



PROTECY
Protection de la Tête du Cycliste par
Bandeau
Rapport Final

Revision	Deliverable date	Pages	Written by	Coordinator
RW	30/01/2015	26	Nicolas Bourdet Rémy Willinger	UNISTRA



Sommaire

1. Introduction.....	3
1.1. Contexte	3
1.2. Limites des casques	3
1.3. Motivations du bandeau	3
1.4. Localisation des impacts sur a tête	4
1.5. Rappel des normes actuelles	5
2. Materiel et méthodes.....	6
2.1. Approche expérimentales.....	6
2.2. Approche numérique	7
2.3. Methodologie.....	8
3. Sensibilité de la tête non protégée.....	10
3.1. Résultats expérimentaux.....	10
3.2. Résultats de la simulation numérique	11
4. Recherche de matériaux pour le bandeau	13
4.1. Introduction.....	13
4.2. Protections existantes	13
4.3. Mousses en polyethylene.....	14
4.4. Mousses en polyurethane	16
4.4.1. FMousses de Foam Partner ©	16
4.4.2. Diverses mousses de polyurethane	17
5. Conclusion.....	23
6. Elaboration d'un bandeau de protection.....	24
7. References	26



1. Introduction et contexte de l'étude

Ce rapport rappelle les motivations du bandeau de protection et expose la méthodologie et les hypothèses de travail. L'essentiel du travail réalisé est consacré à l'évaluation expérimentale en situation d'impact d'un grand nombre de matériaux de protection possibles en fonction de la vitesse d'impact et de la température. Cette synthèse détaille également les méthodes mises en œuvre et les résultats expérimentaux obtenus. Enfin un chapitre est consacré à une proposition concrète de bandeau de protection et à quelques solutions de design, avant une brève synthèse des aspects financiers de ce projet.

1.1. Contexte

Environ 50% des cyclistes accidentés souffrent de traumatisme crânien (Linn *et al* 1998 [1]). Par ailleurs Otte *et al.*[2] montre que 70% des décès sont liés au traumatisme crânien. Par ailleurs 25% des cyclistes tués le sont en situation de chute seule. Notons enfin qu'un trauma crânien non mortel conduit souvent à des conséquences post traumatiques dramatiques. Les résultats du COST TU 1101 montrent qu'en Europe environ 80% des cyclistes ne portent pas de casque. Par ailleurs, il y est montré que le casque réduit de 80% le risque de traumatisme crânien en cas de chute.

1.2. Limites des casques actuels

Les principales limites des casques sont ...qu'il n'est que rarement porté. Dans la mesure où il n'est pas obligatoire, les aspects de confort thermique et d'esthétique conduisent beaucoup de cyclistes à ne porter aucune protection de la tête. Les zones temporales, les plus exposées en cas d'accident ne sont souvent pas bien couvertes par certains casques, et ne sont pas pris en considération lors du test normatif.

1.3. Motivation du bandeau de protection

- Une acceptabilité due au confort et à l'esthétique augmentée ce qui influera fortement le taux de port d'une protection de la tête parmi les cyclistes en milieu urbain. De ce fait il sera peut être plus facile de légiférer dans ce domaine dans le futur.
 - Une version « enveloppe jetable » peut être envisagée à destination des cyclistes utilisant les vélos en libre service.
 - Plus de serrage au niveau d'une mentonnière,
 - Confort thermique maximum, en été et en hivers (couvrir les oreilles sur version hivers)
 - Zones protégées plus pertinentes que les casques actuels (air temporal et pariétal)
 - Plus de déplacement de casque lors d'un impact sur le bord du casque,
 - Une protection significative pour une épaisseur très limitée, mêmes si cette protection est moindre que celle du casque
 - Une protection au choc à composante tangentielle
-

- Protection céphalique multifonctions à destination des réfractaires au casque (vélo, roller, patin à glace, ski, ...)
- Des avantages économiques évidents, vu le faible coût d'un tel dispositif.
- Une ouverture vers les pays en développement peut être mise en place.

1.4. Localisation de l'impact crânien

Une étude récente de Bourdet et al. [3], s'est intéressée à la reconstruction de 24 accidents de cyclistes réels en se focalisant sur la cinématique du cycliste comme illustré en figure 1-1. Les résultats montrent que la tête impacte souvent au niveau temporo-pariétal avec des vitesses de l'ordre de 6.8 ± 2.7 m/s, et des vitesses de 5.5 ± 3.0 m/s et 3.4 ± 2.1 m/s respectivement pour la composante normale et tangentielle.

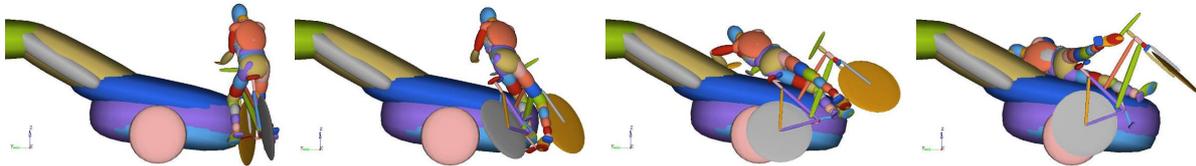


Figure 1-1 Illustration du calcul de la cinématique du cycliste en cas d'accident

Une deuxième étude focalisant sur des chutes seules a été publiée par Bourdet et al [4].

Les résultats montrent que les impacts crâniens sont très fréquemment localisés en-dessous de la ligne de test préconisée par la norme tel que illustré en figure 1-2. Typiquement la vitesse d'impact est caractérisée par une composante normale de l'ordre de 5.5 m/s mais présente une composante tangentielle non négligeable.

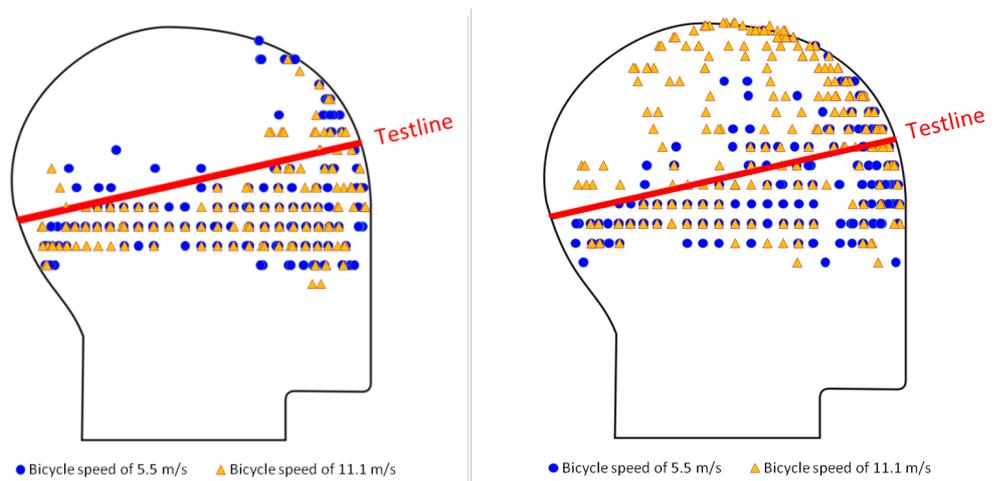


Figure 1-2. Représentation des impacts crâniens en cas de glissement (a) ou après choc contre un trottoir (b) à deux niveaux de vitesses de circulation. La ligne rouge illustre la ligne au-dessus laquelle la norme EN 1078 prévoit de tester les casques.

L'étude réalisée par le MUH (Université Médicale Hanovre), basée sur des accidents réels de vélo recensés dans la base de données du GIDAS (2013), a montré la répartition des points d'impacts sur le casque tel qu'illustré en figure 1-3. De cette

distribution, une proposition d'extension de la zone à protéger a été faite à destination des comités normatifs.

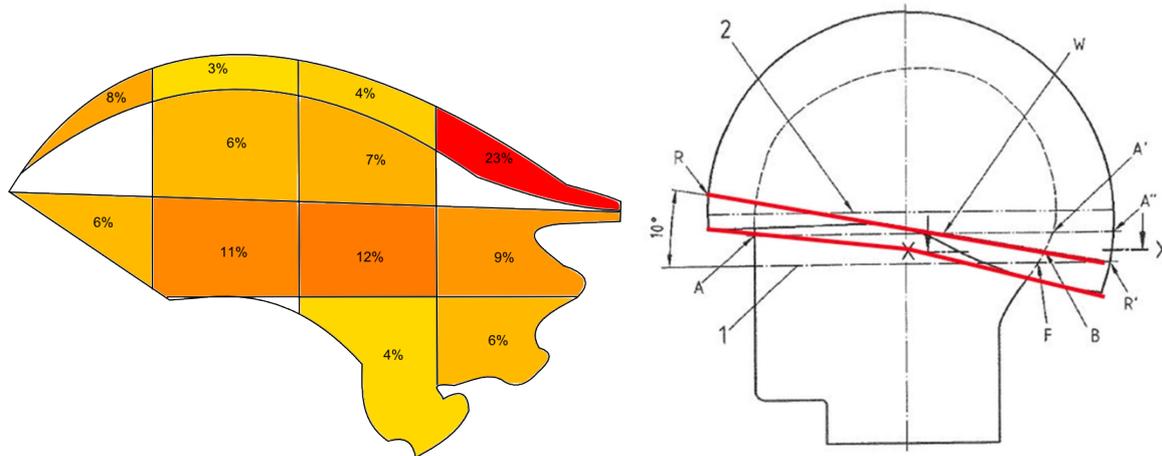


Figure 1-3. Répartition du point d'impact sur le casque de vélo et la proposition d'extension de la zone de protection

1.5. Norme relative au casque de cycliste

Pour la capacité d'absorption des chocs, le test standard EN 1078 impose d'évaluer les capacités d'absorption du choc des casques dans la zone verte illustré en figure 1-4. Deux types d'enclumes sont utilisés (plate et cornière). Pour l'enclume plate, la vitesse d'impact doit être de 5.42m/s (16.5 km/h), et pour l'enclume cornière, la vitesse d'impact doit être de 4.42m/s. La fausse tête utilisée est une tête rigide faite en alliage d'aluminium instrumentée avec un capteur d'accélération linéaires.

Les casques sont testés à deux températures extrêmes (-20°C et +50°C), et dans un environnement humide à +20°C. Il n'existe pas de test à température et humidité ambiante.

Le critère d'approbation est l'accélération linéaire maximale qui ne doit pas dépasser 250 G.



Figure 1-4. Représentation de la zone d'impact pour évaluer la fausse tête et les enclumes

2. Matériel et méthode

2.1. Approche expérimentale

Dans cette section, le dispositif expérimental utilisé pour les essais est décrit. Le dispositif expérimental est un appareil d'essai de chutes de quatre mètres de haut. Il se compose d'un chariot de support de la fausse tête guidé par deux rails de guidage et un chariot de déclenchement. (figure 2-1). Le chariot de support de la fausse tête présente une ouverture de 150mm de diamètre afin de laisser passer l'enclume plate lors de la chute du montage et ainsi permettre le choc enclume sur fausse tête casquée. Un déclencheur positionné à la hauteur souhaité permet la libération de la plaque de support, comme le montre la figure 2-1.

Dans cette approche expérimentale la fausse tête utilisée pour les normes de casques évoquée plus haut a été remplacée par la fausse tête adulte ISO « piéton » utilisée dans le domaine automobile, comme illustré est utilisé en figure 2-2. Cette fausse tête a une géométrie hémisphérique ce qui rend les test plus reproductifs et plus réaliste au plan mécanique, dans la mesure où il est plus facile d'éviter tout transfert d'énergie à la mise en rotation de la tête au moment du choc. De plus cette fausse tête présente une enveloppe en élastomère qui reproduit le comportement du scalp, ce qui rend l'interaction tête-protection plus réaliste. La fausse tête du piéton ISO est constituée d'une sphère en aluminium et d'un revêtement en caoutchouc. L'ensemble a été validé par le fabricant via des des tests sur des volontaires ou des sujets anatomiques afin d'assurer comportement bio fidèle de ce substitut expérimental de la tête humaine. La fausse tête est instrumentée d'un capteur capable de mesurer l'accélération linéaire de la tête lors de l'impact dans les trois directions de l'accéléromètre.

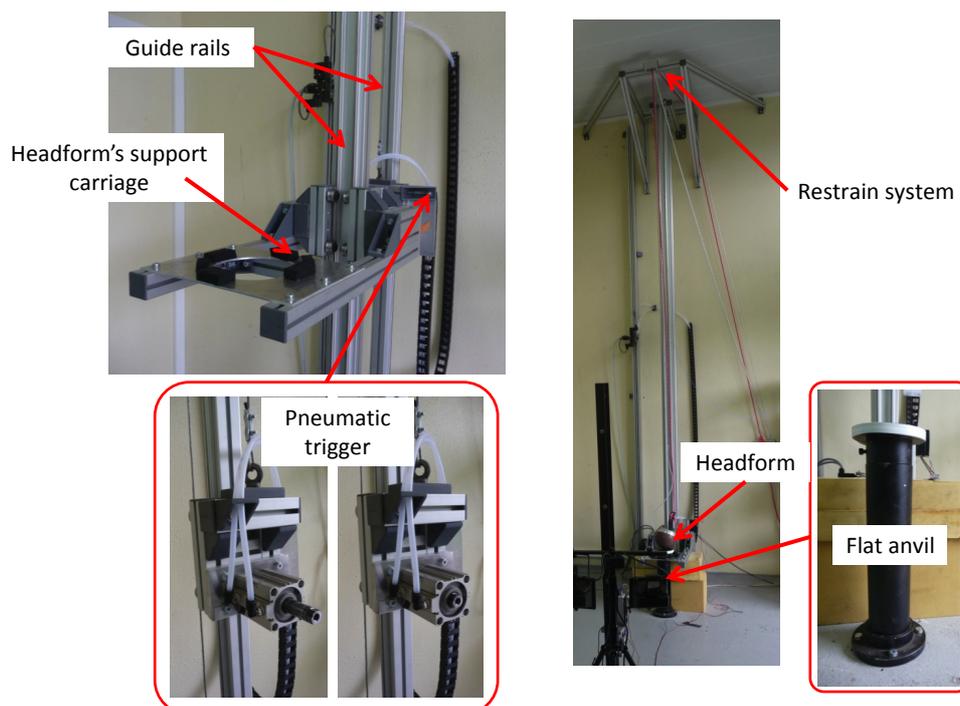


Figure 2-1 Description of the experimental device.

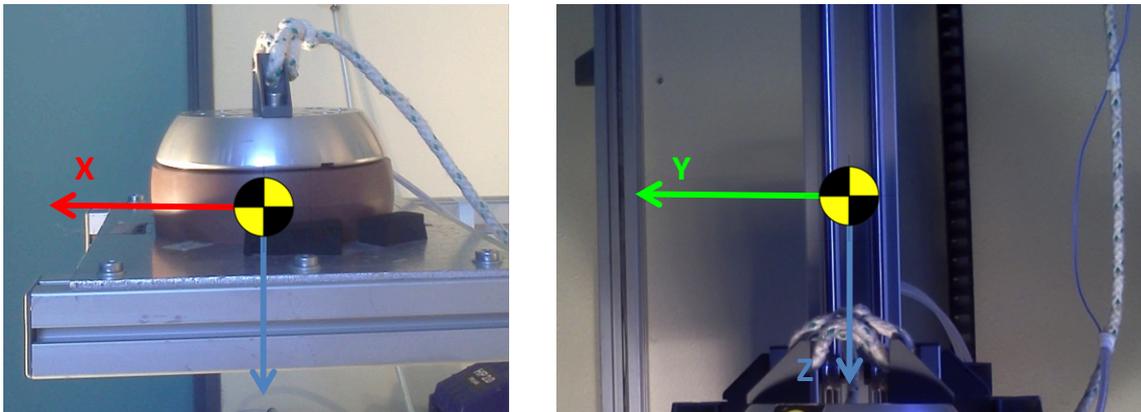


Figure 2-2 Description of the positioning of the head on the carriage.

2.2. Approche numérique

L'approche numérique est basée sur la modélisation mécanique du comportement de la tête par la méthode des éléments finis. Avec le soutien, entre autre de la Fondation MAIF, notre équipe a développé un modèle numérique de la tête qui compte parmi les plus performants au monde. Le Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEHM) a été développé à partir de 1997. La Figure 2-3 montre une coupe transversal du modèle et illustre les principales caractéristiques anatomiques qui sont représentés, à savoir : le scalp, le crâne, la faux, la tente du cervelet, l'espace sous-arachnoïdien, le cerveau, le cervelet et le tronc cérébral. La géométrie des surfaces internes et externe du crâne a été numérisée à partir d'un crâne humain adulte de sexe masculin. Les données figurant dans l'atlas anatomique de Fernet et al (1985) [5] a été utilisé pour structurer les derniers détails du modèle de la tête. Au total, le modèle comprend 13 208 éléments et a une masse de 4,7 kg.

Ce model a ensuite été utilisé pour simuler une centaine de trauma-crâniens réels tel que rapporté dans Deck et al (2009) [11]. Pour le modèle de la tête développé (SUFEHM), les courbes de risque de blessures ont été calculées et les limites de tolérance à des mécanismes de blessures spécifiques ont été définies de la manière suivante :

- Une contrainte de cisaillement de Von Mises de 28 kPa pour 50% de risqué de lesion neurologiques modérées (DAI2+)
- Une contrainte de cisaillement de Von Mises de 53 kPa pour 50% de risqué de lesion neurologiques sévères (DAI3+)
- Une énergie globale de deformation de l'espace subarachnoïdien de 4.95 J pour 50% de risqué d'hématome sous dural (SDH)

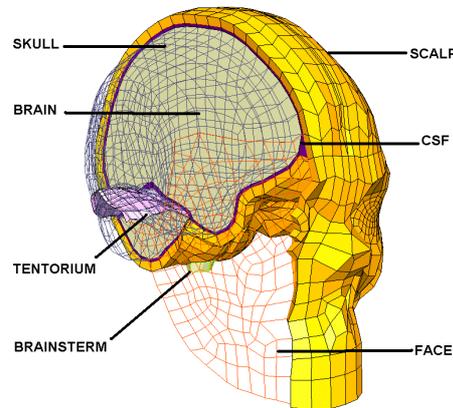


Figure 2-3 Illustration of the Strasbourg University Finite Element Head Model.

2.3. Methodologie

Pour chaque choc expérimental, la réponse accélérométrique de la fausse tête est considérée comme condition de chargement (input) du modèle éléments finis de la tête. Ce dernier permet alors le calcul de la réponse numérique de la tête humaine en termes de cisaillement de la matière cérébrale et en termes de déformations de l'espace subarachnoïdien, des paramètres directement liés au risque de lésions de la tête. La Figure 2-4 résume la méthodologie mise en place pour évaluer le risque de blessure à la tête pour un impact donné. Pour chaque choc ou vitesse d'impact expérimental, quatre simulations peuvent être effectuées pour évaluer le risque de blessures en différents lieux d'impact, comme illustré en figure 2-7 avec un choc frontal, latéral, occipital ou au niveau du vertex. Ainsi des niveaux de risques très différents peuvent apparaître pour un même type d'impact selon la direction de ce dernier, un aspect non pris en compte dans les normes actuelles.

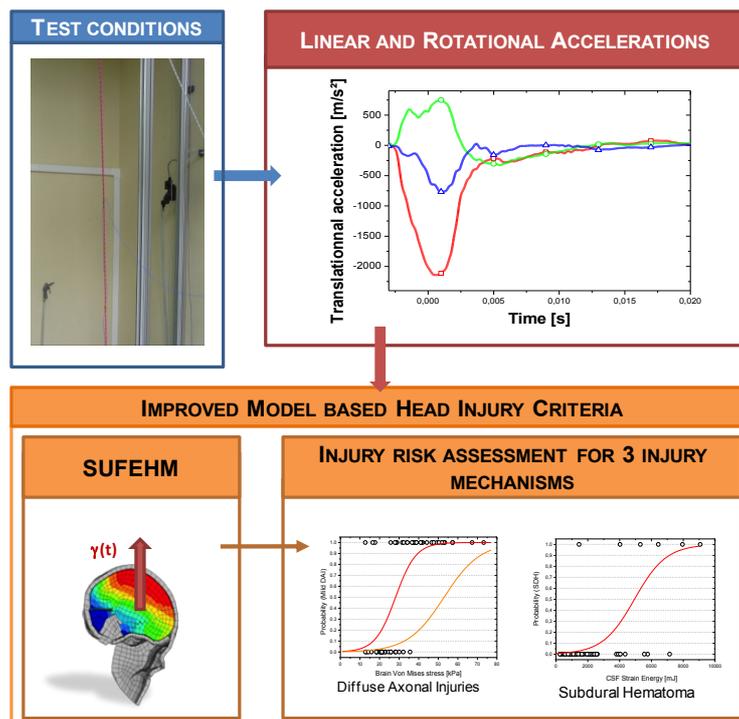


Figure 2-4 Methodology used to assess the head injury risk for each impact condition

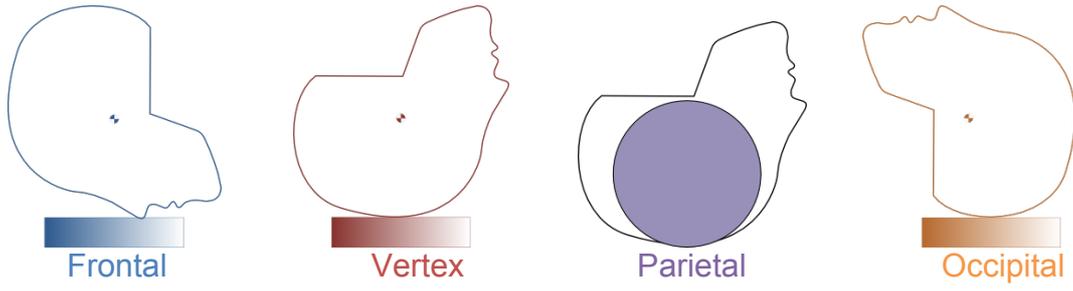


Figure 2-5 Configurations of the simulated head impacts.

3. SENSIBILITE DE LA TÊTE NON PROTÉGÉE

3.1. Approche expérimentale

Les impacts expérimentaux de la tête non protégée ont été réalisés à différentes vitesses de chute afin d'évaluer la fragilité de la tête humaine non protégée. Cinq vitesses ont été considérées à cette fin, à savoir 2,5 m / s, 2,6 m / s, 3,3 m / s, 3,8 m / s et 4,3 m / s). Pour chacune de ces vitesses de chute l'accélération de la fausse tête a été enregistré en fonction du temps.

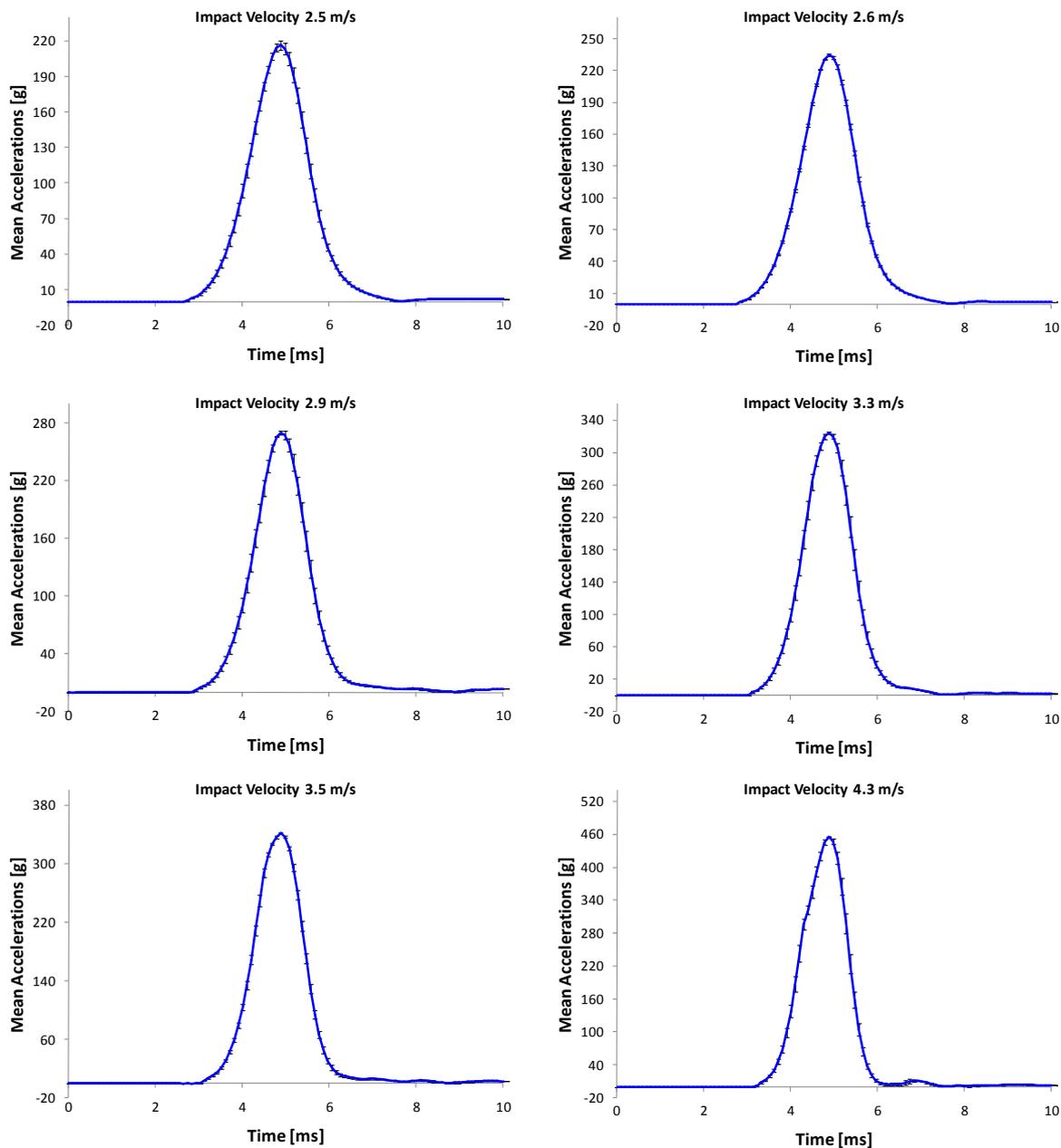


Figure 3-1 Headform linear accelerations for different drop velocities.

Considérant le seuil d'accélération maximum de 250g tel que recommandé dans les normes de casques de vélo, la vitesse d'impact maximale supportable d'une tête non protégée contre une surface rigide est proche de 2,6 m/s, comme le montre la figure 3-2.

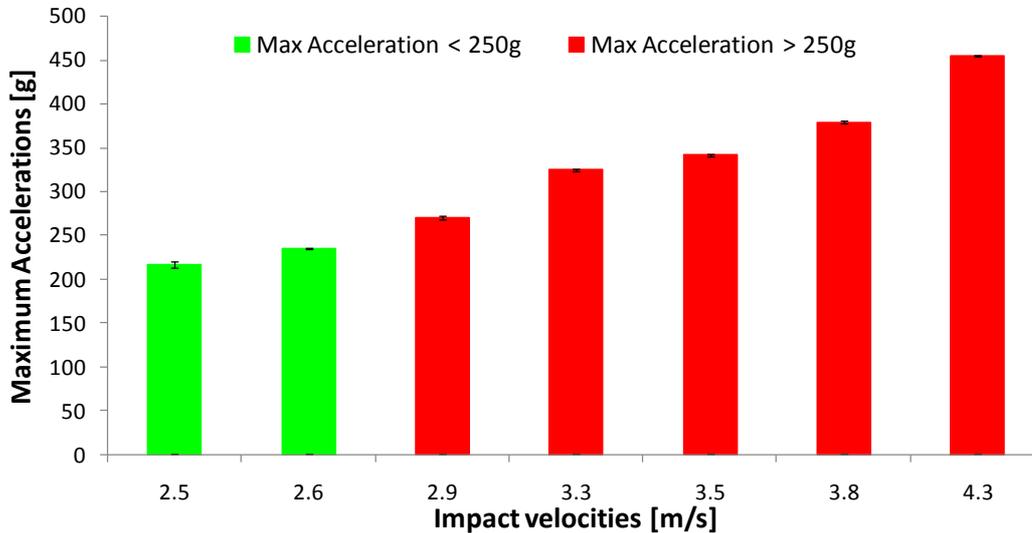


Figure 3-2 Maximum head linear accelerations for head ISO Pedestrian headforms at several impact speeds.

3.2. SIMULATION NUMÉRIQUE AVEC TÊTE NON PROTÉGÉE

Les impacts de la tête non protégée sont ici simulés avec le modèle numérique de la tête afin d'évaluer de façon plus réaliste le risque de blessure. Pour ce faire, la courbe d'accélération linéaire expérimentale de la fausse tête est considérée comme donnée d'entrée pour la simulation du choc avec le modèle SUFEHM. Une illustration du champ de pression et de cisaillement intracérébral calculé est donné en figure 3.3. La figure 3.4 résume le pourcentage de risque de lésion cérébrale et d'hématome sous dural pour 4 directions d'impact (frontal, latéral, occipital et vertex).

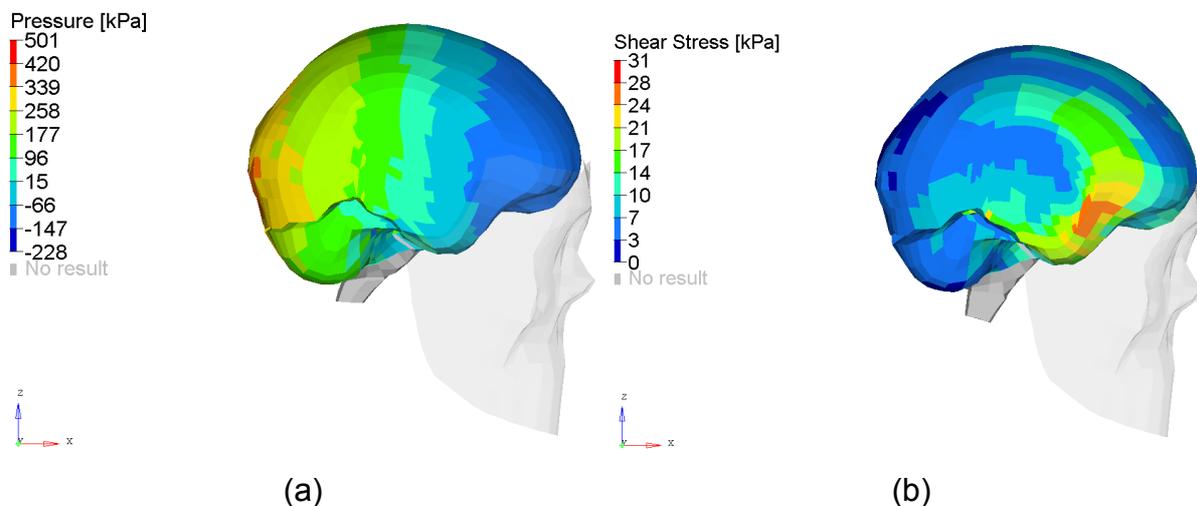


Figure 3-3 Example of intracerebral pressure (a) and shearing stress (b) field occurring in case of an unprotected occipital impact for an impact velocity of 3.5 m/s.

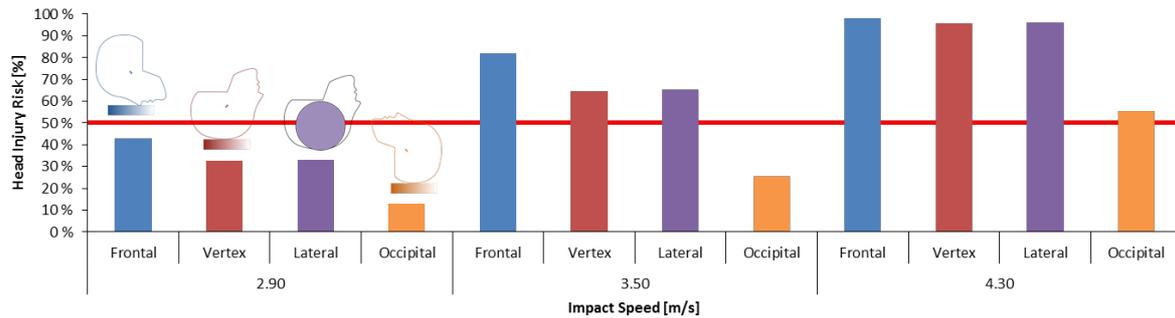


Figure 3-4 Head injury risk of AIS 3+ computed with the SUFEHM and corresponding to non-protected head impact for different drop heights and for the four impact locations

Il peut être observé en figure 3-4 que l'impact latéral engendre un risque de blessure plus élevé que les autres directions d'impact. Le modèle numérique montre que la vitesse critique se situe entre 3.0 et 3.5 m/s.

Cette section montre à quel point la tête humaine non protégée est vulnérable, avec une vitesse d'impact d'environ 3.3 m/s, ou 12km/h ou une hauteur de chute de 55 cm ceci conduit à un risque non négligeable de lésions cérébrales.

4. INVESTIGATION DE MATERIAUX POUR LE BANDEAU

4.1. Introduction

Le but de cette étude est d'identifier un matériau pour lequel une épaisseur de 12 à 14 mm conduit à une accélération linéaire de la fausse tête qui n'exède pas 250G, pour une vitesse d'impact de 5.42 m/s. Bref l'objectif est d'atteindre la specification normative avec une épaisseur de matériau de l'ordre de 14 mm.

Quatre catégories de matériaux sont testées :

- Diverses protections existantes
- Des mousse de polyethylene
- Des mousse de polyurethane

4.2. Protections existantes

Cinq protections existantes utilisées pour la protection du dos et les articulations ont été testées à une vitesse d'impact de 4,5 m/s, comme indiqué dans le tableau 4-1. Deux d'entre eux sont composés de cellules de poudres et les autres sont en mousse de polyéthylène.

Material Reference	Thickness		Description
Armomax	10 mm		Cells filled powder
Zoombang	6 mm		Cells filled powder
Schlösser 2-layer foam	12.5mm		Polyethylene foam
Wikland	15mm		Polyethylene foam
Adams	15.5 mm		Polyethylene foam

Table 4-1. List of various existing protections tested.

Les résultats de l'accélération maximale de la fausse tête sont représentés sur la figure 4-1. A cette vitesse d'impact, tous les échantillons ont donné une accélération supérieure à 250g, et ce même pour une épaisseur de 15,5mm. Ainsi, ces solutions ont rapidement été écartées.

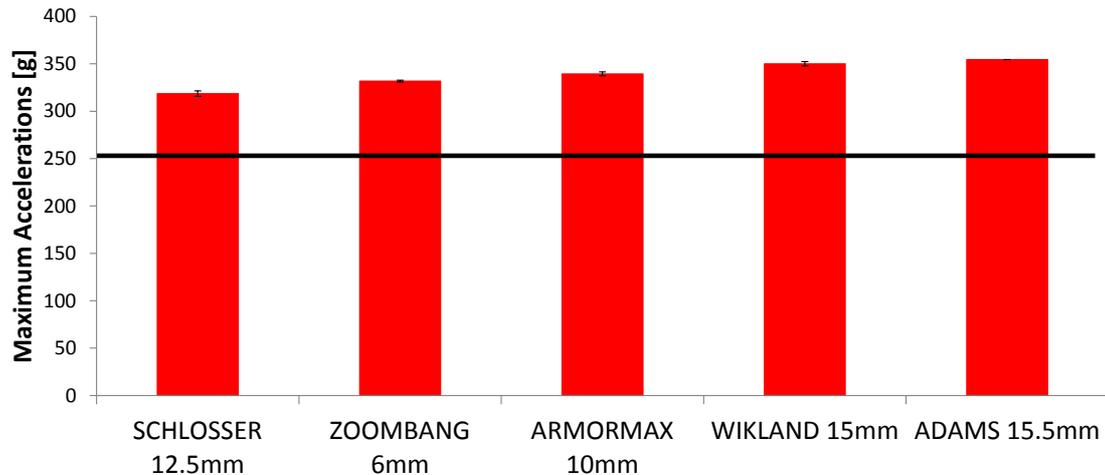


Figure 4-1. Representation of maximum accelerations according to the material samples for an impact velocity of 4.5 m/s.

4.3. Mousse en Polyéthylène

Des échantillon de mousse de polyéthylène ont été testés avec des vitesse de chute de 4,5 m/s et 5,4 m/s.

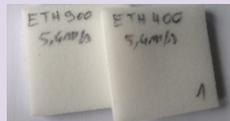
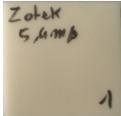
Material Reference	Thickness	Description
ETH400 ETH900	14 mm	 Polyethylene foam
LD32CL LD45	14 mm	 Polyethylene foam
RCA-P4	14 mm	 Polyethylene foam
STRATO-S	14 mm	 Polyethylene foam
XPE45 XPE60 XPE120	14 mm	 Polyethylene foam
ZOTEK	14 mm	 Polyethylene foam

Table 4-2. List of polyethylene samples tested.

La Figure 4-2 représente l'accélération maximale de la fausse tête lors d'un impact sur la mousse de polyéthylène à une vitesse de chute de 4,5 m/s. Nous observons que pour la plupart d'entre eux, l'accélération de la fausse tête atteint 250g. Cependant, pour le ETH900 et le XPE120 l'accélération, maximale est 182g et 230g respectivement.

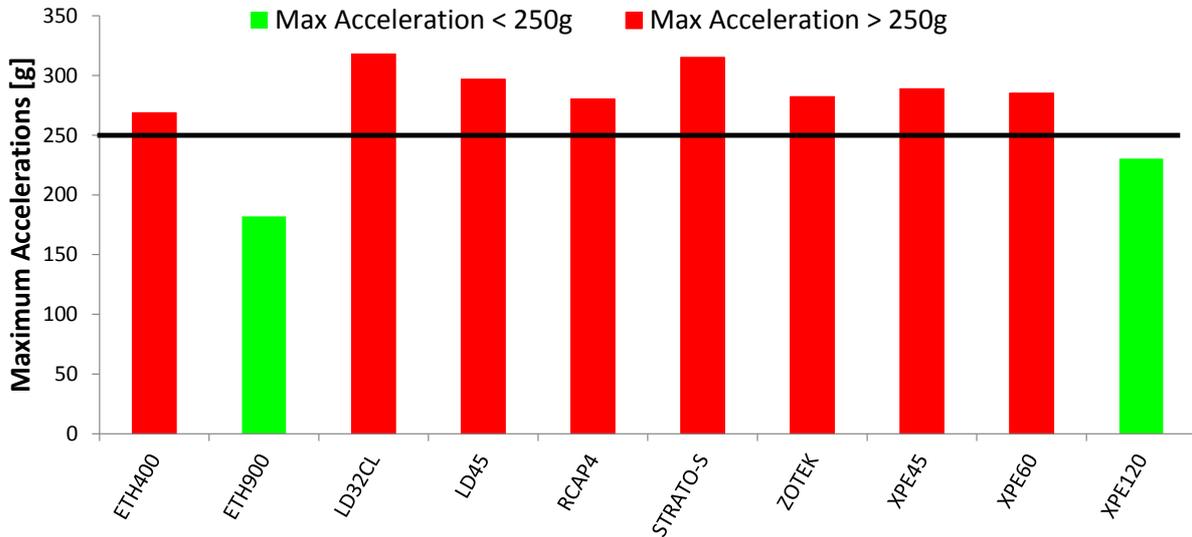


Figure 4-2. Representation of maximum accelerations according to the polyethylene samples for an impact velocity of 4.5 m/s.

Les résultats avec pour une vitesse d'impact de 5,4 m/s sont illustrés sur la figure 4-3 pour ces mêmes échantillons. Pour tous les échantillons de mousse, l'accélération maximale dépasse 250g et peut même atteindre 400g, à l'exception de l'échantillon ETH900 qui a une valeur de 280g.

Pour ces matériaux il n'y a donc aucune chance d'atteindre la spécification de la norme pour une épaisseur de 14 mm.

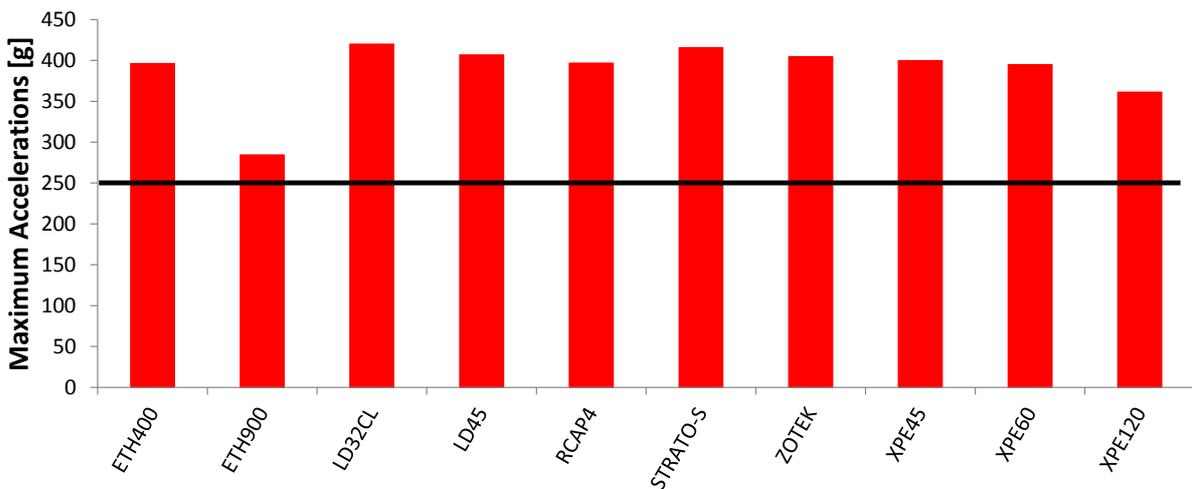


Figure 4-3. Representation of maximum accelerations according to the polyethylene samples for an impact velocity of 5.4 m/s.

4.4. Mousse en Polyurethane

Les mousses de polyurethane représentent les matériaux les plus testés dans cette étude. Deux types d'échantillons ont été sélectionnés. Une première série se compose de mousse produite par la société Foam Partner qui est un mélange de V10 (mousse blanche) et la mousse SAF (mousse noire), comme l'illustre la figure 4-4. Un deuxième ensemble regroupe plusieurs types de mousses de polyuréthane.

4.4.1. Echantillons de Foam Partner ©

Pour des échantillons de 11 à 13 mm d'épaisseur les accélérations de la fausse tête s'avèrent supérieur à 250 G pour une vitesse d'impact de 4.5 m/s déjà. Ce matériau est écarté également.

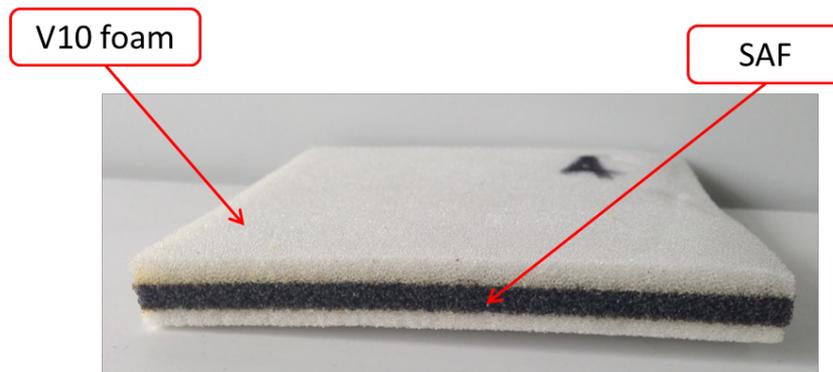
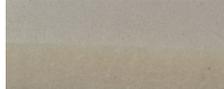


Figure 4-4. Illustration of foams used in ribcap© protection.

Material Reference	Thickness		Description
FMP CMB1	11 mm		3 mm of V10 compressed from 6 to 3 mm + 5 mm of SAF + 3 mm of V10 compressed from 20 to 6 mm
FMP CMB2	13 mm		3 mm of V10 + 5 mm of SAF + 3 mm of V10 compressed from 20 to 6 mm
FMP CMB3	11 mm		3 mm of V10 compressed from 6 to 3 mm + 5 mm of SAF + 3 mm of V10
FMP CMB4	11 mm		11 mm of V10 compressed from 30 to 14 mm

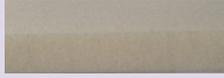
FMP CMB5	12 mm		12 mm of V10 compressed from 40 to 14 mm
C20V10	11 mm		11 mm of V10 compressed from 20 to 11 mm
C30V10	11 mm		11 mm of V10 compressed from 30 to 11 mm
C40V10	11 mm		11 mm of V10 compressed from 40 to 14 mm

Table 4-3. List of polyurethane samples tested.

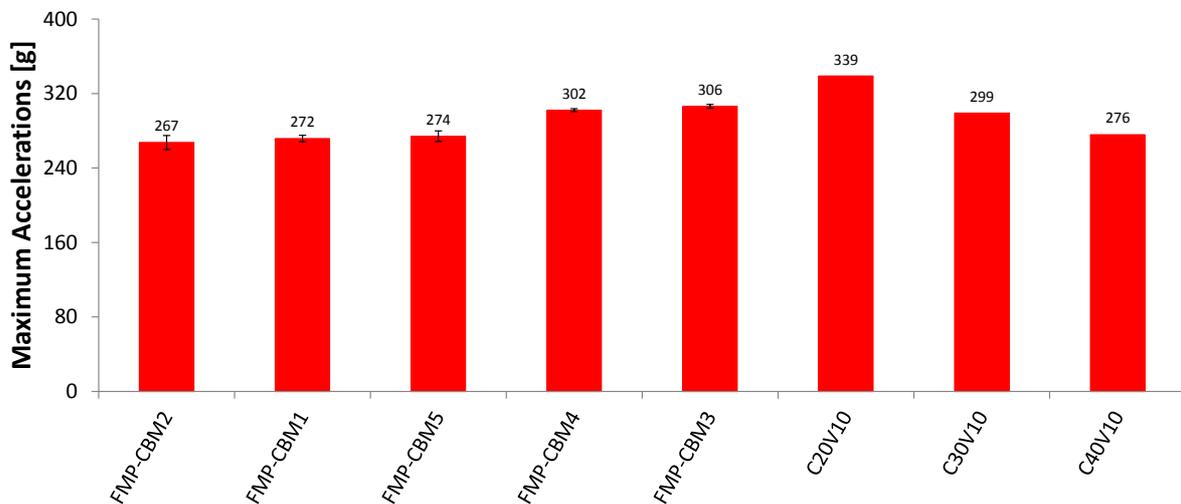


Figure 4-5. Representation of maximum accelerations according to the Foam Partner polyurethane samples for an impact velocity of 4.5 m/s.

4.4.2. Divers mousses de polyurethane

Divers échantillons de mousse de polyurethane, comme indiqué dans le table 4-4, ont été testés à une vitesse de chute de 4,5 m/s afin de chercher de nouveaux matériaux.

Material Reference	Thickness	Description
GETZNER HD30 GETZNER HD100 GETZNER HD300	12 mm	
PORON Performance Shock Absorbing PORON Slow Rebound	9.5 mm 12.7 mm	

SASTEC-222 SASTEC-270 SASTEC-425	14 mm 10 mm 10 mm	
D30	12 mm	

Table 4-4. List of polyurethane samples tested.

La Figure 4-6 représente l'accélération maximale de la fausse tête à une vitesse d'impact de 4,5m/s sur les différentes mousses de polyuréthane. Nous pouvons observer que plusieurs échantillons ont donné une accélération maximale en-dessous de 250g. Ces matériaux ont été choisis pour subir une chute à une vitesse de 5,42 m/s. A cette vitesse d'impact, seul l'échantillon SASTEC 222 a donné une accélération maximale de l'ordre de 250 G, mais avec une épaisseur de 14 mm, comme illustré sur la figure 4-7. Il est possible que ce résultat puisse être atteint également pour le matériau D30 si nous disposions d'un échantillon de 14 mm d'épaisseur.

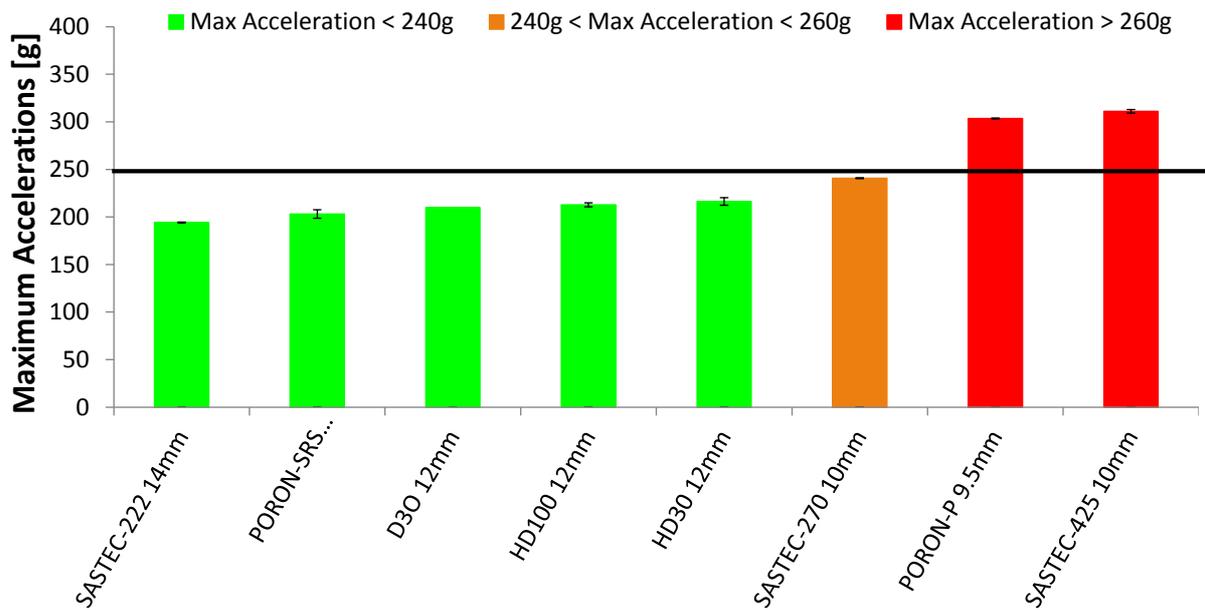


Figure 4-6. Representation of maximum accelerations according to the polyurethane samples for an impact velocity of 4.5 m/s.

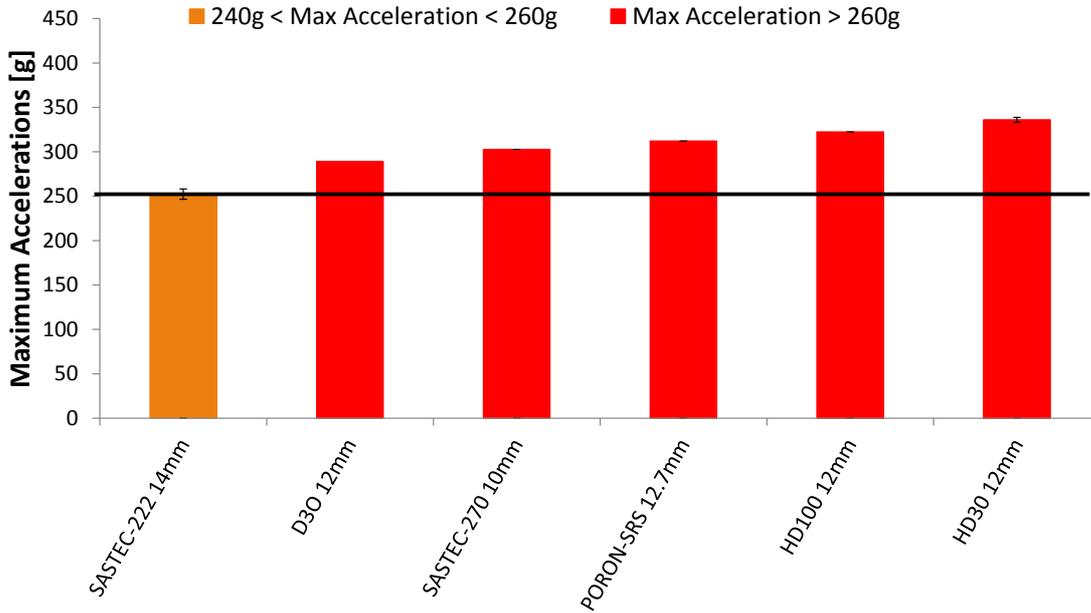


Figure 4-7 Representation of maximum accelerations according to the material samples for an impact velocity of 5.42 m/s.

4.5. Influence de la température

Si les résultats de la section précédente sont très encourageants, Il est à mentionner à ce stade que les normes relatives aux casques de cyclistes imposent des tests d'absorption de choc à -20°C et à $+50^{\circ}\text{C}$. Les tests précédents ont tous été réalisés à une température ambiante de l'ordre de 20°C . La Figure 4-8 représente l'accélération linéaire maximale obtenu lors de chocs à 4.5 m/s pour trois échantillon.

Il apparaît que si certains matériaux peuvent conduire à des accélérations acceptables à 20°C , aucun matériau ne donne satisfaction à haute ou basse température.

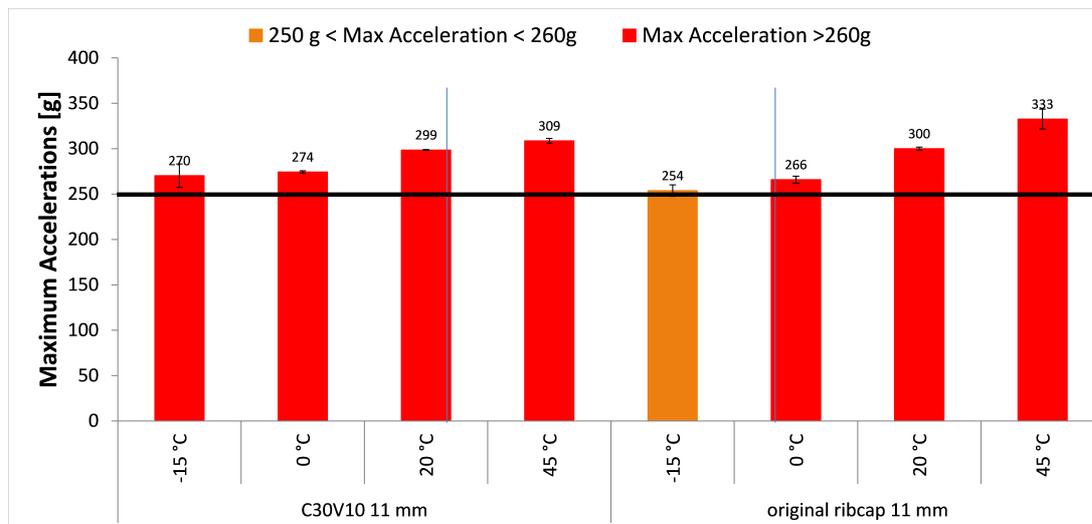


Figure 4-8. Temperature influence for different materials with a drop velocity of 4.5 m/s.

5. Conclusion

Cette étude nous a permis de caractériser les matériaux les plus adéquates pour le bandeau de protection de la tête de 14.5mm d'épaisseur. Plusieurs matériaux semblent être prometteurs car ils peuvent réduire l'accélération maximale de la fausse tête à 225g pour une vitesse de 5.42 m/s à 20°C, ce qui correspond à la norme du casque de vélo. D'après cette étude, il ressort que deux aspects sont essentiels, à savoir, l'effet de la température et l'épaisseur du matériau. Le matériau identifié dans cette étude présente une protection optimale à 20°C, mais ses capacités de protection chutent à haute et basse température. Il en ressort qu'il n'est au total pas possible de définir un matériau qui satisfasse les recommandations de la norme pour des épaisseurs acceptables du bandeau avec des chocs de 5.42 mm à -20°C et à +50°C).

Par conséquent, il a été décidé de s'orienter vers un bandeau de protection de la tête qui offre une protection significative avec un design acceptable, même si ce dernier ne respecte pas la norme. La tête du cycliste peut en effet être protégée par un bandeau à une vitesse d'impact de 4,5 m/s (une chute de 103m) et à une température oscillant de 20 à 35°C. Le bandeau offre de toute évidence une moins bonne protection que le casque de cycliste qui lui, protège à 5,4 m/s (chute de 150 cm) et à température allant de -20°C to +50°C. Il faudra continuer à encourager les cyclistes à porter un casque, mais ne pas s'interdire à suggérer une protection légère aux récalcitrants, comme le propose déjà Ribcap, Heltpro, Casquenville (cf. figure 5-1). C'est ce qui est proposé au chapitre 6 consacré à l'élaboration du bandeau.

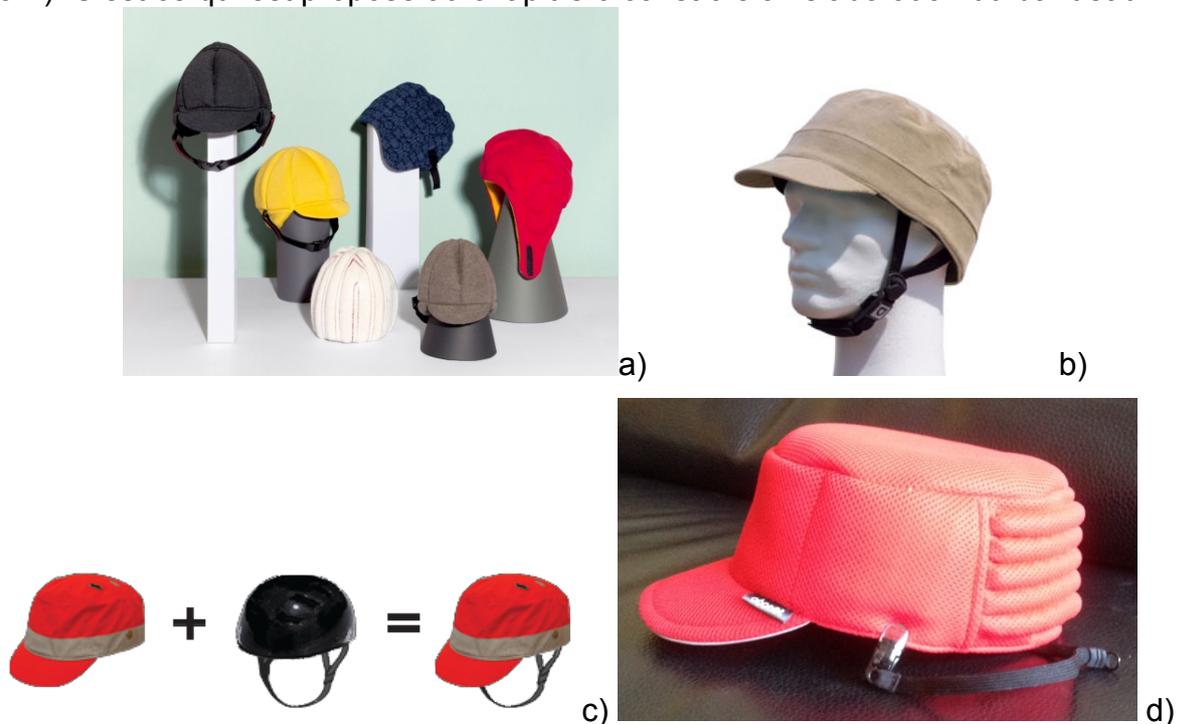


Figure 5-1. Illustration of existing light head protections : ricap a), Heltpro b), Casquenville c), abonnet d).

6. Elaboration d'un bandeau de protection

Dans une dernière étape de ce projet un premier prototype, relativement sophistiqué, basé sur une approche « Ribcap » a été proposé.



Figure 6-1. Illustration d'un prototype réalisé selon l'approche "Ribcap".

Au terme de ce projet des considérations d'esthétique et de prix nous ont conduit à nous orienter vers des géométries simplifiées, puis d'initier des développements futurs en partenariat avec un industriel. De tout premiers prototypes sont illustrés en figure 6.2.



Figure 6.2 : Illustration de possibles design de bandeaux de protection

7. References

- [1] S. Linn, D. Smith, and S. Sheps, "Epidemiology of bicycle injury, head injury, and helmet use among children in British Columbia: a five year descriptive study," *Inj Prev*, vol. 4, no. 2, pp. 122–125, Jun. 1998.
- [2] D. Otte, "Injury Mechanism and Crash Kinematic of Cyclists in Accidents - An Analysis of Real Accidents," SAE International, Warrendale, PA, 892425, Oct. 1989.
- [3] N. Bourdet, C. Deck, T. Serre, C. Perrin, M. Llari, and R. Willinger, "In-depth real-world bicycle accident reconstructions," *International Journal of Crashworthiness*, vol. 0, no. 0, pp. 1–11, 0.
- [4] N. Bourdet, C. Deck, R. P. Carreira, and R. Willinger, "Head impact conditions in the case of cyclist falls," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, vol. 226, no. 3–4, pp. 282–289, Sep. 2012.
- [5] Ferner H. and Staubesand J., *Atlas d'anatomie humaine-tête, cou, membre thoracique*, Edition Médicales internationales Paris. 1985.



Unistra

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



- [6] R. Willinger, C. M. Kopp, and D. Cesari, "Head tolerance curves in the frequency domain," in *Proc. of International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles*, Washington US, 1991, vol. vol. 2, pp. 916–923.
 - [7] Khalil, T.B. and Viano, D.C., "Critical issues in finite element modelling of head impact," in *Proc. of the 26th STAPP Car Crash Conf.*, 1982, vol. 26, pp. 87–102.
 - [8] A. M. Nahum, R. Smith, and C. C. Ward, "Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact," SAE International, Warrendale, PA, 770922, Feb. 1977.
 - [9] X. Trosseille, C. Tarrière, F. Lavaste, F. Guillon, and A. Domont, "Development of a F.E.M. of the Human Head According to a Specific Test Protocol," SAE International, Warrendale, PA, 922527, Nov. 1992.
 - [10] N. Yoganandan, F. A. Pintar, A. Sances Jr, P. R. Walsh, C. L. Ewing, D. J. Thomas, and R. G. Snyder, "Biomechanics of skull fracture," *J. Neurotrauma*, vol. 12, no. 4, pp. 659–668, Aug. 1995.
 - [11] C. Deck and R. Willinger, "The current state of the human head finite element modelling," *International Journal of Vehicle Safety*, vol. 4, no. 2, pp. 85 – 112, 2009.
-