards (en acier dans notre cas). Les paramètres testés sont la limite élastique de l'écran et la limite élastique du bras de support reliant l'écran au système traditionnel (dispositif de retenue pour voitures). Pour chaque paramètre, deux niveaux ont été testés et pour chaque niveau, les valeurs testées proviennent d'essais de caractérisation d'acier. Ce sont des valeurs usuelles de limite élastique d'acier utilisé pour la fabrication des écrans motards. A l'issue de l'analyse de sensibilité, il ressort que la variation de σ_{ecran} et σ_{bras} autour des valeurs usuelles ($\sigma_{ecran} = 450$ MPa et $\sigma_{bras} = 338$ MPa) influence peu les performances des écrans motards. Néanmoins, une faible interaction sans tendance générale est observée entre les deux paramètres testés. Par ailleurs, ce résultat "la limite élastique est peu influente sur les performances d'écrans motards" est important pour la classification d'un écran motard car σ_y est un paramètre non maîtrisé intervenant dans la dissipation d'énergie. Pour l'évaluation des performances de l'écran motard étudié, on peut se limiter qu'aux conditions d'essais dans l'étude de sensibilité.

Dans les deux contextes, la vitesse et l'angle d'impact sont des paramètres à forte influence sur les performances d'écrans motards ; ces deux paramètres augmentent considérablement la gravité des blessures en cas d'accidents.

Conclusion générale

Contributions

L'objet de cette thèse était d'étudier les procédures usuelles (procédures normative EN 1317-8 et LIER) d'essais d'évaluation de performances d'écrans de protection des motocyclistes et de proposer éventuellement de nouvelles dispositions pouvant servir de procédure normative sur le protocole d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards. Le travail d'évaluation fut réalisé à partir d'outils numériques basés sur la méthode des éléments finis sous le logiciel d'éléments finis LS dyna.

Pour atteindre l'objectif défini, une démarche alliant un seul essai à l'échelle 1 à une analyse de sensibilité portant sur un modèle numérique validé par l'essai à l'échelle 1 a été développée puis a été mise en œuvre. Pour réaliser les études, le choix fut porté sur une barrière équipée d'écran motard de type GS4 en acier développée par la société Solosar.

La démarche développée a consisté dans un premier temps à recenser les paramètres à tester (à l'issue de l'étude des procédures existantes) et à rassembler les éléments de base pour la simulation numérique d'essais d'évaluation de performances d'écrans de protections motards : le type de mannequin à utiliser, la configuration nominale d'essais, les critères d'évaluation de performances des écrans. En outre, la démarche développée a permis de justifier les différentes étapes de l'analyse de sensibilité en simulation numérique d'essais de chocs sur écrans de protections motards. Parallèlement à la démarche portant sur l'analyse de sensibilité, un modèle numérique pouvant servir de référence pour une étude de sensibilité en simulation d'essais de chocs sur écran motards fut développé.

L'analyse de sensibilité sur le modèle numérique fut ensuite conduite sur deux cas suivant les groupes de paramètres : une première analyse sur les paramètres d'accidents et la seconde sur les paramètres matériaux. Il ressort de l'analyse de sensibilité que le niveau de performance de l'écran motard n'est pas le même à la configuration nominale (configuration usuelle d'essais des procédures LIER et normative EN 1317-8) qu'aux configurations d'angles 15°, 45° et de vitesses 50 km h⁻¹, 70 km h⁻¹.

De manière générale, la démarche développée a permis de relever que les niveaux de performances de l'écran motard ne sont pas les mêmes suivant le critère d'évaluation de performance observé pour l'écran et suivant la configuration sous laquelle les performances sont évaluées. Par exemple pour la force d'impact latéral au thorax, l'écran présente un niveau de performance plus faible pour la configuration (30°, 60 km h⁻¹) que pour le niveau de performance de la configuration (45°, 70 km h⁻¹). Une classification de l'écran motard pourra donc être faite suivant les critères d'évaluation de performances, ce qui renseignerait pour chaque type de barrière le risque de degré de sévérité de blessure courue par le motard.

Se contenter d'une seule configuration pour évaluer les performances des écrans motards serait donc synonyme d'insuffisance d'informations. Ainsi, la démarche développée a permis de recenser un ensemble d'informations diversifiées sur les performances de l'écran motard testé.

Parallèlement à la démarche mise au point, spécifiquement à l'écran motard testé les résultats de l'analyse de sensibilité ont montré que ce dernier doit être évalué suivant les configurations d'essais [45°, 70 km h⁻¹] et [30°, 60 km h⁻¹] sans tenir compte de la hauteur et de la trajectoire d'impact. En outre, les résultats de l'analyse de sensibilité ont également montré qu'une classification de l'écran motard pourra être faite sans se soucier de l'influence de la limite élastique de l'acier sur les performances de l'écran motard testé. Enfin, les résultats de ce travail montrent spécifiquement que pour l'écran motard étudié, la survie du motard lors d'accidents de chocs ne dépend pas des caractéristiques matériaux de l'écran (en acier) mais plutôt de l'angle et de la vitesse de chocs. Toutefois, les résultats obtenus dans ce travail ne concernent spécifiquement que l'écran motard étudié.

Perspectives

Les perspectives de ce travail se situent principalement à deux niveaux : les perspectives scientifiques et les perspectives industrielles.

Les perspectives scientifiques concernent l'extension de cette démarche à d'autres types de barrières (géométrie différente) selon d'autres observables (la déformation de l'écran motard par exemple) et à d'autres types de matériaux que l'acier (un écran en tubes plastiques par exemple). L'initiative d'extension de la démarche développée à d'autres cas consoliderait l'idée d'intégrer cette démarche dans le protocole d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards et d'aboutir à une proposition de norme.

Dans cette thèse, l'analyse de sensibilité des performances d'écrans motards aux paramètres matériaux ne concerne que le bras de support de l'écran et l'écran. En effet, il serait particulièrement intéressant de conduire cette analyse sur la même barrière en testant aussi la sensibilité des performances de l'écran motard à la variation des caractéristiques mécaniques matériaux des autres pièces de la barrière (suivant une plage de variation non forcément basée sur des valeurs de caractéristiques matériaux issues d'essais de caractérisation de l'acier). Ceci permettrait d'alimenter une discussion sur les combinaisons en termes de capacité à amortir les chocs et à mieux protéger les motards. Une perspective intéressante serait également d'introduire le volet "simulation numérique" dans les procédures d'essais d'évaluation de performances d'écrans motards.

Les perspectives industrielles sont d'intégrer cette démarche dans la conception et le dimensionnement des écrans de protection motards.

Bibliographie

- [1] Head injury criterion - Wikipedia, the free encyclopedia, February 2014. URL http://en.wikipedia.org/wiki/Head_injury_criterion.
- [2] Plan d'expériences, Mis en ligne en Août 2015, consulté le 08 Mars 2016. URL https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Plan_d%27exp%C3%A9riences&oldid=117605341. Page Version ID : 117605341.
- [3] Association des Constructeurs Européens de Motocycles (ACEM). MAIDS Étude approfondie sur les accidents en motocycles. Annual Report 1.3, ACEM, Europe, 1999.
- [4] Ali O. Atahan. Finite element simulation of a strong-post W-beam guardrail system. *Simulation*, 78(10) :587–599, 2002. URL <http://sim.sagepub.com/content/78/10/587.short>.
- [5] Suri Bala and Jim Day. General Guidelines for Crash Analysis in LS-DYNA. *Livermore Software Technology Corporation*, 2012. URL <ftp://ftp.lstc.com/outgoing/support/FAQ/guidelines.pdf>.
- [6] M. R. Bambach, R.H. Grzebieta, and A. S. McIntosh. Injury typology of fatal motorcycle collisions with roadside barriers in Australia and New Zealand. *Accident Analysis & Prevention*, 49 :253–260, June 2011. ISSN 0001-4575. doi : 10.1016/j.aap.2011.06.016. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001457511001825>.
- [7] M. R. Bambach, R. J. Mitchell, and R. H. Grzebieta. The protective effect of roadside barriers for motorcyclists. *Traffic injury prevention*, 14(7) :756–765, 2013. URL <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/15389588.2012.752077>.
- [8] Benjamin Amans, Thierry Hermitte, Hervé Guillemot, Alain Martin, Maxime Moutreuil. Lien accident-infrastructure pour les deux-roues motorisés. Annual Report RIDER200307-02, France, July 2003.
- [9] F. Alexander Berg, Peter Rucker, Marcus Gartner, Jens König, Raphael Grzebieta, and Roger Zou. Motorcycle impacts into roadside barriers—real-world accident studies, crash tests and simulations carried out in Germany and Australia. In *Proceedings of the Nineteenth International Conference on Enhanced Safety of Vehicles*, Washington, DC, 2005. URL <http://www.righttoride.eu/virtuallibrary/barriers/DekraMonashbarrierreport.pdf>.

-
- [10] Marc C. Beusenberg and Riender Happee. An experimental evaluation of crash helmet design and effectiveness in standard impact tests. In *Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference*, volume 21, pages 307–323. International Research Council on Biomechanics of Injury, 1993. URL http://www.safetylit.org/citations/index.php?fuseaction=citations.viewdetails&citationIds%5B%5D=citjournalarticle_247786_38.
- [11] D. Hailoua Blanco, A. Cernicchi, and U. Galvanetto. FE modeling of innovative helmet liners. In *Proceeding of the 11th international LS-Dyna users conference*, pages 9–1, 2010. URL <https://www.dynalook.com/international-conf-2010/Simulation-3-1.pdf>.
- [12] D. W. A. Brands. *Development and validation of a finite element model of a motorcycle helmet*. PhD thesis, Ph. D. dissertation, Eindhoven University of Technology, The Netherlands, 1996. URL <http://alexandria.tue.nl/repository/books/633170.pdf>.
- [13] Brandstaetter and al. Annual Statistical Report ,Deliverable D3.9 of the EC FP7 project DACOTA. Annual Report 1, October 2012.
- [14] Brett M. Campbell. *A Numerical Side Impact Model to Investigate Thoracic Injury in Lateral Impact Scenarios*. PhD thesis, University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada, 2009.
- [15] R. Capitani and S. S. Pellari. Evaluation of motorcycle safety barrier normative. *Berichte der bundesanstalt fuer strassenwesen. Unterreihe fahrzeugtechnik*, (77), 2010. URL <http://trid.trb.org/view.aspx?id=1147441>.
- [16] Alessandro Cernicchi, Ugo Galvanetto, Lorenzo Iannucci, and South Kensington. Virtual modelling of motorcycle safety helmets : practical problems. In *Sixth European LS-DYNA user's conference, Gothenburg, Sweden, 2007*. URL <http://www.dynalook.com/european-conf-2007/virtual-modelling-of-motorcycle-safety-helmets.pdf>.
- [17] Comité Européen de Normalisation. Road restraint systems Part 8 : Motorcycle road restraint systems which reduce the impact severity of motorcyclist collisions with safety barriers, April 2012.
- [18] Febrero Crespo. Estudio mediante simulación dinámica del comportamiento de motoristas en impactos contra barreras de protección. Projeet de fin d'études, EUP. I.T. Industrial, Valladolid, 2005.
- [19] Luca Di Landro, Giuseppe Sala, and Daniela Olivieri. Deformation mechanisms and energy absorption of polystyrene foams for protective helmets. *Polymer Testing*, 21(2) : 217–228, 2002. ISSN 0142-9418. doi : 10.1016/S0142-9418(01)00073-3. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142941801000733>.
- [20] Rolf Eppinger, Emily Sun, Faris Bandak, Mark Haffner, Nopporn Khaewpong, Matt Maltese, Shashi Kuppa, Thuvan Nguyen, Erik Takhounts, and Rabih Tannous. Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems–II. *National Highway Traffic Safety Administration*, pages 1–70, 1999. URL http://www.nhtsa.gov/DOT/NHTSA/NRD/Multimedia/PDFs/Crashworthiness/Air%20Bags/rev_criteria.pdf.

-
- [21] European Co-operation in the Field of Scientific and, Technical Research, COST 327, Motorcycle Safety Helmets, Final Report of the Action, European Commission, and Directorate General for Energy and Transport. COST 327 motorcycle safety helmets, 2001.
- [22] EuroRap. Barriers to Change : Designing Safe Roads For Motorcyclists. European Road Assessment Program, Basingstoke Hampshire, UK. *Number 01/08*, 2008.
- [23] F.A.O. Fernandes and R.J. Alves de Sousa. Motorcycle helmets—A state of the art review. *Accident Analysis & Prevention*, 56 :1–21, March 2013. ISSN 0001-4575. doi : 10.1016/j.aap.2013.03.011. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001457513001036>.
- [24] Fábio AO Fernandes, Ricardo J. Alves de Sousa, Rémy Willinger, and Caroline Deck. Finite Element Analysis of Helmeted Impacts and Head Injury Evaluation with a Commercial Road Helmet. *IRCOBI Conference 2013*, pages 1–12, 2013. URL http://www.ircobi.org/downloads/irc13/pdf_files/48.pdf.
- [25] Pauline Flatres. Rapport de Master : Simulation numérique d’essai de choc sur dispositifs de protection motocyclistes. Rapport de stage de Master, LIER, Bron-France, July 2013.
- [26] Dominique Fleury, Jean-François Peytavin, Sylvanie Godillon, Nicolas Clabaux, Nicolas Hanff, Thierry Saint-Gérand, Mohand Medjkane, and Karim Bensaïd. Les dimensions spatiales du risque routier des deux-roues à moteur. Technical report, Fondation Sécurité Routière, France, 2009.
- [27] David García, S. Bidal, and Margriet van Schijndel. Guidelines for a new European standard proposal for impacts of motorcyclists vs. road infrastructure. Guidelines for a new European standard proposal for impacts of motorcyclists vs. road infrastructure., APROSYS SP4, June 2008. URL www.aprosys.com.
- [28] Mazdak Ghajari, Gaetano D. Caserta, and Ugo Galvanetto. EUROPEAN COMMISSION DG RESEARCH. September 2010. URL <http://www.mymosa.eu/downloadables/Public%20Deliverables/MYMOsa%20-%20D3.1%20COMPARISON%20OF%20SAFETY%20HELMETS%20TESTING%20STANDARDS%20-%20FINAL%20May%202008.pdf>.
- [29] R. Grzebieta, M. Bambach, A. McIntosh, R. Friswell, and H. Jama. Fatal Motorcycle-Into-Road-Safety-Barrier Crashes. In *Proc., Australasian Road Safety Research, Policing and Education Conference*, 2011. URL <http://arsrpe.acrs.org.au/pdf/Fatal%20Motorcycle%20Into%20Road%20Safety%20Barrier%20Crashes.pdf>.
- [30] Raphael Grzebieta, Mike Bambach, and Andrew McIntosh. Motorcyclist Impacts into Roadside Barriers : Is the European Crash Test Standard Comprehensive Enough? *Transportation Research Record : Journal of the Transportation Research Board*, 2377 :84–91, December 2013. ISSN 0361-1981. doi : 10.3141/2377-09. URL <http://trid.trb.org/view.aspx?id=1243111>.
- [31] Hampton C. Gabler. The risk of fatality in motorcycle crashes with roadside barriers. *National Highway Traffic Safety Administration*, (07-0474) :5, 2007.

-
- [32] Claude Hoinard. Les plans factoriels complets : Cours et énoncés d'exercices, May 2009.
- [33] H. H. Hurt, J.V. Ouellet, and Dr Thom. Motorcycle accident cause factors and identification of countermeasures. Technical report, University of Southern California, Los Angeles, (EEUU), 1981.
- [34] Hussein H. Jama, Raphael H. Grzebieta, Rena Friswell, and Andrew S. McIntosh. Characteristics of fatal motorcycle crashes into roadside safety barriers in Australia and New Zealand. *Accident Analysis & Prevention*, 43(3) :652–660, May 2011. ISSN 0001-4575. doi : 10.1016/j.aap.2010.10.008. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001457510002873>.
- [35] Kennerly H. Digges. Injury measurements and criteria. *The National Crash Analysis Center The George Washington University 20101 Academic Way Ashburn, VA 22011, USA*, page 6, 1998.
- [36] Hubert Koch and Florian Schueler. Reduction of injury severity involving guardrails by the use of additional W-beams, impact attenuators and 'sigma-posts' as a contribution to the passive safety of motorcyclists. In *Eleventh International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, Washington DC, May*, pages 12–15, 1987.
- [37] Shashi Kuppa, Jing Wang, Mark Haffner, and Rolf Eppinger. Lower extremity injuries and associated injury criteria. In *17th ESV Conference, Paper*, 2001. URL <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/ESV/esv17/Proceed/00160.pdf>.
- [38] Mau-Roung Lin and Jess F Kraus. A review of risk factors and patterns of motorcycle injuries. *Accident Analysis & Prevention*, 41(4) :710–722, July 2009. ISSN 0001-4575. doi : 10.1016/j.aap.2009.03.010. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001457509000578>.
- [39] D. A. Mantaras and P. Luque. Assessing motorcyclist protection systems using finite element simulations. *UNE*, 135900 :17, 2005. URL http://ww.ijsimm.com/Full_Papers/Fulltext2015/text14-1_110-120.pdf.
- [40] Eric Markiewicz, Eric Weyenbergh, Yves Ravalard, and Bertrand Langrand. Biomécanique du choc. July 2007. URL http://www.unit.eu/cours/ingenierie_crash/Complements_pdf/Biomeca/CN_Crash-Biomeca_Niv2.pdf.
- [41] Martensen, H. and Roynard, M. Motorcycle accident causation. Analyse approfondie des accidents graves et mortels impliquant des motocyclistes., 2013.
- [42] R. Miralbes. Design of motorcycle rider protection systems using numerical techniques. *Accident Analysis & Prevention*, 59 :94–108, October 2013. ISSN 0001-4575. doi : 10.1016/j.aap.2013.04.016. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001457513001590>.
- [43] Ramon Miralbes. Motorcyclist Protection Systems : Analysis of the Crash Test Tolerances of the European Technical Specification and the Spanish Standard. *Advances in Mechanical*

- Engineering*, 7(2) :682875, February 2015. ISSN , 1687-8140. doi : 10.1155/2014/682875. URL <http://ade.sagepub.com/content/7/2/682875>.
- [44] Mireille Chiron, Hervé Guillemot, Bertrand Thélot, and Amina Ndiaye. Description et gravité des lésions traumatiques selon les classifications AIS 1998 et IIS 1994, June 2003.
- [45] H. G. Mooi and F. Galliano. Dutch in-depth accident investigation : first experiences and analysis results for motorcycles and mopeds. In *17th ESV Conference*, 2001. URL <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/nrd-01/esv/esv17/proceed/00070.pdf>.
- [46] Nations Unies. Recueil de traités : Prescriptions uniformes relatives à l'homologation des casques de protection et de leurs écrans pour conducteurs et passagers de motocycles et cyclomoteurs, September 2002.
- [47] NHTSA. Traffic Safety Facts, Motorcycles, 2008 Data. DOT HS 811 159. National Center for Statistics and Analysis. Annual Report, NHTSA, Washington, 2008.
- [48] A. Nouredine, A. Eskandarian, and K. Digges. Computer modeling and validation of a hybrid III dummy for crashworthiness simulation. *Mathematical and Computer Modelling*, 35(7-8) :885-893, April 2002. ISSN 0895-7177. doi : 10.1016/S0895-7177(02)00057-2. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0895717702000572>. 00031.
- [49] Federation of European Motorcyclists Associations (FEMA). New standards for road restraint systems for motorcyclists, 2012.
- [50] L'Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière ONISR. La sécurité routière en France : Bilan de l'accidentalité de l'année 2012. Annual Report, Ministère de l'intérieur, France, 2013.
- [51] L'Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière ONISR. La sécurité routière en France : Bilan de l'accidentalité de l'année 2014. Annual Report, France, May 2015. URL <http://www.securite-routiere.gouv.fr/content/download/34512/330980/version/1/file/2015+05+28+Bilan+d%C3%A9finitif+ONISR+2014.pdf>.
- [52] Dietmar Otte. Benefit of in depth data for analysing injury mechanisms of accidents with bicyclists and motorcyclists. *International Journal of Crashworthiness*, 3(1) :53-64, January 1998. ISSN 1358-8265. doi : 10.1533/cras.1998.0061. URL <http://dx.doi.org/10.1533/cras.1998.0061>.
- [53] Umud Esat Ozturk and Gunay Anlas. Finite element analysis of expanded polystyrene foam under multiple compressive loading and unloading. *Materials & Design*, 32(2) :773-780, February 2011. ISSN 0261-3069. doi : 10.1016/j.matdes.2010.07.025. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0261306910004607>.
- [54] Steffen Peldschus, Erich Schuller, Jens Koenig, Marcus Gaertner, David García Ruiz, and Alberto Mansilla. Technical Bases for the development of a test standard for impacts of powered two-wheelers on roadside barriers. In *Proceedings of the 20th International Conference on Enhanced Safety of Vehicles, Lyons, France June, 2007*. URL <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/nrd-01/esv/esv20/07-0332-0.pdf>.

-
- [55] R. Quincy, D. Vulin, and B. Mounier. Motorcycle impacts with guardrails. *Transportation Research Circular*, (341), 1988. URL <http://trid.trb.org/view.aspx?id=290525>.
- [56] D. García Ruiz, B. Pérez Magallón, Steffen Peldschus, E. Schuller, A. Mansilla Gallo, and S. Bidal. Overview on the development of a test standard for the evaluation of motorcyclists impacts on road infrastructure elements 1. *International Journal of Crashworthiness*, 15(1) :1–15, 2010. URL <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/13588260902956070>.
- [57] Manuelle Salathe. L'accidentalité routière en 2013 : Bilan sommaire (en estimations provisoires), January 2014.
- [58] Andrea Saltelli, Stefano Tarantola, Francesca Campolongo, and Marco Ratto. *Sensitivity analysis in practice : a guide to assessing scientific models*. John Wiley & Sons, 2004. URL <https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=NsAVmohPNpQC&oi=fnd&pg=PR5&dq=Saltelli+et+al+2004&ots=0RoCUTR1u-&sig=rUHDeBh8kG1V6Jbsv7fEGF000cA>.
- [59] Caroline Savina, Bernard Mounier, and Jean-Pierre Medevielle. Rapport d'essai : Protocole d'essais de dispositifs de retenue assurant la sécurité des motocyclistes. Rapport d'essai 9741026, LIER S.A., August 1998.
- [60] T. Serre, C. Masson, JL Martin, C. Perrin, and Lionel Thollon. Le choc motocycliste : analyse biomécanique et protection par un gilet airbag, November 2010.
- [61] F. M. Shuaeib, A. M. S. Hamouda, M. M. Hamdan, R. S. Radin Umar, and M. S. J. Hashmi. Motorcycle helmet : Part III. Manufacturing issues. *Journal of Materials Processing Technology*, 123(3) :432–439, May 2002. ISSN 0924-0136. doi : 10.1016/S0924-0136(02)00046-8. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924013602000468>.
- [62] Solosar. Glissière de sécurité GS4 - Glissières de sécurité simple file NF - Solosteel - Solosar, 1986. URL <http://www.solosar.fr/fr/solosteel/g4>.
- [63] UK Departement for Transport. Reported Road Casualties. Great Britain 2008. Annual Report 2008. Annual Report, Departement For Transport Scottish Government Welsh Assembly, Great Britain, September 2009.
- [64] Henricus Lambertus Antonius van den Bosch. *Crash helmet testing and design specifications*, volume 68. 2006. URL <http://alexandria.tue.nl/extra2/200611939>.
- [65] J. Whitaker. A survey of motorcycle accidents. Technical report, 1980. URL <http://trid.trb.org/view.aspx?id=157404>.
- [66] Weijia Wu and Robert Thomson. A study of the interaction between a guardrail post and soil during quasi-static and dynamic loading. *International Journal of Impact Engineering*, 34(5) :883–898, May 2007. ISSN 0734-743X. doi : 10.1016/j.ijimpeng.2006.04.004. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0734743X06000753>.

- [67] J. P Wyatt, J O'Donnell, D Beard, and A Busuttil. Injury analyses of fatal motorcycle collisions in south-east Scotland. *Forensic Science International*, 104(2-3) :127-132, October 1999. ISSN 0379-0738. doi : 10.1016/S0379-0738(99)00104-8. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0379073899001048>.

Annexes

Annexes A

Développement d'un modèle numérique pour simulation d'essais d'évaluation de performances d'écrans motard

A.1 Description de l'essai d'absorption de chocs sur casque motocyclistes

Une brève description de l'essai d'absorption de chocs sur casque motocycliste suivant la norme ECE 2205 [46] est faite dans cette annexe.

— Principe

On détermine la capacité d'absorption des chocs d'après l'enregistrement au cours du temps de l'accélération subie par une fausse tête portant un casque lorsqu'elle tombe en chute libre gardée à une vitesse d'impact $7,50 \pm 0.15$ m/s, sur une enclume fixe en acier.

— Repérage des zones d'impacts

Suivant la norme ECE 22.05 [46], l'essai d'absorption de chocs est réalisé soit avec une enclume plate ou une enclume cornière avec des impacts sur des points du casque. Les points d'impact (B, P, X, R) et les zones d'impact du casque sont repérés comme indiqué sur la figure A.1 :

Après chaque impact et avant l'impact suivant, le casque doit être repositionné correctement sur la fausse tête sans modifier le réglage du système de retenue.

— Appareillage

L'appareillage d'essai (figures A.2 (a) et (b)) comprend :

- une enclume plate en acier fixée rigidement à un socle également réalisé en acier ou en béton d'au moins 500 kg de masse ;
- un système de guidage de chute libre ;
- un système mobile supportant la fausse tête casquée ;

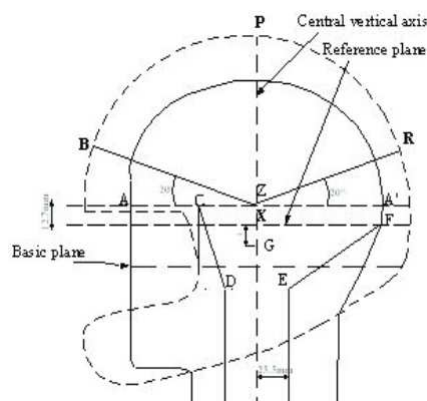


Fig. A.1 – Points d'impact ECE-22.05

- une fausse-tête en métal munie d'un accéléromètre pouvant supporter sans dommage une accélération maximale de 2000 g ;
- un système permettant de mettre en concordance le point d'impact et le centre de l'enclume.

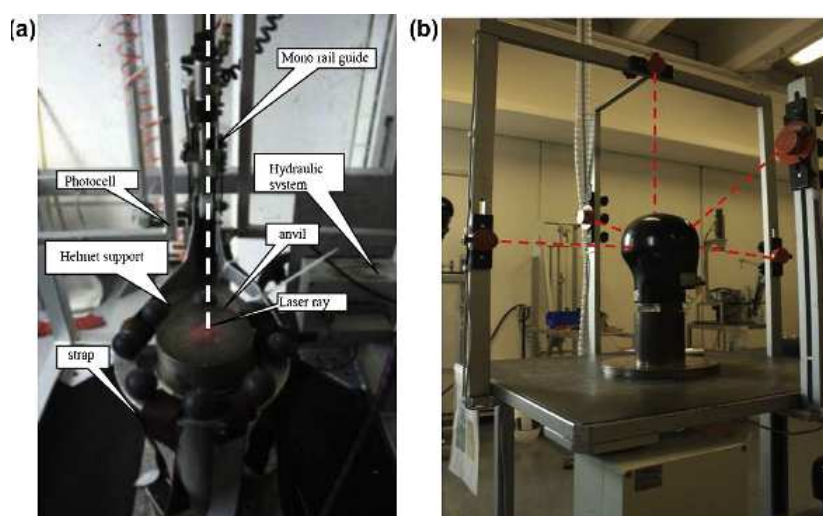


Fig. A.2 – Appareillage d'essai d'absorption de chocs sur casque

— Mesures

La vitesse de la masse en mouvement est mesurée entre 1 cm et 6 cm avant l'impact, avec une précision d'au plus 1 %. L'accélération en fonction du temps au centre de gravité de la fausse tête est mesurée, enregistrée et le critère de blessure à la tête (HIC) est calculé de la façon suivante :

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

où la variable a exprime l'accélération résultante en G et les variables t_1 et t_2 qui définissent le temps de début et de fin de contact de la tête [40].

La capacité d'absorption sera considérée comme satisfaisante si l'accélération résultante mesurée au centre de gravité de la fausse tête n'excède jamais 275 g et si le critère de blessure à la tête (HIC) n'excède pas 2400 [46]. Aussi, le casque ne doit pas se détacher de la fausse-tête.

A.2 Étude de convergence de maillage et de formulation d'éléments de l'écran du dispositif de retenue modélisé

A.2.1 Méthodes

Pour avoir un modèle numérique optimal en temps de calculs tout en conservant une précision suffisante, il est important de déterminer la taille d'éléments ainsi que la formulation d'éléments convenables à utiliser sous LS DYNA pour l'écran (impacté) du dispositif de retenue modélisé.

La tête casquée du mannequin Hybrid III est lancée sur l'écran d'une barrière équipée d'écran motard de portée 4 m, à une vitesse de 60 km h^{-1} sous un angle de 90° (figure A.3).

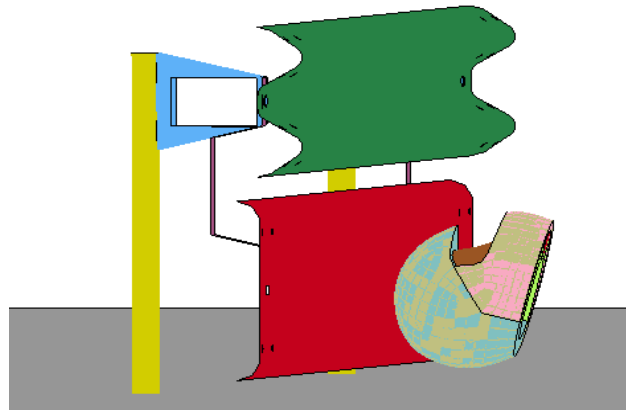


Fig. A.3 – Modèle numérique de barrière, de casque et de tête de mannequin hybrid III pour l'étude de convergence de maillage

Quatre tailles d'éléments ont été testées pour l'écran motard : 5 mm, 10 mm, 20 mm, et 40 mm. Pour chaque taille d'éléments, un modèle de référence utilisant des éléments à intégration complète a été construit. Ensuite quatre autres configurations ont été testées en faisant varier les coefficients de contrôle d'hourglass (sans coefficient d'hourglass, 0.1%, 5% et 10%). Soit au total 20 configurations ont été testées.

La qualité numérique de chaque configuration est évaluée par le critère de ratio d'énergie d'hourglass de l'écran : le rapport entre l'énergie d'hourglass et l'énergie interne pour l'écran doit être inférieur à 10% [5], conférant au modèle une bonne qualité numérique.

La convergence du maillage est évaluée par la convergence de la déflexion maximale subie par l'écran motard.

Enfin, le coût en terme de temps de calcul passé sur le processeur par chacune des configurations testées est pris en compte ; la solution retenue devant permettre la réalisation d'études paramétriques avec un ratio de 2 à 3 calculs par jour.

A.2.2 Résultats et discussion

Les figures A.4, A.5, A.6 résument les résultats de l'étude réalisée. On pourra remarquer sur la figure A.4 que le modèle à intégration réduite sans contrôle d'hourglass présente une mauvaise qualité numérique et que les modèles à intégration réduite avec contrôle d'hourglass présentent en général une bonne qualité numérique. Le modèle à intégration complète ne nécessitant pas l'activation du contrôle d'hourglass, l'énergie d'hourglass de l'écran pour ce type de modèle est nulle (n'apparaît pas sur la figure A.4) d'où son ratio d'énergie d'hourglass nul (bonne qualité numérique).

Les résultats obtenus permettent également de constater que la déflexion maximale de l'écran ne converge vers une valeur indépendante de la taille de maille que pour le modèle à intégration complète et pour le modèle à intégration réduite avec contrôle d'hourglass de 0.1% ; la convergence a lieu pour les tailles d'éléments inférieures ou égales à 20 mm (5 mm, 10 mm, 20 mm) (figure A.5). Cependant on remarque un écart maximum de 8% jugé acceptable entre les résultats du modèle à intégration complète et ceux du modèle à intégration réduite avec contrôle d'hourglass de 0.1%. Cet écart est justifié par l'introduction de l'effet d'hourglass qui joue sur la convergence du modèle à intégration réduite avec contrôle d'hourglass de 0.1%, le modèle à intégration complète convergé étant le modèle de référence. En plus de la qualité numérique, le temps nécessaire pour obtenir avec une précision suffisante le résultat d'une simulation est un facteur important à prendre en compte. L'idée principale est d'avoir un modèle qui permet de réaliser une étude de sensibilité avec un ratio de 2 à 3 calculs par jour. Pour chaque configuration, le temps de calcul passé sur le processeur (T) a été noté.

La figure A.6 présente la courbe de variation du ratio R_T de temps passé sur le processeur pour le calcul de chaque configuration en fonction de la taille d'éléments et de la formulation d'éléments. Les principales informations tirées de la figure A.6 sont :

- les modèles à intégration réduite ont tous un même temps de calcul inférieur au temps de calcul du modèle à intégration complète (de l'ordre de 1.5) ;
- la taille d'éléments est le premier facteur de variation du temps de calcul passé sur le processeur ; entre deux tailles d'éléments consécutives, le temps de calcul passé sur le processeur est d'ordre 2.

A.2. ÉTUDE DE CONVERGENCE DE MAILLAGE ET DE FORMULATION D'ÉLÉMENTS DE L'ÉCRAN DU DISPOSITIF DE RETENUE MODÉLISÉ

En synthèse, pour chacune des configurations étudiées, les modèles à intégration complète sont d'une part caractérisés par une excellente qualité numérique (pas d'énergie d'hourglass) et d'autre part par un temps de calcul passé sur le processeur assez élevé (temps de calcul passé sur le processeur des modèles à intégration réduite multiplié par 1.5). Les modèles à intégration réduite avec contrôle d'hourglass sont meilleurs en termes de qualité numérique par rapport au modèle à intégration réduite sans contrôle d'hourglass en se référant au critère du ratio d'énergie d'hourglass. La précision des résultats est sensible à la taille des éléments et à la formulation d'éléments : en effet, des résultats précis sont obtenus pour le modèle à intégration complète et pour le modèle à intégration réduite avec contrôle d'hourglass de 0.1% pour des tailles d'éléments 5 mm, 10 mm, 20 mm (convergence du maillage est obtenu). Aux vues des analyses précédentes et le premier ordre de variation du temps de calcul passé sur le processeur étant la taille des éléments, le modèle à intégration réduite avec contrôle d'hourglass à 0.1% avec une taille d'éléments de 20 mm apparaît être un bon compromis entre le coût en temps et la qualité numérique des résultats. Dans la suite des travaux, la taille d'éléments 20 mm avec la formulation d'éléments à intégration réduite avec contrôle d'hourglass à 0.1% ont été retenues pour la modélisation de la barrière.

ANNEXES A. DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE NUMÉRIQUE POUR SIMULATION D'ESSAIS
D'ÉVALUATION DE PERFORMANCES D'ÉCRANS MOTARD

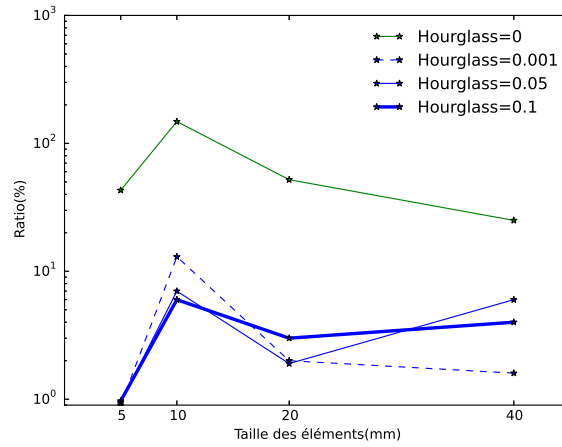


Fig. A.4 – Ratio d'énergie d'hourglass pour les configurations testées de la formulation d'éléments de l'écran

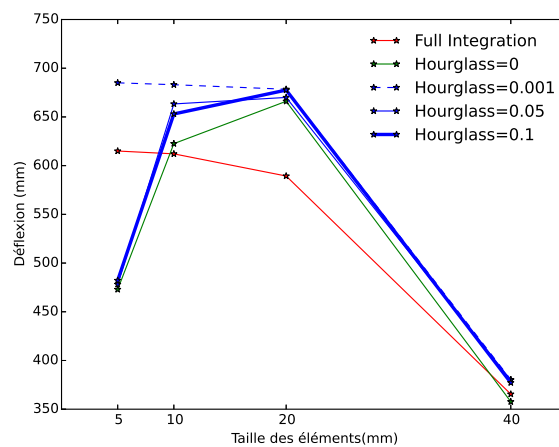


Fig. A.5 – Déflexion maximale de l'écran pour les configurations testées de la convergence de maillage

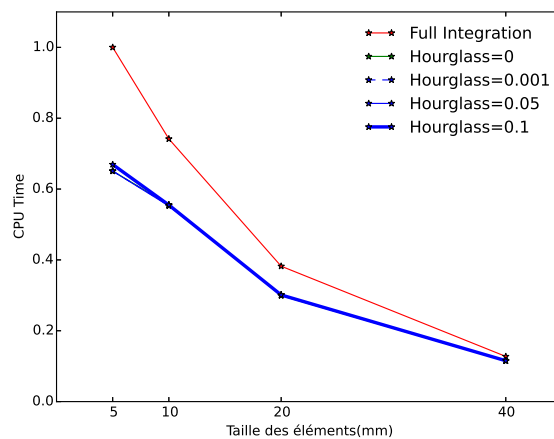


Fig. A.6 – Ratio R_T de temps passé sur le processeur pour le calcul de chaque configuration, $R_T = \frac{T}{T_{max}}$, $T_{max} = 8 \text{ h}$

A.3 Validation du modèle numérique de barrière

Comme souligné, à la section 3.4.3 l'un des avantages de la simulation numérique de l'essai d'évaluation de performance d'écrans motards est de pouvoir recueillir toute une variété d'informations sur le mannequin numérique hybrid III grâce aux accéléromètres et capteurs de forces qu'on peut placer à n'importe quel endroit de ce dernier. Dans cette partie sont regroupés d'autres résultats de la simulation numérique de l'essai d'évaluation de performance d'écrans motards, non présentés à la section 3.4.3.

La figure A.7 présente la comparaison entre le déroulement chronologique et cinématique de la simulation numérique d'évaluation de performance d'écran motard (vue latérale droite) et le déroulement de l'essai à l'échelle 1.

les figures A.8, A.9, A.10 présentent respectivement la courbe du moment suivant la direction X de la colonne vertébrale, la courbe de la force suivant la direction X du cou et la courbe du moment suivant la direction X au cou du mannequin hybrid III lors de la simulation numérique de l'essai d'évaluation de performances de l'écran motard.

ANNEXES A. DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE NUMÉRIQUE POUR SIMULATION D'ESSAIS
D'ÉVALUATION DE PERFORMANCES D'ÉCRANS MOTARD

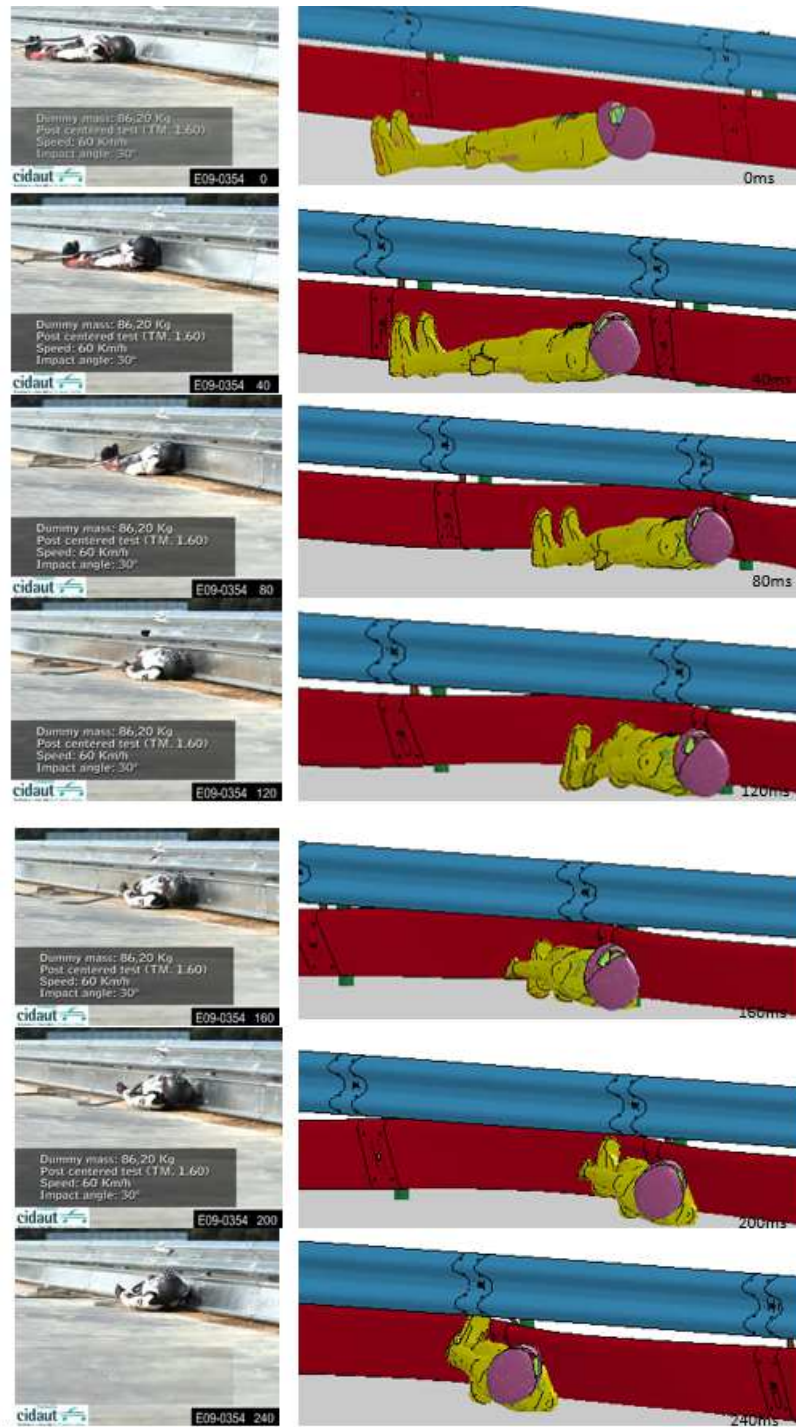


Fig. A.7 – Déroulement chronologique et cinématique de l'essai d'évaluation de performance d'écran motard : vue latérale droite

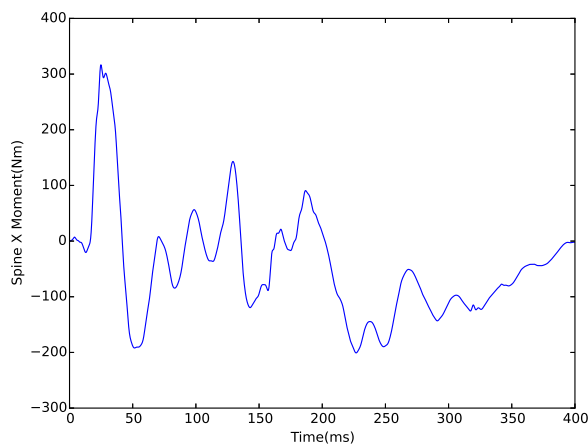


Fig. A.8 – Moment suivant la direction X à la colonne vertébrale du mannequin Hybrid III lors de la simulation numérique de l'essai d'évaluation de performances de l'écran motard

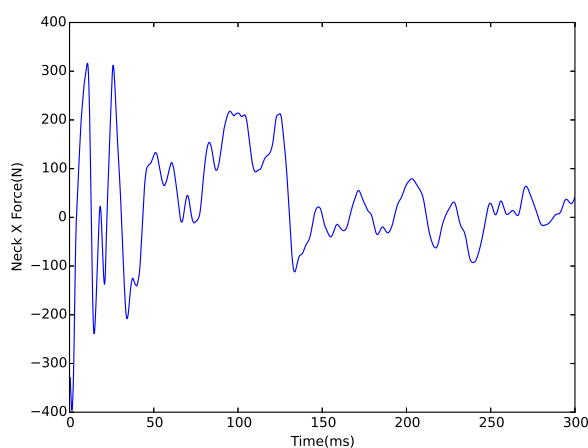


Fig. A.9 – Force suivant la direction X au cou du mannequin Hybrid III lors de la simulation numérique de l'essai d'évaluation de performances de l'écran motard

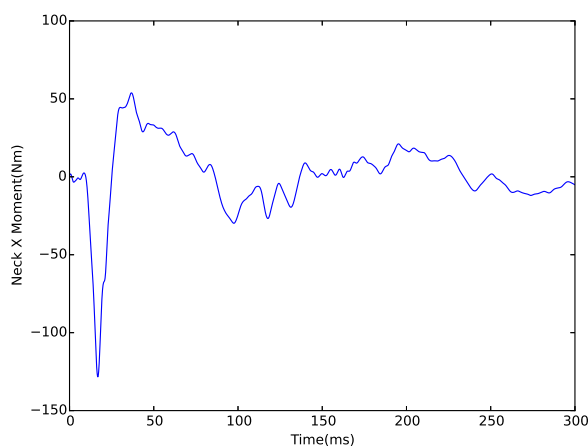


Fig. A.10 – Moment suivant la direction X au cou du mannequin Hybrid III lors de la simulation numérique de l'essai d'évaluation de performances de l'écran motard

Annexes B

Résultats d'analyse de sensibilité

Dans cette annexe, les graphes d'interaction pour chacune des variables de sortie sont présentés.

B.1 Conditions d'essais

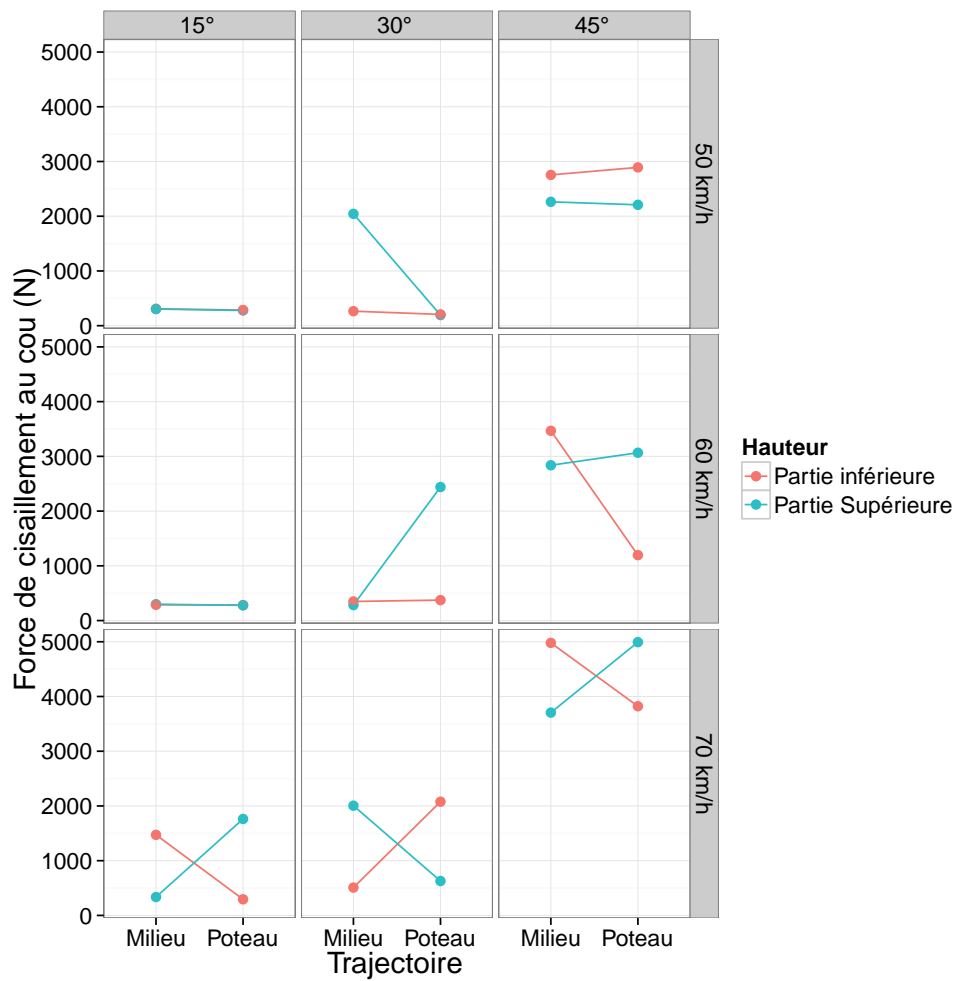


Fig. B.1 – Graphe d’interaction sur la force de cisaillement au cou entre la hauteur d’impact et la trajectoire d’impact

B.2 Paramètres matériaux

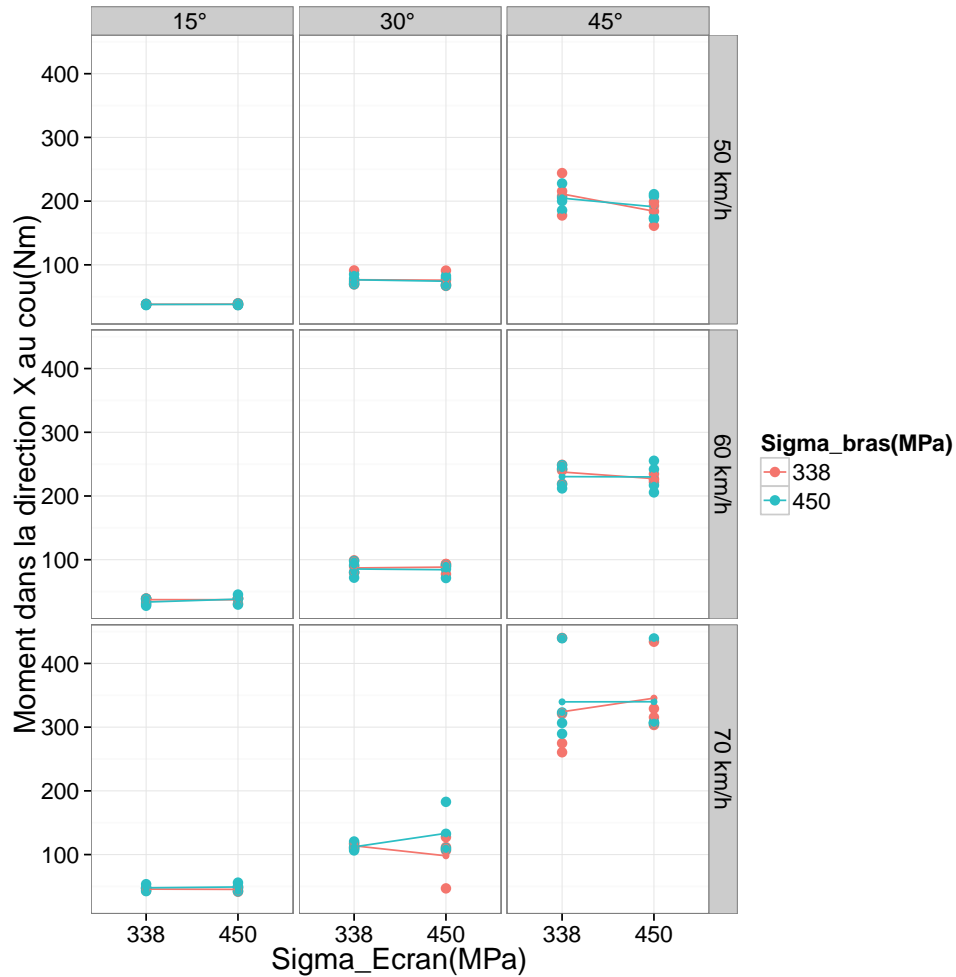


Fig. B.2 – Graphe d'interaction sur le moment dans la direction X au cou entre la limite élastique de l'écran et la limite élastique d'un bras

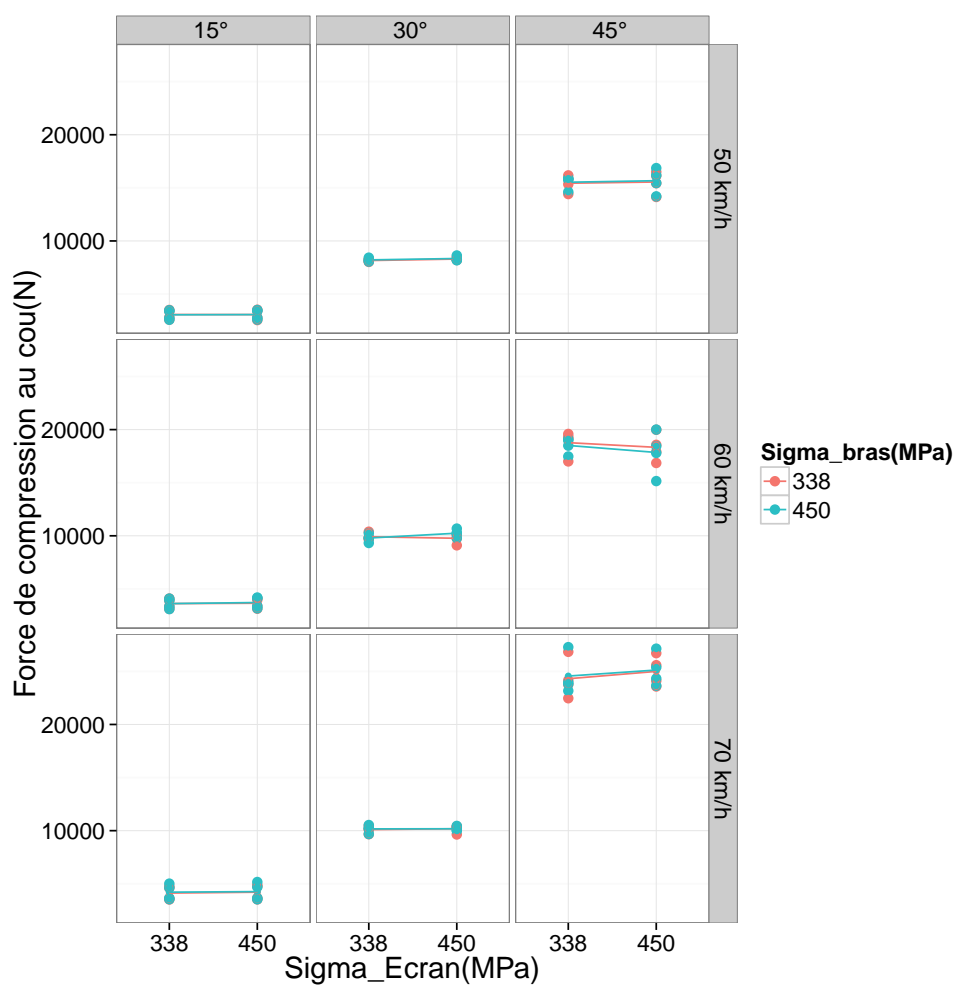


Fig. B.3 – Graphe d’interaction sur la force de compression au cou entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique d’un bras

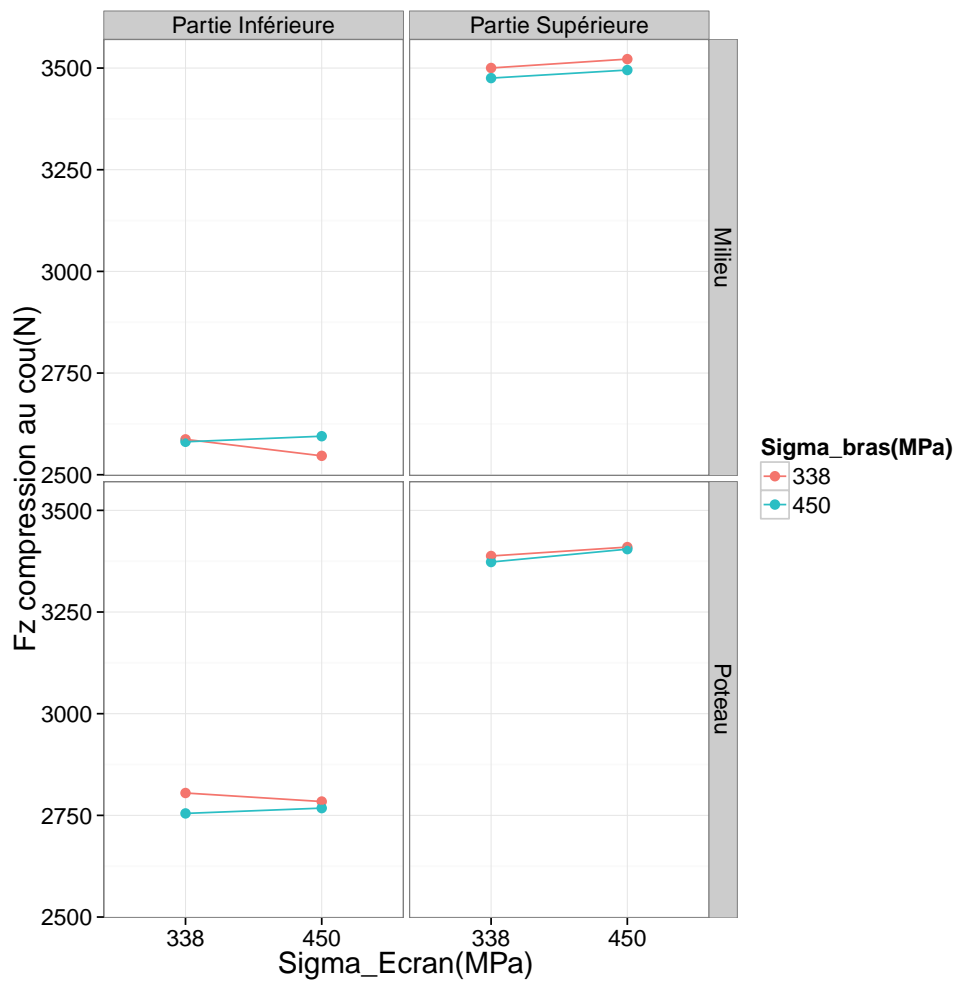


Fig. B.4 – Graphe d’interaction sur la force de compression au cou entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique d’un bras pour la configuration [15°, 50 km h⁻¹]

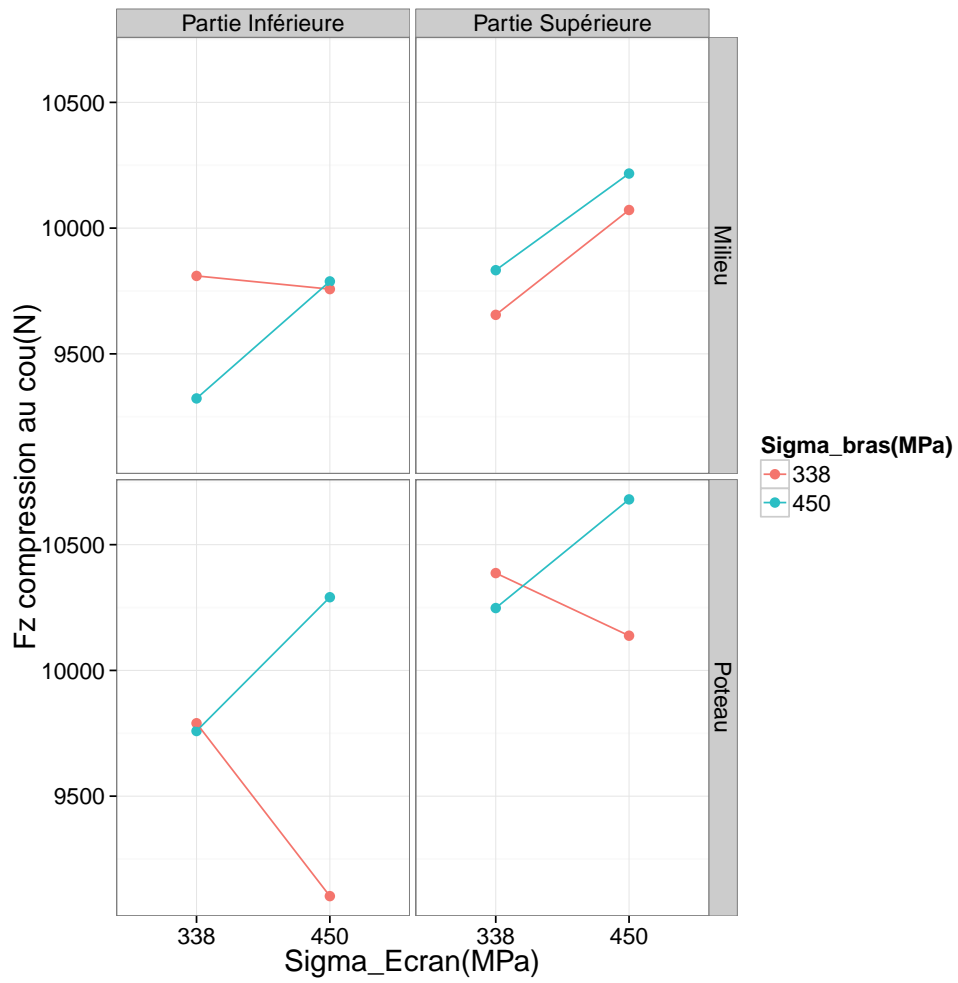


Fig. B.5 – Graphe d’interaction sur la force de compression au cou entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique d’un bras pour la configuration [30°, 60 km h⁻¹]

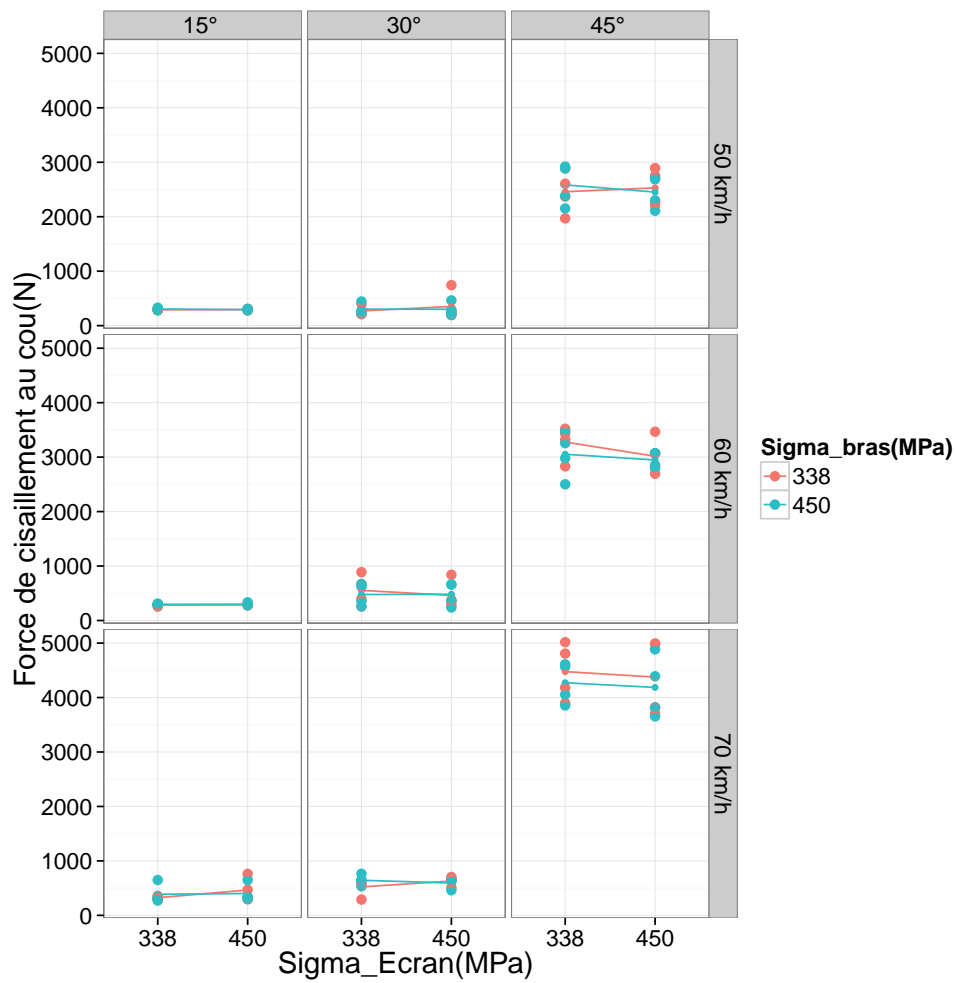


Fig. B.6 – Force de cisaillement au cou en fonction de l'angle d'impact, la vitesse d'impact, la limite élastique de l'écran et la limite élastique d'un bras

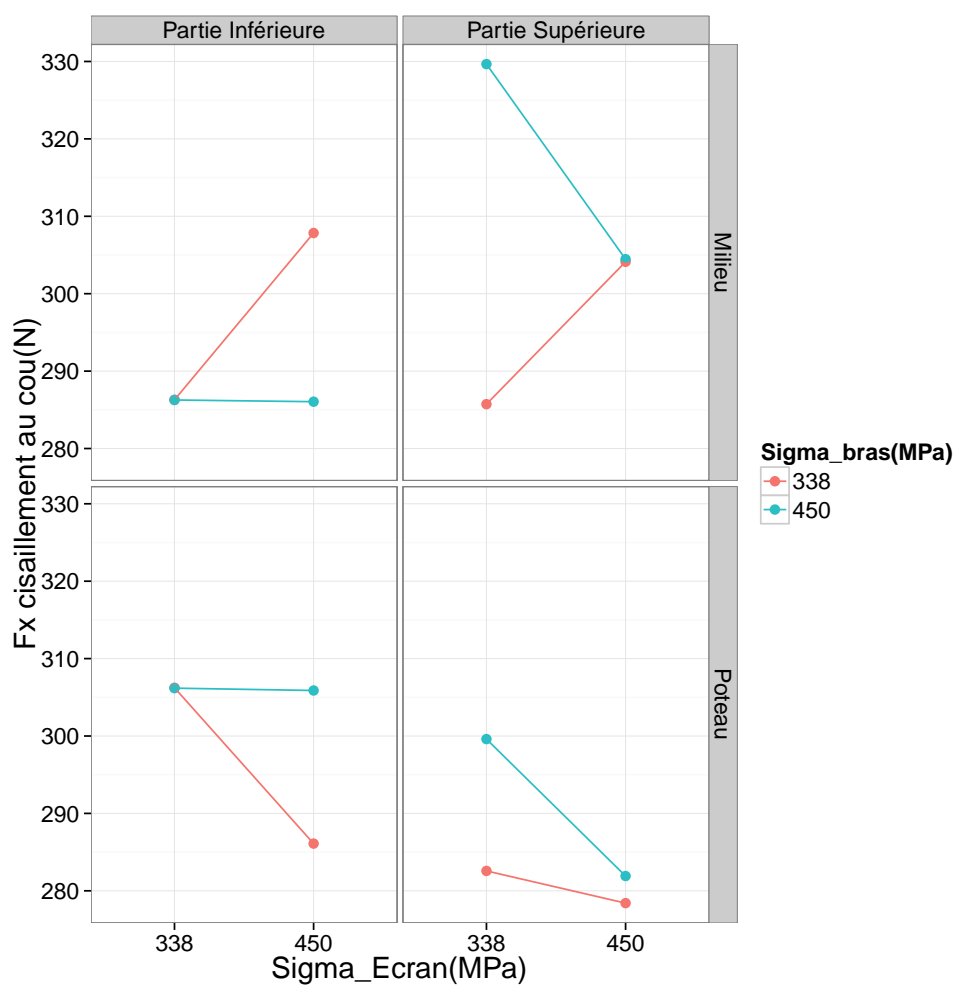


Fig. B.7 – Graphe d’interaction sur la force de cisaillement au cou entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique d’un bras pour la configuration [15°, 50 km h⁻¹]

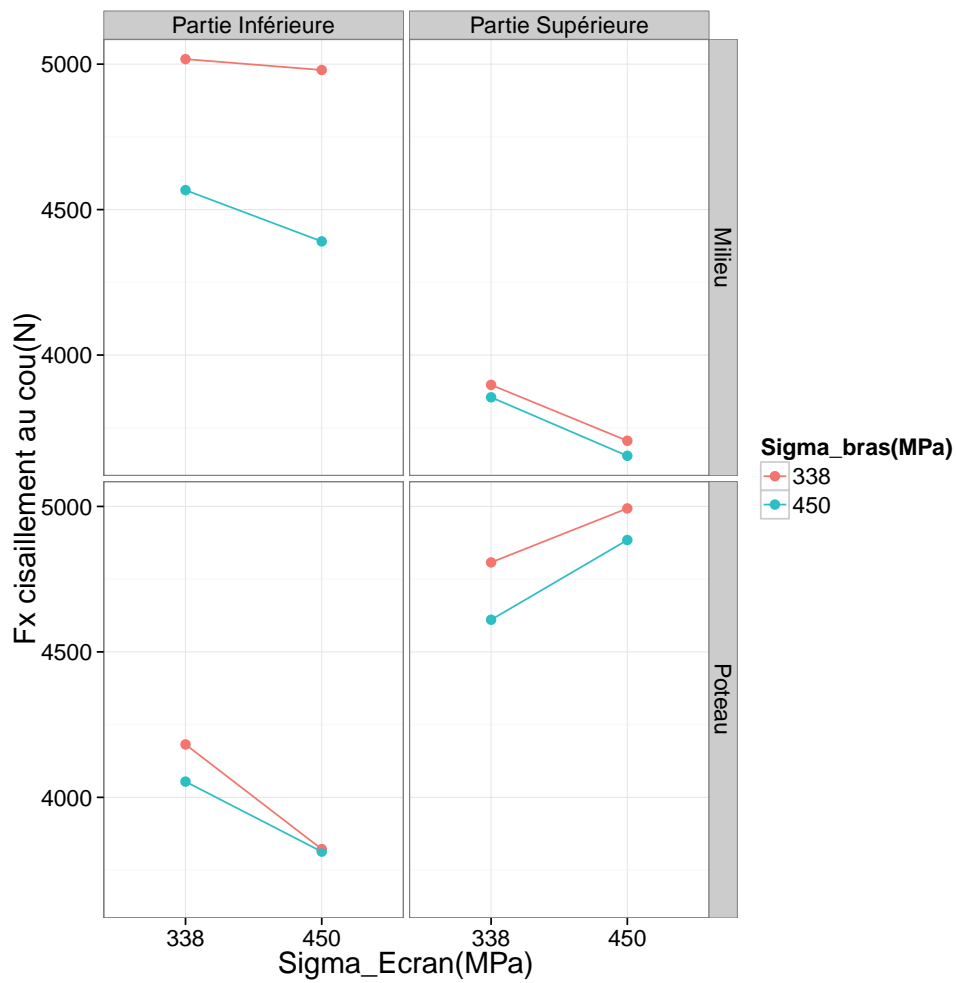


Fig. B.8 – Graphe d’interaction sur la force de la force de cisaillement au cou entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique d’un bras pour la configuration [45°, 70 km h⁻¹]

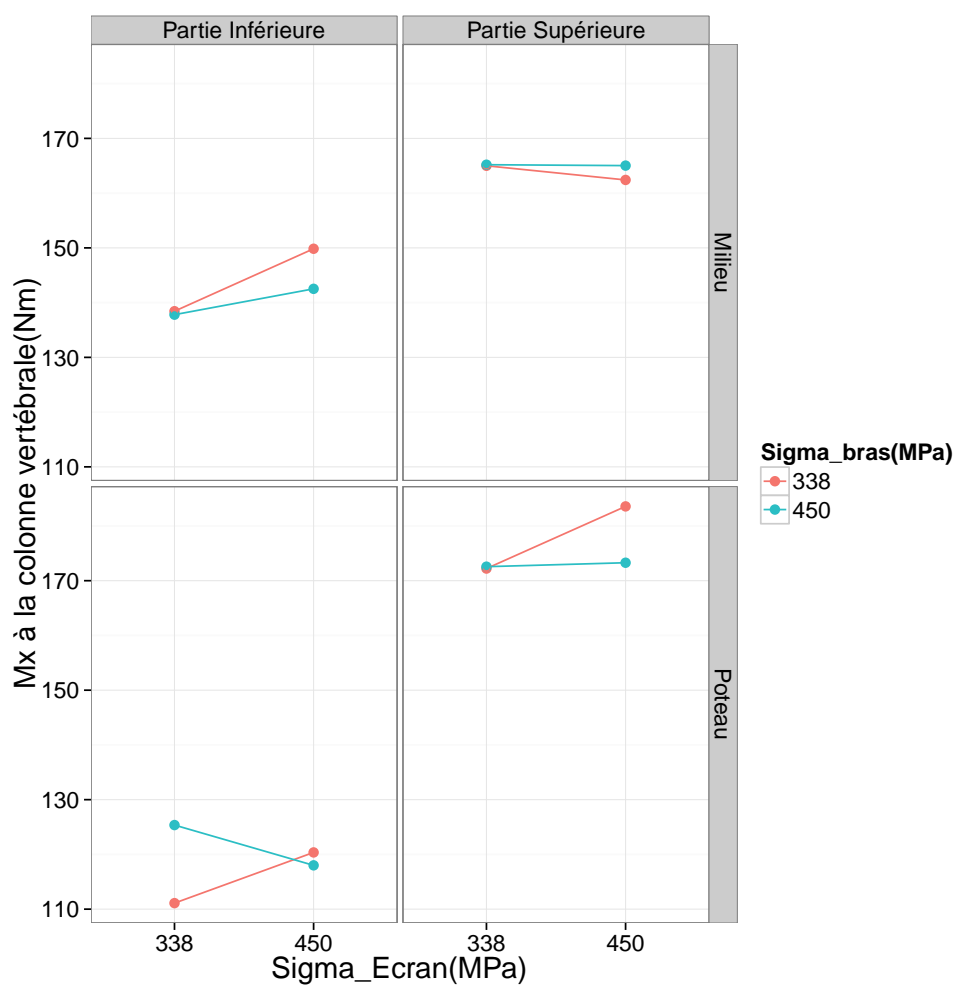


Fig. B.9 – Graphe d’interaction sur le moment de flexion à la colonne vertébrale entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique d’un bras pour la configuration [15°, 50 km h⁻¹]

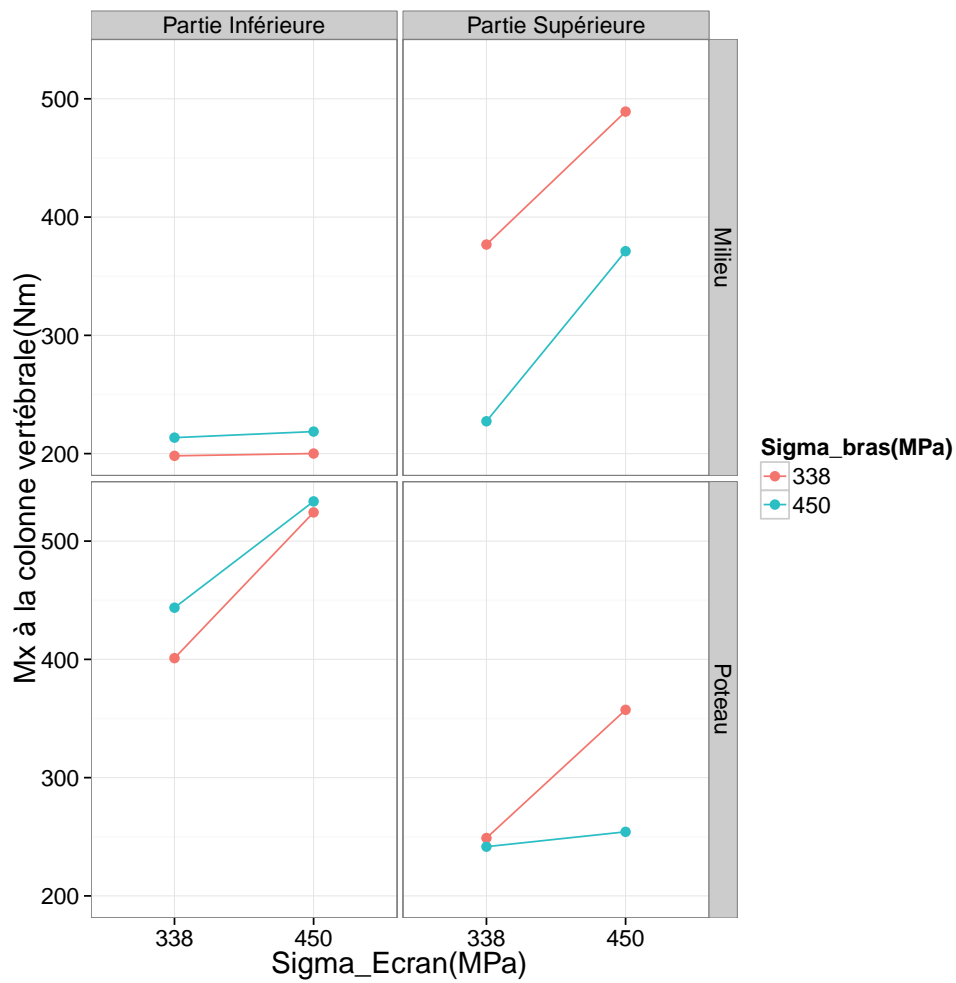


Fig. B.10 – Graphe d’interaction sur le moment de flexion à la colonne vertébrale entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique d’un bras pour la configuration [45°, 70 km h⁻¹]

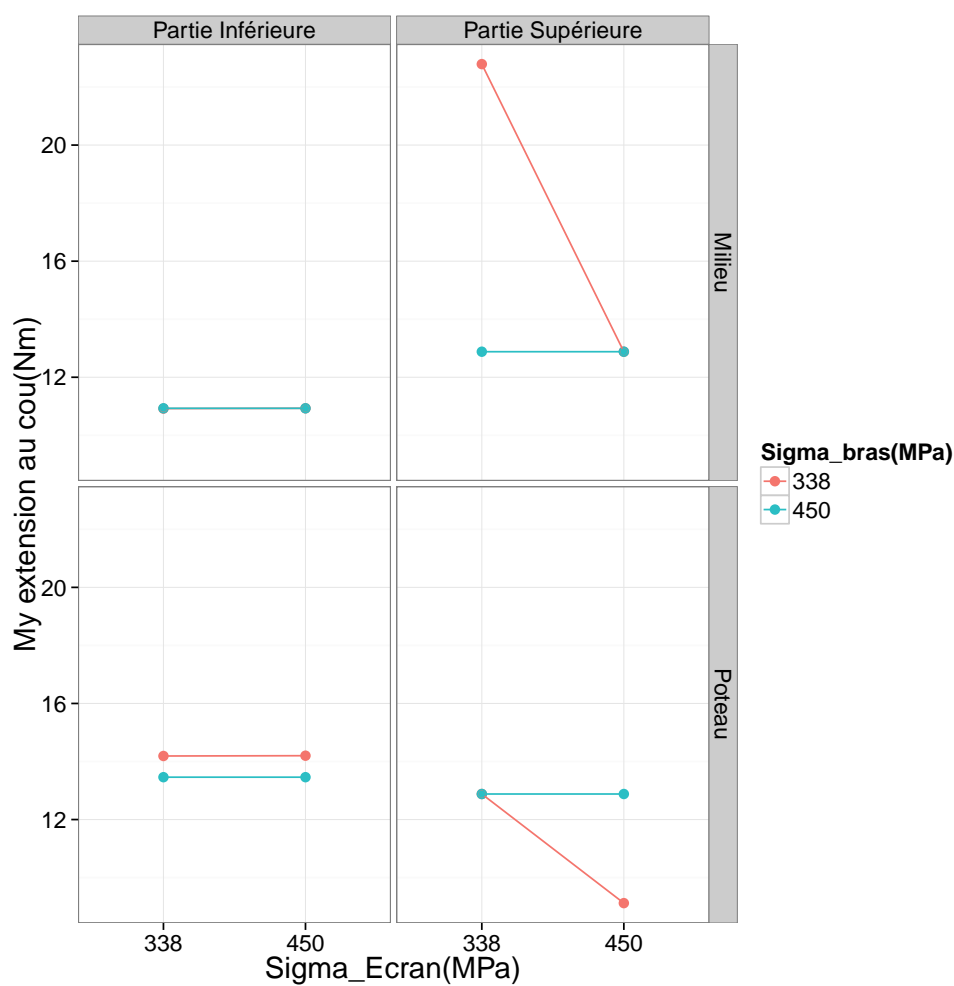


Fig. B.11 – Graphe d’interaction sur le moment d’extension au cou entre la limite élastique de l’écran et la limite élastique d’un bras pour la configuration [45°, 70 km h⁻¹]