

Unistra Strasbourg Biomechanics Research Group ICube UMR 7357 2 rue Boussingault F-67000 Strasbourg



Rémy WILLINGER Tel. +33 3 68 85 29 23 Fax.33 3 68 85 29 36 Email : remy.willinger@unistra.fr



Livrable L1.1 et L.3 : EuroNcasque_Rapport Final

Rev	Deliverable date	Pages	Written by	Coordinator
A.	26/09/2018	72	Nicolas Bourdet Caroline Deck Rémy Willinger	Unistra

SOMMAIRE

1	Intro	oduction	2
2	Rap	port sur le travail effectué	
	2.1	L1.1 : Rapport sur la définition des conditions d'essais du casque motocycliste	sur la base de
	la reco	nstruction d'accidents (finalisation)	3
	2.1.1	Introduction	
	2.1.2	Cas d'accident de la base de donnée interne	5
	2.1.3	Cas d'accidents provenant de la database VOIESUR	
	2.1.4	Cas d'accidents de la base de donnée de Florence (Italie)	
	2.1.5	Synthèse de la reconstruction d'accidents de motocyclistes	
	2.1.6	Conclusion	
	2.2	L3.1 Rapport sur les essais de casques et échelle de performance	51
	2.2.1	Avant-propos	51
	2.2.2	Introduction	
	2.2.3	Conditions d'impact de la tête du motocycliste et du cycliste	
	2.2.4	Critères de blessure basés sur le modèle de la tête humaine	
	2.2.5	Méthode couplée expérimentale et numérique d'évaluation du casque	
	2.2.6	Casques de cyclistes	
	2.2.7	Casques de motocyclistes	
	2.2.8	Conclusion	
	2.3	L3.2 : Rédaction d'une proposition de modification de la norme d'essais de case	ques cyclistes
	et mot	ocyclistes	66
	2.4	L3.3 : Elaboration du site internet « Test consumériste de casques de cyclistes e	et de
	motocy	clistes EuroNcasque »	67
	2.4.1	Autre efforts de communication	
2	Com		C 0
3	Con	ciusion	
4	Réfé	rences	69
5	Ann	exes	70

1 Introduction

Les dernières étapes du projet EuroNcasque se sont focalisées sur la finalisation de la tâche 3 avec la définition et la rédaction de la nouvelle méthode d'essais de casques vélo et moto mais aussi sur l'application de la méthode à une série de 32 casques vélo et 22 casques moto dans le but d'évaluer ces produits de façon comparative. Il est à noter que cette activité a été renforcée et soutenue par l'ICRT et la Mutuelle des Motards. Les détails de la méthode ont également été rédigés à destination des organismes normatifs, à savoir le CEN pour le casque vélo et le GRSP pour le casque vélo.

Conformément aux termes de notre convention, un prototype de site internet a été réalisé, mais surtout le but qui consistait à conduire régulièrement des tests consuméristes et de les publier via un site internet dédié, a été réalisé et la pérennisation de cette démarche de communication vers le grand public et le monde industriel du casque est acquise. Ce dernier aspect permet d'affirmé que le projet EuroNcasque aura été une réussite.

Concernant le présent rapport final, il reprend les dernières étapes de la reconstruction d'accident moto relatif au Livrable L1.1, puis il présente les livrables relatifs à la tâche 3 à savoir L3.1, L3.2 et L3.3 consacrés à l'évaluation expérimentale et numérique de casques (L3.1), à la rédaction d'une proposition de modification des normes (L3.2) et finalement à la réalisation du site internet (L3.3). Etant entendu que le livrable L1.2 (Synthèse sur les accidents de vélo) figure dans le rapport à 12 mois et que le livrable L2 (dispositif expérimental) a été rendu en aout 2016.

2 Rapport sur le travail effectué

2.1 L1.1 : Rapport sur la définition des conditions d'essais du casque motocycliste sur la base de la reconstruction d'accidents (finalisation)

2.1.1 Introduction

Dans le but de chiffrer les conditions d'impact de la tête du motocycliste, des accidents de motocyclistes réels sont simulés avec un focus sur la cinématique de la victime. La reconstruction d'accident de motocycliste peut se diviser en trois étapes principales qui sont la collecte de données sur les accidents, la simulation cinématique et la reconstruction de traumatisme crânien de la victime, comme illustré dans la figure 1 pour un scénario d'accident de piéton. La présente étude a pour objectif de définir les conditions d'essais du casque de motocycliste sur la base de reconstruction d'accidents. Donc, seules les conditions initiales de la tête seront extraites du calcul de la cinématique de la victime. Aucune simulation du traumatisme crânien-même ne sera considéré dans cette étude.



Figure 1. Méthodologie de la reconstruction d'accident.

La première étape consiste à recueillir des données sur les accidents et d'évaluer les conditions initiales de l'accident, soit par logiciel comme PC-Crash ou en utilisant le bilan énergétique, ainsi que l'étude du rapport médical de la victime.

L'objectif de la deuxième étape consiste à calculer la cinématique du motocycliste pendant l'accident. Cette reconstruction est réalisée avec un logiciel de simulation multicorps. Le principe de résolution de système multi-corps est de définir un ensemble de corps rigides représentés par ellipsoïdes et reliés par des joints cinématiques. Contrairement aux éléments finis, le contact entre les deux corps est représenté par une force de pénétration définie par une fonction. Le temps de calcul de cette approche multicorps est fortement réduit par rapport à la simulation FE, ce qui permet de définir un grand nombre de scénario d'accident. Les modèles de véhicules sont développés en utilisant des ellipsoïdes de telle manière que la géométrie soit respectée. Les fonctions de la force de contact utilisés sur chaque partie de la voiture sont extraites de Martinez et al., 2007 [1]. Les motos sont modélisées en conformité avec la géométrie, la masse et l'inertie. Les modèles humains sont validés par rapport post mortem essais humains. Cette deuxième étape permet d'accéder aux conditions de l'impact de la tête en termes de vitesses linéaires et point d'impact de la tête sur le casque.

Finalement la troisième étape, non traité dans ce projet, consiste à simuler l'impact de la tête casquée au moyen de la méthode des éléments finis (MEF). Par conséquent, le modèle de tête humaine SUFEHM est couplé à un modèle de casque existant afin d'évaluer le risque de blessure à la tête à l'impact. Dans la présente étude, cette dernière étape n'a pas été réalisée car l'objectif de ce travail est de définir les conditions de l'impact de la tête.

L'analyse des cas d'accidents a permis d'extraire cinq principales configurations de choc entre motocycliste et véhicule, comme illustrée en figure 2. Par ailleurs, plusieurs types de moto ont pu être observés et catégorisés selon le gabarit et le style de 2RM, comme illustré en figure 3 et figure 4.





Figure 3. Scooter style.[2] (à gauche), Enduro style. [3] (au milieu), Sport style.[4] (à droite)



Figure 4. Street style. (à gauche), Step-through style. (à droite)

2.1.2 Cas d'accident de la base de donnée interne

Notre base de données regroupe 50 cas d'accident de motocyclistes. Elle a été constituée sur différents projets de recherche. La figure 5 représente la distribution des surfaces de contact impactées par le casque pour les 50 cas d'accident. Parmi ces cas d'accident, la surface la plus impactée est le sol.





La configuration de choc le plus souvent répertoriée dans cette base de données est le choc fronto-latéral (frontal pour la moto et latéral pour le véhicule), comme le montre la figure 6. Le type de 2RM le plus souvent impliqué dans ces 50 cas est le type sport (figure 7).









Parmi ces 50 cas d'accident, il a été possible d'en reconstruire 34 par la méthode de simulation multi-corps. La simulation de ces 34 cas a permis d'évaluer une valeur moyenne de la vitesse d'impact en termes de résultantes, de composante tangentielle et normale, ainsi que de l'angle d'impact que fait le vecteur vitesse avec la surface impactée. Ci-après les détails de la simulation sont donnés pour 15 cas d'accidents. La Figure 8 représente les composantes de vitesse d'impact de la tête appliquées à une configuration de test type puits de chute, extraites des impacts sur le sol et sur toutes les surfaces. Avec ce premier jeu de données on peut déjà observer que les impacts sur le sol définissent un angle d'inclinaison de l'enclume de 44 \pm 22 deg avec une vitesse d'impact de 11.1 \pm 6.9 m/s.



gauche) et sur toutes les surfaces (à droite).

Ci-après sont illustrés 15 cas d'accidents reconstruits :

1) Cas 01

La voiture traverse la route principale lorsque le 2RM arrive par cette route, comme illustrée en figure 9. Ce dernier a freiné, a perdu le contrôle et a glissé sur le côté de la voiture. La victime est morte.



La Figure 10 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 10. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

2) Cas 02

Le motocycliste a heurté une voiture en mouvement sur le milieu de la route, comme illustré sur la figure 11. La victime a subit un traumatisme crânien avec perte de connaissance et hématome sous-dural.



Figure 11. Illustration du scénario de l'accident du cas 02.

Les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident sont illustrées à la figure 12, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 12. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

Cet accident ne comportait qu'un seul motocycliste. Le motocycliste n'a pas tourné à un carrefour et a continué tout droit. Il a frappé un petit mur et a été jeté. Il a eu une perte de conscience initiale avec un Glasgow du 15.



Figure 13. Illustration du scénario de l'accident du cas 03.

La figure 14 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 14. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

L'accident est survenu entre une voiture et une moto. La voiture ne s'est pas arrêtée à un carrefour et la moto a frappé à l'arrière de la voiture, comme illustré dans la figure 15. Il y a un doute sur le port du casque. La victime a été retrouvée inconscient avec un Glasgow 7. La blessure à la tête est évaluée d'un AIS 3.



Figure 15. Illustration du scénario de l'accident du cas 04.

La figure 16 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 16. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

L'accident est entre une voiture et une moto. La voiture a tourné à gauche pour se garer quand une moto est arrivée à l'avant et a heurté l'arrière de la voiture, comme l'illustre la figure 17. La victime a été jetée sur la route et la tête a heurté le sol. Il a d'abord été une perte de conscience avec un Glasgow 15. La blessure à la tête a été évaluée à 2 AIS.



Figure 17. Illustration du scénario du cas 05.

La figure 18 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 18. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

Accident entre une voiture et une moto (figure 19). Le motocycliste a heurté l'arrière de la voiture, passé sur la moto et tombe violemment sur la tête. Inconscience initiale avec un Glasgow 7



Figure 19. Illustration du scénario du cas 06.

La figure 20 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 20. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

Accident entre une camionnette et une moto comme illustré sur la figure 21. Le motocycliste a eu une première contusion fronto-bilatéral et un état d'inconscience initial.



Figure 21. Illustration du scénario du cas 07.

La figure 22 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 22. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

Accident entre une voiture et une moto comme le montre la figure 23. Le motocycliste touche latéralement la voiture. La victime a eu un traumatisme crânien sans perte de conscience. La blessure à la tête a été évaluée à 1 AIS.



Figure 23. Illustration du scénario du cas 08.

La figure 24 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.





Accident entre une voiture et une moto: choc frontal (figure 25). Le motocycliste a eu un traumatisme crânien avec fracture du crâne, une hémorragie méningée.



Figure 25. Illustration du scénario du cas 09.

La figure 26 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 26. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

10)Cas 10

Accident entre une voiture et un scooter comme l'illustre la figure 27, la victime a eu un traumatisme crânien après l'impact au sol et l'hémorragie temporelle.



Figure 27. Illustration du scénario du cas 10.

La figure 28 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 28. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

Accident entre une voiture et une moto. La voiture tourne à un carrefour et a été frappé par un motocycliste sur le côté arrière gauche, comme illustré sur la figure 29. Le pilote est grièvement blessé avec une MAIS 4.



Figure 29. Illustration du scénario ainsi que des lésions du cas 11.

La figure 30 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 30. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête

Le motocycliste tournait à gauche quand une voiture l'a rattrapée et l'a frappée, comme illustré sur la figure 31. La victime a eu un grave traumatisme crânien avec AIS 4.



Figure 31. Illustration du scénario ainsi que des lésions du cas 12.

La figure 32 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 32. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

13)Cas 13

L'accident est survenu entre une voiture et un motocycliste. La voiture a traversé la route principale lorsque le pilote a conduit à sa droite et il a frappé. La figure 33 représente la description de l'accident et le cas déformée. Le motocycliste obtenir une lésion cérébrale d'un AIS 4. Il avait lésions axonales diffuses.



Figure 33. Illustration du scénario du cas 13.

La figure 34 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête.



Figure 34. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

14)Cas 14

Cet accident est survenu entre une moto et une voiture. Un motocycliste roulait sur une route avec de vitesse de 70 à 85km/h et a frappé l'arrière d'une voiture conduite très lentement.

La figure 35 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête



Figure 35. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

L'accident est survenu entre un motocycliste et une voiture. Le scénario d'accident est représenté dans la figure 36. Le motocycliste courir sur la route vers la droite avec une vitesse hypothétique de 30 km/h.



Figure 36. Illustration du scénario du cas 15.

La figure 37 représente les conditions initiales du motocycliste juste avant le contact avec la voiture après validation de la reconstitution de l'accident, ainsi que la cinématique d'impact et les conditions d'impact de la tête



Figure 37. Représentation des conditions initiales de la reconstruction d'accident ainsi que la cinématique et les conditions d'impact de la tête.

2.1.3 Cas d'accidents provenant de la database VOIESUR

Une interaction forte avec le CEESAR-Paris a permis d'établir une convention d'utilisation de données issues du projet VOIESUR (Véhicule Occupant Infrastructure Etudes de la Sécurité des Usagers de la Route), un projet récent (2012 et 2015) cofinancé par l'ANR mov'eo et la Fondation MAIF et qui a eu pour principal objectif de réaliser un système d'information complet et précis en termes d'accidents de la circulation mortels et corporels, en identifiant et en recueillant les variables pertinentes au travers de l'étude détaillés de Procès Verbaux d'accidents. Les partenaires de ce projet étaient le LAB, le CEESAR, l'IFSTTAR et le CEREMA.

Les différents objectifs étaient :

- Disposer d'un système d'information complet sur les accidents de la route.
- Faire un diagnostic des problèmes de sécurité routière actuels.
- Etudier précisément certaines catégories particulièrement sensibles d'usagers de la route : piétons, 2-roues motorisés, enfants et seniors.
- Proposer des axes d'amélioration sur l'infrastructure, le comportement routier et les véhicules.
- Evaluer les remontées terrain forces de l'ordre (aux travers des BAAC / PV).
- Avoir un outil permettant d'anticiper les problèmes de sécurité routière pour les dix prochaines années.
- Poursuivre le travail réalisé dans les années 1990 et 2000.

Dans le projet VOIESUR, un grand nombre de cas d'accident impliquant un deux-roues motorisé ou un vélo a pu être récolté. Parmi tous ces cas d'accidents, 228 accidents impliquaient un deux-roues motorisé et 43 un vélo répondaient aux critères suivants :

- Un seul occupant sur le deux-roues
- Au moins une lésion tête, face, cou pour l'usager de deux-roues
- Aucun franchissement
- Collision deux-roues contre un véhicule quatre-roues
- L'usager de deux-roues a impacté au maximum le véhicule et le sol
- L'usager de deux-roues est toujours solidaire de son véhicule lors de la collision

Avec l'aide du CEESAR, 22 cas d'accident ont été retenus regroupant les cas où les informations de l'accident étaient suffisantes pour envisager une simulation multi corps de la cinématique de la victime.

Contraire à des études détaillées, les accidents de la base de données VOIESUR sont codés selon le type de paramètre étudié, comme le scénario de l'accident ou la catégorie de route sur laquelle a eu lieu l'accident. Ainsi pour chaque cas d'accident il n'y a pas de photo de véhicule ni de 2RM accidenté ni de plan détaillé du scénario.





Figure 39. Répartition des configurations d'accidents des 22 cas d'accidents de la base de données VOIESUR.

rear-end

sideswipe

head-on-side

22 | Page

0

head-on

Gravité de l'accident	Nombre
Tué	18
Blessé hospitalisé plus de 24 heures	1
Blessé, durée hospitalisation inconnue	5

Tableau 1.
 Répartition du niveau de gravité des accidents récoltés.

Le tableau 1 présente une synthèse des 22 cas d'accidents pour lesquelles les données ont été transférées du CEESAR à l'UNISTRA en décembre 2015.

Contrairement aux études détaillées d'accidents, la base de données VOIESUR propose moins de détaille sur le scénario d'accident ainsi que sur les lésions des victimes ou les déformations des véhicules. En effet, les informations sont codées sous forme de variables pertinentes. Ainsi pour un choc motorcycliste contre un véhicule, un angle d'orientation estimé est donné dans la variable ZANGLE, et les déformations du véhicule dans les variables VHAUTEUR et VLOCALAT, comme représentés dans la Figure 40.



Figure 40. Représentation des variables de l'orientation de la moto par rapport au véhicule et de la localisation des déformations sur le véhicule.

Néanmoins pour chaque cas d'accident il existe un descriptif de l'accident qui permet d'ajuster le scénario. La Figure 41 représente un exemple de décodage graphique d'un

cas d'accident de la base de données VOIESUR. Ces éléments permettent de données les conditions initiales de la simulation multi corps, comme illustrées dans la Figure 42.



Figure 41. Exemple de représentation graphique des conditions de l'accident à partir du codage de la base de données VOIESUR.



Figure 42. Illustration de la configuration initiale du choc ainsi que la cinématique de motocycliste.

Le vecteur vitesse de la tête par rapport à la surface impactée est alors extrait par un script python, comme représenté dans la Figure 43.



Figure 43. Extraction des conditions de choc de la tête juste avant impact en termes de vecteur vitesse.



Accident impliquant un véhicule léger A, son conducteur, son passager, une moto B et son pilote. Les deux véhicules circulent sur le même sens de circulation sur une trois voies, dont deux dans leur sens de circulation. Le véhicule A se positionne sur la voie de gauche et ralentit pour tourner dans un chemin privé, malgré une ligne continue l'en interdisant. Le conducteur attend que les véhicules circulant en face soient passés pour pouvoir tourner. Alors que le véhicule A est au ralenti, la moto B circulant également sur la voie de gauche, vient la percuter de biais sur le côté gauche sur la portière avant. Le pilote de la moto est éjecté et décède sur place. Le conducteur est grièvement blessé, le passager avant est légèrement blessé. Dépistages négatifs pour l'alcoolémie et les stupéfiants pour les deux conducteurs. Accident hors agglomération, hors intersection, en plein jour, conditions atmosphériques normales.



- Cas 3





Le VL A était à l'arrêt en sortie de parking, clignotant à gauche, attendant qu'aucune voiture n'arrive en face, puis s'engage. A ce moment arrive le motard par sa gauche qui le VL A. Le conducteur de la 15°

Accident impliquant 2 (ou 3 ?) véhicules, dont 1 (ou 2) VL et une moto.





- Cas 5





d'une Twingo transportant un jeune homme de 14ans, circule sur la RD952, arrivé à une intersection en T, il entame une manœuvre de tourne à gauche et coupe la route à une moto de type Suzuki SV650 contenant un occupant et circulant sur l'axe inverse de la RD952. La moto percutera la côté latéral droit, l'adolescent de 14ans sera blessé + de 24H, le conducteur de la Twingo sera blessé leger et enfin le motocycliste sera tué par le choc.

> 0.130 0.00367 -0.173 0.342

Sur une intersection de la RD952 et par un temps normal. Le conducteur



Disicing ə

Resultant Velocity [m/s]	Normal Velocity [m/s]	Tangential Velocity [m/s]	Impact Velocity Angle [deg]
22.6	11.2	19.6	60

- Cas 7



Aux abords d'une intersection en T (RD181.a/RD181) située hors agglomération et par un temps humide avec brume. Une conductrice circulant seul à bord d'une renault clio, marque le stop à la sortie de l'intersection puis s'engage sur la D181 via un tourne à gauche. Durant la manœuvre, elle coupera la route à une moto de margue suzuki GSX-F 750 circulant de la gauche vers la droite suivant le sens de circulation de la clio, le choc aura lieu au niveau de l'aile gauche du véhicule, entraînant l'éjection du pilote qui décédera à l'hôpital des suites de ses blessures. Ce dernier sera contrôlé positif à la cocaïne. La conductrice sortira indemne.





Accident de nuit sans éclairage public, hors agglomération sur la RD 947, dans une courbe, mettant en cause un conducteur A d'une motocyclette A (Suzuki 750GSXF) seul à son bord et un conducteur B d'un VLB (Ford Fusion) seul à son bord. Le conducteur A circulant sens Poitiers-Limoges, à la sortie d'une courbe à gauche, se déporte sur la voie de gauche et vient percuter le VLB circulant en sens inverse. Suite au choc le conducteur A est projeté à plusieurs mètres. Le conducteur A décèdera sur les lieux et le conducteur B sera indemne.



 Resultant Velocity [m/s]
 Normal Velocity [m/s]
 Tangential Velocity [m/s]
 Impact Velocity Angle [deg]

 24.2
 5.0
 23.6
 78

- Cas 9



Accident impliquant deux véhicules au niveau de l'intersection de la RD699 et la D95. Le VL A (Suzuki GSX-R 1000) circule sur la D699 quand le VL B (Peugeot 306) s'engage après avoir marqué l'arrêt au cédez le passage de la D95 et tourné à gauche, l'intersection se trouvant en "cuvette". Une fois totalement engagé et reprenant de l'accelération, le VL B se fait percuter à l'arrière par le VL A, probablement du au manque de visibilité en arrivant. Le conducteur A décède à l'hôpital, celui de B est blessé léger.





Accident de jour, hors agglomération dans une intersection en X entre la RD 1006 et la rue Emile Zola, mettant en cause un conducteur A d'un VLA (Renault Scénic) seul à son bord et un conducteur B d'une Motocyclette B (Yamaha TZR) seul à son bord. Le conducteur A circulant sur la rue Emile Zola, après s'être arrêtée au cédez le passage, s'engage sur la RD 1006 pour rejoindre la rue La Fontaine. Au même moment le conducteur B circulant à vive allure dans une descente sur la RD 1006 en direction Les Abrets percute au niveau de la portière conducteur le VLA. Le conducteur A sera indemne et le conducteur B décèdera sur les lieux.



- Cas 11



Accident entre un véhicule léger B, son conducteur et un cyclomoteur A et son pilote circulant sur la même voie de circulation. B s'apprête à tourner à gauche, A ébloui peut-être par le soleil ne voit pas le véhicule B, arrêté et le percute par l'arrière. Le pilote du cyclomoteur a atterri face contre terre, sur le côté gauche du véhicule B et à environ 1 m 50 derrière le dit véhicule. Décès du pilote du cyclomoteur (14 ans)) à l'arrivée aux urgences. Dépistage négatif pour l'alcoolémie, non réalisé pour les stupéfiants pour le conducteur B. dépistages alcoolémie et stupéfiants négatifs pour le pilote A. Accident en agglomération, (à un carrofour) intersection en T au crénurcule termes éblouiscent









Accident mortel de la circulation, en agglomération, impliquant deux véhicules : - VLA : Renault Mégane - 1 conducteur + 1 passager - VLB : Moto Triumph - 1 conducteur Le conducteur du VLA circule bd de France à Stella commune de Cucq en direction de la plage. Arrivée à l'intersection formée avec le bd de Berck, il franchit cette intersection sans marquer le temps d'arrêt au panneau "STOP" implanté à ce carrefour. Au même moment il est percuté par son côté droit par le VLB circulant bd de Berck à Stella commune de Cucq en direction de Merlimont. Sous le choc, le VLA s'immobilise bd de France de l'autre côté du carrefour par rapport à son sens de circulation. Le VLB s'immobilise au centre du bd de France au niveau du ilot central. Le conducteur du VLB est ejecté de sa moto et s'est immobilisé sur la chaussée bd de France. Le conducteur et le passager du VLA sortent indemne de l'accident. Le conducteur du VLB décéde sur les lieux de





l'accident. Disignes 0.184 0.0202 0.307 Resultant Normal Impact Velocity Velocity [m/s] Angle [deg] /elocity [m/s] 24.7 5.9 24.0 76

- Cas 13







Accident impliquant un véhicule B, son conducteur et un scooter A et son pilote. Le conducteur du véhicule B circule quand il aperçoit au loin, dans le sens opposé, le scooter A qui zigzague. Une camionnette double le scooter et se rabat sans difficulté devant le scooter. Au moment, où la 10° camionnette et le véhicule B se croisent, le scooter se déporte sur la voie de circulation de B et le percute de plein fouet, de face. Suite au choc très violent, le conducteur du scooter est éjecté dans un champs situé sur sa gauche par rapport à son sens de circulation. Le véhicule B n'a pas le temps de freiner, c'est le choc qui l'arrête. Le scooter est détruit. Le conducteur du scooter ne circulait pas sur sa piste cyclable, à droite de son sens de circulation. Il décède sur le coup. Dépistages impossibles pour le pilote du scooter, vérification par prélèvement sanguin : alcoolémie positive, stupéfiants négatif. Dépistage négatif alcoolémie, vérification par prélèvement sanguin pour les stupéfiants : négatif pour le conducteur du véhicule B. Accident hors agglomération, hors intersection, en plein jour, avec un vent fort, (55 km/h, sens ouest-est, perpendiculaire à la route).





- Cas 15





23.3 m/s

20°









Sur une partie rectiligne avec éclairage public de la RN2198 située en agglomération et par un temps normal. Une conductrice circulant seul à bord d'une renault clio effectue un dépassement, durant la manoeuvre elle percutera frontalement un scooter de type YIYING 50 contenant un occupant circulant sur la voie de gauche en sens inverse. la motocycliste décédera dans la nuit à l'hôpital.



- Cas 17



Sur une partie rectiligne avec éclairage public de la RN2198 située en agglomération et par un temps normal. Une conductrice circulant seul à bord d'une renault clio effectue un dépassement, durant la manoeuvre elle percutera frontalement un scooter de type YIYING 50 contenant un occupant circulant sur la voie de gauche en sens inverse. la motocycliste décédera dans la nuit à l'hôpital.













Accident impliquant une moto A, son conducteur et une camionnette B, son conducteur, ses trois passagers. En sommet de côte, dans un virage à droite, la moto A se déporte pour une raison indéterminée sur la voie de gauche et percute de plein fouet la camionnette B qui tractait une citerne. Les deux véhicules sont hors d'usage. Le pilote de la moto décède sur les lieux. Le passager avant droit de la camionnette, légèrement blessé, se voit remettre une ITT de 5 jours. Dépistages alcoolémie et stupéfiants négatifs pour les deux conducteurs. Accident hors agglomération, hors intersection, en plein jour, conditions atmosphériques normales.



- Cas 19





Accident impliquant un véhicule léger A, son conducteur et un véhicule (cyclomoteur) B et son conducteur. Les deux véhicules circulent sur la même voie de circulation, en sens opposé. Arrivant à une intersection, le véhicule A tourne à gauche sans avoir vu le véhicule B arrivant en face, qui va venir le percuter sur son côté droit. Le conducteur du véhicule léger est indemne. Le pilote du cyclomoteur, blessé grave, se voit remettre une ITT de 120 jours, sous réserve de complications. Dépistages négatifs pour l'alcoolémie et les stupéfiants pour le conducteur du véhicule léger. Dépistages impossibles pour le pilote du cyclomoteur. Accident hors agglomération, en intersection en T, en plein jour, conditions atmosphériques normales.







Accident corporel de la circulation, hors agglomération, de jour, par conditions atmosphériques normales, impliquant deux véhicules : - VLA : Yamaha TDM Twin 900 - 1 conducteur - VLB : Renault Clio - 1 conducteur Le VLA se déporte, à la sortie d'un virage, sur la voie de gauche. Il vient de percuter le VLB qui arrive en face. Le conducteur du VLA est blessé hospitalisé plus de 24 heures. Le conducteur du VLB est indemne.









Accident à l'aube, en agglomération avenue Michel Grandou, mettant en cause un conducteur A d'un VLA (Citroën C15) seul à son bord et un conducteur B d'une motocyclette B (Kawasaki Z1000) seul à son bord. Le conducteur A stationné à contresens de la circulation pour aller fermer son portail, quitte son stationnement irrégulier et traverse les deux voies de circulation. Au cours de cette manoeuvre, alors que le conducteur A se trouve au niveau de l'axe médian, celui-ci se fait percuter par la motocyclette B qui circulait en sens inverse. Suite au choc le conducteur B chute au sol et sera blessé grave.



Resultant	Normal	Tangential	Impact Velocity
Velocity [m/s]	Velocity [m/s]	Velocity [m/s]	Angle [deg]
15 7	43	15.1	74

Case ID	Resultant Velocity [m/s]	Normal Velocity [m/s]	Tangential Velocity [m/s]	Impact Velocity Angle [deg]
1	17.2	8.6	14.9	60
2	8.7	4.9	7.2	56
3	13.7	10.6	8.7	39
4	21.9	17.9	12.7	35
5	27.8	7.9	26.6	73
6	22.6	11.2	19.6	60
7	22.2	2.8	22.0	83
8	24.2	5.0	23.6	78
9	15.3	9.2	12.2	53
10	8.2	4.5	6.8	56
11	19.5	3.1	19.3	81
12	24.7	5.9	24.0	76
13	7.6	7.5	1.3	10
14	28.4	14.9	24.2	58
15	19.4	6.7	18.2	70
16	6.3	3.9	4.9	51
17	32.4	23.3	22.5	44
18	11.7	7.9	8.6	48
19	20.1	15.9	12.2	37
20	12.2	8.7	8.5	44
21	6.9	4.3	5.3	51
22	15.7	4.3	15.1	74

Tableau 2. Report des valeurs des vitesses d'impact de la tête résultantes normales et tangentielles ainsi que l'angle d'impact et la localisation des points d'impact sur le casque.

La vitesse résultante moyenne de l'impact de la tête est de 17.6 \pm 7.4 m/s (63 \pm 26 km/h).Sa composante normale moyenne est de 8.6 \pm 3.2 m/s (31 \pm 12 km/h) et tangentielle de 14.5 \pm 5.1 m/s (52 \pm 18 km/h), ce qui correspond à un angle d'impact moyen de 56 deg.
2.1.4 Cas d'accidents de la base de donnée de Florence (Italie)

Un total de 25 cas d'accidents de motocycliste de la base de données d'étude détaillée d'accident de l'Université de Florence (Italie) ont été collectés dans le cadre du projet Européen COST TU1407 « Safer2Wheelers », en septembre 2015. Parmi ces cas, les configurations les plus souvent observées sont le choc fronto-latéral (head-on-side) et le coup de côté (sideswipe), comme le montre la figure 44.

Par ailleurs, le type de 2RM le plus souvent impliqué dans les cas d'accident de cette base de données est le scooter (figure 44).



Figure 44. Répartition des configurations d'accident (à gauche), répartition des accidents par type 2RM (à droite)

Cette base de données permet de proposer une distribution des organes lésés en fonction de la gravité des lésions basée sur l'échelle AIS. Cette répartition est illustrée dans la figure 45.



Figure 45. Proportion des organes lésés en fonction de la gravité de la lésion exprimée en AIS. La figure 46 montre un exemple de cas détaillé d'accident avec des photos illustrant la position finale de chaque véhicule ainsi que les dommages. Les conditions initiales sont

évaluées (figure 47) ce qui permets de simuler l'accident et d'extraire les conditions initiale du choc de la tête, comme illustrée dans la figure 48.



Figure 46. Exemple de rapport d'accident avec les photos de la scène d'accident.



Car velocity = 14 m/s Moto velocity = 24.5 m/s

Figure 47. Illustration des conditions initiales de l'accident.



Resultant Velocity = 17.8 m/s Normal Velocity = 12.7 m/s Tangential Velocity = 12.5 m/s

Figure 48. Illustration des conditions initiales du choc de la tête sur le véhicule.

- Cas 1



Condition

This case involved a 37-year-old male rider fatally injured in a head-on collision with a medium-sized car. The accident happened in a rainy winter night in low traffic conditions at signalized intersection with fully controlled cross-traffic light. A Mercedes E280 approached the crossroad with green light travelling straight. A Yamaha Cygnus scooter was approaching the same junction from opposite direction. The rider, eventually found to be positive to the alcohol test, did not stop at the red light and turned left. Skid marks were not reported.



Resultant Velocity [m/s]	Normal Velocity [m/s]	Tangential Velocity [m/s]	Impact Velocity Angle [deg]
111/3	111/3	[11/3]	Fingle [deg]
19.9	14.2	14.0	44.7

- Cas 2







CDC - SAE-J224 0 8 L P 1 E S 0

Conditions

Resultant	Normal	Tangential	Impact
Velocity	Velocity	Velocity	Velocity
[m/s]	[m/s]	[m/s]	Angle [deg]
4.8	4.5	1.8	

The rider was overtaking two cars. One second before that the rider overtake the first car (Lancia Musa), also the driver stars the overtake manoeuvre. The rider applied a swerve action toward the left, but cannot avoid the crash.







The rider hit the bus. His final position was slightly under the bus (see the previous pictures). At the impact, the bus was almost stopped.











Normal Velocity [m/s] Velocity [m/s]
 CDC code

 1
 2:
 3
 4
 5
 6
 7
 8

 1
 1
 R
 F
 0
 L
 S
 1
 4.8

Tangentia Velocity [m/s] 0.5 4.8

Impact Velocity Ingle [deg 6.2

- Cas 4



The acadent was occurred in a sunny day with some douds. The driver entering in the traffic from the right shoulder and she pass across the carriageway to go in the left road. The rider was coming from the main road. When he saw the car, 1s before the crash, he applied a braking action.

Resultant	Normal	Tangential	Impact
Velocity	Velocity	Velocity	Velocity
[m/s]	[m/s]	[m/s]	Angle [deg]
4.7	4.7	0.8	





- Cas 5





[m/s 12.4 6.6 10.4 57.6 tiggga 275 9,323 2.112 0.0354

- Cas 6













The accident was occurred in a sunny day with some clouds. The rider didn.t stop to the red traffic light. The driver see the rider suddenly and so applied a braking action 1s before the impact. The same things for the rider.

Resultant	Normal	Tangential	Impact
Velocity	Velocity	Velocity	Velocity
[m/s]	[m/s]	[m/s]	Angle [deg]
14.4	9.5	10.8	48.8



- Cas 8









Tangentia Velocity [m/s] [m/s] Angle [deg] 3.1 1.8 2.5 54.1



Conditions

The accident occurred in a rainy day at intersection. The driver didn't stop at the intersection (stop sign) and go through. He did't see the PTW that was coming in the other road. The rider perceived the hazard and, 1s before, he applied a braking action but cannot avoid the crash.

Resultant Velocity [m/s]	Normal Velocity [m/s]	Tangential Velocity [m/s]	Impact Velocity Angle [deg]
111/31	111/31	111/3	All gie luck
13.9	10.8	8.7	39.0





- Cas 10







Conditions

The driver drove slowly on the right side on his lane. When he arrived to the end of the central traffic divider, he get doing an Uturn manoeuvre. The rider after to have perceived the hazard brake (1s before the crash).

Resultant	Normal	Tangential	Impact
Velocity [m/s]	Velocity [m/s]	Velocity [m/s]	Velocity Angle [deg]
12.4	12.1	2.8	13.3









Conditions

The accident occurred in the night. Driver and rider was moving in the same direction. The rider was positive to the alcohol test. The driver was driving slowly at the right side of his lane. After that, the driver starts a U-turn manoeuvre. When the rider perceive the hazard he brakes. Probably also due to some patchwork on the asphalt he lost the control of the scooter and fall-down. He slices for around 11 meters and then impact against the car.



Resultant Velocity	Normal Velocity	Tangential Velocity	Impact Velocity
[m/s]	[m/s]	[m/s]	Angle [deg]
11.0	8.2	7.4	42.3

- Cas 12





Conditions

The accident happened in a sunny day (daylight). The weather was good. The driver was stopped at the center of the carriageway. He was waiting for to turn left and coming in the fuel station area. The rider was riding in the direction of the car. He did not see that the car was stopped and he struck it without to do other action.

Resultant	Normal	Tangential	Impact
Velocity	Velocity	Velocity	Velocity
[m/s]	[m/s]	[m/s]	Angle [deg]
10.4	10.2	1.7	







Condition

The accident happened in a winter night. The driver was driving in his lane when the rider change his trajectory invading the opposite lane. The driver swerve and brake but cannot avoid the crash. The rider was positive to the alcohol test.

Resultant	Normal	Tangential	Impact
Velocity	Velocity	Velocity	Velocity
[m/s]	[m/s]	[m/s]	Angle [deg]
18.6	4.4	18.1	



- Cas 14







Resultant	Normal	Tangential	Impact
Velocity	Velocity	Velocity	Velocity
[m/s]	[m/s]	[m/s]	Angle [deg]
11.2	5.1	10.0	



- Cas 15





The driver enter to the intersection without stop. When the rider perceived the hazard he brake and blocked his wheels, then im pact against the car.

Resultant	Normal	Tangential	Impact
Velocity	Velocity	Velocity	Velocity
[m/s]	[m/s]	[m/s]	Angle [deg]
9.7	4.0	8.9	65.6



- Cas 16





1.0

45 | Page

6.5

- Cas 17







The driver drove in a straight line when, just arrived to the traffic light he made a U-turn on the left. The rider was oncoming and just before that he arrived to the traffic light he braked and blocked the wheels. The braking action start very closely to the pedestrin crossing near the traffic light. The rider fall down 0.3s before the impact.



Resultant	Normal	Tangential	Impact
Velocity	Velocity	Velocity	Velocity
[m/s]	[m/s]	[m/s]	Angle [deg]
6.6	3.5	5.6	58.3

- Cas 18



The driver was driving slowly on the right side of her lane. The on coming motorcycle overtake the car. The driver starts the U-turn left manouvre. One second before the impact, the rider braking and lost the control of his motorcycle. He fell down and than hit the car laterally.

Resultant	Normal	Tangential	Impact
Velocity	Velocity	Velocity	Velocity
[m/s]	[m/s]	[m/s]	Angle [deg]
7.7	6.1	4.6	37.2



Case ID	Resultant Velocity [m/s]	Normal Velocity [m/s]	Tangential Velocity [m/s]	Impact Velocity Angle [deg]
1	18.0	10.1	14.9	55.9
2	19.9	14.2	14.0	44.7
3	4.8	4.5	1.8	21.8
4	4.8	4.8	0.5	6.2
5	4.7	4.7	0.8	9.7
6	12.4	6.6	10.4	57.6
7	8.9	8.7	1.4	9.3
8	14.4	9.5	10.8	48.8
9	3.1	1.8	2.5	54.1
10	13.9	10.8	8.7	39.0
11	12.4	12.1	2.8	13.3
12	11.0	8.2	7.4	42.3
13	10.4	10.2	1.7	9.5
14	18.6	4.4	18.1	76.3
15	11.2	5.1	10.0	63.1
16	9.7	4.0	8.9	65.6
17	6.5	6.5	0.1	1.0
18	6.6	3.5	5.6	58.3
19	7.7	6.1	4.6	37.2



Head Impact Points



La vitesse résultante moyenne de l'impact de la tête est de 10.1 ± 4.6 m/s (36 ± 16 km/h).Sa composante normale moyenne est de 7.0 ± 3.2 m/s (25 ± 11 km/h) et tangentielle de 6.1 ± 5.1 m/s (22 ± 18 km/h), ce qui correspond à un angle d'impact moyen de 37 deg.

2.1.5 Synthèse de la reconstruction d'accidents de motocyclistes

En considérant l'ensemble des 41 accidents simulés dans le cadre de ce projet ainsi que des 37 accidents déjà simulés (soit un total d'accidents simulés de 78), il apparaît que l'angle moyen du vecteur vitesse d'impact de la tête est 46° environ.



Figure 49. Illustration de la synthèse des résultats des différentes simulations d'accidents.

La figure 49 illustre ce résultat et démontre qu'il existe une composante tangentiel significative du vecteur vitesse sur la base de ces simulations d'accidents réels. Ces résultats sont en parfaits accord avec les résultats de la littérature, comme le montre le tableau 4

Helmet	References	Drop velocity [m/s]	Anvil / Drop axis[deg]	Surface
Motorcycle	Otte et al. 1999	12	<30	Side of car or road
Equestrian	Mellor and Chinn 2006	9	37	Hard grass
	Vershueren 2009	5.3	40	Road
Piko	Bourdet et al. 2013	6.8	60	Car
DIKE	Bourdet et al. 2012	6.7 10.2	55 33	Road
Motorcycle	Real-world cases	11.1	44	Road and car

Tableau 4.Comparaison des vitesses d'impact et d'angle provenant d'accidents
rapportés par la littérature.

2.1.6 Conclusion

La simulation de la cinématique de victimes réelles, même si elle montre évidemment une grande variabilité des résultats, révèle de façon indiscutable que la composante tangentielle de la vitesse d'impact de la tête est non négligeable. A partir de là le débat est ouvert : Faut-il tester le casque à 30° à 45° ou à 60°? Il sera de toutes les façons impossibles de mimer l'ensemble des circonstances d'accidents. Ainsi la position de l'UNISTRA la suivante :

- le choc tangentiel existe
- la tête humaine est très sensible à l'accélération rotatoire induite par cette composante tangentielle
- Il est donc important que le casque présente des capacités e protection vis à vis de ce chargement
- Sous choc à 60° le casque glisse le long de l'enclume, et la sollicitation tangentielle du casque est minime
- à 30° le casque est essentiellement sollicité sous compression ...or un test de compression sous impact linéaire (composante tangentielle nulle) existe déjà et sera maintenu
- Pour donner au casque la possibilité de s'exprimer sous chargement tangentiel, c'est de toute évidence le choc à 45° qui est à retenir.

A ce jour, l'ensemble des partenaires nationaux et internationaux ont adhérés à cette proposition.

En effet, outre la synthèse sur la simulation de la cinématique des victimes, il a été convenu que les conditions de choc seront établies également en synergie avec des partenaires extérieurs. Dans ce but une demande d'intérêt a été envoyée très largement à nos collaborateurs, accompagnée d'une synthèse du projet rédigée en anglais. Les réponses ont été positives dans tous les cas. Certains ont même demandée une attestation de participation au projet.

Ainsi des discussions ont été initialisées avec :

UTAC-Paris : rencontres régulières dans le cade des réunions CEN, et membre du comité de pilotage du projet EuroNcasque.

Folksam-Stokholm : Réunion en février 2015. Cet interlocuteur est présent dans le domaine du test consumériste. Il avait une proposition de conditions d'impact complexe et peu réaliste. Ils se sont ralliés à notre proposition.

KTH- Stokholm : Rencontre régulière dans le cadre du CEN. C'est avec ce partenaire que nos conditions de choc ont été harmonisées et arrêtées. L'objectif est d'étendre cette approche au casque de motocycliste.

TUG-Graz : Trois réunions depuis septembre 2015. Cet interlocuteur est présent dans le domaine du test consumériste. Il proposait des tests à 30-45-60°. Ils se sont ralliés à notre proposition. Par ailleurs ils présentent des résultats basés sur 15 critères de blessure (ne sachant lequel est le plus pertinent. A ce jour ils sont initiés à l'utilisation de SUFEHM.

TRL & Sharp-Londres : Une réunion au DOT a révélé que les partenaires anglais étaient ouverts à une évolution du rating SHARP.

BAST-Cologne : Se disent intéressés par une nouvelle norme casque. Adhèrent à notre proposition de condition de choc.

SHARK : Considère les conditions d'impact proposés et envisage d'évaluer ses casques sur la base de la méthode proposée

DAINESE : Considère les conditions d'impact proposés et envisage d'évaluer ses casques sur la base de la méthode proposée.

Schubeth-Magdeburg : Montrent un grand intérêt au choc tangentiel. Donc s'intéresse à une norme dans le domaine.

Leatt-Cap-Town : Montrent un grand intérêt au choc tangentiel. Dons s'intéresse à une norme dans le domaine. Nos les assistons pour monter un banc d'essais similaire au nôtre à Cap-Town

Virginia Tech, USA : Propose un rating de casques de motocrosse comme suit:Steve Rowson 2013.

Flat 3.4 m/s 120G ; 6.2 m/s 250 G Oblique : 30°...5.1 m/s and 6.6 m/s Criteria : Rowson 2013 // 15G and 6 to 7 krd/s2

La FIM et Univ. Saragosse: A accepté les conditions d'impact. Le critère d'évaluation reste cependant le HIC et le BriC dans une première approche de leur rating.

Au terme de ce livrable il s'agit de définir, les conditions initiales des essais de casques de motocyclistes en termes d'instrumentation et de condition de choc en établissant les paramètres suivants :

- Masse et inertie de la fausse tête : Têtes de mannequin Hybrid III
- Vitesse rectiligne du choc (moto) : 7.5 m/s
- Vitesse tangentielle du choc (vélo) : angle à 45°. Vitesse de 8.5 m/s
- Zone d'impact sur le casque : Points B,R,X
- Conditionnement en température et en hygrométrie du casque : 20°C
- Condition aux limites au niveau du cou : Tête libre
- Impact au niveau de la face et plus précisément de la mandibule inférieure (point S du casque) : non
- o Critères de blessure biomécaniques basés sur la modélisation :

Une première version de la proposition de méthode d'évaluation du casque de motocycliste est décrite en annexe 1.

Ces résultats ont été présentés et reçu positivement lors de réunions normatives :

- COST TU 0714 : Workshop de Linz
- MOTORIST : considération de la nouvelle méthode de test
- Réunion DSCR en juillet 2016
- FEMA meeting, Bruxelle Feb 27, 2017
- FIM helmet rating program (July 2016) concernat les conditions d'impact.

La tâche T1.1 est considérée finalisée et cette synthèse en constitue son Livrable L1.1. Nous poursuivons cependant nos discussions qui s'effectueront dans le cadre de la tâche 3 « proposition de norme ».

2.2 L3.1 Rapport sur les essais de casques et échelle de performance

2.2.1 Avant-propos

DES OBJECTIFS CLAIRS

- Le premier objectif est d'évaluer de façon comparative le niveau de protection offert par différents casques sur la base d'une méthode avancée de tests des casques et à destination du consommateur ;
- Le second objectif est d'assister les fabricants de casques dans leur effort de développement de nouveaux produits ;
- Le troisième objectif est de contribuer à l'évolution des normes ;
- En aucun cas l'objectif est de critiquer les casques qui répondent tous aux normes en vigueur.

IMPORTANT A SOULIGNER:

- La tête est très fragile et un impact à 10 km/h ou une chute de sa hauteur peut entraîner une blessure cérébrale ou crânienne grave ;
- En aucun cas une tête sans casque ne peut supporter un impact à plus de 16 km/h sans blessure ;
- Tous les casques protègent : Une tête casquée peut supporter des vitesses d'impact de l'ordre de 20 km/h avec un casque de cycliste et de l'ordre de 30 km/h avec un casque de motocycliste.

TOUS LES CASQUES REPONDENT AUX NORMES ET PROTEGENT!

L'exigence normative est une exigence minimale qui conduit à une protection significative de la tête. Tous les casques testés sont conformes aux normes en vigueur.

LIMITES DE LA NORME ACTUELLE

- La norme ne considère que l'impact linéaire (perpendiculaire à la surface impactée);
- La norme propose un critère d'acceptation basé sur une blessure grave de la tête;
- Les critères de blessures actuels sont connus pour être obsolètes;
- Certains casques sont meilleurs que d'autres, mais l'objectif de la norme n'est pas d'exprimer cette information;
- Par conséquent, un certain nombre de tests comparatifs de casques sont apparus de par le monde.

LA NOUVELLE METHODE D'EVALUATION DES CASQUES PROPOSE:

- des conditions d'impact plus réalistes en introduisant sont le choc oblique;
- de nouveaux critères de blessures issus de la recherche en biomécanique sont implémentés et considèrent la commotion cérébrale, une blessure réversible ;
- Les tests comparatifs focalisent exclusivement sur les aspects de protection du casque.

2.2.2 Introduction

L'évaluation objective de tout système de protection de la tête nécessite une bonne connaissance des conditions d'impact de la tête (vitesse et angle d'impact) ainsi qu'une estimation réaliste des limites de tolérance cérébrale, également appelées critères de lésion cérébrale. Ces deux aspects ne sont pas considérés de façon optimale dans la procédure actuelle de test du casque, ce qui a conduit l'Université de Strasbourg (UNISTRA) à développer une nouvelle méthode de test du casque avec le soutien de la Fondation MAIF dans le cadre du projet EuroNcasque.

Ce document considère tout d'abord les conditions d'impact de la tête via l'analyse d'accidents réels puis expose comment le risque de lésion cérébrale est calculé au moyen d'un modèle numérique de tête. Enfin, la méthode d'essai couplée expérimentale et numérique conçue à l'Université de Strasbourg est exposée ainsi que la méthodologie d'évaluation comparative des casques basée sur leur capacité de protection.

2.2.3 Conditions d'impact de la tête du motocycliste et du cycliste

La littérature rapporte de nombreuses simulations d'accidents réels de motocyclistes et de cyclistes qui démontrent que l'impact de la tête n'est pas simplement perpendiculaire à la surface impactée. (*Bourdet et al. 2012-2014*).

Typiquement l'impact a un caractère oblique ce qui signifie que la tête ne subit pas uniquement une accélération linéaire (ou en translation) mais aussi une accélération rotationnelle, comme illustrée en **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**.

En plus de cette observation il faut rappeler que la tête est réputée être très sensible à l'accélération rotatoire, un phénomène connu depuis 1943 (*Holbourn, 1943*). Malgré ces constatations reconnues, à ce jour aucune norme de protection de la tête ne considère les impacts obliques qui conduisent à la mise en rotation brutale de la tête.

En conséquence de quoi les casques actuels sont conçus pour protéger contre les impacts perpendiculaires et ce n'est que rarement que la protection vis-à-vis du chargement rotationnel n'est considérée. C'est dans le but de progresser dans ce domaine que des impacts contre des enclumes inclinées sont proposées dans la méthodologie exposée plus loin.

2.2.4 Critères de blessure basés sur le modèle de la tête humaine

Dans la mesure où l'évaluation d'un système de protection de la tête nécessite une estimation réaliste des limites de tolérance cérébrale, également appelés critères de lésion cérébrale, le présent chapitre traite des critères de blessure de la tête basés sur un modèle mécanique de la tête humaine établi à l'Université de Strasbourg.

Le Modèle de l'Université de Strasbourg dénommé SUFEHM (Strasbourg University FE Head Model), est un modèle de tête adulte, validé et constitué de lois de comportement

avancées du cerveau et du crâne *(Deck et al., 2008, Sahoo et al. 2013, 2015, 2016)* et qui permet de calculer la réponse mécanique du cerveau au moment du choc.

Pour ce modèle de tête, la géométrie des surfaces interne et externe du crâne a été numérisée à partir d'un crâne humain adulte pour assurer la précision anatomique. Les principales caractéristiques anatomiques prisent en compte comprennent le cerveau, le tronc cérébral, la peau et le liquide cérébrospinal (LCS), représentés par des éléments brique. Le crâne, la face et les deux membranes (la faux et la tente) sont modélisés au moyen d'éléments coque. Ce modèle numérique présente un maillage continu composé de 13 208 éléments, dont 1797 éléments coque pour le crâne composite et 5320 éléments brique pour le cerveau. La masse totale du modèle de tête est de 4.7 kg. Des lois de matériaux isotropes, homogènes et élastiques ont été appliquées à chacune des parties du SUFEHM à l'exception du cerveau et du crâne.

Une loi de comportement viscoélastique linéaire isotrope a été affectée à l'ensemble du cerveau. Cette loi est décrite en termes de module de relaxation des contraintes de cisaillement par l'équation (1) :

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t}$$
⁽¹⁾

Où G_0 , G_∞ et β représentent respectivement les modules à court et long termes ainsi que l'inverse du temps de relaxation.

Les paramètres ont été identifiés à partir de données expérimentales *in vitro* sur cerveaux humains proposées par *Shuck and Advani (1972)* ainsi que sur des données *in vivo* basées sur l'élastographie par résonance magnétique (ERM) publiées par *Kruse et al. (2007)*, avec les valeurs suivantes: $G_0 = 49 * 10^3$ Pa, $G_{\infty} = 1.62 * 10^4$ Pa, $\beta = 145$ s⁻¹.

La validation de ce modèle de la tête humaine a été proposé par *Deck and Willinger (2008, 2009)* vis-à-vis de déformation de la matière cérébrale en regards des expérimentations de *Hardy et al. (2001, 2007)* puis en termes de pressions intracérébrales calculées et comparées aux données de *Nahum et al. (1977)* et *Trosseille et al. (1992)*.

La modélisation du crâne considère une loi de matériau composite qui intègre la fracture *(Sahoo et al. 2013)*. Le crâne est alors vu comme une coque composite à trois couches représentant la table interne, le diploé et la table externe de l'os crânien humain (épaisseur de 3 mm pour le diploé et de 2 mm pour les deux couches corticales). Pour démontrer la robustesse du modèle du crâne, des études paramétriques ont été menées et rapportées dans l'étude de *Sahoo et al. (2015)*.

Le Tableau 5 rapporte les paramètres mécaniques des lois de comportement du crâne et du cerveau implémentés dans le modèle de tête sous le code de calcul éléments finis LS-DYNA. Une présentation détaillée des différentes parties du modèle de la tête est montrée en Figure 50.

SKULL MECHANICAL PARAMETERS				
Param	neters	Cortical bone	Diploe Bone	
Mass dens	ity (Kg/m³)	1900	1500	
Young's Mo	dulus (MPa)	15000	4665	
Poissor	0.21	0.05		
Longitudinal and transverse	132	24.8		
Longitudinal and transvers	se Tensile strength (MPa)	90	34.8	
BF	RAIN MECHANICAL PARAM	ETERS		
Mass density (Kg/m ³)	1040			
Viscoelasticity	$G_0 = 49 * 10^3 Pa$ $G_\infty = 1.62 * 10^4 Pa$	β = 145 s ⁻¹		

Tableau 5.Propriétés mécaniques du crâne et du cerveau implémentées dans le
modèle mécanique de la tête (Sahoo et al., 2013, Deck et al., 2008).



Figure 50. Illustration des différentes parties du Modèle Eléments Finis de la tête de l'Université de Strasbourg (SUFEHM).

Le modèle mécanique de tête proposé répond aux exigences typiques des modèles par éléments finis de la tête de l'état de l'art, tant au niveau de la stabilité que de la validation.

Ce modèle a été utilisé afin d'établir des limites de tolérance de la tête pour des mécanismes de blessures spécifiques. L'objectif était de développer des critères de blessures pour prédire la fracture du crâne et les lésions axonales diffuses modérées ou commotion cérébrale. Pour ce faire, des traumatismes crâniens réels bien documentés provenant de différentes bases de données d'accidents et impliquant des accidents de piétons, de cyclistes, de sport automobile, de football américain et de motocyclistes ont été simulés afin de calculer la réponse mécanique du crâne et du cerveau. La corrélation de ces réponses avec l'occurrence d'une lésion donnée a permis d'extraire des critères de blessure pour des mécanismes de lésion spécifiques.

Ainsi, 85 cas de traumatisme crânien bien documentés ont été reconstruits numériquement avec le modèle de la tête afin de développer une courbe de risque pour la fracture du crâne. La limite de tolérance vis à vis de la fracture crânienne a été établie à 453 mJ d'énergie interne du crâne pour un risque de fracture de 50% (*Sahoo et al. 2016*).

Par ailleurs, 109 cas de traumatisme crânien réels ont été simulés avec notre modèle pour développer un critère robuste de lésion cérébrale en termes de cisaillement intracérébral pour prédire le risque de commotion cérébrale. Le modèle de la tête a été utilisé pour effectuer ces simulations d'impact de la tête en accord avec l'analyse cinématique de la victime. Basé sur une analyse statistique approfondie de différents paramètres intracérébraux, il a été montré que la contrainte de cisaillement de Von Mises calculée au sein du cerveau était la métrique la plus appropriée pour prédire une commotion cérébrale. La limite de tolérance pour un risque de 50%, qui correspond à une perte de connaissance considérée comme une lésion cérébrale réversible, a été établie à 36 kPa.

Les courbes de risque destinées à prédire la fracture du crâne en fonction de l'énergie de déformation de la boîte crânienne et la commotion cérébrale en fonction de la contrainte de Von Mises sont illustrées en Figure 51.



Figure 51. Courbes de risque destinées à exprimer la probabilité de fracture du crâne basée sur le calcul de l'énergie de déformation du crâne et la commotion cérébrale basée sur la contrainte intracérébrale de cisaillement de type Von Mises.

2.2.5 Méthode couplée expérimentale et numérique d'évaluation du casque

2.2.5.1 Méthode d'évaluation du casque

La méthode d'essai développée à l'Université de Strasbourg implique un total de 18 tests d'impact expérimentaux par type de casque, suivi par le calcul numérique de la réponse du milieu intracérébral au moyen du modèle de la tête, suivi de l'évaluation du risque de lésion cérébrale pour chaque impact. Les aspects novateurs de cette méthode d'évaluation est la prise en compte de conditions d'impact de la tête plus réalistes ainsi que l'évaluation du niveau de protection via des critères biomécaniques basés sur les lésions cérébrales.





Illustration des trois configurations d'impact contre une enclume horizontale et les trois impacts contre une enclume inclinée pour les casques vélo.

- Hybrid III 50% head
- Number of repetitions: 3 tests



Figure 53. Illustration des trois configurations d'impact contre une enclume horizontale et les trois impacts contre une enclume inclinée pour les casques moto.

Il a été démontré par la simulation de la cinématique de la victime qu'en cas d'accident réel, la vitesse d'impact de la tête présente non seulement une composante perpendiculaire à la surface mais aussi une composante tangentielle *(Bourdet et al. 2012-2014)*. En d'autres termes, les impacts sont obliques et non pas seulement perpendiculaire à la surface d'impact, comme le suggèrent les méthodes de test du casque actuels. Par conséquent les impacts expérimentaux conduits avec la fausse tête casquée consistent en des essais perpendiculaires et obliques comme illustré en figure 52.

De façon plus précise, il est proposé d'effectuer des impacts verticaux sur une enclume plate horizontale à une vitesse de 7.5m/s en choc FRONTAL, OCCIPITAL et LATERAL puis sur enclume plate oblique, inclinée à 45°, à une vitesse de 8.5m/s afin d'induire une rotation autour de l'axe Y (YRot) et deux impacts latéraux, l'un conduisant à une rotation autour de l'axe X (XRot) et un conduisant à la rotation autour de l'axe Z (ZRot).

Pour tous les essais d'impact expérimentaux, les casques sont testés avec une fausse tête plus élaborée, capable d'enregistrer le chargement linéaire et rotatoire en fonction du

temps. Par conséquent, la fausse tête ISO utilisée dans les normes actuelles a été remplacée par la tête de mannequin Hybrid III instrumentée avec des capteurs accélérométriques linéaires triaxiaux et des capteurs de vitesse angulaire de type ATA, comme illustré dans la figure 54.

Les impacts sont réalisés en chute libre car le cou est supposé avoir un effet limité sur la réponse du casque au moment de l'impact.



Figure 54. Representation of linear and rotational sensors used in the Hybrid III headform.

Le dispositif expérimental utilisé pour effectuer les essais est un puits de chute de type AD ENGINEERING et consiste en une colonne en aluminium, et une base en béton. Il permet de guider une fausse tête instrumentée et casquée qui tombe en chute libre sur une enclume (horizontale ou inclinée) à une vitesse pouvant atteindre 9 m/s, comme illustrée en figure 55.

Afin de contrôler la répétabilité des essais, chaque configuration d'impact est reproduite trois fois selon la matrice d'essais rapportée au tableau 6.



Figure 55. Chariot de guidage de la tête spécialement conçu pour l'impact oblique.

Helmet ID	First Impact	Second Impact	Third Impact
H1	FRONTAL	OCCIPITAL	LATERAL
H2	LATERAL	FRONTAL	OCCIPITAL
H3	OCCIPITAL	LATERAL	FRONTAL
H4	YRot	XRot	ZRot
H5	ZRot	YRot	XRot
H6	XRot	ZRot	YRot

Tableau 6.Matrice de tests pour les trois tests d'impact horizontaux et trois impacts
obliques impliquant six casques différents pour chaque type de casque.

Les essais décrits ci-dessus conduisent à des résultats sous la forme de 6 courbes d'accélérations (3 linéaires et 3 rotations) de la fausse tête pour chaque impact. La méthode couplée expérimental – numérique consiste alors à considérer ce chargement de la tête comme données d'entrée de la simulation numérique du choc au moyen du modèle de la tête et de calculer pour chaque choc le cisaillement intracérébral puis d'exprimer le risque de lésion correspondant, comme illustré figure 56.



Figure 56. Illustration de la méthode d'essai couplée expérimentale et numérique. L'accélération expérimentale de la fausse tête est considérée comme condition initiale de la simulation numérique de l'impact de la tête suivie de l'évaluation du risque de lésions cérébrales.

2.2.5.2 Méthodologie d'évaluation comparative des casques

Pour l'élaboration d'une méthode d'évaluation comparative des casques, un risque global est calculé pour chaque casque en faisant la moyenne des cisaillements intracérébraux moyens calculés pour toutes les configurations d'impact, comme exprimé dans l'équation 2. Cette valeur quantitative exprime le niveau de protection offert et permet d'établir une échelle comparative qui consiste alors à noter le casque testé sur une échelle de 0 à 5 (étoiles) en fonction du risque moyen calculé, comme illustrée en figure 1. La note de 5 est obtenue pour un risque moyen inférieur à 19% et la note de 0 est obtenue lorsque le casque conduit à un risque supérieur à 70%.

$$MMVMS = \frac{(MVMS_{FRONTAL} + MVMS_{OCCIPITAL} + MVMS_{LATERAL} + MVMS_{YRot} + MVMS_{XRot} + MVMS_{ZRot})}{6}$$
(2)

Avec *MMVMS* (*Mean Max. Von Mises Stress*) la contrainte maximale de Von Mises moyenne, *MVMS*^{*i*} la contrainte de Von Mises maximale de la configuration *i* (*FRONTAL, OCCIPITAL, LATERAL, YRot, ZRot*).



Figure 1. Évaluation du casque basée sur le risque de lésions cérébrales sur une échelle de 0 à 5 en fonction de la contrainte de cisaillement de Von Mises.

2.2.6 Casques de cyclistes

2.2.6.1 Présentation des casques

Un total de 31 types de casques a été transmis par l'organisation ICRT pour la campagne d'essais expérimentaux, comme indiqué dans le tableau 7 et en figure 57.

ID	Brand	Model	Size [cm]	Mass [g]
Cz1	ALPINA	Mythos-3.0-LE	57-62	290
Cz2	AUTHOR	Creek-HST	57-60	380
Cz3	BELL	STRATUS-MIPS	58-62	315
Cz4	CANNONDALE	RADIUS	58-62	275-305
Cz5	SCOTT	ARX	59-61	260
Cz6	SPECIALIZED	PROPERO-3	59-63	320
Dk1	ABUS	Urban-I-2.0	56-61	309
Dk2	CSI	FCJ-201	55-59	541
Dk3	HARALD-NYBORG	BUSETTO	58-61	222
Dk4	MANGO	X-Ride	56-62	360-380
Dk5	MUSTANG	S-282M	52-59	270-300
Dk6	NUTCASE	Gen3-Cherry-Blossom	56-60	454
Fr1	ABUS	HYBAN	58-63	460
Fr2	BBB	BHE35-CONDOR	58-61	320
Fr3	BELL	ANNEX-MIPS	58-62	445
Fr4	BONTRAGER	STARVOS-MIPS	58-63	325
Fr5	BTWIN	BH500	57-61	300
Fr6	BTWIN	100	58-62	310
Fr7	CRATONI	ALLSET	58-61	290
Fr8	GIRO	SYNTHE-MIPS	59-63	285
Fr9	IKEA	SLADDA	58-62	335
Fr10	KASK	MOJITO-16	59-62	260
Fr11	LAZER	REVOLUTION-MIPS	58-61	417
Fr12	LIMAR	555	57-62	285
Fr13	LIVALL	BH60	55-61	280
Fr14	MET	ESPRESSO	54-61	255
Fr15	OVERADE	PLIXI	59-62	490
Fr16	SCRAPPER	SCR-S038	58-61	250-260
Fr17	SCRAPPER	SCR-URBAN-2	58-61	240-275
Fr18	UVEX	city-i-vo	56-60	260
Fr19	ZERORH	ZY	58-62	290

 Tableau 7.
 Liste des casques soumis aux tests d'évaluation comparatifs.



Figure 57. Photos des 31 casques de vélo évalués de façon comparative.

2.2.6.2 Résultats par configuration d'impact

Dans ce chapitre, les résultats en termes de nombre d'étoiles sont rapportés pour chaque type de casque et par conditions d'impact dans les figures suivantes.



Figure 58.

Evaluation comparative globale et par impact des casques en terme d'étoiles.

2.2.7 Casques de motocyclistes

2.2.7.1 Présentation des casques

Un total de 22 types de casques moto ont été évalués. Le financement des casques a été en partie par ressource propre (12 modèles) et en partie par l'amdm (10 modèles).

ID	Brand	Model	Туре	Size	Mass [g]	Funding
1	SHARK	SKWAL	FULL FACE	Μ	1450	unistra
2	ASTON	MINIJET-RETRO	JET	Μ	1050	unistra
3	6DHELMET	ATS-1	FULL FACE	Μ	1740	unistra
4	HJC	CS-15	FULL FACE	М	1450	unistra
5	HJC	IS-17	FULL FACE	М	1500	unistra
6	NOLAN	N44-EVO	MIX	Μ	1550	unistra
7	LEATT	GPX-6.5	FULL FACE	Μ	1350	unistra
8	AGV	K3SV	FULL FACE	ML	1525	unistra
9	SHOEI	GT-AIR	FULL FACE	Μ	1500	unistra
10	SHUBERTH	R2	FULL FACE	М	1500	unistra
11	BELL	QUALIFIER-DLX-MIPS	FULL FACE	L	1600	unistra
12	SHARK	SPARTAN-CARBON	FULL FACE	М	1500	unistra
13	SHARK	SKAWL-2-BLANK-Mat	FULL FACE	М	1550	amdm
14	SCORPION	EXO-510-AIR-SOLID	FULL FACE	М	1500	amdm
15	LS2	BREAKER	FULL FACE	М	1400	amdm
16	SHOEI	NEOTEC	MODULAR	М	1565	amdm
17	SCORPION	EXO-920	MODULAR	L	1550	amdm
18	LS2	VALIANT	MODULAR	М	1700	amdm
19	ARAI	CHASER-X	FULL FACE	М	1560	amdm
20	SHARK	EVO-ONE	MODULAR	Μ	1650	amdm
21	HJC	IS-MAX-II	MODULAR	Μ	1750	amdm
22	NOLAN	N87	FULL FACE	L	1530	amdm

Tableau 8. Liste des casques moto soumis aux tests d'évaluation comparatifs.





Frontial	Occipital	Lateral	Xrot	Yrot	Zrot

6DHELMET_ATS-1	А.А.А.А. НJC_CS-15	₩ НJC_IS-MAX-II	SCORPION_EXO-920	SHARK_SKAWL-2-BLANK-Mat
$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\$ } \\ } } } } } } } }	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} $	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\$	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\$ }	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} $
	Voorkal Doopbial Lateral Xoot Voor Zoot		Prostal Diccipilal Lateral Xrot Vrot Zrot	Prontial Decembra Lateral Xrot Prot Zoot
メメンンン SHARK_SKWAL	メンジンンン SHOEI_GT-AIR	メメンズン SHUBERTH_R2		
$\begin{array}{c c} \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} \\ \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} \\ \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} \\ \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} \\ \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} & \dot{\mathbf{x}} \\ \hline \mathbf{rest} & \mathbf{constraint} & \mathbf{constraint} & \mathbf{constraint} & \mathbf{constraint} \\ \hline \end{array}$	$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} $		
🕑 🙆 💯 🖗 🌾	🔶 🖗 🔍 🥥 🖉	ilo 🤞 💭 🖗 🌾		
	ARAI_CHASER-X	ASTON_MINIJET-RETRO	BELL_QUALIFIER-DLX-MIPS	₩ Л. Л. Л. Л. НJC_IS-17
$\begin{array}{cccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	$\begin{array}{cccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \\ \end{array} \\ \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \\ \end{array} \\ \\ \end{array} \\ \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\$	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \\$	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \end{array}{} \end{array}$
LEATT_GPX-6.5	LS2_BREAKER	Instantion Compared Linear Angle Compared Linear Angle Compared Linear Angle Compared Linear Angle Compared Linear Compared Li	Notan_N44-EVO	
$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} $	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} $	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array} \\ \end{array} $	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \\ \\ \end{array}{} $ } } \\ } \\ } \\ } \\ } \\ } \\ } \\ } \\ } } } \\ } } } } } } } } } } } } }	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \\$ } \\ } } } } } } } } } } } } }
Frontal Occipital Lateral Xot Yrot Zrot	Frontal Occipital Lateral Xrot Yrot Zrot	Frontal Occipital Lateral Xrot Yrot Zrot	Frontial Occipital Lateral Krot Vrot Zrot	Frontal Occipital Lateral Xrot Yrot Zrot
SHARK SPARTAN-CARBON	SHOEI NEOTEC			
$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \end{array} \\ \end{array}{} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \end{array} \\ \end{array}{} \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \end{array} \\ \end{array} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \end{array} \\ \end{array}{} \end{array} \end{array} \\ \end{array}{} \end{array} \\ \end{array}{} \end{array} \\ \end{array}{} \end{array} \\ \end{array}{} \end{array} \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array}{} \end{array} \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array}{} \end{array} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \end{array} \\ \end{array} \end{array} \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \\ \\ \end{array} \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\ \\$	$\begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \end{array}{} \\ \begin{array}{c} \end{array}{} \\ \end{array}{} \end{array}{} \\ \end{array}{} \\$ \\ } \\ } } } } } } } } } } } } }			
Frontial Occipital Lateral Xoot Yrot Zoot	Frontal Occipital Lateral Xrot Yrot Zrot			
\mathcal{A}				



Figure 60.

Evaluation comparative globale et par impact des casques en terme d'étoiles.



Figure 61. Représentation des casques en fonction du nombre d'étoiles obtenues.

2.2.8 Conclusion

L'évaluation comparative des casques vélo a également été soutenue par l'ICRT et a été publiée dans que choisir en mai 2018.

Concernant l'évaluation comparative des casques moto, elle a également été soutenue par la mutuelle des Motards. Finalisés en juin 2018, ces résultats seront mis sur un site dédié en novembre 2018.

2.3 L3.2 : Rédaction d'une proposition de modification de la norme d'essais de casques cyclistes et motocyclistes

De multiples interactions avec des partenaires nationaux et internationaux sont rapportées en fin de Tâche 1.1 et 1.2. L'ensemble de ces réflexions a donné lieu à une proposition d'évolution de la norme relatives aux casques vélo et moto telle que rapportée en annexe 3. Ces documents ont également fait l'objet de présentations dans le cadre de deux comités normatifs, à savoir le CEN-TC158-WG11 pour le casque vélo et l'UN-ECE-GRSP pour le casque moto...

2.4 L3.3 : Elaboration du site internet « Test consumériste de casques de cyclistes et de motocyclistes EuroNcasque »

Dès mars 2018 un premier prototype de site internet a été finalisé et présenté lors de la réunion de suivit de projet du 9 mars 2018. En étroite collaboration avec la Mutuelle des Motards tous les éléments ont été mis en place pour la l'élaboration d'un site de présentation des tests consuméristes des casques vélo et moto qui devrait être ouvert vers octobre ou novembre 2018.

2.4.1 Autre efforts de communication

Les efforts de communications ont aboutis aux publications et communications suivantes :

Année 2015

- Halldin P., Deck C., Willinger : Proposal of a new bicycle helmet test method. Proceed. Int. Cycling Safety Conference, Hannover November 18th 2015.
- Sahoo D., Deck C., Willinger : Axons train as brain injury predictor based on realworld head trauma simulations. Paper IRC-15-30, Proceed. of IRCOBI Conf, Lyon, Sept 2015.
- Deck C, Sahoo D., Willinger R : Overview, evaluation and application of pass-fail criteria. CEN-TC158-WG11-DOC 166.
- Deck C, Willinger R : Proposal of a new helmet test method . ASTM F08-53 meeting, Tampa, Floride, Novembre 2015.

Année 2016

- Deck C, Willinger R : New Motorcycle helmet test method. MOTORIST Workshop, Linz March 2016
- Bourdet N., Mojumder S., Piantini S., Deck C, Pierini M., Willinger R : Proposal of a new motorcycle helmet test method for tangential impact. IRCOBI Conf. paper IC 512, Malaga, Sept 2016.
- Nicolas Bourdet, Caroline Deck, Debasis Sahoo, Jey Nadarasa, Thomas Dumortier, Guido De Bruyne and Rémy Willinger : Experimental and numerical considerations of helmet evaluation under tangential impact. Proceed. Int. Cycling Safety Conf, Bologna, Italy, Nov. 2016

Année 2017 :

- Bourdet N, Deck C., Willinger R. : Evaluation comparative de casques de cyclistes/ TF1-JT du 20 mars 2017
- Deck, N. Bourdet, P. Halldin, G. DeBruyne, R. Willinger, "Protection Capability of Bicycle Helmets Under Oblique Impact Assessed with Two Separate Brain FE Models," in IRCOBI Conference Proceedings, 13-15 September 2017, Antwerp,

Belgium

- Bourdet N., Deck C, Willinger R : Coupled experimental versus numerical helmet evaluation under multidirectional impact : International Cycling Safety Conference, Davis, CA September 2017.
- Willinger R., Bourdet N., Deck C : Advanced linear and oblique helmet impact test method for consumer tests: Workshop on Bicycle Helmet Consumer tests. Davis CA, September 2017
- Bourdet N., Deck C., Willinger : Motorcycle accident reconstruction and head impact conditions. COST-1407-Workshop on advanced helmet test methods, Brussels Dec 2017
- •
- Deck C., Bourdet N., Willinger : Advanced head injury criteria for advanced helmet testing. COST-1407-Workshop on advanced helmet test methods, Brussels Dec 2017
- •
- Bourdet N., Deck C., Willinger : Helmet consumer tests at Strasbourg University.COST-1407-Workshop on advanced helmet test methods, Brussels Dec 2017
- •
- •

Année 2018 :

- Willinger R., Deck C, Bourdet N. : French Considerations on R22 Motorcycle helmet test methods. 63rd GRSP United Nations Meeting, Geneva, May 2018
- Nicolas Bourdet, Sounak Mojumder, Caroline Deck, Remy Willinger : Comparative evaluation of DOT vs ECE motorcycle helmet test method IRCOBI 2018
- •

3 Conclusion

Le projet a été conduit conformément aux termes de la convention, tant au niveau de l'analyse des conditions d'impact de la tête en cas d'accident et de la définition d'une nouvelle méthode de test du casque (tâche 1), de l'implémentation d'un dispositif d'essais à l'Université de Strasbourg (tâche 2), et de la conduite effective d'essais consuméristes de casques de vélo et de moto, suivie de leur publication en direction des organismes normatifs, des industriels et du grand publique (tâche 3).

Concernant le déroulement, un léger retard a été noté en début de projet en raison de l'accès à certains accidents de moto, une difficulté surmontée en nous retournant vers l'Université de Florence en Italie.

Il est à noter que l'évaluation comparative des casques vélo a été soutenue également par l'ICRT, ce qui a permis d'étendre le nombre de casques vélo considérés.

Enfin, un partenariat avec la Mutuelle des Motards a conduit à la réalisation concrète du site internet destiné au grand publique mais aussi à la pérennisation du projet sous la dénomination de Casqu'Nstar.

4 Références

- [1] L. Martinez, L. J. Guerra, G. Ferichola, A. Garcia, and J. Yang, "Stiffness Corridors of the European fleet for pedestrian simulation," in *Enhanced Safety Vehicles Conference*, 2007.
- [2] "scooter-center," http://www.scooter-center.com/. [Online]. Available: http://www.scootercenter.com/de/category/A_PIAGGIO_SFERA50NSL/Sfera+50+NSL?match=CAT. [Accessed: 04-Feb-2016].
- [3] "How to buy a used off-road motorbike," *Auto Mart Blog*, 11-Aug-2014. [Online]. Available: http://blog.automart.co.za/2014/08/11/buy-a-used-off-road-motorbike/. [Accessed: 04-Feb-2016].
- [4] "10 Great Beginner Motorcycles to Get You Started," Adventure Seeker, 20-Jan-2013. [Online]. Available: http://www.adventureseeker.org/thrill-seeker/10-greatbeginner-motorcycles-to-get-you-started/. [Accessed: 04-Feb-2016].
- [5] J. Yang, "Review of injury biomechanics in car-pedestrian collisions," *Int. J. Veh. Saf.*, vol. 1, no. 1, pp. 100–117, Jan. 2005.
- [6] N. Bourdet, C. Deck, T. Serre, C. Perrin, M. Llari, and R. Willinger, "In-depth realworld bicycle accident reconstructions," *Int. J. Crashworthiness*, vol. 19, no. 3, pp. 222–232, May 2014.

5 Annexes

Annexe1 : Proposition d'évolution de la norme relative aux casques vélo



STRASBOURG UNIVERSITY ICUBE LABORATORY THE ENGINEERING SCIENCE, COMPUTER SCIENCE AND IMAGING LABORATORY BIOMECHANICS TEAM 2, rue Boussingault F-67000 STRASBOURG France



UNISTRA Bicycle Helmet Test Method

Strasbourg 12/06/2018

Table of contents

1.	Foi	reword	1
2.	Int	roduction	2
3.	Bic	yclist's head impact conditions	2
4.	Мо	odel Based Head injury Criteria	3
5.	Exp	perimental versus numerical bicycle helmets test method	6
!	5.1.	Bicycle helmet test method	6
!	5.2.	Helmet rating methodology	8
6.	Со	nclusion and Pass/Fail Criteria	
7.	Rej	ferences	11

Rémy WILLINGER remy.willinger@unistra.f
1. Foreword

CLEAR OBJECTIVES:

- First objective is to rate the protection level offered by different helmet based on advanced helmet test methods and dedicated to the consumer;
- Second objective is to assist helmet manufacturer in their helmet design;
- Third objective is to contribute to the evolution of standards;
- Objective is not to criticize helmets.

IMPORTANT TO BE MENTIONED:

- Head is very fragile human segment as an impact at 10 km/h or a single fall from your height can lead to serious skull and brain injury;
- In no case a head without helmet can sustain an impact at 16 km/h or higher without injury;
- All Helmets protect: When wearing a helmet a head can sustained impact velocity up to 20 km/h for a bicycle helmet and up to 30 km/h with a motorcycle helmet.

ALL HELMETS FULFIL STANDARD AND PROTECT!

Standard requirement introduce a pass/fail criteria that lead to significant head protection. All helmets considered in this helmet rating fulfil the standard.

LIMITATION OF CURRENT STANDARD

- Standard consider only linear impact (perpendicular to impacted surface);
- Standard propose a pass/fail criteria based on severe head injury;
- Current injury criteria are known to be obsolete;
- Some helmets are better than others, but standard's objective is not to express this information;
- Therefore a number of helmet rating communication already exist.

THE PRESENT HELMET RATING PROPOSES:

- More realistic impact conditions including oblique impacts;
- Advanced brain injury criteria based on biomechanical research results are implemented and consider Concussion or short comma, i.e. injuries known to be reversible.
- The present helmet rating considers exclusively the impact protection aspects

2. Introduction

The evaluation of any head protection systems needs a proper knowledge of the head impact conditions (impact speed and angle) as well as a realistic estimation of brain tolerance limits also called brain injury criteria. In current helmet test procedure both of this aspects should be improved. This observation conducted Strasbourg University (UNISTRA) to develop new helmet test methods with the support of Fondation MAIF in framework of EuroNcasque project. This document considers first the head impact condition via real-world accident, then presents how brain injury risk is computed with numerical head model. Then, the experimental versus numerical test method designed at Strasbourg University is exposed as well as the helmet rating methodology based on its protection capability.

3. Bicyclist's head impact conditions

The literature reports a number of real world bicyclist accident simulations and demonstrates that the head impact condition do not correspond to a simple impact perpendicular to the impacted structure (*Bourdet et al. 2012, 2014*). Typically the impact is shown to be oblique which means that the head is not only subjected to a translational acceleration but also to a rotational acceleration, as illustrated in Figure 1. In addition to this observation, it must be recalled that the human brain, is known to be extremely sensitive to rotational acceleration as early as 1943 (*Holbourn, 1943*). Despite this well accepted results none of the today head protection standard do consider oblique impact configurations. As a consequence, today helmets are designed to protect against perpendicular impacts and only rarely to protect against a rotational loading. In order to progress in this field helmet drop tests against inclined anvils are introduced in the present helmet test method.



Figure 1. Illustration of a bicyclist's accident. Victim's kinematic demonstrates oblique head impact conditions

4. Model Based Head injury Criteria

As the evaluation of a head protection systems needs also a proper estimation of brain tolerance limits also called brain injury criteria, the present section deals with the model based brain injury criteria established at Strasbourg University. Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEHM) is a numerical model of the human head with realistic brain and skull material laws (*Deck et al., 2008, Sahoo et al. 2013, 2015 and 2016*) and which permits the computation of the mechanical brain response to an impact.

For this head model, the geometry of the inner and outer surfaces of the skull was digitized from a human adult male skull to ensure anatomical accuracy. The main anatomical features includes the brain, brainstem, skin and cerebrospinal fluid (CSF), represented by brick elements, and the skull, face and two membranes (the falx and the tentorium) modelled with shell elements. The SUFEHM presents a continuous mesh that is made up of 13,208 elements, including 1797 shell elements to the compose skull and 5320 brick elements for the brain. The total mass of the head model is 4.7 kg. Isotropic, homogeneous and elastic mechanical constitutive material models were applied to each of the SUFEHM parts except for the brain and skull.

A linear isotropic viscoelastic law is affected to the brain according to (Eq. (1))

 $G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t}$ (1) Where G_0 , G_{∞} and β represent the short-time modulus, the long-time modulus and the decay constant, respectively.

Mechanical parameters were identified from the experimental data on human brain tissue proposed by *Shuck and Advani (1972)* as well as in vivo based values from Magnetic Resonance Elastography (MRE) published by *Kruse et al. (2007)*, with following values: $G_0 = 49 * 10^3$ Pa, $G_{\infty} = 1.62 * 10^4$ Pa, $\beta = 145$ s⁻¹.

Validation of this head model was proposed by *Deck and Willinger (2008, 2009)* against local brain motion data from *Hardy et al. (2001, 2007)*, and intracranial pressure data from *Nahum et al. (1977)* and *Trosseille et al. (1992)*.

The skull model considers a composite material model which incorporates fracture (*Sahoo et al. 2013*). The skull was modelled as a three-layered composite shell representing the inner table, diploe and outer table of the human cranial bone with a thickness of 3mm for the diploe layer and 2mm each for the two cortical layers. To demonstrate the robustness of the skull model, various parametric studies were conducted and reported in *Sahoo et al. (2015*).

The skull and brain mechanical parameters implemented under LS-DYNA are represented in Tableau 1. A detailed presentation of different parts of the SUFEHM is shown in Figure 2.

SKULL MECHANICAL PARAMETERS			
Param	Parameters		Diploe Bone
Mass density (Kg/m ³)		1900	1500
Young's Modulus (MPa)		15000	4665
Poisson's ratio		0.21	0.05
Longitudinal and transverse compressive strength (MPa)		132	24.8
Longitudinal and transvers	se Tensile strength (MPa)	90	34.8
BRAIN MECHANICAL PARAMETERS			
Mass density (Kg/m ³)	1040		
Viscoelasticity	$G_0 = 49 * 10^3 Pa$ $G_\infty = 1.62 * 10^4 Pa$	β = 145 s ⁻¹	

Tableau 1.Skull and brain mechanical parameters of the SUFEHM implemented under LS-
DYNA (Sahoo et al., 2013, Deck et al., 2008).



Figure 2. Illustration of the different parts of Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEHM), with 5320 brick elements of brain.

The proposed mechanical model of the head fulfilled typical requirements of state-of-theart head models as long as stability and validations are concerned.

This model was used in order to derive tolerance limits to specific injury mechanisms. The main objective was to develop robust and accurate model based injury criteria to predict skull fracture and moderate diffuse axonal injuries (moderate DAI also called concussion). To do so, well-documented real-world head trauma cases collected from different existing accident databases and involving pedestrian, cyclists, motorsport, American football player and motorcycle accidents were simulated in order to compute the skull and brain mechanical response for the different head trauma. The correlation of these mechanical responses with the occurrence of a given injury permitted it to derive injury criteria for specific injury mechanisms.

A total of 85 well-documented head trauma cases were reconstructed numerically with the head model to develop a skull fracture injury risk curve. The proposed tolerance limit for 50% risk of skull fracture was associated with 453 mJ of skull internal energy calculated with the head model (*Sahoo et al. 2016*).

Further 109 real-world head trauma cases were simulated to develop a robust brain injury criterion in terms of intracerebral Von Mises stress to predict moderate DAI or short coma accurately. The head trauma modelling was performed in accordance with the victim's kinematic analysis. Based on an in-depth statistical analysis of different intra-cerebral parameters, it was shown that Von Mises stress was the most appropriate metric to predict moderate DAI. The proposed brain injury tolerance limit for a 50% risk of moderate DAI, which corresponds to a loss of consciousness (AIS2+) known to be reversible brain injury, has been established at 36 kPa.

Injury risk curves to predict probability of skull fracture by addressing skull strain energy and moderate brain injury by addressing brain Von Mises stress are illustrated in Figure 3.



Figure 3. Injury risk curves to predict probability of skull fracture by addressing skull strain energy and moderate reversible brain injury by addressing brain Von Mises stress.

5. Experimental versus numerical bicycle helmets test method

5.1. Bicycle helmet test method

The test method developed at Strasbourg University involves a total of 18 experimental helmet impact tests per helmet type, followed by the numerical computation of the brain response and the assessment of the brain injury risk for each impact. The innovative aspects of this test method are the consideration of more realistic head impact conditions as well as the assessment of the protection level via biomechanical based brain injury criteria.



Figure 4. Illustration of the three impact configurations against a horizontal anvil and the three oblique impacts against an inclined anvil.

It has been demonstrated via the simulation of victims' kinematics under real world accidents that the head impact velocity presents typically a normal and a tangential component (*Bourdet et al. 2012, 2016*). In other terms, impacts are oblique and not just linear as suggested in current helmet test methods. Therefore the proposed experimental helmeted headform impact tests consists of linear and oblique impacts as shown in figure 4. More precisely it is proposed to conduct linear impacts against a flat horizontal anvil at a 5.5m/s impact velocity against FRONTAL, OCCIPITAL and LATERAL impact points. The oblique impacts are conducted at an initial velocity of 6.0 m/s against a 45° angles

anvil to the Front in order to induce rotation around the Y axis (YRot) and two lateral impacts, one leading to X rotation (XRot) and one leading to Z rotation (ZRot).

For all experimental impact tests an advanced headform is used in order to record the linear and the rotational headform acceleration versus time at the time of impact. Therefore the current ISO headform has been replaced by the Hybrid III 50th dummy head instrumented with PCB tri-axial linear accelerometer sensors and ATA angular velocity sensors, as illustrated in figure 5. The impacts are conducted under free fall conditions as the neck is supposed to have a limited effect on the helmet response at the time of impact.



Figure 5. Representation of linear and rotational sensors used in the Hybrid III headform.

The experimental device used to carry out the impact tests is an AD ENGINEERING drop well and consists of an aluminium column and a concrete base. It allows to guide a free fall instrumented helmeted headform on an anvil with speeds up to 9 m/s. The helmeted head is positioned on the trolley as shown in figure 6.



Figure 6. Head guide carriage specially designed for oblique impact tests.

In order to control the repeatability of the experiments, each impact configuration is reproduced three times according to the test matrix reported in tableau 2.

Helmet ID	First Impact	Second Impact	Third Impact
H1	FRONTAL	OCCIPITAL	LATERAL
H2	LATERAL	FRONTAL	OCCIPITAL
H3	OCCIPITAL	LATERAL	FRONTAL
H4	YRot	XRot	ZRot
H5	ZRot	YRot	XRot
H6	XRot	ZRot	YRot

Tableau 2.Test matrix for the three linear and three oblique impact tests involving six
different helmets.

The above experimental helmet drop tests lead to results in terms of 6 headform acceleration curves (3 translations and 3 rotations) for each impact. The coupled experimental versus numerical test method then considers this head loading as the initial condition of the head impact simulation with the numerical head model in order to compute the intracerebral shearing stress and to assess the injury risk according to the injury risk curves shown in figure 7.





5.2. Helmet rating methodology

For the development of a comparative helmet evaluation, a mean brain injury risk is calculated for each helmet type by averaging the intracerebral shearing value computed for all impact configurations, as expressed in equation 2. This quantitative metric expresses the protection level of a given helmet and permits a helmet ranking from 0 to 5 based on this mean risk, according to figure 8. The score of 5 is obtained for a mean brain

injury risk under 19% and the score of 0 corresponds to helmet leading to a mean brain injury risk over 70%.

$$MMVMS = \frac{(MVMS_{FRONTAL} + MVMS_{OCCIPITAL} + MVMS_{LATERAL} + MVMS_{YRot} + MVMS_{XRot} + MVMS_{ZRot})}{6}$$
(2)

With *MMVMS* (*Mean Max. Von Mises Stress*), *MVMS*^{*i*} is the Max. Von Mises Stress the configuration *i* (*FRONTAL*, *OCCIPITAL*, *LATERAL*, *YRot*, *XRot*, *ZRot*).



Figure 8. Helmet rating based on brain injury risk on a scale of 0 to 5 based on mean max. Von Mises stress.

6. Conclusion and Pass/Fail Criteria

This document presents an advanced helmet test method which considers oblique impact in addition to linear drop tests as well as brain tolerance limits based on recent biomechanical research. A coupled experimental versus numerical approach that uses the 6D headform acceleration for the numerical simulation of the brain response in order to assess the brain injury risk is applied.

For each helmet, results are reported in terms of mean brain shearing calculated for all impacts with the corresponding injury risk as well as separately for each impact situation. According to these brain shearing level a rating system is established by associating a specific number of stars to a given rang of brain shearing.

In terms of communication to the consumer, it is essential to recall all helmets pass the current standard and protect the head in an acceptable way.

Finally the purpose of this study is to inform the consumer about the comparative quality of the products (beyond the standard) to support manufacturers in their efforts to improve the protection of the head under linear and oblique impact and ultimately to contribute to the evolution of current standards by introducing more realistic impact conditions and biomechanical based injury criteria.

When it comes to Pass/Fail Criteria as needed in any helmet homologation approach, it is proposed to establish this criteria at 70% risk of concussion (or a maximum VM shearing stress of 46.5 KPa), as a first step. Ideally this criteria should be lowered to 50% risk (or 36 KPa) in the future.

7. References

- Bourdet N., Deck C., Carreira R.P., Willinger R., Head impact conditions in the case of cyclist falls, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology, April 2012.
- Bourdet N., Deck C., Serre T., Perrin C., Llari M., Willinger R., "In depth real world bicycle accident reconstructions", *International Journal of Crashworthiness*, 2013.
- Bourdet N., Luttenberger P., Teibinger A., Mayer C., and Willinger R., "Pedestrian and Bicyclists Head Impact Conditions Against Small Electric Vehicle," in *IRCOBI Conference Proceedings*, 2014
- Deck, C., Willinger, R., « Head injury prediction tool for predictive systems optimization » *7th European LS-DYNA Conference*, 2008.
- Deck C., Willinger R., « The current state of the human head finite element modelling » *International Journal of Vehicle Safety*, Volume 4, Issue 2, pages 85-112, 2009.
- Hardy, W., Foster, C., Mason, M., Yang, K., King, A. and Tashman, S. (2001). "Investigation of head injury machanisms using neutral density technology and high speed biplanar x-ray". *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 45, pp.337-368.
- Hardy, W.N., Mason, M.J., Foster, C.D., Shah, C.S., Kopacz, J.M., Yang, K.H., King, A.I., Bishop, J., Bey, M., Anderst, W., Tashman, S., "A study of the response of the human cadaver head to impact". *Stapp Car Crash Journal* 51, 17–80, 2007.
- Holbourn A.H.S, "Mechanics of head injuries", The Lancet, vol. 2, pp. 438-441, 1943.
- Kruse S.A., Rose G.H., Glaser K.J., Manduca A., Felmlee J.P., Jack Jr. C.R., Ehman R., "Magnetic resonance elastography of the brain", *NeuroImage* 39, 231–237, 2007.
- Nahum, A., Smith, R. and Ward, C. (1977). "Intracranial pressure dynamics during head impact". *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 21, pp.336-339.
- Sahoo D, Deck C, Yoganandan N., Willinger R, "Anisotropic composite human skull model and skull fracture validation against temporo-parietal skull fracture", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol 28, pp 340-353, December 2013.
- Sahoo D., Deck C., Yoganandan N., Willinger R., "Influence of stiffness and shape of contact surface on skull fractures and biomechanical metrics of the human head of different population under lateral impacts", *Accident Analysis & Prevention*; DOI: 10.1016/j.aap.2015.04.004, Volume 80, pages 97-105, 2015

- Sahoo D, Deck C, Yoganandan N., Willinger R, "Influence of head mass on temporoparietal skull impact using finite element modelling", *Medical & Biological Engineering & Computing*; DOI: 10.1007/s11517-015-1295-6, 2015
- Sahoo D., Deck C., Yoganandan N., Willinger R, "Development of skull fracture criterion based on real world head trauma simulations using finite element head model", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 57, pp 24-41, Avril 2016
- Shuck L.Z., Advani S.H., "Rheological response of human brain tissue in shearing", *ASME J. Biomech. Eng.* 905–911, 1972.
- Trosseille, X., Tarrière, C., Lavaste, F., Guillon, F. and Domont, A. (1992). « Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol". Proc. Of the 36th *STAPP Car Crash Conference*, SAE 922527, pp.235-253.

Annexe3 : EuroNcasque motorcycle helmet test-draft1

Annexe 2 : Proposition d'évolution de la norme relative aux casques moto



STRASBOURG UNIVERSITY ICUBE LABORATORY THE ENGINEERING SCIENCE, COMPUTER SCIENCE AND IMAGING LABORATORY BIOMECHANICS TEAM 2, rue Boussingault F-67000 STRASBOURG France



UNISTRA Motorcycle Helmet Test Method

Strasbourg 12/06/2018

Table of contents

1.	For	reword	1
2.	Int	roduction	2
3.	Мс	otorcyclist's head impact conditions	2
4.	Мс	odel Based Head injury Criteria	3
5.	Exp	perimental versus numerical motorcycle helmets test method	6
!	5.1.	Motorcycle helmet test method	6
ļ	5.2.	Helmet rating methodology	8
6.	Со	nclusion and Pass/Fail Criteria	10
7.	Rej	ferences	11

Rémy WILLINGER remy.willinger@unistra.f

1. Foreword

CLEAR OBJECTIVES:

- First objective is to rate the protection level offered by different helmet based on advanced helmet test methods and dedicated to the consumer;
- Second objective is to assist helmet manufacturer in their helmet design;
- Third objective is to contribute to the evolution of standards;
- Objective is not to criticize helmets.

IMPORTANT TO BE MENTIONED:

- Head is very fragile human segment as an impact at 10 km/h or a single fall from your height can lead to serious skull and brain injury;
- In no case a head without helmet can sustain an impact at 16 km/h or higher without injury;
- All Helmets protect: When wearing a helmet a head can sustained impact velocity up to 20 km/h for a bicycle helmet and up to 30 km/h with a motorcycle helmet.

ALL HELMETS FULFIL STANDARD AND PROTECT!

Standard requirement introduce a pass/fail criteria that lead to significant head protection. All helmets considered in this helmet rating fulfil the standard.

LIMITATION OF CURRENT STANDARD

- Standard consider only linear impact (perpendicular to impacted surface);
- Standard propose a pass/fail criteria based on severe head injury;
- Current injury criteria are known to be obsolete;
- Some helmets are better than others, but standard's objective is not to express this information;
- Therefore a number of helmet rating communication already exist.

THE PRESENT HELMET RATING PROPOSES:

- More realistic impact conditions including oblique impacts;
- Advanced brain injury criteria based on biomechanical research results are implemented and consider Concussion or short comma, i.e. injuries known to be reversible.
- The present helmet rating considers exclusively the impact protection aspects

2. Introduction

The evaluation of any head protection systems needs a proper knowledge of the head impact conditions (impact speed and angle) as well as a realistic estimation of brain tolerance limits also called brain injury criteria. In current helmet test procedure both of this aspects should be improved. This observation conducted Strasbourg University (UNISTRA) to develop new helmet test methods with the support of Fondation MAIF in framework of EuroNcasque project. This document considers first the head impact conditions via real-world accident, then presents how brain injury risk is computed with numerical head model. Then, the experimental versus numerical test method designed at Strasbourg University is exposed as well as the helmet rating methodology based on its protection capability.

3. Motorcyclist's head impact conditions

The literature reports a number of real world motorcyclist accident simulation and demonstrates that the head impact condition do not correspond to a simple impact perpendicular to the impacted structure (*Bourdet et al. 2012, 2016*). Typically the impact is shown to be oblique which means that the head is not only subjected to a translational acceleration but also to a rotational acceleration, as illustrated in Figure 1. In addition to this observation, it must be recalled that the human brain, is known to be extremely sensitive to rotational acceleration as early as 1943 (*Holbourn, 1943*). Despite this well accepted results none of the today head protection standard do consider oblique impact configurations. As a consequence, today helmets are designed to protect against perpendicular impacts and only rarely to protect against a rotational loading. In order to progress in this field helmet drop tests against inclined anvils are introduced in the present helmet test method.





4. Model Based Head injury Criteria

As the evaluation of a head protection systems needs also a proper estimation of brain tolerance limits also called brain injury criteria, the present section deals with the model based brain injury criteria established at Strasbourg University. Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEHM) is a numerical model of the human head with realistic brain and skull material laws (*Deck et al., 2008, Sahoo et al. 2013, 2015 and 2016*) and which permits the computation of the mechanical brain response to an impact.

For this head model, the geometry of the inner and outer surfaces of the skull was digitized from a human adult male skull to ensure anatomical accuracy. The main anatomical features includes the brain, brainstem, skin and cerebrospinal fluid (CSF), represented by brick elements, and the skull, face and two membranes (the falx and the tentorium) modelled with shell elements. The SUFEHM presents a continuous mesh that is made up of 13,208 elements, including 1797 shell elements to the compose skull and 5320 brick elements for the brain. The total mass of the head model is 4.7 kg. Isotropic, homogeneous and elastic mechanical constitutive material models were applied to each of the SUFEHM parts except for the brain and skull.

A linear isotropic viscoelastic law is affected to the brain according to (Eq. (1))

 $G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t}$ (1) Where G_0 , G_{∞} and β represent the short-time modulus, the long-time modulus and the decay constant, respectively.

Mechanical parameters were identified from the experimental data on human brain tissue proposed by *Shuck and Advani (1972)* as well as in vivo based values from Magnetic Resonance Elastography (MRE) published by *Kruse et al. (2007)*, with following values: $G_0 = 49 * 10^3$ Pa, $G_{\infty} = 1.62 * 10^4$ Pa, $\beta = 145$ s⁻¹.

Validation of this head model was proposed by *Deck and Willinger (2008, 2009)* against local brain motion data from *Hardy et al. (2001, 2007)*, and intracranial pressure data from *Nahum et al. (1977)* and *Trosseille et al. (1992)*.

The skull model considers a composite material model which incorporates fracture (*Sahoo et al. 2013*). The skull was modelled as a three-layered composite shell representing the inner table, diploe and outer table of the human cranial bone with a thickness of 3mm for the diploe layer and 2mm each for the two cortical layers. To demonstrate the robustness of the skull model, various parametric studies were conducted and reported in *Sahoo et al. (2015*).

The skull and brain mechanical parameters implemented under LS-DYNA are represented in Tableau 1. A detailed presentation of different parts of the SUFEHM is shown in Figure 2.

SKULL MECHANICAL PARAMETERS			
Param	Parameters		Diploe Bone
Mass density (Kg/m³)		1900	1500
Young's Modulus (MPa)		15000	4665
Poisson's ratio		0.21	0.05
Longitudinal and transverse	gitudinal and transverse compressive strength (MPa)		24.8
Longitudinal and transvers	se Tensile strength (MPa)	90	34.8
BRAIN MECHANICAL PARAMETERS			
Mass density (Kg/m ³)	1040		
Viscoelasticity	$G_0 = 49 * 10^3 Pa$ $G_\infty = 1.62 * 10^4 Pa$	β = 145 s ⁻¹	

Tableau 1.Skull and brain mechanical parameters of the SUFEHM implemented under LS-
DYNA (Sahoo et al., 2013, Deck et al., 2008).



Figure 2. Illustration of the different parts of Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEHM), with 5320 brick elements of brain.

The proposed mechanical model of the head fulfilled typical requirements of state-of-theart head models as long as stability and validations are concerned.

This model was used in order to derive tolerance limits to specific injury mechanisms. The main objective was to develop robust and accurate model based injury criteria to predict skull fracture and moderate diffuse axonal injuries (moderate DAI also called concussion). To do so, well-documented real-world head trauma cases collected from different existing accident databases and involving pedestrian, cyclists, motorsport, American football player and motorcycle accidents were simulated in order to compute the skull and brain mechanical response for the different head trauma. The correlation of these mechanical responses with the occurrence of a given injury permitted it to derive injury criteria for specific injury mechanisms.

A total of 85 well-documented head trauma cases were reconstructed numerically with the head model to develop a skull fracture injury risk curve. The proposed tolerance limit for 50% risk of skull fracture was associated with 453 mJ of skull internal energy calculated with the head model (*Sahoo et al. 2016*).

Further 109 real-world head trauma cases were simulated to develop a robust brain injury criterion in terms of intracerebral Von Mises stress to predict moderate DAI or short coma accurately. The head trauma modelling was performed in accordance with the victim's kinematic analysis. Based on an in-depth statistical analysis of different intra-cerebral parameters, it was shown that Von Mises shearing was the most appropriate metric to predict moderate DAI. The proposed brain injury tolerance limit for a 50% risk of moderate DAI, which corresponds to a loss of consciousness (AIS2+) known to be reversible brain injury, has been established at 36 kPa.

Injury risk curves to predict probability of skull fracture by addressing skull strain energy and moderate brain injury by addressing brain Von Mises stress are illustrated in Figure 3.



Figure 3. Injury risk curves to predict probability of skull fracture by addressing skull strain energy and moderate reversible brain injury by addressing brain Von Mises stress.

5. Experimental versus numerical motorcycle helmets test method

5.1. Motorcycle helmet test method

Hybrid III 50% head

Number of repetitions: 3 tests

The test method developed at Strasbourg University involves a total of 18 experimental helmet impact tests per helmet type, followed by the numerical computation of the brain response and the assessment of the brain injury risk for each impact. The innovative aspects of this test method are the consideration of more realistic head impact conditions as well as the assessment of the protection level via biomechanical based brain injury criteria.

Horizontal Impacts Oblique Impacts Drop velocity = 7.5 m/s Drop velocity = 8,0 m/s Drop velocity Drop velocity XRot FRONTAL 45° Drop velocity OCCIPITAL YRot Drop velocity 45° Front Drop velocity velocit ZRot 459 LATERAL

Figure 4. Illustration of the three impact configurations against a horizontal anvil and the three oblique impacts against an inclined anvil.

It has been demonstrated via the simulation of victims' kinematic under real world accidents that the head impact velocity presents typically a normal and a tangential component (*Bourdet et al. 2012, 2016*). In other terms, impacts are oblique and not just linear as suggested in current helmet test methods. Therefore the proposed experimental helmeted headform impact tests consists of linear and oblique impacts as shown in figure 4. More precisely it is proposed to conduct linear impacts against a flat horizontal anvil at

6 | Page

a 7.5m/s impact velocity against FRONTAL, OCCIPITAL and LATERAL impact points. The oblique impacts are conducted at an initial velocity of 8.0 m/s against a 45° angles anvil to the Front in order to induce rotation around the Y axis (YRot) and two lateral impacts, one leading to X rotation (XRot) and one leading to Z rotation (ZRot).

For all experimental impact tests an advanced headform is used in order to record the linear and the rotational headform acceleration versus time at the time of impact. Therefore the current ISO headform has been replaced by the Hybrid III 50th dummy head instrumented with PCB tri-axial linear accelerometer sensors and ATA angular velocity sensors, as illustrated in figure 5. The impacts are conducted under free fall conditions as the neck is supposed to have a limited effect on the helmet response at the time of impact.



Figure 5. Representation of linear and rotational sensors used in the Hybrid III headform.

The experimental device used to carry out the impact tests is an AD ENGINEERING drop well and consists of an aluminium column and a concrete base. It allows to guide a free fall instrumented helmeted headform on an anvil with speeds up to 9 m/s. The helmeted head is positioned on the trolley as shown in figure 6.



Figure 6. Head guide carriage specially designed for oblique impact tests.

In order to control the repeatability of the experiments, each impact configuration is reproduced three times according to the test matrix reported in tableau 2.

Helmet ID	First Impact	Second Impact	Third Impact
H1	FRONTAL	OCCIPITAL	LATERAL
H2	LATERAL	FRONTAL	OCCIPITAL
H3	OCCIPITAL	LATERAL	FRONTAL
H4	YRot	XRot	ZRot
H5	ZRot	YRot	XRot
H6	XRot	ZRot	YRot

Tableau 2.Test matrix for the three linear and three oblique impact tests involving six
different helmets.

The above experimental helmet drop tests lead to results in terms of 6 headform acceleration curves (3 translations and 3 rotations) for each impact. The coupled experimental versus numerical test method then considers this head loading as the initial condition of the head impact simulation with the numerical head model in order to compute the intracerebral shearing stress and to assess the injury risk according to the injury risk curves shown in figure 7.





5.2. Helmet rating methodology

For the development of a comparative helmet evaluation, a mean brain injury risk is calculated for each helmet type by averaging the intracerebral shearing value computed for all impact configurations, as expressed in equation 2. This quantitative metric expresses the protection level of a given helmet and permits a helmet ranking from 0 to 5 based on this mean risk, according to figure 8. The score of 5 is obtained for a mean brain

injury risk under 19% and the score of 0 corresponds to helmet leading to a mean brain injury risk over 70%.

$$MMVMS = \frac{(MVMS_{FRONTAL} + MVMS_{OCCIPITAL} + MVMS_{LATERAL} + MVMS_{YRot} + MVMS_{XRot} + MVMS_{ZRot})}{6}$$
(2)

With *MMVMS* (*Mean Max. Von Mises Stress*), *MVMS*^{*i*} is the Max. Von Mises Stress the configuration *i* (*FRONTAL*, *OCCIPITAL*, *LATERAL*, *YRot*, *XRot*, *ZRot*).



Figure 8. Helmet rating based on brain injury risk on a scale of 0 to 5 based on mean max. Von Mises stress.

6. Conclusion and Pass/Fail Criteria

This document presents an advanced helmet test method which considers oblique impact in addition to linear drop tests as well as brain tolerance limits based on recent biomechanical research. A coupled experimental versus numerical approach that uses the 6D headform acceleration for the numerical simulation of the brain response in order to assess the brain injury risk is applied.

For each helmet, results are reported in terms of mean brain shearing calculated for all impacts with the corresponding injury risk as well as separately for each impact situation. According to these brain shearing level a rating system is established by associating a specific number of stars to a given rang of brain shearing.

In terms of communication to the consumer, it is essential to recall all helmets pass the current standard and protect the head in an acceptable way.

Finally the purpose of this study is to inform the consumer about the comparative quality of the products (beyond the standard) to support manufacturers in their efforts to improve the protection of the head under linear and oblique impact and ultimately to contribute to the evolution of current standards by introducing more realistic impact conditions and biomechanical based injury criteria.

When it comes to Pass/Fail Criteria as needed in any helmet homologation approach, it is proposed to establish this criteria at 70% risk of concussion (or a maximum VM shearing stress of 46.5 KPa), as a first step. Ideally this criteria should be lowered to 50% risk (or 36 KPa) in the future.

7. References

- Bourdet N., Deck C., Tinard V., Willinger R., « Behaviour of helmets during head impact in real accident cases of motorcyclists », *International Journal of Crashworthiness*, Volume 17, Issue 1, pages 51-61, 2012.
- Bourdet N., Mojumder S., Piantini S., Deck C., Pierini M., Willinger R., "Proposal of a new motorcycle helmet test method for tangential impact", *IRCOBI conference*, 14-16 September, 2016, Malaga Spain
- Deck, C., Willinger, R., « Head injury prediction tool for predictive systems optimization » *7th European LS-DYNA Conference*, 2008.
- Deck C., Willinger R., « The current state of the human head finite element modelling » *International Journal of Vehicle Safety*, Volume 4, Issue 2, pages 85-112, 2009.
- Hardy, W., Foster, C., Mason, M., Yang, K., King, A. and Tashman, S. (2001). "Investigation of head injury machanisms using neutral density technology and high speed biplanar x-ray". *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 45, pp.337-368.
- Hardy, W.N., Mason, M.J., Foster, C.D., Shah, C.S., Kopacz, J.M., Yang, K.H., King, A.I., Bishop, J., Bey, M., Anderst, W., Tashman, S., "A study of the response of the human cadaver head to impact". *Stapp Car Crash Journal* 51, 17–80, 2007.
- Holbourn A.H.S, "Mechanics of head injuries", The Lancet, vol. 2, pp. 438-441, 1943.
- Kruse S.A., Rose G.H., Glaser K.J., Manduca A., Felmlee J.P., Jack Jr. C.R., Ehman R., "Magnetic resonance elastography of the brain", *NeuroImage* 39, 231–237, 2007.
- Nahum, A., Smith, R. and Ward, C. (1977). "Intracranial pressure dynamics during head impact". *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 21, pp.336-339.
- Sahoo D, Deck C, Yoganandan N., Willinger R, "Anisotropic composite human skull model and skull fracture validation against temporo-parietal skull fracture", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol 28, pp 340-353, December 2013.
- Sahoo D., Deck C., Yoganandan N., Willinger R., "Influence of stiffness and shape of contact surface on skull fractures and biomechanical metrics of the human head of different population under lateral impacts", *Accident Analysis & Prevention*; DOI: 10.1016/j.aap.2015.04.004, Volume 80, pages 97-105, 2015
- Sahoo D, Deck C, Yoganandan N., Willinger R, "Influence of head mass on temporoparietal skull impact using finite element modelling", *Medical & Biological Engineering & Computing*; DOI: 10.1007/s11517-015-1295-6, 2015

- Sahoo D., Deck C., Yoganandan N., Willinger R, "Development of skull fracture criterion based on real world head trauma simulations using finite element head model", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 57, pp 24-41, Avril 2016
- Shuck L.Z., Advani S.H., "Rheological response of human brain tissue in shearing", *ASME J. Biomech. Eng.* 905–911, 1972.
- Trosseille, X., Tarrière, C., Lavaste, F., Guillon, F. and Domont, A. (1992). « Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol". Proc. Of the 36th *STAPP Car Crash Conference*, SAE 922527, pp.235-253.