



**44<sup>ème</sup> Journée de la Recherche Équine**  
**Jeudi 15 mars 2018**

## **Proposition d'une nouvelle méthode de test des casques hippiques**

N. Bourdet<sup>1</sup>, C. Deck<sup>1</sup>, S. Premi<sup>1</sup>, R. Willinger<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ICube UMR 7357, Université de Strasbourg

### **Résumé**

Le casque constitue le seul élément de protection de la tête lors de chutes hippiques. A ce jour le test normatif de protection d'absorption du choc du casque est uniquement vertical et utilise des critères de blessure obsolètes. L'existence d'une composante normale et tangentielle de la vitesse d'impact de la tête, a été vérifiée lors de précédentes études entraînant un angle d'impact de l'ordre de 30° à 50°. Afin de reproduire plus précisément ces conditions d'impact de la tête, un banc d'impact a été adapté en proposant à la fois une enclume horizontale et une enclume inclinée à 45°. De plus, la nouvelle méthode de test de casque associe des résultats de tests d'impact expérimentaux à des simulations numériques en utilisant un modèle avancé de tête par éléments finis et permet d'estimer le niveau de risque de blessure neurologique en calculant l'allongement axonal dans le cerveau. Finalement la faisabilité et la robustesse de la méthode ont été vérifiées. En conséquence de quoi tous les éléments sont en place pour progresser vers la proposition d'une nouvelle norme de casques hippiques et l'organisation de campagnes de tests consommateurs.

**Mots clés : Jockey, lésion de la tête, élongation axonale, conditions d'impact de la tête, méthode de test**

### **Summary**

The helmet is the only protection element of the head for jockey in falling situation. To date, the standard test for shock absorption capacity of the helmet consists of only linear impact and uses outdated injury criteria. Previous studies have shown the existence of normal and tangential component of the impact velocity, resulting in an angle of impact ranging from 30° to 50°. In order to reproduce these impact conditions of the head more accurately, an impact bench was adapted by proposing both, a horizontal and an inclined anvil at 45°. Also, the new helmet test method couples experimental impact test results with numerical simulations by using an advanced finite element head model and makes it possible to estimate the level of neurological injury risk by computing the axonal elongation in the brain. Finally, the feasibility and robustness of the method were verified by performing five tests on the same type of helmets for three oblique impact configurations. As a result, all elements are in place to propose a new helmet test standard for equestrian sports and for consumer test rating.

**Key-words: jockey, head injury, axonal strain, head impact conditions, test method**

## Introduction

Dans la mesure où des impacts à énergie modérée mais « fréquents » peuvent survenir chez un même individu, le casque joue également un rôle majeur dans la santé à long terme du cavalier. En France de l'ordre de huit incapacités définitives et environ deux décès sont enregistrés tous les ans. En cas de chute, le risque de blessure est de l'ordre de 15% et il a été constaté une commotion cérébrale toutes les 78 chutes. A ce jour les normes de protection envisagent un test d'absorption du choc du casque sous impact vertical uniquement et évaluent la qualité du casque sur la base de critères de blessure obsolètes tel que l'accélération maximum de la tête qui est fixée à 250 G.

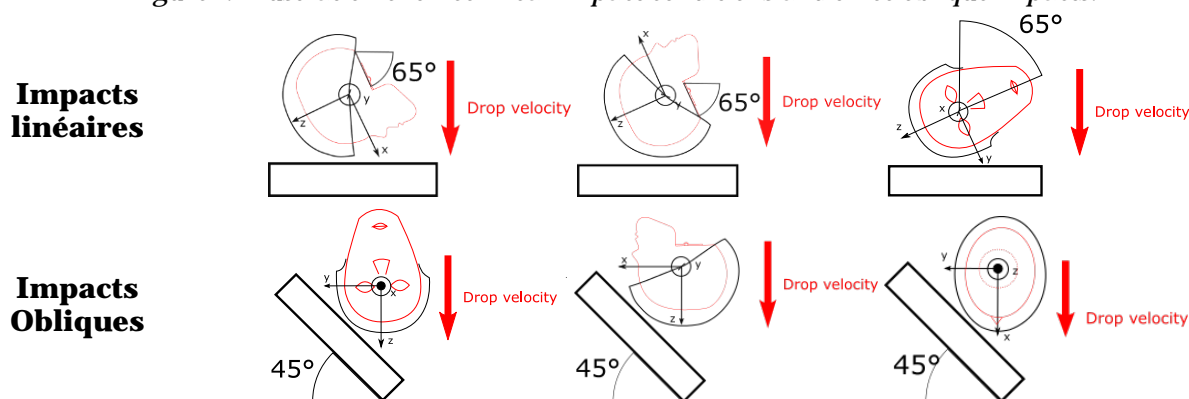
Dans l'étude Bourdet et Willinger menée en 2015, une analyse paramétrique par simulations multi-corps de la cinématique du jockey correspondant à un grand nombre de situations de chutes a permis de définir des conditions d'essais plus réalistes en calculant le vecteur vitesse de la tête juste avant l'impact. Les résultats ont montré qu'il existait une composante normale et tangentielle de cette vitesse, entraînant un angle d'impact de l'ordre de 30 à 50 °.

Pour favoriser l'amélioration des casques il est indispensable de disposer d'outils avancés d'évaluation et d'optimisation du casque. Dans ce contexte, l'objectif de cet article est de proposer une nouvelle méthode d'essai du casque qui consiste d'abord à redéfinir les conditions d'impact réalistes à prendre en compte lors de l'essai d'un casque, de reproduire ces conditions de choc sur un banc d'essai et finalement d'évaluer le niveau de protection sur la base de critères de blessures biomécaniques.

## 1 Matériels et méthodes

Dans le but de reproduire les conditions d'impact de la tête dans le cadre d'un essai de choc, un banc d'impact a été adapté en proposant à la fois une enclume horizontale et une enclume inclinée à 45°, comme illustrées dans la figure I. Par ailleurs la fausse tête ISO a été remplacée par une tête de mannequin de type « Hybrid III » d'une masse de 4,5 kg, et présentant une inertie plus réaliste, instrumentée de capteurs d'accélération linéaires et rotatoires. Finalement des vitesses d'impact vertical à 6,0 m/s pour les impacts linéaires puis obliques à 6,5 m/s pour les impacts obliques ont été proposées. Dans cette étude, les tests expérimentaux obliques ont été réalisés sur cinq casques existants. Les trois configurations d'impact ont été répétées cinq fois afin de vérifier la répétabilité des expériences. Les impacts obliques visent à introduire les rotations autour des axes X, Y et Z (XRotSide, YRotFront et ZRotSide).

Figure I : Illustration des trois conditions d'impacts linéaires et des trois impacts obliques.  
*Figure I: Illustration of three linear impact conditions and three oblique impacts.*



Actuellement, les seuils concernant les performances du casque sont fixés en termes d'accélération maximale de la fausse tête (fixée à 250 g, avec 1 g correspondant à  $9,81 \text{ m / s}^2$ ) selon la courbe de tolérance WSU publiée dans les années 1950.

Aujourd'hui, des modèles de tête numériques de pointe existent et ont été utilisés pour la définition des critères de blessure à des mécanismes de blessures spécifiques (Deck et al 2008). Ces modèles sont devenus des outils de prédiction des blessures beaucoup plus puissants que l'accélération rotationnelle maximale, de sorte que la présente proposition consiste à mettre en œuvre des critères de traumatisme crânien améliorés basés sur un modèle dans une nouvelle procédure d'impact de casque.

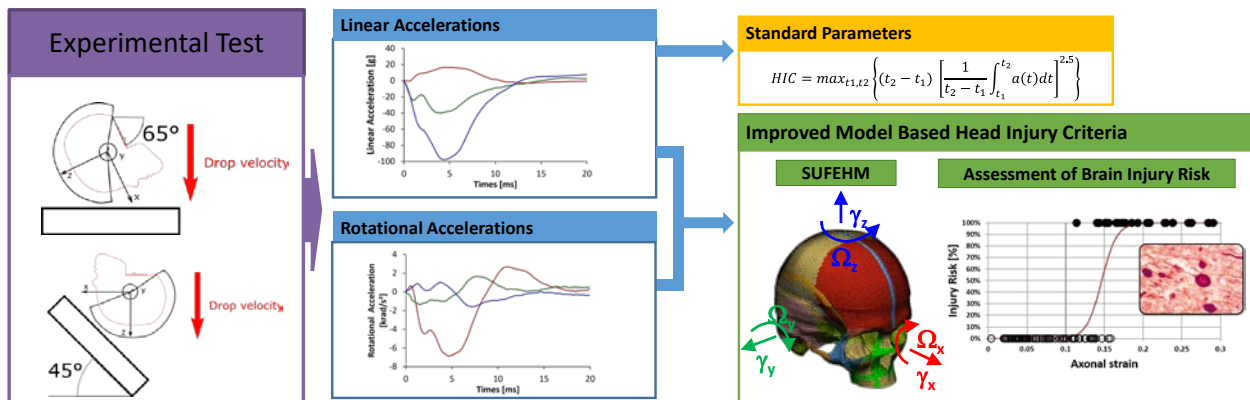
Le modèle de tête par éléments finis de l'Université de Strasbourg (SUFEM) prend en compte l'orientation des fibres axonales extraites de l'imagerie médicale du cerveau. Ce modèle de tête permet alors de



reconstruire des traumatismes crâniens provenant de tout type d'accident. Il est ainsi utilisé en tant qu'outil de prédiction de blessures afin d'anticiper de potentielles lésions de la tête. L'approche consiste à coupler l'expérience et la modélisation numérique en implémentant dans le modèle les courbes d'accélération linéaires et rotationnelles enregistrées lors de chocs expérimentaux, comme le montre la figure II. Le modèle par éléments finis permet alors de calculer des paramètres mécaniques à l'intérieur du cerveau, comme l'élongation des axones. Il convient de préciser qu'un critère de lésions a été établi par Sahoo *et al.* en 2016 au sujet de cette élongation, le seuil limite étant fixé à 14,65 % de la déformation axonale correspondant à 50% de risque de lésion neurologique modérée (perte de connaissance).

Figure II : Illustration de la méthode couplée expérimentale/numérique pour l'évaluation du risque de lésions cérébrales modérée (perte de connaissance).

Figure II: Illustration of the experimental/numerical coupled method for assessing the risk of moderate brain damage (loss of consciousness).



## 2 Résultats

Pour l'évaluation de la capacité de protection du casque, les trois tests expérimentaux obliques conduisent aux courbes d'accélération linéaires et rotationnelles en fonction du temps illustrées à la figure III. Pour chacun de ces impacts, l'évaluation du risque de traumatisme crânien a été calculée selon la méthodologie décrite précédemment. Les résultats en termes de déformation axonale maximale et de risque modéré de lésion cérébrale sont rapportés dans le tableau 1.

Tableau 1. Synthèse des résultats en termes d'accélération, de déformation axonale et de risque de lésion neurologique modérée.

Table 1: Synthesis of results in terms of acceleration, axonal deformation and risk of moderate neurological injury.

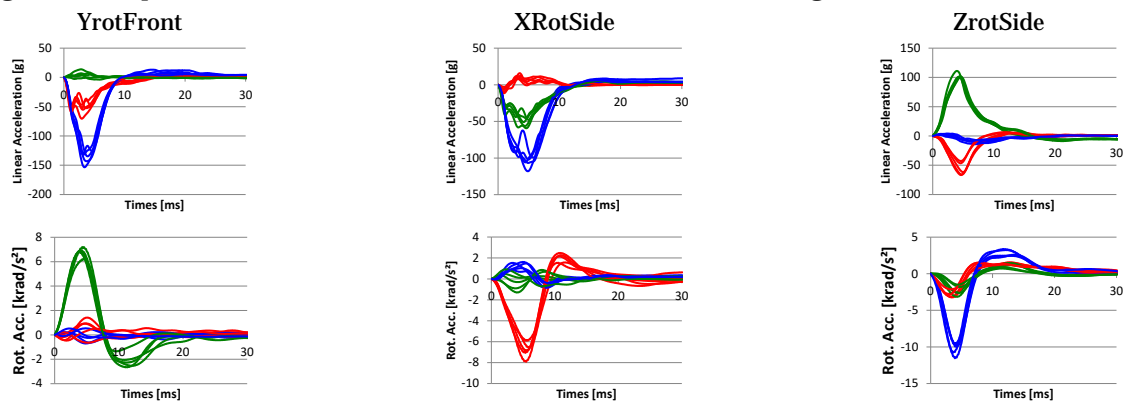
Test		Accélération linéaire [g]	Accélération rotationnelle [rad/s <sup>2</sup> ]	Vitesse rotationnelle [rad/s]	Déformation axonale max	Risque de perte de connaissance
YRotFront	Moyenne	149	6895	31	0,17	88%
	Écart-type	10	235	1,5	0,01	11%
XRotSide	Moyenne	118	7364	31	0,23	100%
	Écart-type	7	866	1	0,03	0%
ZRotSide	Moyenne	118	12165	42	0,16	79%
	Écart-type	3	605	2	0,01	15%

Les principaux résultats de cette étude sont:

- L'accélération linéaire s'étend de 108 g à 168 g.
- Les impacts YrotFront et ZrotSide montrent des accélérations rotationnelles très élevées (jusqu'à 12 krad/s<sup>2</sup>)
- Pour ce casque, l'impact XRotSide montre des accélérations rotationnelles plus faibles (7 krad/s<sup>2</sup>)
- Pour l'impact YrotFront, le risque de lésion cérébrale modérée (perte de connaissance) est d'environ 88%.
- Pour l'impact XRotSide, le risque de lésions cérébrales est très élevé, même si l'accélération rotationnelle est plus faible.
- Enfin, l'impact ZrotSide est la configuration la moins critique, car cet impact entraîne un risque de perte de connaissance de 79%.



Figure III : Résultats expérimentaux en termes d'accélération (rouge axe X, vert axe Y et bleu axe Z).  
 Figure III: Experimental results in terms of accelerations (red X axis, green Y axis and blue Z axis).



### 3 Conclusion

Dans le but de prendre en compte les conditions d'impact de la tête des jockeys en situations de chutes pour tester la capacité de protection des casques, cette étude a proposé une nouvelle méthode de test basée sur des impacts d'une fausse tête casquée sur enclumes horizontale et oblique à 45°, et qui associe les résultats expérimentaux à des simulations numériques en utilisant un modèle numérique avancé de la tête humaine capable d'estimer le niveau de risque lésionnel neurologique modérée (perte de connaissance) en calculant l'allongement axonal dans le cerveau.

Par ailleurs, la faisabilité et la robustesse de la méthode ont été vérifiées en réalisant cinq tests sur un même type de casque pour trois configurations d'impact oblique. Selon la direction de l'impact, l'accélération linéaire et rotatoire maximum sont données avec une précision de 4 à 10 % et l'élongation des axones est estimée avec une reproductibilité de 6 à 12 %. En conséquence de quoi tous les éléments sont en place pour progresser vers la proposition d'une nouvelle norme d'évaluation des casques hippiques et l'organisation de campagnes de tests consommateurs.

### Remerciements

Les auteurs souhaitent remercier France Galop, l'IFCE, l'Association des Jockeys ainsi que la Fondation MAIF pour leur soutien.

### Références

- C. G. Ball, J. E. Ball, A. W. Kirkpatrick, and R. H. Mulloy, "Equestrian injuries: incidence, injury patterns, and risk factors for 10 years of major traumatic injuries," *Am. J. Surg.*, vol. 193, no. 5, pp. 636–640, May 2007.
- N. Bourdet and R. Willinger, "Head impact conditions in case of equestrian accident," in *IRCOBI Conference Proceedings*, 2015.
- C. Deck and R. Willinger, "Improved head injury criteria based on head FE model," *Int. J. Crashworthiness*, vol. 13, no. 6, pp. 667–678, 2008.
- J. Hutchinson, M. J. Kaiser, and H. M. Lankarani, "The head injury criterion (HIC) functional," *Appl. Math. Comput.*, vol. 96, no. 1, pp. 1–16, 1998.
- G. Northey, "Equestrian injuries in New Zealand, 1993-2001: Knowledge and experience," *Httpwwwnzmaorgnzjournal116-1182601*, 2003.
- K. E. Thomas, J. L. Annett, J. Gilchrist, and D. M. Bixby-Hammett, "Non-fatal horse related injuries treated in emergency departments in the United States, 2001–2003," *Br. J. Sports Med.*, vol. 40, no. 7, pp. 619–626, Jan. 2006.
- D. Sahoo, C. Deck, and R. Willinger, "Brain injury tolerance limit based on computation of axonal strain," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 92, pp. 53–70, Jul. 2016.