

# Étude biomécanique des chutes à trottinette électrique

par

Marion FOURNIER

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE  
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE, CONCENTRATION EN TECHNOLOGIES  
DE LA SANTÉ  
M. Sc. A

MONTRÉAL, LE 18 MAI 2022

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Marion Fournier, 2022



Cette licence [Creative Commons](#) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

**PRÉSENTATION DU JURY**

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Yvan Petit, directeur de mémoire  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Nicolas Bailly, codirecteur de mémoire  
Chargé de recherche, Université Gustave-Eiffel

M. Éric Wagnac, président du jury  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Pierre-Jean Arnoux, membre du jury  
Directeur de recherche, Université Gustave-Eiffel

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 27 AVRIL 2022

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE



## REMERCIEMENTS

La réalisation de ce mémoire a été possible grâce à la collaboration de nombreuses personnes que je souhaite sincèrement remercier.

Mes premiers remerciements vont à mes directeurs de recherche, Yvan Petit et Nicolas Bailly, qui m'ont accompagnée durant ces deux années. Merci pour la liberté que vous m'avez accordée afin de m'approprier personnellement ce sujet. Merci pour votre confiance et vos conseils qui m'ont permis de garder un état d'esprit positif du début à la fin ainsi que d'aborder sereinement les différentes étapes du projet. Votre complémentarité aussi bien scientifique qu'humaine a été une force. Vous avez attisé ma curiosité scientifique et donné une ouverture d'esprit sur le travail de recherche.

Je continuerai par remercier l'INSA Toulouse et l'ÉTS Montréal pour m'avoir donné la possibilité de réaliser un double diplôme en technologies de la santé et ainsi d'ajouter une vraie valeur ajoutée à ma formation initiale en génie mécanique.

Je tiens également à remercier le LIO-HSCM pour avoir mis à ma disposition de nombreuses ressources numériques et le LBA pour m'avoir accueilli pour la réalisation d'essais expérimentaux. De même, je voudrais remercier tous les étudiants et chercheurs que j'ai côtoyés dans les différents laboratoires, pour leur aide et leur partage d'expérience.

Je remercie l'entreprise DEKRA et en particulier Andreas Schäuble pour leur collaboration. J'ai ainsi compris que la recherche résulte d'une envie de faire progresser les connaissances scientifiques ensemble.

Merci à mes amis, ceux de toujours, ceux de l'INSA. Vous m'avez toujours encouragée dans cette aventure. Merci à toutes les personnes rencontrées ici à Montréal, qui m'ont permis de m'intégrer dans cette nouvelle ville et d'être soutenue au quotidien dans ce projet.

Finalement, mes derniers remerciements vont à ma famille et plus spécifiquement à mes parents et à ma sœur. Quoiqu'un peu septiques à l'idée de me voir partir de l'autre côté de l'Atlantique dans un contexte de pandémie, vous m'avez énormément soutenue tout au long de ce projet.

# Étude biomécanique des chutes à trottinette électrique

Marion FOURNIER

## RÉSUMÉ

La démocratisation des trottinettes électriques, comme nouveau mode de micromobilité en ville, a entraîné une hausse majeure du nombre de blessés. Les chutes individuelles sont courantes et la tête est fréquemment lésée lors des accidents. En parallèle, les casques restent très peu portés. La nouveauté de la pratique conduit à un manque de connaissance sur la cinématique et les conditions d'impact lors des accidents. Ainsi, l'objectif de ce travail est de simuler des chutes à trottinette électrique afin d'évaluer les conditions d'impact et les risques de blessures à la tête. Dans ce but, un modèle multicorps de chutes à trottinette contre un trottoir a été construit sur MADYMO puis validé à l'aide de chutes expérimentales utilisant un mannequin Hybrid III. Un modèle numérique de casque a été intégré en se basant sur des propriétés de contact déterminées expérimentalement. A partir d'un plan d'expérience, il a été déterminé l'effet des conditions de chute (vitesse initiale, orientation de l'obstacle, type d'usager, inclinaison de la trottinette) et du port du casque sur la cinématique d'impact de la tête (vitesse et accélération d'impact) et sur les risques de blessures. Au total, 162 scénarios de chutes ont été simulés. Pour 62 % d'entre eux, la tête impacte le sol par l'avant (front ou visage). Les vitesses d'impact normale et tangentielle sont respectivement de 3,5 m/s et 4,8 m/s en moyenne. Le pic moyen d'accélération linéaire est de 571 g et celui d'accélération rotationnelle de 25 580 rad/s<sup>2</sup>. Presque 100 % des simulations identifient un risque de commotion cérébrale (pic d'accélération linéaire > 82 g et pic d'accélération rotationnelle > 6 383 rad/s<sup>2</sup>) et 90 % des simulations suggèrent des risques de blessures sévères à la tête (HIC > 700). Pour des configurations d'impact précises, le port du casque réduit jusqu'à 76 % le pic d'accélération linéaire et jusqu'à 73 % celui d'accélération rotationnelle. Finalement, ce travail fournit des données préliminaires pour l'évaluation et la conception de dispositifs de protection.

**Mots clés :** trottinette électrique, simulation multicorps, chute, conditions d'impact, blessure à la tête, casque



## Biomechanical study of electric scooter falls

Marion FOURNIER

### ABSTRACT

In the last few years, E-scooters have shown an increase of popularity as a form of micro-mobility transport in urban areas. However, E-scooter democratization has significantly increased the number of injured people. Individual falls are common, and the head is one of the most injured body parts in accidents. Meanwhile, the use of helmets remains very low. As E-scooters are a relatively new modality of transport, there is a lack of knowledge on the fall kinematics and impact conditions during crashes. The objective of this work is to simulate E-scooter crashes to evaluate the head impact conditions and the risk of head injuries. A multibody model of E-scooter fall induced by the collision with a curb was built using the MADYMO software and was validated against an experimental E-scooter crash test performed with a Hybrid III dummy. A helmet model was included based on contact properties obtained experimentally. A design of experiment was performed to evaluate the effect of fall conditions (initial speed, orientation of the obstacle, size of user, E-scooter inclination) and the wearing of the helmet on the head impact kinematics (impact speed and acceleration) and on the risk of injury. A total of 162 crashes scenarios were simulated. In 62% of those, the head first hit the ground in the frontal and temporal zone. The average tangential and normal impact speeds were 3.5 m/s and 4.8 m/s respectively. The average peak linear acceleration was 571 g and the average peak rotational acceleration was 25 580 rad/s<sup>2</sup>. Nearly 100% of the simulations identify a risk of concussion (linear acceleration peak>82 g and rotational acceleration peak>6 383 rad/s<sup>2</sup>) and 90% of simulations suggest severe head injuries (HIC>700). For specific impact configurations, wearing a helmet reduces peak linear acceleration by up to 76% and peak rotational acceleration by up to 73%. Finally, this work provides preliminary data useful for the assessment and design of protective gears.

**Keywords:** E-scooter, multibody simulation, fall, impact condition, head injury, helmet



## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE .....	3
1.1    Notions préliminaires.....	3
1.1.1    Le cerveau.....	3
1.1.2    Échelles de gravité des blessures .....	5
1.2    La trottinette électrique : un nouvel acteur de micromobilité de l'espace urbain.....	6
1.2.1    Description d'une trottinette électrique .....	7
1.2.2    La démocratisation de la trottinette électrique.....	8
1.2.3    Règles de circulation à trottinette électrique.....	9
1.2.4    Profil des utilisateurs de trottinettes électriques .....	11
1.3    Épidémiologie et accidentologie à trottinette électrique.....	12
1.3.1    Profil des victimes.....	13
1.3.2    Mécanismes d'accidents .....	15
1.3.3    Description des blessures .....	18
1.4    Biomécanique des lésions à la tête.....	21
1.4.1    Mécanismes lésionnels.....	21
1.4.2    Classification des blessures à la tête .....	22
1.4.3    L'accélération .....	23
1.4.4    Critères de blessures à la tête basés sur l'accélération.....	25
1.5    Casque et norme.....	31
1.5.1    Éléments protecteurs d'un casque.....	32
1.5.2    Méthodes normalisées d'évaluation des casques .....	33
1.5.3    Autres méthodes d'évaluation des casques.....	35
1.5.4    Types de fausse tête utilisés pour évaluer les casques .....	37
1.6    Étude biomécanique des accidents de trottinette électrique .....	41
1.6.1    Méthodes expérimentales et numériques d'étude des accidents.....	41
1.6.2    Simulation multicorps d'accidents de trottinette électrique.....	46
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DU TRAVAIL DE RECHERCHE ....	49
2.1    Problématique .....	49
2.2    Objectifs .....	50
CHAPITRE 3 CONSTRUCTION ET CALIBRATION D'UN MODÈLE MULTICORPS RIGIDES DE CHUTE À TROTTINETTE ÉLECTRIQUE.....	51
3.1    Introduction.....	51
3.2    Construction d'un modèle multicorps de chute à trottinette électrique .....	51
3.3    Approche de calibration du modèle numérique .....	54
3.3.1    Analyse de la chute expérimentale .....	54
3.3.2    Recalage et validation du modèle numérique .....	56
3.4    Résultats de la calibration .....	58

3.4.1	Identification des paramètres du modèle numérique calibré .....	58
3.4.2	Comparaison des chutes expérimentale et numérique .....	60
3.5	Conclusion .....	63
 CHAPITRE 4 ÉVALUATION DE LA CINÉMATIQUE DE CHUTE LORS D'ACCIDENTS NON PROTÉGÉS À Trottinette ÉLECTRIQUE.....65		
4.1	Introduction.....	65
4.2	Présentation du plan factoriel de chutes à trottinette électrique .....	65
4.2.1	Facteurs et modalités du plan factoriel .....	65
4.2.2	Réponses du plan factoriel .....	67
4.2.3	Validité du plan factoriel .....	68
4.2.4	Analyse du plan factoriel .....	69
4.3	Méthode d'évaluation des conditions d'impact et des risques de blessures .....	70
4.4	Cinématique de chute et conditions d'impact de la tête .....	71
4.5	Évaluation des risques de blessures à la tête lors des chutes .....	76
4.5.1	Accélération linéaire et rotationnelle .....	77
4.5.2	Critères de blessures .....	79
4.6	Conclusion .....	83
 CHAPITRE 5 CARACTÉRISATION EXPÉRIMENTALE, MODÉLISATION ET EFFICACITÉ D'UN CASQUE DE Trottinette ÉLECTRIQUE.....85		
5.1	Introduction.....	85
5.2	Description des essais expérimentaux d'impact de casques .....	85
5.3	Analyse des données expérimentales.....	87
5.4	Approche d'évaluation des blessures pour un usager casqué .....	89
5.5	Caractérisation expérimentale d'impact de casque.....	91
5.5.1	Force et accélération .....	91
5.5.2	Courbes force/déplacement.....	94
5.6	Évaluation de l'effet du casque sur les blessures à la tête .....	96
5.7	Conclusion .....	102
 CHAPITRE 6 DISCUSSION .....		
6.1	Discussion générale .....	103
6.2	Construction du modèle multicorps de trottinette électrique.....	104
6.3	Cinématique d'impact et risques de blessures à la tête pour les usagers non casqués .....	106
6.4	Facteurs de risque .....	108
6.5	Casque de protection.....	109
6.6	Conditions d'essais expérimentaux d'impacts et norme de casques .....	112
6.7	Limitations et portée de l'étude .....	113
 CONCLUSION.....117		
 RECOMMANDATIONS .....		
		121

ANNEXE I VALIDITÉ DU PLAN FACTORIEL.....	123
ANNEXE II DIAGRAMMES DES INTERACTIONS .....	125
ANNEXE III COURBES FORCE/DÉPLACEMENT .....	129
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	131



## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Correspondance entre le score AIS et la gravité de la blessure .....6
Tableau 1.2	Description de l'échelle de Glasgow .....6
Tableau 1.3	Description du modèle de trottinette Xiaomi M365 .....7
Tableau 1.4	Tableau comparatif des réglementations sur les trottinettes électriques....10
Tableau 1.5	Pourcentage de patients blessés pour une zone du corps donnée .....19
Tableau 1.6	Seuil de tolérance de la tête à un impact en fonction de l'accélération ....25
Tableau 1.7	Détails des conditions d'expérimentation de la norme EN 1078.....34
Tableau 1.8	Comparaison des caractéristiques de masse et inertielles de fausses têtes à un cadavre humain .....38
Tableau 3.1	Valeurs des paramètres du modèle numérique initial .....54
Tableau 3.2	Paramètres des études de sensibilité .....57
Tableau 3.3	Résultats des études de sensibilité en termes de temps et de distance de chute .....59
Tableau 4.1	Facteurs et modalités du plan factoriel .....67
Tableau 4.2	Valeurs seuils pour les différents paramètres de blessure .....71
Tableau 4.3	Contribution des facteurs et leurs interactions sur les réponses (en %)....76
Tableau 5.1	Détails des dix scénarios de chutes sélectionnés .....90
Tableau 5.2	Pics de force pour les différentes configurations d'impact.....91
Tableau 5.3	Pics d'accélération pour les différentes configurations d'impact.....93
Tableau 5.4	Comparaison des données relatives aux blessures à la tête avec et sans casque pour un impact à 6 m/s et l'obstacle orienté à 45° .....100



## LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 1.1	Schéma d'un neurone.....	4
Figure 1.2	Différentes couches protectrices du cerveau.....	5
Figure 1.3	Augmentation : A – de l'utilisation des trottinettes en libre-service par la société Lime, B – des ventes de trottinettes électriques en France depuis 2017 .....	8
Figure 1.4	Localisation des accidents à trottinette électrique .....	17
Figure 1.5	Répartition des différents types d'accidents à trottinette électrique .....	17
Figure 1.6	Lésions craniofaciales A – des tissus mous, B – des os.....	20
Figure 1.7	Mécanismes lésionnels : impacts directs et indirects à la tête .....	22
Figure 1.8	Courbes de risque pour la tête en fonction du HIC.....	26
Figure 1.9	Courbes de risque pour la tête en fonction du BrIC.....	27
Figure 1.10	Limites pour le GAMBIT .....	28
Figure 1.11	Risques de commotion cérébrale en fonction du pic d'accélération linéaire et rotationnelle .....	30
Figure 1.12	Principaux éléments d'un casque de protection cycliste.....	32
Figure 1.13	Schéma des tests d'évaluation de la capacité d'absorption des chocs suivant la norme EN 1078.....	34
Figure 1.14	Composantes de force lors d'un impact A – radial, B – oblique .....	36
Figure 1.15	Schéma du montage d'un impact sur surface mobile .....	37
Figure 1.16	Essai expérimental et reproduction numérique d'une collision d'une trottinette contre une voiture.....	45
Figure 1.17	Essai expérimental et reproduction numérique d'une chute à trottinette causée par un nid de poule .....	45
Figure 1.18	A – Modèle multicorps de trottinette, B – Assemblage de la trottinette et du conducteur .....	47

Figure 3.1	Comparaison de la trottinette ESA 1919EKFV et du modèle numérique MADYMO .....	52
Figure 3.2	A – Forme cubique associée aux mains, B – Cube associé au guidon, C – Assemblage des mains et du guidon avec un liaison de contact .....	53
Figure 3.3	Comparaison des positionnements A – du conducteur du modèle numérique et B – du mannequin lors du test expérimental de DEKRA ...	56
Figure 3.4	Comparaison de la cinématique globale expérimentale et numérique.....	61
Figure 3.5	Comparaison du déplacement vertical et horizontal de la tête .....	62
Figure 3.6	Comparaison de la résultante de l'accélération linéaire du centre de gravité de la tête .....	63
Figure 4.1	Différentes inclinaisons de la trottinette : A – Direction de l'obstacle, B – Neutre, C – Opposée à l'obstacle .....	66
Figure 4.2	Diagrammes de validation du plan d'expérience pour l'accélération linéaire : A – Droite de Henry, B – Diagramme des résidus en fonction des valeurs ajustées, C – Diagramme des résidus en fonction de l'ordre des observations .....	69
Figure 4.3	Cinématique de chute typique pour les trois vitesses initiales.....	72
Figure 4.4	Première zone du corps humain qui impacte le sol : A – global, en fonction : B – de la vitesse, C – du type de mannequin, D – de l'orientation de l'obstacle .....	73
Figure 4.5	Répartition des zones de la tête qui touchent le sol en premier .....	74
Figure 4.6	Diagrammes de Pareto et des effets principaux pour la vitesse d'impact normale et tangentielle de la tête .....	75
Figure 4.7	Diagrammes de Pareto et des effets principaux pour les accélérations linéaire et rotationnelle de la tête .....	78
Figure 4.8	Moyenne des pics d'accélération linéaire et rotationnelle pour les différentes vitesses initiales et inclinaisons de la trottinette .....	79
Figure 4.9	Diagrammes de Pareto et des effets principaux pour le HIC et le BrIC ....	81
Figure 4.10	HIC et BrIC moyen pour les différentes vitesses initiales et inclinaisons de la trottinette .....	82

Figure 4.11	Représentation du risque de commotion cérébrale en fonction de l'accélération linéaire et rotationnelle.....	82
Figure 5.1	Schéma du dispositif de chute.....	86
Figure 5.2	Localisations d'impact A – Avant, B – Arrière, C – Dessus et identification du centre de masse de l'accéléromètre .....	87
Figure 5.3	Représentation de la force d'impact en fonction du temps pour une vitesse d'impact de 3,5 m/s, 4,5 m/s et 5,5 m/s .....	92
Figure 5.4	Représentation de l'accélération en fonction du temps pour une vitesse d'impact de 3,5 m/s, 4,5 m/s et 5,5 m/s .....	93
Figure 5.5	Courbes force/déplacement pour une vitesse d'impact égale à 4,5 m/s ....	95
Figure 5.6	Courbes force/déflexion pour un casque de vélo .....	95
Figure 5.7	Comparaison de la cinématique globale expérimentale et numérique.....	97
Figure 5.8	Comparaison du déplacement vertical et horizontal de la tête .....	98
Figure 5.9	Comparaison de la résultante de l'accélération linéaire du centre de gravité de la tête .....	99
Figure 5.10	Comparaison de la résultante de l'accélération linéaire du centre de gravité de la tête avec et sans casque pour une vitesse de 6 m/s et l'obstacle orienté à 45° .....	100
Figure 5.11	Résultats des accélérations linéaires et rotationnelles et du HIC pour les dix chutes avec et sans casque.....	102



## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AAAM	(Association for Advancement of Automotive Medicine) Association pour l'avancement de la médecine automobile
ABS	Acrylonitrile Butadiène Styrene
AIS	(Abbreviated Injury Scale) Échelle abrégée des blessures
ANOVA	Analyse de la variance
APH	(Austin Public Health) Santé Publique d'Austin
BrIC	(Brain Injury Criterion) Critère de lésion cérébrale
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CNRTL	Centre National de Ressources Textuelles et Lexicales
DEKRA	(Deutscher Kraftfahrzeug-Überwachungs-Verein) Association allemande d'inspection des véhicules à moteur
ÉTS	École de technologie supérieure
fka GmbH	(Forschungsgesellschaft Kraftfahrwesen MbH Aachen) Société d'ingénierie automobile Aachen GmbH
GAMBIT	(Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold) Modèle d'accélération généralisée pour le seuil de lésion cérébrale
GAM-CY	(Generalized Acceleration Model for Concussion in Youth) Modèle d'accélération généralisée pour les commotions cérébrales chez les jeunes
GCS	(Glasgow Coma Scale) Échelle de come de Glasgow
HIC	(Head Injury Criterion) Critère de blessure à la tête
HIC <sub>15</sub>	(Head Injury Criterion) Critère de blessure à la tête où l'intervalle de temps est limité à 15 ms
IRM	Imagerie par résonance magnétique
ITF	(International Transport Forum) Forum international des transports

ISO	(International Organization of Standardization) Organisation internationale de normalisation
LBA	Laboratoire de Biomécanique Appliquée
MACIF	Mutuelle Assurance des Commerçants et Industriels de France
MADYMO	(MAthematical Dynamic Model) Modèle dynamique mathématique
NOCSAE	(National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment) Comité opérationnel national des normes pour l'équipement sportif
ONIRS	Observatoire national interministériel de la sécurité routière
OECD	(Organisation for Economic Co-operation and Development) Organisation de coopération et de développement économiques
PBOT	(Portland Bureau of Transportation) Bureau des transports de Portland
RMSE	(Root Mean Square Error) Erreur quadratique moyenne
SAAQ	Société de l'Assurance Automobile du Québec
SIMon	Simulated Injury Monitor
SUFEHM	Strasbourg University Finite Element Head Model
TCL	Traumatisme crânien léger
THUMS	Total Human Model for Safety

## LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

---

### **UNITÉS DE BASE**

m	mètre
kg	kilogramme
s	seconde

---

### **UNITÉS GÉOMÉTRIQUES**

#### **Longueur**

m	mètre
cm	centimètre
mm	millimètre

---

---

### **UNITÉS DE MASSE**

kg	kilogramme
g	gramme

---

---

### **UNITÉS MÉCANIQUES**

#### **Vitesse**

m/s	mètre par seconde
km/h	kilomètre par heure

---

#### **Accélération**

$m/s^2$	mètre par seconde carré
g	gravitation
$rad/s^2$	radian par seconde carré

#### **Amortissement**

kg/s	kilogramme par seconde
------	------------------------

#### **Angle plan**

rad	radian
°	degré

---

### **UNITÉS CALORIFIQUES**

°C	degré celsius
----	---------------

---

---

### **UNITÉS DE TEMPS**

h	heure
min	minute
s	seconde
ms	milliseconde

#### **Puissance**

W	watt
---	------

#### **Vitesse angulaire**

rad/s	radian par seconde
-------	--------------------

#### **Angle solide Fréquence**

Hz	hertz
----	-------

#### **Force**

kN	kilonewton
N	newton

---



## INTRODUCTION

En peu de temps, les trottinettes électriques ont connu un développement fulgurant dans de nombreuses villes à travers le monde. Aujourd’hui, elles s’imposent comme un nouveau mode de micromobilité avec déjà plus de 200 millions de trajets recensés par la société Lime (Lime, 2021). Alternative aux transports conventionnels pour de courtes distances, la trottinette électrique possède de nombreux avantages pour répondre aux enjeux actuels de pollution et de congestion des villes. Leur popularité s’explique entre autres par leur facilité d’utilisation, leur accessibilité et leur coût abordable.

Toutefois, la prolifération rapide des trottinettes électriques s’accompagne d’une hausse considérable des blessés. Par exemple, aux États-Unis, le nombre de blessés a augmenté de près de 90 % après l’implantation des trottinettes en libre-service (Farley et al., 2020). Au même titre que les piétons et les cyclistes, les conducteurs de trottinettes électriques sont des usagers vulnérables. Le risque d’accident pour les trottinettes est de 112 blessés/million de kilomètres, soit 167 fois plus que pour les voitures (Rix et al., 2021). Lors des accidents, les blessures à la tête sont fréquentes, elles touchent 51,2 % des victimes dans l’étude d’English et al. (2020). Simple contusion, fracture ou encore traumatisme crânien, les blessures à la tête peuvent être de différentes gravités et dans le cas le plus grave entraîner la mort (Beck et al., 2020). Ces blessures représentent également une charge financière pour les systèmes de santé. En moyenne, le coût d’une blessure due à un accident à trottinette s’élève à plus de 1 000 € (Bekhit et al., 2020).

À ce jour, toutes les réglementations n’imposent pas le port du casque à trottinette électrique, de peur de stopper la démocratisation de la pratique. En conséquence, les usagers portent très peu d’équipements de protection (PBOT, 2019). Or, les casques se sont révélés être une stratégie primaire de protection capable de réduire les blessures à la tête, notamment lors d’accidents de vélo (Høye, 2018).

Néanmoins, il est nécessaire de connaître les circonstances et les conditions d'accident pour protéger efficacement les usagers de trottinette électrique. Or, ce mode de transport émergent est encore peu étudié dans la littérature, d'un point de vue biomécanique. Seules deux études numériques fournissent des données préliminaires sur les conditions d'impact de la tête au sol lors d'une chute individuelle à trottinette et sur la cinématique de collision d'une trottinette avec une voiture (Posirisuk et al., 2022; Ptak et al., 2022). Ainsi, il existe un manque évident de données indispensables à la compréhension des accidents de trottinette électrique.

La présente recherche a pour but d'identifier les conditions d'impact et les risques de blessures à la tête, pour un conducteur casqué ou non, lors d'une chute à trottinette électrique causée par une collision avec un trottoir. À cette fin, la méthodologie joue sur la complémentarité des approches numérique et expérimentale. Un nombre important de configurations de chutes à trottinette électrique est simulé en se basant sur des données de chutes expérimentales.

Finalement, une application directe de ce travail de recherche sera l'évaluation des normes actuelles de casques. À plus long terme, les résultats visent à orienter la conception d'appareils de mitigation des risques et à aider les gouvernements à instaurer un cadre sécuritaire pour la circulation des trottinettes électriques en zone urbaine. Ce travail s'inscrit donc dans un processus d'amélioration de la prévention et de la protection des traumatismes à la tête des usagers de trottinette électrique.

Ce mémoire est divisé en six chapitres. Le premier chapitre est un état de l'art des connaissances collectées dans la littérature scientifique. Le second chapitre pose la problématique et les objectifs du travail de recherche. Le troisième chapitre aborde la conception et la calibration d'un modèle multicorps de chutes à trottinette électrique. Le quatrième chapitre évalue numériquement les conditions d'impact et les risques de blessures pour un usager de trottinette non casqué alors que le cinquième chapitre s'intéresse à l'effet du port du casque sur les blessures. Le sixième chapitre présente une discussion générale sur les résultats obtenus. Finalement, le mémoire se termine par une conclusion et des recommandations pour le travail futur.

## CHAPITRE 1

### REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce premier chapitre présente une revue de la littérature portant sur les concepts fondamentaux de ce travail de mémoire. La première partie fournit des notions préliminaires essentielles pour la compréhension générale du mémoire. La seconde partie introduit les trottinettes électriques et ses utilisateurs. La troisième partie porte sur l'épidémiologie et l'accidentologie à trottinette électrique. Elle décrit plus spécifiquement le profil des victimes, les conditions d'accident, le type et la localisation des blessures. Cette partie nous amènera à nous concentrer par la suite sur une seule zone corporelle : la tête. Ainsi, la quatrième partie traite de la biomécanique des lésions à la tête avec la description des mécanismes lésionnels et des critères de blessures. La cinquième partie renseigne sur les casques et leur méthode d'évaluation expérimentale. Enfin, la sixième et dernière partie documente les méthodes biomécaniques d'étude des accidents et en particulier les simulations multicorps impliquant des trottinettes électriques.

#### 1.1 Notions préliminaires

Cette première section de la revue de la littérature présente des notions préliminaires utiles à la compréhension générale du rapport.

##### 1.1.1 Le cerveau

Cette sous-partie synthétise les éléments structurels du cerveau et ses couches protectrices afin d'avoir une meilleure compréhension des mécanismes de blessure à la tête lors d'un impact, développés dans la suite du rapport.

Le cerveau, en tant que composante du système nerveux central, est principalement composé de tissu nerveux. Les cellules nerveuses (neurones) et les cellules gliales (gliocytes) forment le tissu nerveux. Alors que les neurones acheminent les messages sous forme d'influx nerveux, les gliocytes sont des cellules de soutien et de protection pour les neurones. Les neurones sont

composés d'un corps cellulaire, centre métabolique du neurone, et de plusieurs prolongements : les dendrites et l'axone (*Voir Figure 1.1*). Les dendrites sont les principales voies d'entrées du neurone alors que l'axone permet la propagation de l'influx nerveux aux autres cellules. Au niveau structurel, la surface extérieure du cerveau, appelée cortex, est composée de matière grise, c'est-à-dire une accumulation de corps cellulaire de neurones. Puis, à l'intérieur du cerveau, on retrouve en grande quantité la substance blanche formée par des faisceaux d'axones myélinisés. Ainsi, la substance grise est le lieu de traitement de l'information alors que la substance blanche permet de transférer les influx nerveux (Marieb & Hoehn, 2015; McKinley et al., 2014).

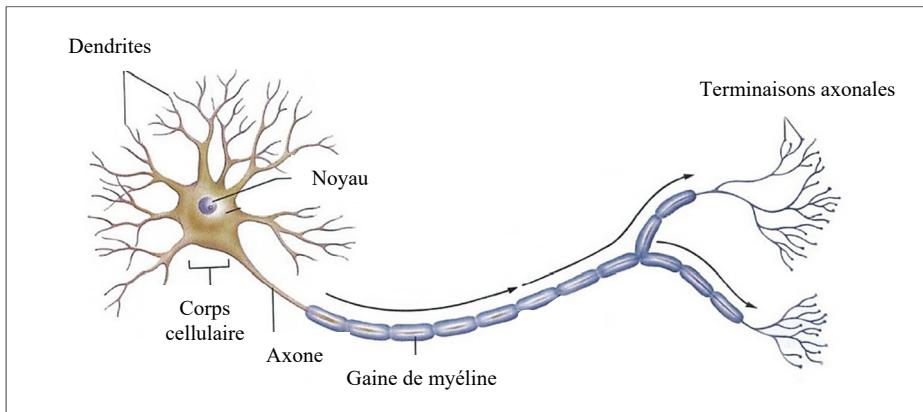


Figure 1.1 Schéma d'un neurone  
Adaptée de Atlas du cerveau (2011)

Plusieurs couches successives protègent le cerveau (*Voir Figure 1.2*). La peau est la première couche de protection de quelques millimètres d'épaisseur en contact avec le milieu extérieur. Au-dessous on retrouve le crâne. Composé de différents os, il constitue une boîte rigide autour du cerveau. Les méninges se situent au-dessous du crâne et se composent de trois couches de tissus mous : la dure-mère - qui adhère aux os du crâne, elle est la couche la plus résistante, l'arachnoïde - la méninge centrale, et la pie-mère qui épouse les contours de l'encéphale et de la moelle épinière. Entre l'arachnoïde et la pie-mère se trouve l'espace sous-arachnoïdien où circule le liquide cérébrospinal. Le liquide forme un coussin aqueux qui protège l'encéphale contre les coups en agissant comme un amortisseur de chocs (Marieb & Hoehn, 2015).

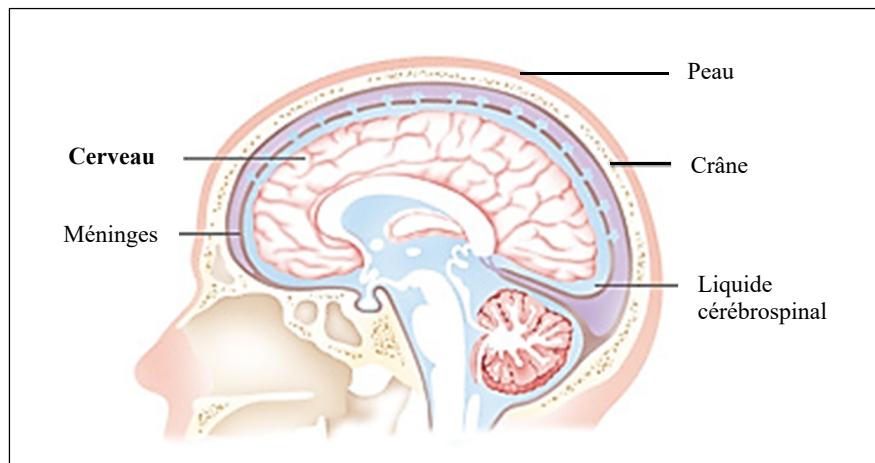


Figure 1.2 Différentes couches protectrices du cerveau  
Adaptée de l'Institut National du Cancer (s. d.)

### 1.1.2 Échelles de gravité des blessures

Cette sous-partie introduit deux échelles de gravité des blessures afin de comprendre, par la suite, la classification des lésions à la tête.

À partir d'un diagnostic médical, une échelle de blessures établit le type et la sévérité des blessures pour une zone spécifique du corps humain. Dans les années 1970, l'Abbreviated Injury Scale (AIS) a été créée par l'Association for Advancement of Automotive Medicine (AAAM) en réponse à un besoin de standardisation des blessures et de leur gravité lors d'accidents en véhicule à moteur. Cette échelle est aujourd'hui la plus couramment utilisée. Elle évalue plus précisément la sévérité des lésions au moment de l'impact et qualifie la blessure intrinsèquement. L'échelle classe les blessures suivant leur degré de sévérité en utilisant une terminologie normalisée et établit le risque vital encouru. La cotation comprend des valeurs allant de 1 (blessure mineure) à 6 (blessure mortelle) (*Voir Tableau 1.1*), et prend en compte neuf régions du corps humain : cou, thorax, abdomen et contenu pelvien, colonne vertébrale, membre supérieur, membre inférieur et lésions externes. Un score AIS est attribué à chaque lésion (Baker et al., 1974).

D'autre part, l'échelle de Glasgow (GCS) a été développée en 1974 dans le but d'évaluer la profondeur et la durée du coma chez les patients atteints de traumatisme crânien (Teasdale & Jennett, 1974). Cette échelle neurologique, simple d'utilisation, évalue le niveau de conscience d'une personne en se basant sur trois critères : l'ouverture des yeux, la réponse verbale et la réponse motrice. Les scores varient entre 3 et 15. Un score compris entre 13 et 15 indique un traumatisme léger, de 9 à 12 un traumatisme modéré et de 3 à 8 une blessure sévère, soit un niveau de conscience gravement altéré (*Voir Tableau 1.2*).

Tableau 1.1 Correspondance entre le score AIS et la gravité de la blessure  
Adapté de Baker et al. (1974)

Score AIS	Gravité
1	Mineure
2	Modérée
3	Sérieuse
4	Sévère
5	Critique
6	Mortelle

Tableau 1.2 Description de l'échelle de Glasgow  
Adapté de Teasdale & Jennett (1974)

Score GCS	Traumatisme
13 – 15	Léger
9 – 12	Modéré
3 – 8	Sévère

## 1.2 La trottinette électrique : un nouvel acteur de micromobilité de l'espace urbain

Cette seconde section de la revue de la littérature est une introduction aux trottinettes électriques. Elle présente les éléments structurels d'une trottinette électrique, les raisons de sa fulgurante démocratisation, la réglementation autour de son utilisation et le profil de ses utilisateurs.

### 1.2.1 Description d'une trottinette électrique

Généralement, une trottinette est définie comme un objet composé « d'une plateforme allongée montée sur deux petites roues et d'un guidon à direction articulée » (CNRTL, s. d.). La définition de trottinette électrique est un peu plus complexe. Selon la Société de l'Assurance Automobile du Québec (SAAQ), une trottinette électrique est munie entre autres de : deux roues placées sur le même axe longitudinal, un moteur électrique d'au plus 500 W permettant une vitesse maximale de 32 km/h, un guidon qui agit sur la roue directrice sans intermédiaire, un système de freinage, des feux de changement de direction et une masse d'au plus 45 kg.

Une grande variété de trottinettes électriques existe sur le marché. Le Tableau 1.3 présente les caractéristiques de la trottinette Xiaomi M365 mise en service pour la compagnie de location Bird, mais également très plébiscitée par les particuliers. Les paramètres de conception d'une trottinette influencent la stabilité et la sécurité de l'utilisateur (OECD/ITF, 2020). En effet, plus le diamètre des roues est grand, plus la trottinette est souple, confortable et sûre. Plus la largeur des roues est grande, plus la trottinette est stable. De même, plus la trottinette est légère, meilleure est sa maniabilité. Mais, plus la trottinette est lourde, meilleure est sa stabilité.

Tableau 1.3 Description du modèle de trottinette Xiaomi M365  
Adapté de Xiaomi France (s. d.)

<b>Vitesse max</b>	25 km/h	
<b>Masse</b>	12,5 kg	
<b>Autonomie</b>	30 km	
<b>Taille des pneus</b>	10,3 cm	
<b>Masse maximale utilisateur</b>	100 kg	
<b>Puissance moteur</b>	250 W	
<b>Dimensions dépliée (L x l x h)</b>	108 x 43 x 114 cm	
<b>Dimensions pliée (L x l x h)</b>	108 x 43 x 49 cm	
<b>Feux</b>	Avant et Arrière	

### 1.2.2 La démocratisation de la trottinette électrique

La micromobilité englobe les modes de transport individuels, légers et compacts utilisés pour parcourir de courtes distances, généralement en zone urbaine. La trottinette est un nouvel engin de micromobilité qui connaît une démocratisation fulgurante. Auparavant destinée au loisir des enfants, la trottinette connaît actuellement une révolution avec sa version électrique. Depuis 2018 et son arrivée en libre-service dans les grandes villes, la trottinette électrique a de plus en plus d'adeptes. Plusieurs leaders se partagent le marché tels que Lime qui a déjà enregistré plus de 200 millions de trajets, après seulement deux ans d'implantation (Lime, 2021). En parallèle, les ventes de trottinette électrique continuent de progresser. Le baromètre 2020 FP2M/Smart Mobility Lab enregistrait une croissance de 34 % en volume de vente, en 2020, en France (*Voir Figure 1.3*).

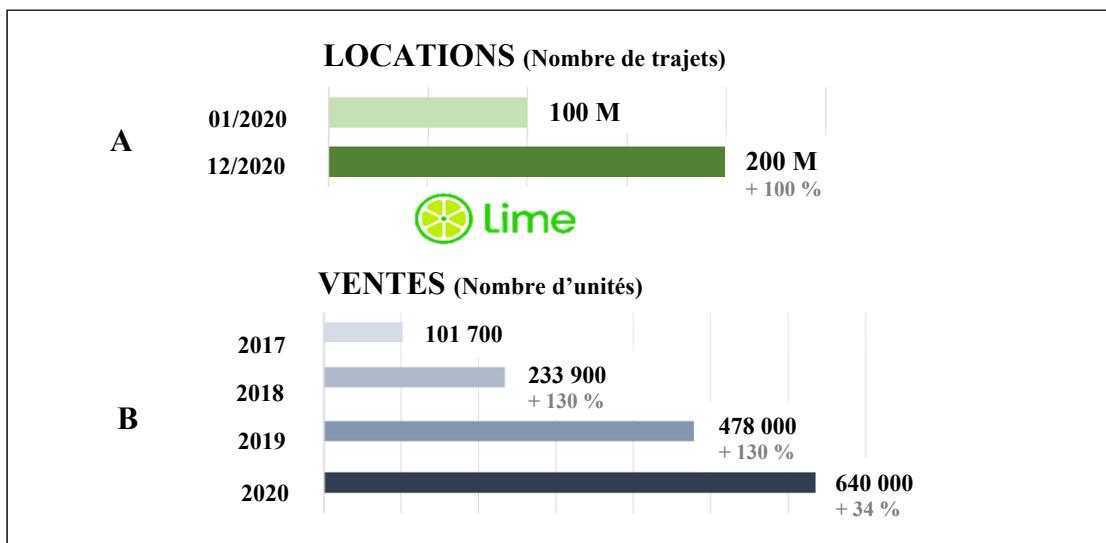


Figure 1.3 Augmentation : A – de l'utilisation des trottinettes en libre-service par la société Lime, B – des ventes de trottinettes électriques en France depuis 2017  
Adaptée de Lime (2021) et FP2M/Smart Mobility Lab (2021)

La popularité croissante de la trottinette électrique découle des nombreux avantages qu'elle procure. Tout d'abord, l'utilisation d'une trottinette électrique est assez intuitive, d'autant que la plupart des personnes ont déjà fait de la trottinette manuelle dans leur enfance. Soixante-neuf pour cent des usagers décrivent la trottinette comme un mode de déplacement agréable et

amusant (6t-bureau de recherche, 2019). D'autre part, l'une des principales motivations à l'utilisation d'une trottinette électrique est le gain de temps. Cet argument est mentionné par 75 % des répondants dans une enquête menée à Paris (Christoforou, 2020). En pratique, la trottinette est utilisée pour de courts trajets, autour de 15 min environ (6t-bureau de recherche, 2019). Pour ces courts trajets, la trottinette offre un avantage non négligeable par rapport à la marche et reste assez concurrentielle face au vélo. Par ailleurs, les trottinettes sont facilement transportables, car légères, compactes et très souvent pliables. Dans les villes où le trafic routier est dense et très souvent saturé, les trottinettes offrent une nouvelle manière de se déplacer en favorisant l'intermodalité. D'après l'étude de 6t bureau de recherche (2019), 23 % des trajets effectués en trottinette électrique de location sont des trajets intermodaux. Enfin, les trottinettes électriques sont économiques notamment pour les propriétaires. Le prix d'entrée de gamme d'une trottinette se situe aux alentours de 120 € et les frais d'entretien sont relativement faibles. Mais, pour les offres de location, le coût reste assez élevé, soit environ 0,15 €/min d'utilisation plus 1 € pour le déverrouillage de la trottinette (Guio, 2020).

### **1.2.3 Règles de circulation à trottinette électrique**

Face au développement fulgurant des trottinettes électriques, un des défis des gouvernements est d'intégrer rapidement et sécuritairement les trottinettes dans la circulation. En effet, les débuts de l'utilisation des trottinettes électriques ont été marqués par un manque de contrôle, pouvant conduire à des comportements imprudents. En réponse, les gouvernements ont progressivement mis en place une réglementation pour gérer le trafic des trottinettes et ainsi assurer la sécurité des utilisateurs. Le Tableau 1.4 compare les règles instaurées dans différents pays.

Tableau 1.4 Tableau comparatif des réglementations sur les trottinettes électriques

Pays	Où peut-on utiliser les trottinettes ?	Quel est l'âge minimum ?	Quelle est la vitesse maximale ?	Le port du casque est-il obligatoire ?
<b>France</b> Service Publique République Française (2022)	Pistes cyclables Routes (V<50 km/h) Aires piétonnes	12 ans	25 km/h	Conseillé
<b>Québec – Canada</b> SAAQ (2021)	Pistes cyclables Routes (V<70 km/h)	18 ans	32 km/h	Obligatoire
<b>Allemagne</b> Federal Ministry for Digital and Transport (2021)	Pistes cyclables Voies partagées cyclistes piétons	14 ans	20 km/h	Conseillé
<b>Royaume-Uni</b> Department for Transport Gov UK (2020)	Pistes cyclables Routes (hors autoroute)	16 ans	20 km/h	Conseillé
<b>Californie – États-Unis</b> Legislative Counsel Bureau (2018)	Pistes cyclables Route (V<40 km/h)	18 ans	25 km/h	Obligatoire

En résumé, les trottinettes électriques sont principalement autorisées sur les pistes cyclables, mais en cas d'absence de voies cyclables, les trottinettes peuvent circuler sur la chaussée avec les véhicules lourds. En pratique, les routes ne sont pas toujours sécuritaires pour les trottinettes, ce qui incite les usagers à utiliser les trottoirs. L'étude pilote menée par la ville de Portland indique que 39 % des usagers circulent sur les trottoirs quand il n'y a pas d'installations cyclables et plus de 50 % des usagers préfèrent rouler sur les trottoirs quand la vitesse est de 50 km/h ou plus sur la route (PBOT, 2019). Or, excepté en France, il est interdit de circuler sur les trottoirs. En France, les trottinettes électriques sont autorisées sur les trottoirs, mais ne doivent pas dépasser 6 km/h, l'allure de marche. Par ailleurs, les trottinettes électriques doivent apporter un avantage concurrentiel tout en restant sécuritaires. Or, plus la vitesse d'un véhicule est importante, plus les risques de blessures augmentent. Plusieurs études ont montré cette relation de proportionnalité entre la vitesse et la sévérité des blessures pour les vélos (Carter et al., 2008; Yan et al., 2011), pour les motards (Ding et al., 2019) ou pour les voitures (OECD/ITF, 2018; Sergerie et al., 2005). En prenant en compte ces différents critères, les réglementations s'alignent aujourd'hui sur une vitesse maximale à trottinette électrique autour de 20 km/h. D'autre part, l'âge minimal requis pour conduire une trottinette électrique

varie entre les pays. En Amérique du Nord, l'âge minimal est de 18 ans alors qu'en Europe, il se situe entre 12 ans et 16 ans. Or, la jeunesse des conducteurs a été corrélée à un plus grand risque d'accident. Les conducteurs entre 16 ans et 24 ans, souvent novices et moins responsables, sont deux à trois fois plus à risque que des conducteurs expérimentés (OECD/ITF, 2020). Enfin, aujourd'hui, le port du casque est fortement conseillé par les gouvernements, mais n'a pas encore été rendu obligatoire partout dans le monde. Le principal frein à l'obligation du port du casque est que cela pourrait nuire au développement de la pratique de la trottinette électrique. L'étude de 6t-bureau de recherche (2019) révèle que l'obligation du port du casque conduirait à une diminution de la fréquence d'utilisation des trottinettes de location pour 71 % des usagers.

#### **1.2.4 Profil des utilisateurs de trottinettes électriques**

Le profil des utilisateurs de trottinettes électriques peut être dressé de la façon suivante. Tout d'abord, la trottinette électrique est utilisée par une population relativement jeune. La majorité des usagers ont moins de 35 ans (6t-bureau de recherche, 2019). Pour Laa et al. (2020), les 26-35 ans comptent pour plus de 46 % contre 20,8 % pour les 16-25 ans et 15,4 % pour les 36-45 ans. La trottinette est également fortement utilisée par les étudiants. Dans une enquête menée à Paris auprès de 459 usagers, 42 % des utilisateurs étaient des étudiants (Christoforou, 2020).

Par ailleurs, les hommes utilisent davantage les trottinettes électriques que les femmes. Différentes études dénombrent en moyenne 60 % ou plus d'usagers hommes (6t-bureau de recherche, 2019; Laa & Leth, 2020; OECD/ITF, 2020).

D'autre part, les utilisateurs de trottinettes électriques ont majoritairement un haut niveau d'instruction. Plus de la moitié des utilisateurs sont allés à l'université (Laa & Leth, 2020). De plus, ils possèdent une situation professionnelle stable avec un emploi à temps plein. L'étude de 6t-bureau de recherche (2019) confirme cette tendance, les utilisateurs de trottinettes appartiennent à une classe sociale assez élevée : 53 % des usagers sont des cadres.

Aujourd’hui, la trottinette électrique est davantage utilisée pour la mobilité urbaine et périurbaine que pour les loisirs. Selon l’étude de 6t-bureau de recherche (2019), les trajets domicile-travail ou domicile-étude comptent pour 19 % alors que les balades représentent 10 % des trajets.

Enfin, les trottinettes électriques modifient les habitudes de déplacements en ville. Jusqu’à 60 % des propriétaires et 30 % des locataires remplacent leur mode de déplacement conventionnel pour la trottinette électrique (Laa & Leth, 2020). Les propriétaires vont utiliser plus régulièrement leur trottinette : 46,3 % des propriétaires utilisent la trottinette plusieurs fois par semaine alors que 44,5 % des locataires l’utilisent moins d’une fois par mois (Laa & Leth, 2020).

### **1.3 Épidémiologie et accidentologie à trottinette électrique**

Cette troisième section de la revue de la littérature renseigne sur l’épidémiologie et l’accidentologie à trottinette électrique. Après un bilan des chiffres clés sur le nombre de blessés à trottinette électrique, cette section dresse le profil des victimes, puis identifie les mécanismes de production d’accident, et enfin, énonce les blessures typiques à trottinette électrique.

La trottinette électrique est un mode de transport de plus en plus répandu, mais non sans risques. Différentes sources de données identifient les usagers de trottinette électrique comme vulnérables. Basée sur les données de services d’urgence à Austin, l’étude de Rix et al. (2021) dénombre 112 blessés par million de kilomètres, soit 175 fois plus qu’en voiture. Par ailleurs, le bilan de la sécurité routière française recense sept utilisateurs de trottinettes tués et 774 blessés en 2020, soit cinq fois moins de blessés qu’à vélo. Enfin, d’après les sociétés de location de trottinettes électriques, les risques sont estimés entre 78 et 100 décès par milliard de voyages. En comparaison, à vélo les chiffres sont compris entre 21 et 257 blessés par milliard de voyages et pour les motocyclistes entre 132 et 1 164 blessés par milliard de voyages (OECD/ITF, 2020). Ainsi, les usagers de trottinette sont aussi vulnérables que les usagers de

mobilité douce. De même, ils sont plus à risque que les conducteurs de véhicules lourds, protégés par la carrosserie, et moins à risque que les motocyclistes, qui côtoient les véhicules lourds en permanence.

Des facteurs contextuels modifient les habitudes de déplacement et, de fait, influencent les risques de blessures pour les usagers de trottinette. L'introduction des trottinettes électriques en libre-service en 2018 a facilité leur accès à une plus grande population. Les conséquences ont été une augmentation significative du nombre de blessés. Pour Farley et al. (2020) une augmentation de près de 90 % du nombre de blessés a été observée entre 2018 et 2019. De même, à Auckland, seul un cas d'accident impliquant une trottinette électrique a été recensé entre mi-août et mi-septembre 2018, contre 63 cas de mi-octobre à mi-décembre, soit juste après l'implantation des trottinettes en libre-service dans la ville (Mayhew & Bergin, 2019). Par ailleurs, en 2020, la pandémie de la Covid-19 a apporté des changements majeurs dans les comportements de déplacement. En particulier, la volonté d'utiliser un mode de déplacement personnel a eu des répercussions sur le nombre de blessés à trottinette électrique. Le bilan de la sécurité routière française enregistre une augmentation de 40 % du nombre de blessés à trottinette en 2020 (ONISR, 2021).

### **1.3.1 Profil des victimes**

Les blessés en trottinette électrique sont majoritairement de jeunes actifs, la catégorie qui utilise le plus ce véhicule. En effet, l'âge moyen des blessés en trottinette électrique se situe autour de 30 ans (33,7 ans pour T. Trivedi et al. (2019), 32,5 ans pour Hennocq et al. (2020), 31,3 ans pour Farley et al. (2020)).

De plus, les hommes sont davantage blessés que les femmes, de même que les hommes utilisent davantage les trottinettes que les femmes. Ils représentent environ 60 % des blessés en trottinette électrique (63,9 % pour Farley et al. (2020), 66,7 % pour Liew et al. (2020), 55 % pour l'APH (2018), 57,1 % pour Mayhew & Bergin (2019)). Généralement, les hommes présentent un taux de mortalité routière plus élevé. Sur les routes françaises, plus de trois quarts

des personnes décédées en 2020 étaient des hommes. En particulier, 87 % des cyclistes tués étaient de sexe masculin (ONIRS, 2021). En Angleterre, une enquête nationale a montré que les hommes étaient impliqués dans la plupart des décès : 84 % des décès à vélo, 65 % des décès de piétons et 76 % des décès au volant (Feleke et al., 2018).

Par ailleurs, c'est lors des premières sorties à trottinette que les risques de blessures sont les plus élevés. À Austin, 33 % des blessures à trottinette électrique se sont produites lors du premier trajet de l'utilisateur et 63 % au cours des neuf premiers trajets (APH, 2019). Pour éviter ces accidents, certains pays imposent une formation. En effet, les novices perçoivent moins bien le danger et donc mettent plus de temps à réagir en situation critique (Groeger & Chapman, 1995; Hosking et al., 2010). Ainsi, l'entraînement est bénéfique, car il permet de gagner en expérience, l'usager maîtrise davantage son véhicule et appréhende donc plus facilement les dangers.

D'autre part, chez les blessés à trottinette électrique, la présence d'alcool est souvent détectée. L'alcool a de multiples effets qui altèrent la capacité de conduire : baisse de vigilance, diminution des réflexes, troubles de la vision. À Salt Lake City, 16 % des patients hospitalisés avaient de l'alcool dans le sang (Badeau et al., 2019). À Auckland, 26,8 % des blessures seraient associées à la consommation d'alcool (Bekhit et al., 2020) ou encore dans l'étude de Hennocq et al. (2020), quasiment la moitié des blessés avaient consommé de l'alcool.

Enfin, malgré les recommandations des autorités et la communication publicitaire des entreprises de location, le port du casque est aujourd'hui très faible. En moyenne, seuls 4 % des usagers à trottinette électrique portent un casque (OECD/ITF, 2020). Les propriétaires de trottinette utilisent plus régulièrement un casque que les utilisateurs occasionnels/locataires, respectivement 47 % contre 7 % d'après l'étude de Lefrancq et al. (2019). Une des principales contraintes à la non-utilisation des casques reste le caractère spontané des trajets, pour lesquels les usagers n'anticipent pas d'avoir un casque avec eux.

### 1.3.2 Mécanismes d'accidents

L'espace urbain est partagé par de nombreux acteurs. Sans lieu de circulation propre, les trottinettes électriques tentent de se créer une place dans ce paysage déjà bien défini. Toutefois, elles se retrouvent en compétition avec les vélos sur les pistes cyclables et vulnérables sur les trottoirs en mauvais état et comprenant des obstacles ainsi que sur les routes face à des véhicules plus lourds et plus rapides. Ces diverses interactions favorisent les accidents à trottinette électrique. Finalement, deux grands types d'accidents peuvent être identifiés : les chutes individuelles et les collisions.

Les chutes individuelles sont la principale cause d'accident en trottinette électrique. Ce mécanisme de blessure est relevé chez plus de 80 % des victimes dans de nombreuses études épidémiologiques (Blomberg et al., 2019; English et al., 2020; PBOT, 2019; T. Trivedi et al., 2019). L'état des surfaces routières est un facteur important dans la survenue de ces accidents. Un mauvais état de la chaussée peut conduire à une chute de l'usager. Un sol mouillé, caillouteux, sableux, avec des trous ou des différences de niveaux peut déséquilibrer le conducteur et entraîner sa chute. Concrètement, les roues peuvent rester bloquées dans un nid de poule, ou il peut y avoir une perte d'adhérence sur un sol humide. À Austin, la moitié des victimes mentionnent le mauvais état de la chaussée comme la cause de leur accident (APH, 2019). En France, cette cause est citée par 40 % des blessés (6t-bureau de recherche, 2019). D'autre part, plusieurs études identifient la chaussée et les trottoirs comme principaux lieux de chute. Au contraire, très peu d'accidents sont enregistrés sur les pistes cyclables (Bloom et al., 2021; English et al., 2020; Yang et al., 2020). Ce constat confirme les résultats précédents : les pistes cyclables sont plus sûres, car généralement bien entretenues, avec une surface goudronnée et lisse. À l'inverse, la chaussée et les trottoirs sont plus dégradés et présentent de nombreux obstacles (piétons, véhicules lourds, arbres, mobilier urbain, etc) créant des situations à risques. Par ailleurs, en pratique, les utilisateurs blessés sont souvent novices. Ainsi, le manque d'expérience se traduit par une perte de contrôle du véhicule et la chute. Pour Bekhit (2020), 90 % des blessures sont dues à une perte d'équilibre associée à une vitesse excessive.

Bien que moins fréquentes, mais souvent plus dangereuses, les collisions sont un autre mécanisme de blessure à trottinette électrique. En moyenne, les collisions avec un véhicule ou un objet mobile représentent environ 10 % des causes de blessures (Blomberg et al., 2019; English et al., 2020; PBOT, 2019; T. Trivedi et al., 2019). Les collisions avec les piétons sont moins fréquentes et représentent environ 2 % des causes d'accident (Bloom et al., 2021; English et al., 2020; PBOT, 2019). Les collisions avec les vélos sont très rarement mentionnées comme cause d'accident. Enfin, les collisions dues à des objets immobiles sont très variables et concernent entre 4 % et 16 % des causes de blessures (APH, 2019; Blomberg et al., 2019; English et al., 2020; T. Trivedi et al., 2019). La variation des pourcentages de blessés par type de collision, entre les différentes études, peut être expliquée par une densité de population, une politique d'aménagement et de mobilité propre à chaque ville ainsi que par des données issues de différentes sources : rapport de police ou de service d'urgence.

Un rapport de force existe lors des collisions trottinette/voiture. Alors que les conducteurs de voiture sont peu blessés, car protégés par la carrosserie du véhicule, les conducteurs de trottinette sont quant à eux bien plus vulnérables, car soumis à des chocs à grande vitesse et impliquant des masses importantes. Par conséquent, les collisions avec les véhicules lourds sont graves et souvent fatales pour les conducteurs de trottinette électrique. Selon OECD/ITF (2020), plus de 80 % des décès à vélo ou à trottinette électrique proviennent d'accidents avec des véhicules plus lourds.

De même, lors d'une collision trottinette/piéton, ce sont encore les usagers de trottinette électrique qui ont le plus de risques d'être blessés, leur vitesse de déplacement plus élevée étant alors en cause. L'OECD/ITF (2020) indique que les piétons représentent moins d'un décès sur dix dans les collisions impliquant les trottinettes électriques. Par ailleurs, entre 8 % et 10 % des piétons seraient blessés lors d'une collision avec une trottinette électrique (Siman-Tov et al., 2017; Störmann et al., 2020). Ainsi, les piétons seraient peu touchés lors des accidents. Toutefois, on peut se demander si ces chiffres ne sont pas sous-estimés, car en cas de non-dégât matériel ou de blessures légères, les accidents piétonniers ne sont pas recensés.

Finalement, les Figures 1.4 et 1.5 résument les lieux et les mécanismes d'accidents à trottinette électrique.

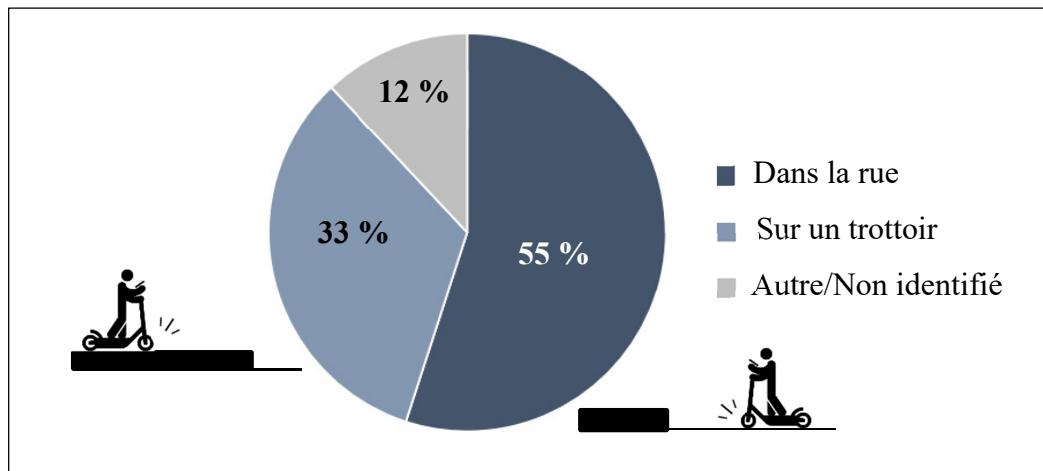


Figure 1.4 Localisation des accidents à trottinette électrique  
Adaptée de APH (2019)

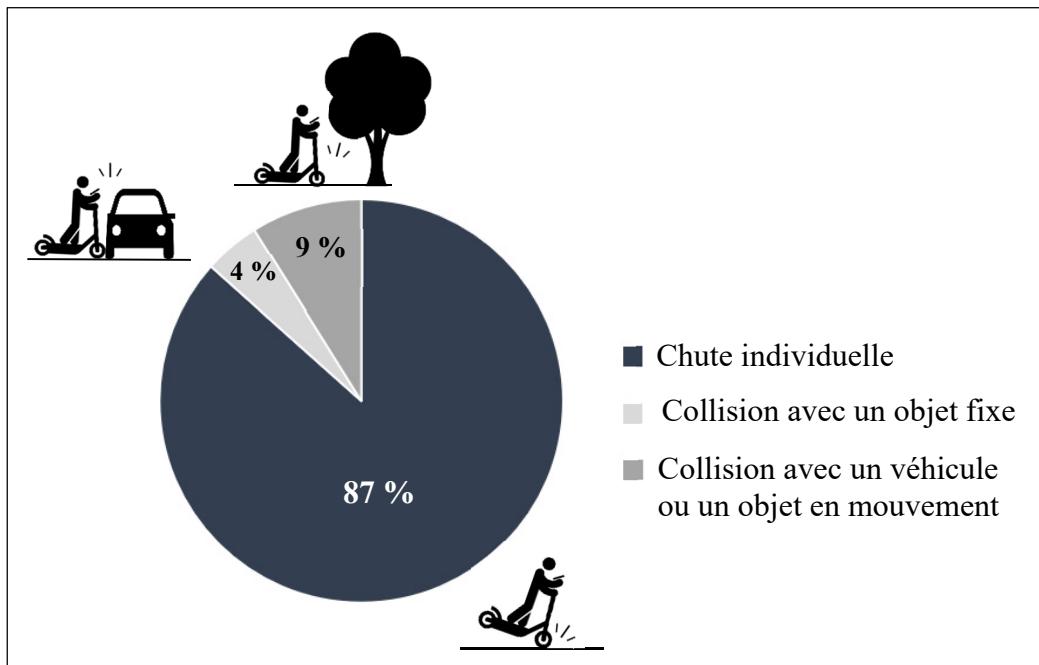


Figure 1.5 Répartition des différents types d'accidents à trottinette électrique  
Adaptée de Blomberg et al. (2019)

### 1.3.3 Description des blessures

Lors d'un accident à trottinette électrique, toutes les zones du corps peuvent être touchées. De même, les blessures peuvent être de différentes gravités allant de simples contusions à des traumatismes crâniens, pouvant entraîner la mort. Il est fréquent d'avoir des blessures sur différentes parties du corps et de différentes sévérités. Dans l'étude d'English et al. (2020), 48 % des patients ont subi de multiples fractures et pour Badeau et al. (2019) 28 % des patients ont présenté plusieurs types de blessures. Trois grands types de blessures peuvent être identifiés à trottinette électrique : les lésions des tissus mous, musculosquelettiques et les traumatismes crâniens.

Tout d'abord, les contusions, lacerations, et blessures des tissus mous sont les plus courantes à trottinette électrique. Entre autres, pour Liew et al. (2020), des blessures externes ont été relevées chez 72,2 % des patients. Pour Badeau et al. (2019), 40 % des patients présentaient des lésions superficielles des tissus mous. Beck et al. (2020) ont identifié des contusions et lacerations chez 46 % des patients. Ces blessures bien que fréquentes sont cependant peu graves. Par ailleurs, les lésions musculosquelettiques sont assez courantes dans les accidents à trottinette électrique. Elles peuvent être mineures (foulure, entorse) ou majeures (luxation, fracture). En moyenne, des fractures sont identifiées chez un tiers des patients (Badeau et al., 2019; Liew et al., 2020; T. Trivedi et al., 2019). Dans le rapport de l'APH (2019), 35 % des blessés avaient des fractures et 19 % d'entre eux en avaient sur plusieurs zones du corps. La localisation des fractures était à 7 % au niveau de la tête et du visage, à 22 % sur les membres supérieurs et à 15 % sur les membres inférieurs.

D'autre part, les traumatismes crâniens sont les blessures les plus graves. Le pourcentage de victimes atteintes d'un traumatisme crânien varie fortement suivant les études, soit entre 10 % et 50 % (APH, 2019; Beck et al., 2020; Blomberg et al., 2019; Dhillon et al., 2020; Farley et al., 2020; T. Trivedi et al., 2019). Certaines études décomposent les traumatismes crâniens suivant leur gravité. Les traumatismes mineurs sont généralement associés à des commotions cérébrales alors que les traumatismes majeurs regroupent, entre autres, les hémorragies

intracrâniennes, les hématomes sous-duraux et les fractures du crâne. Respectivement 38,2 %, 24 %, et 20,5 % des patients ont subi un traumatisme crânien mineur pour T. Trivedi et al. (2019), Beck et al. (2020) et Blomberg et al. (2019). Pour Badeau et al. (2019), 12 % des patients présentaient un traumatisme crânien mineur contre 8 % pour les traumatismes crâniens sévères. Plusieurs études relatent un faible pourcentage d'hémorragies intracrâniennes, soit de l'ordre de 3 % ou moins (Beck et al., 2020; Blomberg et al., 2019; Bloom et al., 2021; Kleinertz et al., 2021; T. Trivedi et al., 2019).

Ces différentes blessures apparaissent majoritairement sur trois zones du corps : les membres supérieurs (doigt, main, poignet, bras, épaule) (entre 20 et 70 %), les membres inférieurs (jambe, genou, cheville, pied, orteils) (entre 12 et 55 %) et la tête et le visage (entre 18 et 52 %) (*Voir Tableau 1.5*). Les blessures à la colonne vertébrale sont rares : B. Trivedi et al. (2019) et Blomberg et al. (2019) identifient respectivement 2,2 % et 2,7 % de patients atteints de blessures spinales. De même, les blessures à la poitrine et à l'abdomen sont peu fréquentes, elles touchent moins de 10 % des patients (Bekhit et al., 2020; Bloom et al., 2021; English et al., 2020; Störmann et al., 2020).

Tableau 1.5 Pourcentage de patients blessés pour une zone du corps donnée

Études	Membres Supérieurs	Membres Inférieurs	Tête et visage
<b>APH (2019)</b>	70 %	55 %	48 %
<b>Bekhit et al. (2020)</b>	37,1 %	33 %	18,3 %
<b>Blomberg et al. (2019)</b>	25,8 %	17,9 %	38,4 %
<b>English et al. (2020)</b>	56,1 %	34,2 %	51,2 %
<b>Störmann et al. (2020)</b>	47,4 %	36,8 %	38,2 %

Plus spécifiquement, la tête et le visage sont des zones fréquemment blessées à trottinette électrique et pour lesquelles les blessures peuvent être sévères. Davantage de précisions sont données, dans la littérature, sur les blessures à la tête et au visage. En particulier, les proportions de blessures à la tête et au visage sont à peu près du même ordre de grandeur. Störmann et al.

(2020) comptent 17,1 % de blessés à la tête contre 21,1 % au visage. Pour English et al. (2020) les pourcentages sont de 17,9 % et 33,3 % respectivement pour la tête et le visage. Bekhit et al. (2020) et Kappagantu et al. (2021) n'incluent pas les yeux et le nez dans leur recensement, ce qui pourrait expliquer des chiffres plus bas. Pour Bekhit et al. (2020), 8,6 % des patients sont blessés au visage contre 9,7 % à la tête alors que pour Kappagantu et al. (2021), 11% sont blessés au visage et 15 % à la tête. Par ailleurs, dans leur étude Faraji et al. (2020) établissent une vue détaillée des lésions craniofaciales des tissus mous et des os, liées à des chutes à trottinette électrique. Les résultats de l'étude sont présentés à la Figure 1.6. L'étude montre que les zones subissant le plus souvent des lésions aiguës des tissus mous sont le front, le cuir chevelu et le menton alors que les fractures osseuses sont majoritairement situées au niveau du nez.

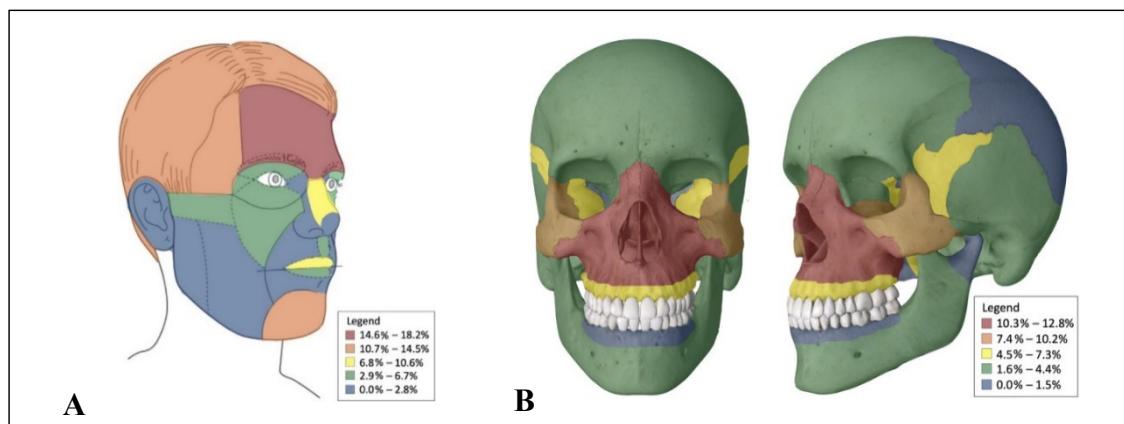


Figure 1.6 Lésions craniofaciales A – des tissus mous, B – des os  
Tirée de Faraji et al. (2020)

Les données épidémiologiques montrent que la tête est fréquemment blessée lors d'un accident à trottinette électrique. De plus, les blessures sont généralement plus graves lorsqu'elles sont situées au niveau de la tête. Ainsi, la suite de la revue de la littérature s'intéresse exclusivement au segment corporel de la tête, considéré comme le plus vulnérable.

## 1.4 Biomécanique des lésions à la tête

Cette quatrième section de la revue de la littérature porte sur la biomécanique des lésions à la tête. Plus spécifiquement, elle explique les mécanismes lésionnels de la tête (notamment les effets de l'accélération), propose une classification des blessures et identifie des seuils de risque associés aux paramètres biomécaniques et aux critères de blessures.

### 1.4.1 Mécanismes lésionnels

Les mécanismes lésionnels de la tête impliquent des impacts directs et indirects. Les impacts directs sont décrits comme des phénomènes de contact tels que des compressions crâniennes, des pénétrations ou des chocs directs. Les impacts indirects correspondent à des phénomènes d'accélération ou de décélération, dus au coup en lui-même ou liés à l'inertie transmise via le cou à la tête. Les forces de contact sont principalement responsables de la déformation du crâne et des tissus sous-jacents alors que les forces inertielles engendrent des mouvements de translation et de rotation de la tête ainsi que de la flexion/extension au niveau du cou. Plus précisément, les mouvements de translation et de rotation de la tête génèrent deux types de mécanismes : les mécanismes de coup-contrecoup et ceux de cisaillement (*Voir Figure 1.7*). Tout d'abord, le mouvement du cerveau par rapport au crâne crée des changements de pression intracrânienne. Le cerveau va alors venir se cogner contre les parois de la boîte crânienne, ce sont des mécanismes de coup et contrecoup. D'autre part, l'accélération différentielle des différentes parties du cerveau est à l'origine de mécanismes de cisaillement. Dans toutes les configurations d'impact, les forces créées vont déformer le tissu cérébral et ainsi générer des blessures à la tête (Stålhammar, 1991).

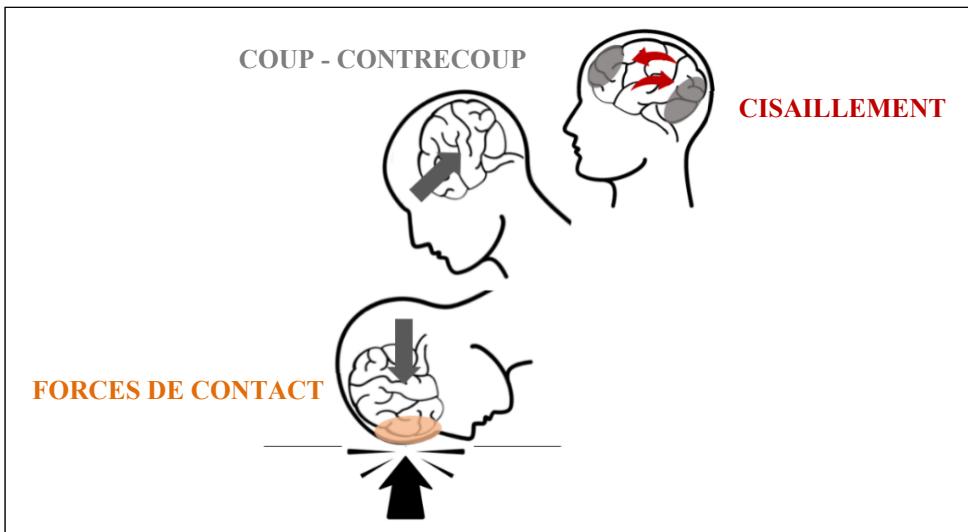


Figure 1.7 Mécanismes lésionnels : impacts directs et indirects à la tête

#### 1.4.2 Classification des blessures à la tête

Les blessures à la tête peuvent être classées suivant deux types : les lésions focales et les lésions diffuses. Les forces de contact sont responsables des blessures focales, c'est-à-dire des blessures localisées des tissus ou des vaisseaux sanguins. Entre autres, on retrouve de l'extérieur vers l'intérieur de la tête : des éraflures et lacérations de la peau, des fractures du crâne, des hématomes (épiduraux, sous duraux ou intracérébraux) et des contusions cérébrales. D'autre part, les forces inertielles génèrent à la fois des blessures focales et diffuses. Les blessures diffuses s'étendent sur une vaste zone du cerveau et se présentent généralement comme des hémorragies, des commotions cérébrales ou des blessures axonales diffuses (McKee & Daneshvar, 2015). Les blessures axonales diffuses sont une des blessures traumatiques graves les plus courantes. En raison du faible module de cisaillement des tissus cérébraux, expliqué par une différence de densité entre la substance blanche et grise, des contraintes élevées peuvent apparaître à la suite d'une accélération ou d'une décélération. Le déplacement différentiel des substances cause le cisaillement des axones et empêche donc l'acheminement des messages nerveux (Ommaya, 1984).

D'autre part, les lésions cérébrales traumatiques peuvent être classées suivant trois grands types : les traumatismes crâniens légers ou commotions cérébrales, les traumatismes crâniens modérés et les traumatismes crâniens sévères (O'Neil et al., 2013). Or, tous les niveaux de traumatismes peuvent conduire à des conséquences physiques, émotionnelles, cognitives, comportementales sur le long terme et donc affecter les activités quotidiennes de la personne touchée. Les traumatismes crâniens légers sont les plus courants et les moins dangereux. Les symptômes caractéristiques de ce type de traumatisme sont une perte de connaissance inférieure à 30 min, une amnésie post-traumatique pendant moins de 24 h, de la confusion et de la désorientation ou d'autres anomalies neurologiques transitoires. Ils peuvent s'accompagner d'un mal de tête, de la perte d'équilibre ou de mémoire, d'une vision brouillée. Le score de Glasgow est compris entre 13 et 15. Les traumatismes crâniens modérés et sévères sont moins fréquents, mais plus graves. La durée de la perte de conscience est située entre 30 min et 6 h pour les traumatismes modérés et de plus de 6 h pour les traumatismes sévères. L'amnésie post-traumatique se situe entre 1 et 14 jours si le traumatisme est modéré et au-delà de 14 jours pour les traumatismes sévères. Dans les deux cas, des lésions sont observées au scanner et à l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Le score de Glasgow est compris entre 9 et 12 pour les traumatismes modérés et entre 3 et 8 pour les traumatismes sévères.

Enfin, certaines lésions apparaissent directement en réponse à l'impact, ce sont les lésions primaires. Ces blessures ne sont pas réversibles, mais leur gravité peut être réduite avec le port d'équipement de protection. De plus, des complications peuvent survenir comme un hématome, un œdème cérébral, une pression intracrânienne élevée, ce sont les lésions secondaires (Mckee & Daneshvar, 2015).

#### **1.4.3 L'accélération**

L'accélération est considérée comme l'un des meilleurs prédicteurs de lésions à la tête. On distingue deux types d'accélération : l'accélération linéaire et l'accélération rotationnelle. Si la force appliquée passe par le centre de gravité, alors l'accélération est purement linéaire

[m/s<sup>2</sup>]. Sinon, un couple est produit et induit aussi une accélération rotationnelle [rad/s<sup>2</sup>]. Généralement, lors d'un impact, la tête est donc soumise aux deux types d'accélération.

Alors que pendant longtemps l'accélération rotationnelle a été délaissée pour l'accélération linéaire, elle est maintenant reconnue comme une cause importante des blessures au cerveau. Bien que la séparation ne soit pas totalement claire, il ressort de la littérature que l'accélération linéaire induirait des lésions focales causées par des impacts de contact de la tête alors que l'accélération rotationnelle produirait aussi bien des blessures focales que diffuses, dues principalement à une charge inertielle appliquée à la tête (Gennarelli et al., 1971, 1972, 1981; Holbourn, 1943; King et al., 2003; Thibault & Gennarelli, 1985; Unterharnscheidt, 1971).

Lorsque la tête est exposée à des charges supérieures à sa tolérance naturelle, des blessures apparaissent. Les seuils de risque correspondant au traumatisme crânien léger (TCL) sont assez bien documentés dans la littérature. Plusieurs études identifient un risque de 50 % de traumatisme crânien léger autour de 80 g pour l'accélération linéaire et de 6 000 rad/s<sup>2</sup> pour l'accélération rotationnelle (*Voir Tableau 1.6*). Ces valeurs ont été déterminées soit par reconstruction expérimentale d'impact avec de fausses têtes (King et al., 2003; Newman et al., 2000; Zhang et al., 2004), soit par mesure d'impact en condition réelle (Rowson et al., 2012). Toutefois, ces seuils sont spécifiques aux conditions d'impact en football américain, donc, en particulier des impacts casqués. D'autres études se sont intéressées à la détermination de seuils pour les traumatismes crâniens plus graves, mais les données sont plus limitées. Pour l'accélération linéaire, Newman et al. (1986) établissent un seuil à 250-300 g correspondant à des blessures sévères (AIS 5-6) à la tête. Pour l'accélération rotationnelle, Gennarelli et al. (1989, 2003) reconnaissent dans plusieurs études des blessures axonales diffuses au-delà de 10 000 rad/s<sup>2</sup>. Les seuils présentés (*Voir Tableau 1.6*) se basent sur les pics d'accélération, mais cette méthode ne tient pas compte de la durée d'impact, un autre facteur influant sur la gravité des blessures.

Tableau 1.6 Seuil de tolérance de la tête à un impact en fonction de l'accélération

	Accélération linéaire	Accélération rotationnelle
<b>50 % Risque</b>	82 g (Zhang et al., 2004)	5 900 rad/s <sup>2</sup> (Zhang et al., 2004)
<b>Traumatisme Crânien</b>	78 g (Newman et al., 2000)	6 322 rad/s <sup>2</sup> (Newman et al., 2000)
<b>Léger</b>	79 g (King et al., 2003)	5 757 rad/s <sup>2</sup> (King et al., 2003)
		6 383 rad/s <sup>2</sup> (Rowson et al., 2012)
<b>Blessure à la tête</b>	250-300 g (Newman et al., 1986)	
<b>AIS 5-6</b>		
<b>Blessure axonale diffuse</b>		>10 000 rad/s <sup>2</sup> (Gennarelli et al., 2003)

#### 1.4.4 Critères de blessures à la tête basés sur l'accélération

La relation entre un chargement mécanique (la mesure d'un paramètre physique) et la sévérité des blessures associées est établie à l'aide d'un critère de blessures. À chaque critère de blessures sont associées des courbes de risque. Ces courbes permettent de calculer une probabilité pour un niveau de sévérité de blessure et une valeur de critère de blessure donnés. Les critères de blessure à la tête sont généralement divisés en trois catégories : critère basé sur l'accélération linéaire seulement, sur l'accélération rotationnelle seulement ou critère combiné, c'est-à-dire tenant compte de l'accélération linéaire et rotationnelle.

Le critère de blessure le plus couramment utilisé pour caractériser les blessures à la tête est le Head Injury Criterion (HIC). Le HIC se base sur la valeur de la résultante d'accélération linéaire par rapport à la partie la plus critique de la décélération. Il se définit comme :

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

Tirée de Eppinger et al. (1999)

Avec

- t1 et t2 (en s) le temps initial et final de l'intervalle au cours duquel le HIC atteint sa valeur maximale ;
- a (en g) la résultante d'accélération linéaire de la tête.

Dans un premier temps, l'intervalle de temps ( $t_2-t_1$ ) a été limité à 36 ms. Or, des tests ont montré que la probabilité de blessure lors d'évènements de longue durée était faible. Ainsi, la durée généralement admise est actuellement de 15 ms (Eppinger et al., 1999). Les courbes de risque produites par Eppinger et al. (1999), permettent de calculer une probabilité associée à un niveau de AIS donné (Voir Figure 1.8). Généralement, les seuils limites de 1 000 pour le HIC<sub>36</sub> et de 700 pour le HIC<sub>15</sub> sont utilisés dans la littérature pour traduire un risque de blessure sévère (AIS4+). La principale limitation du HIC est qu'il ne prend en compte que les accélérations linéaires. Ainsi, il se présente comme un bon indicateur de blessure seulement dans le cas de blessures focales telles que les fractures du crâne.

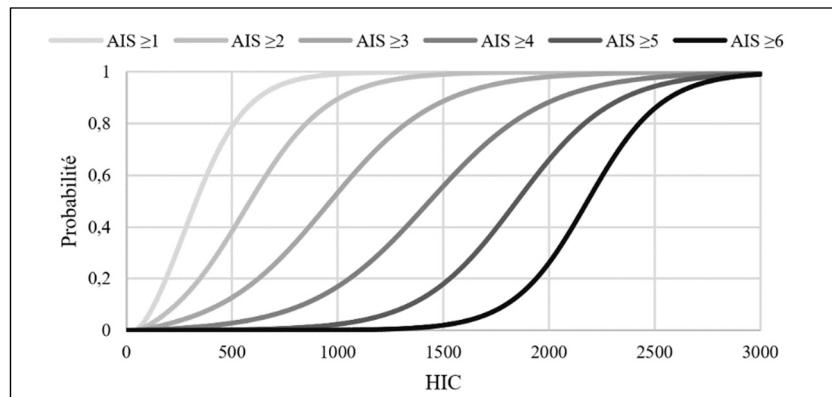


Figure 1.8 Courbes de risque pour la tête en fonction du HIC  
Adaptée de Vezin (2017)

Le Brain Injury Criterion (BrIC) est un critère de tolérance développé par Takhounts et al. (2013) pour prendre en compte les effets de rotation de la tête. Il se calcule comme :

$$\text{BrIC} = \sqrt{\left(\frac{w_x}{w_{xc}}\right)^2 + \left(\frac{w_y}{w_{yc}}\right)^2 + \left(\frac{w_z}{w_{zc}}\right)^2} \quad (1.2)$$

Tirée de Takhounts et al. (2013)

Avec

- $w_x, w_y, w_z$  (en rad/s) vitesse angulaire maximale suivant l'axe x, y, z respectivement;
- $w_{xc}, w_{yc}, w_{zc}$  (en rad/s) vitesse angulaire critique suivant l'axe x, y, z respectivement avec  $w_{xc} = 66,25$  rad/s,  $w_{yc} = 56,45$  rad/s et  $w_{zc} = 42,87$  rad/s.

Plusieurs courbes de risques ont été construites par Takhounts et al. (2013). Dans le cas où les trois composantes de vitesse angulaire sont prises en compte, les courbes présentées à la Figure 1.9 peuvent être utilisées. Toutefois, le BrIC est peu utilisé notamment à cause d'un manque de validation. De plus, le critère ne prend en compte que les vitesses angulaires, ce qui permet d'avoir seulement une bonne appréciation des blessures diffuses comme les lésions axonales diffuses.

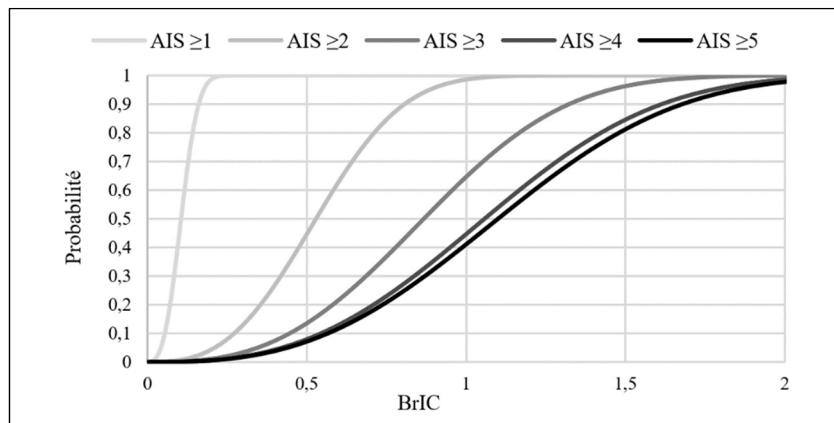


Figure 1.9 Courbes de risque pour la tête en fonction du BrIC  
Adaptée de Takhounts et al. (2013)

Finalement, le HIC est un critère de blessure translationnelle alors que le BrIC est un critère de blessure rotationnelle. Or, dans la réalité les blessures à la tête sont causées par une combinaison de mouvements (linéaires et rotationnels). Ainsi, afin d'améliorer l'évaluation des blessures à la tête, des critères mixtes, c'est-à-dire prenant en compte aussi bien les mouvements linéaires et rotationnels, ont été développés.

En 1985, Newman propose pour la première fois un critère prenant en considération les effets combinés de la cinématique de translation et de rotation : le Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT). Le critère se base sur des valeurs d'accélérations critiques pour la tête :  $a_c = 250 \text{ g}$  et  $\alpha_{mc} = 10\,000 \text{ rad/s}^2$ . Selon Newman (1986),  $a_c = 250 \text{ g}$  correspond à la limite utilisée dans l'évaluation des casques dans le cas d'un mouvement purement linéaire et  $\alpha_{mc} = 10\,000 \text{ rad/s}^2$  est compris dans un intervalle de valeur généralement admis pour les mouvements rotationnels. Ces limites sont schématisées sur la Figure 1.10.

La formulation actuelle du GAMBIT est donnée ci-dessous:

$$\text{GAMBIT} = \frac{a_m}{250} + \frac{\alpha_m}{10\,000} \leq 1 \quad (1.3)$$

Tirée de Newman (1986)

Avec

- $a_m$  (en g) l'accélération linéaire ;
- $\alpha_m$  (en rad/s<sup>2</sup>) l'accélération rotationnelle.

Dans le cas où le GAMBIT  $\geq 1$ , le seuil de tolérance de la tête à un impact est dépassé et donc des blessures sévères existent.

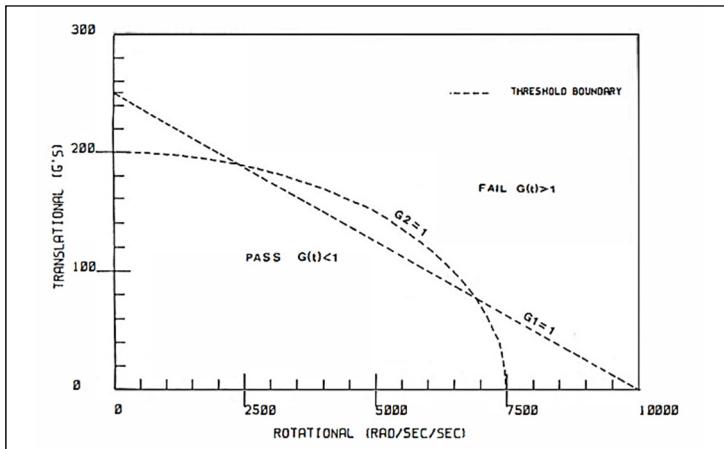


Figure 1.10 Limites pour le GAMBIT  
Tirée de Newman (1986)

Une limitation du GAMBIT est qu'il ne prend pas en compte la durée d'application de l'accélération, mais seulement son maximum. De plus, le GAMBIT est très peu utilisé et n'est présent dans aucune réglementation à cause d'une validation contestée. Ainsi, face à la nécessité d'avoir un critère mixte valide pour l'analyse d'impacts à la tête, une équipe de recherche menée par Rowson a récemment développé plusieurs équations évaluant le risque de commotion cérébrale. La formulation du risque de commotion cérébrale, nommé R, découle de différentes études. Tout d'abord, une fonction de risque basée sur le pic d'accélération linéaire et rotationnelle a été générée à l'aide d'une régression de données d'impacts à la tête de joueurs de football adolescents (Rowson & Duma, 2013). Puis, la fonction a été modifiée

en prenant en compte une relation linéaire entre le pic d'accélération rotationnelle et le pic de vitesse rotationnelle issus de données de capteurs à six degrés de liberté pour des impacts au football (Rowson et al., 2012). Finalement, le terme R peut être défini comme fonction du pic d'accélération linéaire et du pic de vitesse rotationnelle (*Voir Équation (1.4)*).

$$\text{Risque de commotion} = R(a, w) = \frac{1}{1+e^{(-10,2+0,0433a+0,19686w-0,0002075aw)}} \quad (1.4)$$

Tirée de Bland et al. (2018)

Avec

- a (en g) l'accélération linéaire ;
- w (en rad/s) la vitesse rotationnelle.

L'avantage de ce calcul est qu'il tient compte à la fois des mouvements linéaires et rotationnels de la tête. L'utilisation de la vitesse rotationnelle à la place de l'accélération rotationnelle est intéressante, car elle présente moins de variabilité et prend en compte la durée du chargement. Toutefois, les seules conclusions que l'on peut en tirer sont que plus R est faible, plus la probabilité de commotion cérébrale est faible. Il n'existe pas de seuil ou de correspondance avec des échelles de blessures.

Dans ce sens, la même équipe de recherche a travaillé sur un autre critère combiné afin d'évaluer une fonction de risque de commotion cérébrale chez la population jeune (Campolettano et al., 2019). Tout d'abord, une mesure globale de l'accélération linéaire et rotationnelle maximale de la tête par commotion a été formulée. Pour cela, la formule originale du GAMBIT a été adaptée pour des blessures à la tête moins importantes, c'est-à-dire avec des valeurs critiques plus faibles. L'accélération linéaire critique est alors  $a_c = 62,4$  g et l'accélération rotationnelle critique  $\alpha_{mc} = 2\ 609$  rad/s<sup>2</sup>. Cela a conduit au Generalized Acceleration Model for Concussion in Youth (GAM-CY) (*Voir Équation (1.5)*).

Le GAM-CY se définit de la façon suivante :

$$\text{GAM-CY} = \sqrt{\left(\frac{\text{PLA}}{62.4}\right)^2 + \left(\frac{\text{PRA}}{2609}\right)^2} \quad (1.5)$$

Tirée de Campolettano et al. (2019)

Avec

- PLA (en g) le pic d'accélération linéaire ;
- PRA (en rad/s<sup>2</sup>) le pic d'accélération rotationnelle.

Puis, le GAM-CY a été relié au risque de commotion cérébrale à l'aide de la distribution log-normale exprimée ci-dessous :

$$\text{Concussion Risk} = \frac{1}{2} + \frac{1}{2} \text{erf} \left[ \frac{\ln(\text{GAM-CY}) - 0,967}{\sqrt{2} * 0,331} \right] \quad (1.6)$$

Tirée de Campolettano et al. (2019)

Finalement, la Figure 1.11 représente les probabilités de risques de commotion cérébrale en fonction du pic d'accélération linéaire et rotationnelle.

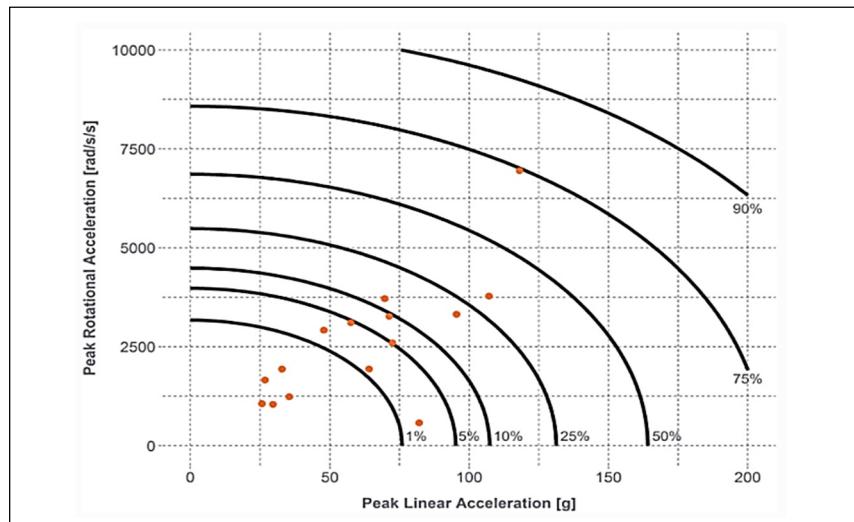


Figure 1.11 Risques de commotion cérébrale en fonction du pic d'accélération linéaire et rotationnelle

Tirée de Campolettano et al. (2019)

Plusieurs limitations peuvent être relevées pour l'utilisation de ce critère. Tout d'abord, le développement du critère est basé sur un nombre réduit de données de commotions cérébrales chez de jeunes joueurs de football. Par ailleurs, la localisation, la durée et la répétition de l'impact ainsi que les facteurs biologiques ne sont pas pris en compte dans le calcul alors qu'ils influencent les risques de blessures. Enfin, les résultats ont montré que les jeunes athlètes ont des commotions cérébrales pour des niveaux biomécaniques plus faibles. Par conséquent, si ce critère est utilisé pour une population adulte, les risques de commotions cérébrales seraient surestimés.

## 1.5 Casque et norme

Après avoir présenté les mécanismes et les risques de blessures à la tête lors d'un impact, cette section de la revue de la littérature se concentre sur les casques qui sont le moyen de protection de la tête le plus courant.

Les casques sont une stratégie primaire efficace pour protéger les conducteurs lors d'un impact. Aujourd'hui dans la pratique, il existe peu de casques spécifiques aux usagers de trottinette électrique. Ces derniers utilisent donc les casques conçus pour le cyclisme de route. Peu de recherches portent sur les casques et les trottinettes électriques conjointement, mais au contraire, de nombreuses études traitent du port du casque lors de la pratique du vélo. La méta-analyse de Høye (2018) portant sur 55 études montre que le port du casque diminue les risques de blessures à la tête de 48 % et les traumatismes crâniens graves de 60 %. L'étude numérique par multicorps rigides de McNally & Whitehead (2013) relève une réduction de 40 % en moyenne des risques de blessures AIS>3, en cas d'impact à la tête lors d'accidents courants à vélo. À partir d'une étude par éléments finis, Fahlstedt et al. (2016) identifient que le risque de commotion cérébrale est réduit de plus 54 % avec un casque. Bien que la cinématique de chute à vélo soit quelque peu différente de celle à trottinette électrique, il est cohérent de penser que les casques ont également un pouvoir protecteur pour les usagers de trottinette.

### 1.5.1 Éléments protecteurs d'un casque

L'objectif principal d'un casque est d'absorber l'énergie d'impact afin de diminuer les risques de blessures à la tête lors d'un choc. Globalement, un casque se compose d'une coque externe, d'une doublure de protection, d'un coussin de confort et d'une sangle de maintien (*Voir Figure 1.12*). La coque externe et la doublure de protection contribuent à la réduction de l'énergie d'impact via différentes stratégies. La coque externe est généralement thermoformée en polycarbonate ou en acrylonitrile butadiène styrène (ABS). D'une épaisseur de quelques millimètres, son rôle est d'augmenter la surface de contact au sol afin de redistribuer la force d'impact. La pression est inversement proportionnelle à la surface. Ainsi, en augmentant la zone de contact du casque au sol, la pression que subit la tête est moindre. De plus, la rigidité de la coque prévient contre la pénétration d'objet pointu. Pour sa part, la doublure de protection (ou liner) est souvent composée d'une mousse en polystyrène expansé haute densité d'une dizaine de millimètres d'épaisseur. En cas d'impact, la mousse va absorber le choc en se compactant et l'énergie va être dissipée par déformation élastique et plastique du matériau. La tête va alors être décélérée plus progressivement.

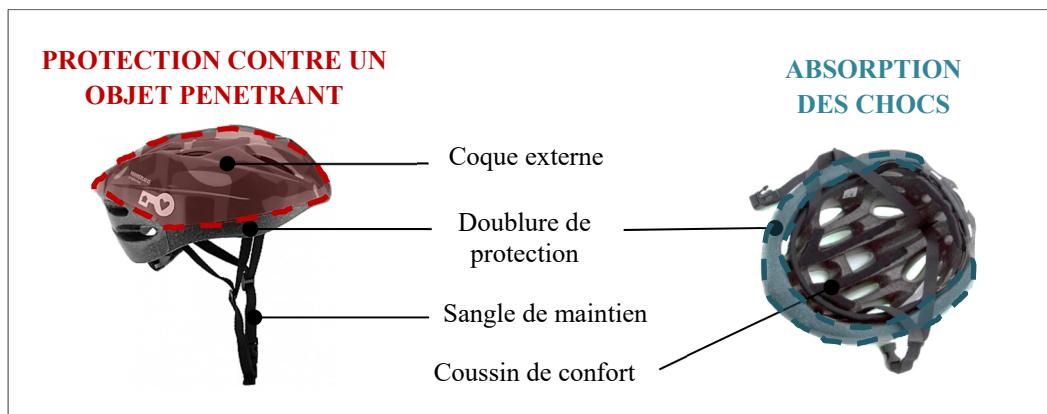


Figure 1.12 Principaux éléments d'un casque de protection cycliste  
Adaptée de Drivecase (s. d.)

### 1.5.2 Méthodes normalisées d'évaluation des casques

À ce jour, aucune méthode d'évaluation n'est spécifique aux casques de trottinette électrique. Dans les faits, les normes d'évaluation et d'homologation des casques de cyclistes sont appliquées aux casques destinés à la pratique de la trottinette. À travers le monde, différentes normes de casques de cyclistes existent. En Europe, hors Royaume-Uni, la norme EN 1078 régule les casques pour cyclistes et pour les utilisateurs de planches et de patins à roulettes. Les normes CPSC 1203 et AS/NZS 2063 sont suivies respectivement aux États-Unis et en Océanie. Ces normes énoncent des exigences et fournissent des méthodes d'essais afin de déterminer la performance du casque (construction, propriétés d'absorption des chocs, caractéristiques du système de rétention). Elles évaluent globalement toutes les mêmes critères de performance des casques et se basent sur l'accélération linéaire comme critère d'homologation. Ainsi, par simplification, seule la norme européenne EN 1078 sera considérée dans cette revue. De plus, l'objectif de notre travail de recherche est de savoir si les casques protègent les usagers. Alors, seul le test relatif à la capacité des casques à absorber l'énergie lors d'un impact est présenté.

La norme EN 1078 évalue la capacité d'absorption des chocs des casques à partir d'un test d'impact radial. Plus précisément, une fausse tête casquée est lancée verticalement sur une enclume. Les tests sont réalisés dans un cadre normé, résumé brièvement ci-dessous :

- La fausse tête doit suivre la norme EN 960 et doit être équipée d'un accéléromètre tridimensionnel permettant un enregistrement jusqu'à 2 000 g ;
- Le casque doit être soumis à trois conditionnements différents, soit à haute température, à basse température et à un vieillissement artificiel ;
- Deux types d'enclumes en acier doivent être utilisées : plate et à cornière ;
- La vitesse d'impact sur l'enclume plate doit être de 5,42 m/s et de 4,57 m/s sur l'enclume à cornière.

La valeur d'accélération linéaire, enregistrée au centre de gravité de la tête au moment du choc, ne doit pas dépasser 250 g pour que le casque soit qualifié conforme. Dans le cas de la norme

américaine (CPSC 1203), le seuil d'homologation est fixé à 300 g. Ce seuil correspond à plus de 50 % de risques de blessures sévères à la tête ou de fracture du crâne (Mertz et al., 2003). La Figure 1.13 et le Tableau 1.7 détaillent les conditions d'expérimentation de la norme EN 1078 pour l'évaluation de la capacité d'absorption des chocs.

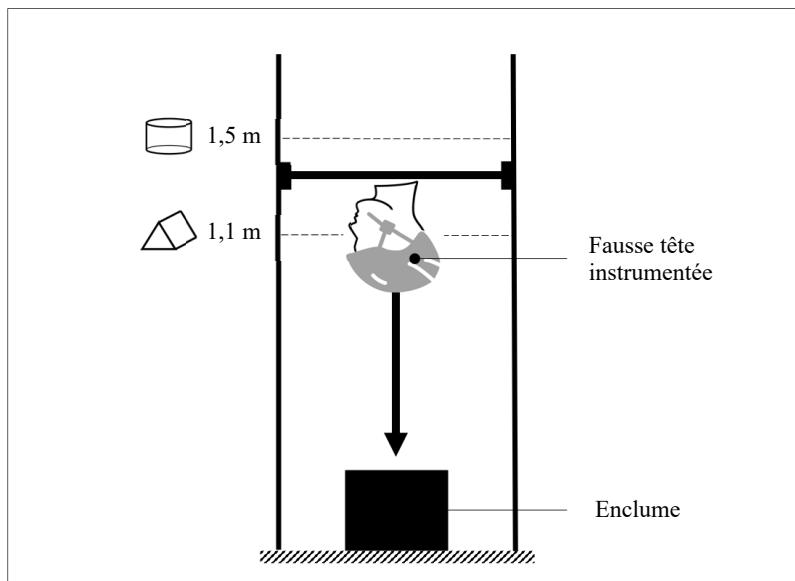


Figure 1.13 Schéma des tests d'évaluation de la capacité d'absorption des chocs suivant la norme EN 1078  
Adaptée de NF EN 1078 (2012)

Tableau 1.7 Détails des conditions d'expérimentation de la norme EN 1078  
Adapté de NF EN 1078 (2012)

Tête	ISO
<b>Conditionnement</b>	Froid : $T = -20 \pm 2^\circ\text{C}$ Chaud : $T = +50 \pm 2^\circ\text{C}$ Humide : UV + Vaporisation eau
<b>Enclume</b>	Plate : $\Phi = 130 \pm 3 \text{ mm}$ Cornière : $r = 15 \pm 0,5 \text{ mm}$ , $h \geq 50 \text{ mm}$ , $L \geq 125 \text{ mm}$
<b>Vitesse d'impact initiale</b>	Enclume plate : $5,42 \text{ m/s}$ Enclume cornière : $4,57 \text{ m/s}$
<b>Condition d'homologation</b>	Accélération linéaire $< 250 \text{ g}$

La méthode d'évaluation des casques suivant la norme EN 1078 s'avère limitée sur plusieurs points. Le principal désavantage de la méthode est que l'impact est purement radial, de fait, seule l'accélération linéaire est étudiée. Or, il a été démontré que l'accélération rotationnelle est aussi responsable des blessures importantes à la tête et au cerveau, incluant des commotions cérébrales ou des blessures axonales diffuses. D'autre part, les fausses têtes, généralement en métal, ont un très faible niveau de biofidélité. De fait, elles ne permettent pas d'appréhender le comportement complexe de la tête humaine lors de l'impact. Les phénomènes d'inertie créés par le corps et la liaison tête/cou ne sont pas pris en compte dans ce test. Enfin, dans la réalité, la tête heurte rarement des éléments aussi rigides que les enclumes en acier, mais impacte plutôt du bitume. En conséquence, ce test normatif a été adapté à plusieurs reprises afin de s'affranchir de ces limitations et ainsi évaluer les casques dans des conditions d'impact réalistes.

### 1.5.3 Autres méthodes d'évaluation des casques

En général, lors d'une chute, l'impact au sol génère aussi bien des accélérations linéaires que rotationnelles au niveau de la tête, d'où l'intérêt de développer d'autres méthodes d'évaluation tenant compte des conditions réelles d'impact. Afin de générer une rotation de la tête au moment du choc, la force d'impact ne doit pas être dirigée vers le centre de gravité. Ainsi, divers bancs d'essai ont été déployés pour évaluer la performance des casques lors d'un impact oblique. En particulier, les méthodes de l'impact sur enclume inclinée et de l'impact sur surface mobile ont été appliquées aux casques de vélo.

La méthode de l'enclume inclinée a été utilisée à de nombreuses reprises pour étudier les casques de vélo (Bland et al., 2018; Bliven et al., 2019; Hansen et al., 2013; Milne et al., 2014). En pratique, la tête est lancée verticalement sur l'enclume inclinée fixe. La tête est alors soumise à une force normale et une force tangentielle comme présenté à la Figure 1.14. L'angle d'inclinaison de l'enclume est variable et choisi en fonction des conditions d'accident à reproduire. Dans le cas des casques de vélo, l'angle est généralement de 30°, 45° ou 60° par rapport à l'horizontale soit des angles courants d'impacts de la tête à vélo. L'instrumentation

de la tête avec un capteur gyroscopique triaxial permet d'enregistrer les vitesses angulaires et ainsi d'obtenir des informations sur les accélérations rotationnelles. Cette méthode a l'avantage de pouvoir être facilement mise en place dans les laboratoires de tests, car elle nécessite seulement des modifications mineures d'une tour de chute traditionnelle.

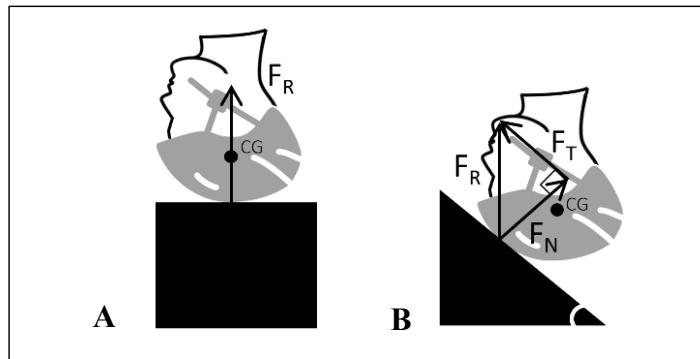


Figure 1.14 Composantes de force lors d'un impact  
A – radial, B – oblique

Initialement développée pour les casques équestres (Harrison et al., 1996), la méthode d'impact sur surface mobile a été plusieurs fois adaptée pour l'évaluation de la performance de casques de vélo (McIntosh et al., 2013; Mills & Gilchrist, 2008). Le système comprend un plateau mobile composé de deux plaques d'aluminium séparées par des cellules de forces triaxiales, permettant d'enregistrer les forces normales et tangentielles. Le système repose sur des roulements et se meut grâce à un vérin pneumatique. Dans la pratique, la tête en chute libre va impacter le plateau, qui en mouvement horizontal va alors créer un mouvement de rotation au niveau de la tête, comme illustré à la Figure 1.15. Ici encore, l'instrumentation de la tête permet d'obtenir des données d'accélérations linéaires et rotationnelles. Cette méthode d'impact est un peu plus complexe que celle de l'enclume inclinée et une difficulté est de maintenir la vitesse de la plaque constante au moment de l'impact.

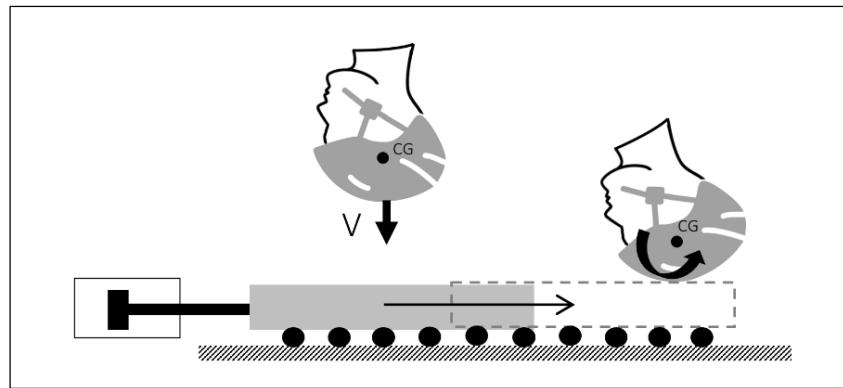


Figure 1.15 Schéma du montage d'un impact sur surface mobile

Ces deux méthodes expérimentales ne représentent pas une liste exhaustive des méthodes d'impact obliques existantes. Cependant, à ce jour, ce sont les seules méthodes qui ont été mises en œuvre avec des casques de vélo. D'autres tests ont été menés en particulier sur les casques de moto, avec la méthode du disque tournant (Aldman et al., 1976; Mills & Gilchrist, 1996), ou sur les casques de football et de hockey, avec la méthode du pendule pesant ou de l'impacteur pneumatique linéaire (Clark et al., 2016; Pellman et al., 2006).

#### 1.5.4 Types de fausse tête utilisés pour évaluer les casques

Divers modèles et tailles de fausses têtes sont actuellement utilisés lors des tests d'impact de casques. Les plus courantes sont les têtes métalliques normées ISO, la National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment (NOCSAE) et l'Hybrid III, 50<sup>ème</sup> percentile. Utilisées principalement dans les tests normatifs, les fausses têtes ISO en métal rigide ont souvent une forme et une masse basée sur l'anthropométrie humaine, mais ont une réponse à l'impact très différente d'une tête humaine. Or, il est intéressant d'évaluer les casques à l'aide d'un substitut présentant un bon niveau de biofidélité. Les fausses têtes NOCSAE et Hybrid III ont une forme, une masse et des moments d'inertie semblables à ceux de la tête humaine (*Voir Tableau 1.8*). Les deux modèles ont été validés sur la base de données cadavériques (Hodgson, 1975; Hubbard & McLeod, 1974). Toutefois, des différences de géométries, de matériaux, d'instrumentations et de propriétés inertielles conduisent à une réponse dynamique distincte pour chacune des fausses têtes.

La tête NOCSAE est considérée comme la plus biofidèle avec une anatomie du bas de la tête plus précise, un remplissage de la cavité simulant le cerveau, et des propriétés inertielles plus proches de la tête humaine (Cobb et al., 2015). De plus, la tête NOCSAE a été conçue spécifiquement pour les tests de casques, à la différence de l'Hybrid III qui a été développée pour les tests automobiles. La validation de l'Hybrid III est donc limitée à des impacts de courte durée non protégés (Mertz, 1985). Or, la tête Hybrid III est actuellement la plus largement utilisée dans les essais biomécaniques, du fait d'un bon niveau de biofidélité et de la présence d'une grande cavité centrale où des capteurs peuvent être facilement installés.

Tableau 1.8 Comparaison des caractéristiques de masse et inertielles de fausses têtes à un cadavre humain

Type de tête	masse (kg)	$I_{xx}$ (kg.cm $^2$ )	$I_{yy}$ (kg.cm $^2$ )	$I_{zz}$ (kg.cm $^2$ )	$I_{xy}$ (kg.cm $^2$ )	$I_{xz}$ (kg.cm $^2$ )	$I_{yz}$ (kg.cm $^2$ )
<b>Cadavre humain</b> (Yoganandan et al., 2009)	4,5	211	321	179	-	-	-
<b>ISO – Type J</b> (EN 960)	4,7	-	-	-	-	-	-
<b>Hybrid III</b> (Funk et al., 2018)	4,54	153	210	181	180	198	198
<b>NOCSAE</b> (Funk et al., 2018)	4,51	183	240	167	207	192	200

Les conditions aux limites entre la tête et le casque influencent la réponse à l'impact. En réalité, les cheveux et le cuir chevelu créent des frottements avec le casque par des effets de glissement et de tenseur. L'étude de Trotta et al. (2018) montre que le coefficient de friction crâne/cuir chevelu est très faible (0,06), alors que celui du cuir chevelu/liner est non négligeable (0,29). Or, actuellement, les fausses têtes ne reproduisent pas ce comportement d'interface. La même étude énonce que la peau en vinyle recouvrant la tête Hybrid III augmente considérablement la friction avec le casque (0,75) et que les fausses têtes rigides en magnésium EN 960, sans couche externe, réduisent le coefficient de friction (0,16) (Trotta et al., 2018). Par ailleurs, plusieurs études ont montré que le port d'une perruque affecte les valeurs d'accélérations (Aare & Halldin, 2003; Mills & Gilchrist, 2008; Willinger et al., 2015). Dans l'étude numérique de

Willinger et al. (2015), le port d'une perruque a réduit au minimum l'accélération angulaire de 17 % et la vitesse angulaire de 4 %.

D'autre part, dans les études d'évaluation de casques, les fausses têtes sont couramment couplées avec un faux cou, ou avec un mannequin entier, dans le but d'améliorer la biofidélité de la dynamique de réponse. Le cou Hybrid III, 50<sup>ème</sup> percentile, est le plus fréquemment utilisé. Il est compatible avec la majorité des fausses têtes, mais l'assemblage peut requérir certains ajustements comme dans le cas de la tête NOCSAE (MacAlister & Tech, 2013; Pellman et al., 2006). La validation du cou Hybrid III a consisté en des tests d'impacts automobiles, frontaux et arrières, réalisés avec des sujets humains et cadavériques (Foster et al., 1977). De fait, le cou Hybrid III présente une bonne biofidélité en flexion/extension. Toutefois, pour les autres directions de chargement, une rigidité accrue a été relevée dans plusieurs études (Herbst, 1998; Myers et al., 1989; Sances et al., 2002; Svensson & Lövsund, 1992). Or, la rigidité du cou influence la cinématique de réponse à l'impact. Rousseau et al. (2010) ont comparé les réponses à un impact frontal, d'une tête Hybrid III couplée à trois coussins de rigidité différente. Les résultats montrent que plus le cou est rigide, plus l'accélération linéaire est importante et moins l'accélération angulaire est élevée. L'accélération est un paramètre cinématique corrélé au niveau de blessure. La biofidélité du cou est donc importante pour pouvoir qualifier correctement les blessures à la tête lors d'un accident.

L'utilisation d'un faux cou, ou d'un mannequin entier, lors des tests d'impacts est controversée. Tout d'abord, plusieurs études numériques relèvent des réponses d'impact similaires avec ou sans l'utilisation d'un cou ou d'un corps entier. L'étude par éléments finis de Fahlstedt et al. (2016), portant sur la prédiction des blessures lors d'accident à vélo, présente un rapport moyen entre une tête unique et une tête associée à un corps entier de 1,06 pour le pic d'accélération linéaire, de 1,08 pour le pic d'accélération angulaire et de 1,05 pour le pic de vitesse angulaire. D'autres études précisent ce résultat en ajoutant une notion de temps. Pour Verschueren (2009), lorsque la tête est la première zone du corps à impacter la surface, alors elle peut être dissociée du reste du corps pendant les 2-3 premières ms de l'impact. Pour Willinger et al. (2014), l'accélération rotationnelle est similaire pour la tête seule ou couplée

avec le cou Hybrid III pendant les 10 premières ms. Toutefois, l'étude soulève que le cou a une influence sur la cinématique de la tête à plus long terme après l'impact. Enfin, Willinger et al. (2015) évoquent la présence d'une zone neutre dans la partie supérieure du cou. Dans cette zone sans force ni moment, de l'ordre de 10°, la tête pourrait être dissociée du cou.

Au contraire, d'autres études recommandent d'utiliser un faux cou, ou un corps entier, pour prendre en compte les phénomènes d'inertie présents dans le corps humain. En réalité, la masse du corps crée un mouvement de rotation, transmis à travers le cou, à la tête. Ainsi, l'ajout d'un cou ou d'un corps aurait une influence significative sur la cinématique de la tête, notamment sur sa composante de rotation. Hering et al. (2000) ont comparé expérimentalement la cinématique d'un mannequin entier Hybrid III et d'une tête Hybrid III seule, casqués, soumis à différentes conditions d'impact. L'étude montre que la dynamique de la tête est modifiée en présence d'une masse corporelle. Dans le cas des impacts obliques à enclume abrasive, tant les accélérations linéaires que rotationnelles ont été augmentées avec la présence d'un corps. Pour les impacts sur enclume plate, les résultats varient en fonction de l'angle d'impact du corps. Expérimentalement, l'utilisation d'un mannequin complet n'est pas pratique, de fait, d'autres méthodes ont été employées pour évaluer l'influence du cou sur la réponse de la tête. Bland (2019) a réalisé des tests d'impacts obliques sur enclume plate, en utilisant une tête NOCSAE couplée à un cou Hybrid III. Le cou était attaché à une masse de 16 kg, représentative de la masse du torse. Dans son cas, l'ajout d'un cou a conduit à une réduction des pics d'accélérations linéaires et rotationnelles. Dans une étude numérique par éléments finis, Ghajari et al. (2013) ont trouvé que pour un impact oblique la présence du corps augmentait de plus de 40 % le pic d'accélération rotationnelle de la tête.

Finalement, le manque de biofidélité du cou et sa variabilité aux conditions d'impact (durée d'impact, configuration d'impact, etc) remettent en question son utilisation lors de l'évaluation des casques.

## **1.6 Étude biomécanique des accidents de trottinette électrique**

Cette dernière section de la revue de la littérature commence par exposer les différentes méthodes biomécaniques d'étude des accidents. Puis, elle se concentre sur les études multicorps d'accidents à trottinette en présentant leur méthodologie et leur résultat.

### **1.6.1 Méthodes expérimentales et numériques d'étude des accidents**

En sécurité routière, connaître le comportement du corps humain au cours d'un accident est essentiel pour pouvoir le protéger. En particulier, l'impact tête/sol est reconnu comme une cause majeure des blessures sévères à la tête dans les accidents piétonniers (Crocetta et al., 2015; Shang et al., 2018). Par conséquent, identifier les conditions d'accident et d'impact permet d'évaluer les mécanismes lésionnels et les risques de blessures en fonction des différentes variables (positionnement, vitesse, surface impactée, type de véhicule impliqué). D'une part, la connaissance des facteurs environnementaux de risques a pour but d'aider les autorités à adapter leur réglementation. D'autre part, la connaissance des conditions d'impact, notamment de la tête, vise à développer des méthodes d'évaluation des systèmes de protection en accord avec les conditions réelles d'impacts et à concevoir des protections optimisées (Serre, 2015). Deux approches permettent d'obtenir des données biomécaniques relatives aux accidents : l'expérimental et le numérique.

Traditionnellement, des essais expérimentaux avec des volontaires, des mannequins ou des cadavres sont réalisés afin d'obtenir des informations sur les conditions d'accident. Tout d'abord, les tests avec sujets humains permettent d'évaluer la réponse réelle du corps humain au choc. Mais, l'importance des vitesses et des forces mises en jeu lors d'accidents de la route pose des limitations éthiques. Le corps humain est fragile : soumettre une personne à un choc pourrait affecter son intégrité physique. Ainsi, dans le cas d'une expérimentation humaine, les risques doivent être mesurés et limités afin de ne pas blesser la personne. Les essais expérimentaux de chutes à trottinette électrique avec des volontaires sont très rares. Une vidéo de sensibilisation de la Mutuelle Assurance des Commerçants et Industriels de France (MACIF) montre deux scénarios de collisions : une trottinette électrique lancée à 25 km/h

percutant un adulte traversant un passage piéton et une trottinette électrique lancée à 15 km/h percutant un enfant sur un trottoir. Dans les deux scénarios, le conducteur de la trottinette est humain et la victime est un mannequin (MACIF, 2020). De même, l'entreprise Swifty scooters a réalisé plusieurs chutes de trottinettes causées par un nid de poule. Un cascadeur est lancé à environ 10 km/h vers un nid de poule de 36 mm à 72 mm de profondeur et 400 mm à 800 mm de largeur (Allerton, 2020). Or, ces essais impliquant des volontaires humains sont seulement représentatifs de conditions d'impact où les risques sont maîtrisés, donc plutôt faibles. De plus, la qualité de ces vidéos ne permet d'avoir qu'une idée générale de la chute. À ce jour, aucun essai en laboratoire n'a reproduit des accidents de trottinette électrique avec des volontaires.

Les autres méthodes expérimentales ont un niveau de biofidélité moindre, mais sont plus faciles à mettre en œuvre, malgré des coûts qui restent élevés. Ainsi, elles ont davantage été utilisées pour obtenir des informations sur les conditions d'accident piétonnier, cycliste ou de trottinette électrique (DEKRA, 2020; Serre, 2015; Shang et al., 2020). En effet, les études avec mannequin estiment assez précisément les forces, mais ne permettent pas d'apprécier les niveaux de tolérance des tissus humains. L'expérimentation sur cadavre mesure les forces et les modifications des structures biologiques, mais en tant que substitut passif les cadavres ne présentent pas de réflexes de protection.

Plusieurs essais expérimentaux d'accidents de trottinette électrique ont été réalisés avec des mannequins. L'entreprise fka GmbH a réalisé une série de collisions d'une trottinette électrique contre une voiture (collision latérale à une intersection, accident lors d'un virage à droite, accident lors d'un virage à gauche) (fka GmbH, 2019). Par ailleurs, l'association allemande d'inspection des véhicules à moteur (DEKRA) a réalisé trois essais d'impacts d'une trottinette contre une bordure de trottoir, avec un mannequin Hybrid III. Le but des essais était d'évaluer si le port d'un équipement de protection réduisait le risque de blessures graves à la tête. Ainsi, le premier test a été réalisé sans protection, le second avec un casque et le troisième avec un coussin gonflable. Les résultats montrent que le HIC<sub>36</sub> est considérablement plus faible avec le port d'un équipement de protection (HIC<sub>36</sub> sans protection = 5 282, HIC<sub>36</sub> avec casque = 122, HIC<sub>36</sub> avec coussin gonflable = 169) (DEKRA, 2020). L'entreprise Autoliv a réalisé plusieurs

collisions trottinette/voiture afin d'évaluer différents concepts de coussins gonflables, intégrés à la trottinette ou à la voiture (Autoliv, 2020, 2021). Toutefois, à ce jour, la cinématique d'accident de ces vidéos de trottinettes électriques n'a pas été étudiée. Ainsi, la littérature fournit peu de données sur les conditions d'impact lors d'une chute ou d'une collision à trottinette électrique. D'autre part, l'entreprise Exponent a réalisé 23 essais de collisions de trottinettes électriques afin de concevoir une nouvelle méthode de tests spécifique aux trottinettes électriques, incluant des mannequins anthropomorphiques. La série de tests comprend entre autres des impacts avec un trottoir à angle d'incidence variable, avec un véhicule à l'arrêt ou avec un piéton. De plus, la taille des pneus, la vitesse d'impact et l'équipement de protection du conducteur sont des paramètres variables. Ici encore, les résultats de ces tests ne sont pas encore publiés (Como et al., 2022). Par ailleurs, aucun essai de trottinettes électriques n'a impliqué des cadavres. Or, cette méthode a été utilisée plusieurs fois pour caractériser les impacts et la gravité des blessures lors d'accidents piétonniers (Serre, 2015; Shang et al., 2020). Shang et al. (2020) ont réalisé six tests cadavériques de collisions entre un piéton et un véhicule lourd. À l'aide d'accéléromètres placés sur le cadavre et de caméras haute vitesse, la trajectoire, la vitesse linéaire et la cinématique rotationnelle de la tête ont été isolées, ce qui a permis d'évaluer certains critères lésionnels tels que le HIC ou le BrIC (Shang et al., 2020).

De plus en plus populaires, les études numériques permettent de s'affranchir des limitations éthiques et budgétaires des essais expérimentaux. La simulation numérique se base sur des lois physiques afin de recréer des scènes d'accidents réelles. Elle fournit des informations précises sur la cinématique du corps humain, les conditions d'impact et les blessures. Deux méthodes numériques sont utilisées pour déterminer la cinématique des accidents : les simulations multicorps ou par éléments finis. Tout d'abord, un modèle multicorps se compose de plusieurs corps rigides reliés entre eux par des liaisons cinématiques. Les mouvements de ces systèmes sont décrits par des valeurs de forces et de déplacements. La simulation multicorps offre une grande liberté de conception avec des modèles simplifiés et paramétrables, le temps de calcul est limité et les résultats présentent une bonne robustesse. Ainsi, une grande variété de chutes peut être simulée en un temps réduit (Serre, 2015). Cette approche est largement utilisée dans

l’industrie automobile ou du transport pour analyser la sécurité des occupants des véhicules. De même, plusieurs études portent sur la reconstruction d’accidents d’usagers vulnérables comme les piétons (Shang et al., 2021), les cyclistes (McNally & Whitehead, 2013; Pang et al., 2008) ou les usagers d’engins de déplacement personnel (Xu et al., 2016). Toutefois, la méthode multicorps étudie seulement le comportement général d’un système. Or, quand il s’agit de faire une analyse précise et localisée, les études par éléments finis deviennent nécessaires. La simulation par éléments finis décrit, avec précision, des géométries complexes à l’aide de formes simples et fournit des résultats en termes de contraintes et de déformations (Serre, 2015). À ce jour, la trottinette électrique est un moyen de déplacement qui a peu été étudié numériquement. Seule une étude multicorps porte sur les chutes à trottinette électrique causées par un nid de poule (Posirisuk et al., 2022) et une autre traite des collisions trottinette/voiture en combinant les approches éléments finis et multicorps (Ptak et al., 2022).

Enfin, les études expérimentales et numériques sont couramment utilisées conjointement pour caractériser les accidents de la route. En particulier, les études expérimentales fournissent des informations utiles pour la validation des modèles numériques. Des paramètres qualitatifs comme la cinématique globale de l’usager, la projection au sol et les zones d’impact aussi bien que des paramètres quantitatifs comme les vitesses d’impact ou les pics d’accélération peuvent être comparés. Ptak et al. (2022) se sont inspirés des scénarios de collisions trottinette/voiture de l’entreprise fka GmbH pour évaluer la cinématique de leur modèle numérique (*Voir Figure 1.16*). Les essais de chute à trottinette de Swifty scooters ont été reproduits numériquement par Posirisuk et al. (2022) (*Voir Figure 1.17*). Le modèle multicorps a été validé en comparant seulement le temps et la distance de chute expérimentaux et numériques. Les résultats des tests cadavériques de Shang et al. (2020) ont été repris dans une étude numérique, dont le but était d’évaluer la capacité prédictive d’un modèle numérique à identifier la cinématique du contact au sol des piétons et leurs blessures (Shang et al., 2021). Divers paramètres ont été comparés tels que la cinématique globale, les positions verticale et horizontale du centre de gravité de la tête, le temps de contact de la tête au sol, le mécanisme de contact au sol et des critères de blessures (HIC, BrIC). Enfin, Serre (2015) joue sur la complémentarité des données accidentologiques, des tests expérimentaux et de la simulation numérique pour étudier les

accidents routiers. Les données accidentologiques renseignent sur les mécanismes de production des accidents (condition d'accidents, configuration de collision et blessures réelles) et les tests expérimentaux sur les paramètres cinématiques de l'accident (trajectoire, vitesse, accélération). Par association des données accidentologiques et de tests expérimentaux cadavériques, le modèle numérique est validé.

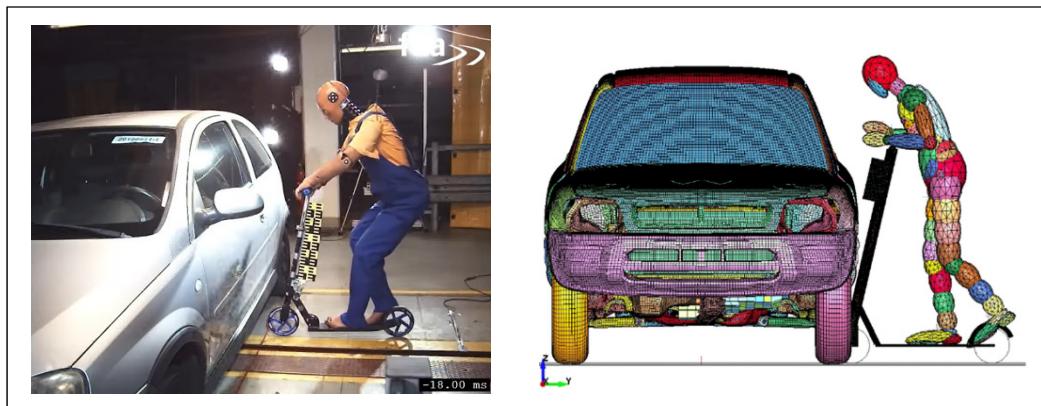


Figure 1.16 Essai expérimental et reproduction numérique d'une collision d'une trottinette contre une voiture  
Tirée de fka GmbH (2019) et Ptak et al. (2022)

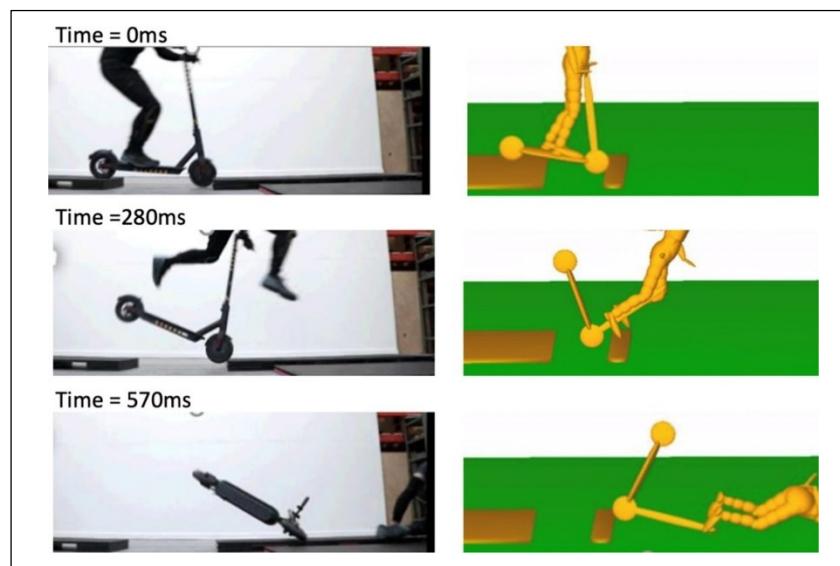


Figure 1.17 Essai expérimental et reproduction numérique d'une chute à trottinette causée par un nid de poule  
Tirée de Posirisuk et al. (2022)

### 1.6.2 Simulation multicorps d'accidents de trottinette électrique

Bien que les études numériques étudiant les accidents de trottinette électrique soient rares, deux études multicorps ont été publiées très récemment (Posirisuk et al., 2022; Ptak et al., 2022). Les modèles multicorps d'accidents de trottinette électrique comprennent deux composantes majeures soient le conducteur de la trottinette et la trottinette électrique. Ces éléments sont ensuite intégrés dans un environnement accidentogène.

La reproduction multicorps d'accidents de la voie publique est généralement effectué avec le logiciel MAThematical Dynamic Model (MADYMO) qui est associé à une large bibliothèque de modèles d'humains et de mannequins numériques validés pour la reconstruction d'accidents. En particulier, le modèle humain piétonnier 50<sup>ème</sup> percentile a été utilisé à plusieurs reprises dans des simulations multicorps d'accidents (Crocetta et al., 2015; Peng et al., 2012; Simms & Wood, 2006; Xu et al., 2016) et dans les deux simulations de chutes à trottinette électrique (Posirisuk et al., 2022; Ptak et al., 2022). Ce modèle représentatif d'un homme moyen est composé de 52 corps rigides et la surface extérieure est décrite par 64 ellipsoïdes. Il pèse 75,7 kg pour une taille de 1,74 m (Siemens, 2020). Le modèle a été largement validé à partir de données cadavériques (Yang et al., 2000).

Par ailleurs, un seul modèle multicorps de trottinette électrique est documenté dans la littérature. Posirisuk et al. (2022) ont construit leur modèle multicorps de trottinette à partir du modèle réel Lime Gen 3.0. Le même modèle de trottinette a été utilisé par Ptak et al. (2022) pour construire un modèle éléments finis de trottinette électrique. Le modèle est composé de deux corps rigides : un correspondant à la roue avant de la trottinette et un autre pour le reste de la trottinette. Les corps rigides sont reliés par un joint de révolution au niveau de l'axe de la roue permettant la rotation de la roue lors d'un impact. La surface extérieure de la trottinette est modélisée à l'aide de cinq ellipsoïdes (roue avant et arrière, châssis, guidon, colonne de direction). La Figure 1.18 présente le modèle de trottinette et son assemblage avec le conducteur. Un modèle de trottinette par conception assistée par ordinateur (CAO) a été utilisé pour obtenir les dimensions principales, la masse, les moments d'inertie et la localisation des

centres de masse des différents corps rigides. Par ailleurs, les caractéristiques de contact sont basées sur des études antérieures d'autres engins de déplacement personnel, dont le vélo ou le gyropode (Crocetta et al., 2015; Xu et al., 2016). En particulier, les fonctions de force/déflexion caractéristiques à chaque élément de la trottinette sont tirées de l'étude de Xu et al. (2016). Une méthode similaire avait été adoptée par McNally & Rosenberg (2013) pour construire un modèle de vélo. Le vélo de simulation était basé sur un modèle typique de vélo pour enfant (Ridgeback MX16). Le logiciel Pro Engineer Wildfire 4.0 avait permis de déterminer les valeurs de masse et de moments d'inertie. Enfin, les fonctions de contact pneu/sol étaient issues de la littérature (Moore et al., 1996).

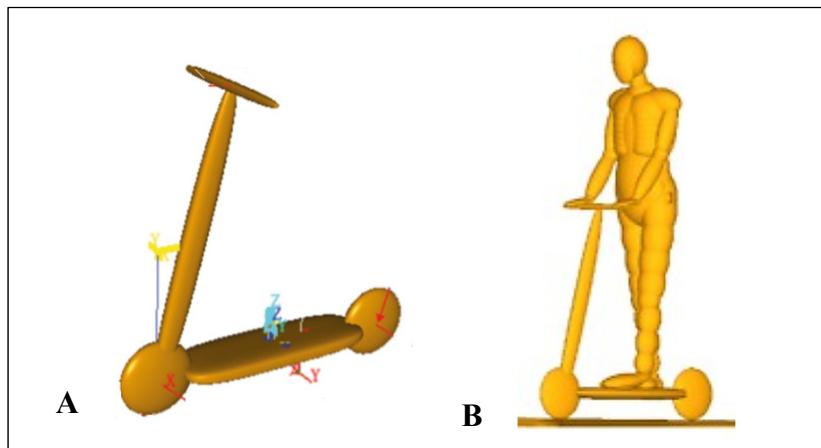


Figure 1.18 A – Modèle multicorps de trottinette,  
B – Assemblage de la trottinette et du conducteur  
Adaptée de Posirisuk et al. (2022)

Ptak et al. (2022) et Posirisuk et al. (2022) ont simulé deux types d'accidents, dont les résultats de simulations fournissent des données préliminaires sur les conditions d'accident et d'impact de la tête. Tout d'abord, pour simuler des collisions trottinette/voiture, Ptak et al. (2022) ont inclus un modèle éléments finis de voiture. Puis, le modèle de trottinette était lancé sous différents angles d'impact vers la voiture afin de créer la collision. L'étude met en évidence la trajectoire du centre de gravité de la tête au cours de l'impact contre la voiture. Elle fournit également des données sur l'accélération de la tête de l'usager lors du choc. En fonction de la configuration d'impact, les pics d'accélération sont compris entre  $777 \text{ m/s}^2$  et  $296 \text{ m/s}^2$ . De plus, selon le scénario, un second pic d'accélération, allant de 42 % à 66 % de la valeur

maximale d'accélération, est observé 2 à 15 ms après le premier pic. De son côté, pour simuler des chutes individuelles à trottinette, Posirisuk et al. (2022) ont construit des nids de poule à l'aide de deux ellipsoïdes de forme rectangulaire. La profondeur des ellipsoïdes et la distance entre ellipsoïdes étaient variables. Puis, le modèle de trottinette était lancé, à différentes vitesses, vers le nid de poule afin de générer la chute. L'étude documente assez précisément les impacts de la tête contre le sol en termes de force et de vitesse, lors d'une chute frontale seule. En autres, les résultats suivants sont énoncés :

- la force d'impact tête/sol est de  $13,2 \pm 3,4$  kN ;
- la vitesse d'impact tête/sol est de  $6,3 \pm 1,4$  m/s ;
- tous les impacts de la tête au sol sont obliques, avec un angle d'impact de  $65 \pm 10^\circ$  par rapport au sol ;
- la réduction de la vitesse de la trottinette de 30 km/h à 20 km/h a conduit à une réduction de 14 % de la vitesse d'impact moyenne et de 12 % de la force d'impact moyenne.

Finalement, les données biomécaniques relatives aux accidents de trottinette électrique sont très limitées. Les essais expérimentaux n'ont, jusqu'à présent, pas permis d'obtenir des données précises sur la cinématique d'impact lors d'un accident de trottinette électrique. Les deux études numériques caractérisent pour la première fois les accidents de trottinette électrique. Toutefois, ces études ne décrivent qu'un nombre très limité de configurations d'accidents à trottinette électrique et donc ne permettent pas d'avoir une vue globale des conditions d'accident. Des données supplémentaires sur la biomécanique des accidents et d'impact à la tête à trottinette seraient utiles afin d'évaluer et de concevoir des protections adaptées au plus grand nombre d'accidents.

## CHAPITRE 2

### PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DU TRAVAIL DE RECHERCHE

À la suite de la revue de la littérature, ce chapitre énonce la problématique et les objectifs du travail de recherche.

#### 2.1 Problématique

La revue de la littérature permet de dresser les constats suivants. Depuis 2018, les trottinettes électriques connaissent un développement fulgurant en ville (Lime, 2021), mais cette prolifération aussi rapide qu'incontrôlée rend les usagers vulnérables (Rix et al., 2021). Les accidents de trottinette électrique sont fréquents et résultent le plus souvent d'une chute individuelle sur la chaussée (Blomberg et al., 2019). Lors de ces accidents, plusieurs zones du corps sont généralement touchées, avec en première ligne la tête (T. Trivedi et al., 2019). Bien que les blessures soient majoritairement de faible gravité à l'image des lésions des tissus mous, des blessures sévères comme des traumatismes crâniens sont souvent diagnostiqués (Badeau et al., 2019). De plus, malgré les recommandations des autorités, les casques sont très peu portés (PBOT, 2019). La tête, de par sa structure et sa composition, est particulièrement vulnérable aux accélérations linéaires et rotationnelles causées par les impacts (Stålhammar, 1991). Toutefois, comme la pratique de la trottinette est récente, peu de recherches ont été menées sur la biomécanique des accidents de trottinette électrique. Par conséquent, les informations sur les conditions d'impact de la tête lors d'une chute à trottinette sont très limitées. De même, les facteurs de gravité des accidents ne sont pas connus. Dans le cas d'accidents de la route, l'expérimentation s'avère compliquée, voire quelques fois impossible, au niveau éthique. Ainsi, la simulation numérique a été utilisée à plusieurs reprises pour reconstruire et évaluer ces accidents (McNally & Whitehead, 2013; Pang et al., 2008; Shang et al., 2021). En particulier, la simulation par la méthode des multicorps rigides a le potentiel de fournir de nouvelles informations sur les accidents de trottinette telles que la cinématique de chute, les conditions d'impact ou les niveaux de blessures. Ces informations sont importantes pour évaluer les casques en conditions d'impact réalistes et pour concevoir des

équipements de protection sécuritaires. Jusqu'à présent, un nombre très limité d'études numériques a porté sur la trottinette électrique (Posirisuk et al., 2022; Ptak et al., 2022). Les chutes individuelles, mécanisme d'accident le plus courant à trottinette électrique, n'ont été évaluées qu'à une seule reprise. Par conséquent, afin d'avoir une meilleure vision des accidents de trottinette, d'autres scénarios de chutes doivent encore être investigués, à l'image des collisions avec les trottoirs qui sont assez fréquentes (English et al., 2020).

## 2.2 Objectifs

L'objectif principal de ce projet de recherche est donc d'étudier les conditions d'impact et les blessures à la tête lors d'une chute à trottinette électrique causée par un obstacle tel qu'un trottoir. Plus spécifiquement, cet objectif principal se divise en trois objectifs spécifiques présentés ci-dessous :

- OS1 - Construire et calibrer un modèle multicorps rigides reproduisant une chute individuelle à trottinette électrique due à une collision contre un trottoir ;
- OS2 – Évaluer les conditions d'impact de la tête et les risques de blessures lors d'une chute à trottinette électrique, non protégée, en fonction des conditions d'accident ;
- OS3 – Intégrer un casque de protection au modèle multicorps rigides de trottinette en vue d'évaluer l'effet du port du casque sur le risque de blessures.

## CHAPITRE 3

### CONSTRUCTION ET CALIBRATION D'UN MODÈLE MULTICORPS RIGIDES DE CHUTE À TROTTINETTE ÉLECTRIQUE

#### 3.1 Introduction

Ce chapitre répond au premier sous-objectif de ce travail de recherche (OS1), soit de construire et de calibrer un modèle multicorps rigides reproduisant une chute individuelle à trottinette électrique due à une collision contre un trottoir. Pour commencer, le chapitre introduit les étapes de construction d'un modèle multicorps rigides générique de chute à trottinette. Puis, il présente l'analyse vidéo d'une étude expérimentale de chute afin d'obtenir des données cinématiques de référence qui sont, par la suite, utilisées pour recaler certains paramètres du modèle multicorps initial. Enfin, il se termine par une comparaison globale des chutes numérique et expérimentale en vue de valider le modèle.

#### 3.2 Construction d'un modèle multicorps de chute à trottinette électrique

Cette première section décrit la construction d'un modèle multicorps de chute à trottinette électrique. Trois grandes étapes sont définies : la construction d'un modèle simplifié de trottinette électrique, le choix d'un modèle humain de conducteur et l'assemblage des éléments dans un environnement de chute comprenant un trottoir. L'ensemble du modèle a été construit sur le logiciel MADYMO (version 2020.2).

Le modèle numérique de trottinette électrique comprend un corps rigide et six surfaces extérieures ellipsoïdes représentant respectivement les roues, le guidon, la colonne de direction et la planche de la trottinette. Le modèle a été établi à partir des caractéristiques géométriques de la trottinette ESA 1919 EKFV (KSR Group GmbH). La trottinette a une longueur de 1,08 m pour une hauteur de 1,14 m et une masse de 13 kg. Les roues ont un diamètre de 240 mm. La position du centre de gravité de la trottinette a été déterminée sur Catia à partir d'un modèle

CAO simplifié de trottinette. Comme les propriétés mécaniques (raideurs, amortissements, lois de comportement force/pénétration) des structures de la trottinette ne sont pas connues, nous avons choisi d'appliquer une rigidité importante à toutes les pièces de la trottinette. La fonction de contact appliquée est de la forme  $f(0,05)=100\,000\text{ N}$ . Le modèle multicorps de trottinette et ses caractéristiques sont présentés à la Figure 3.1.

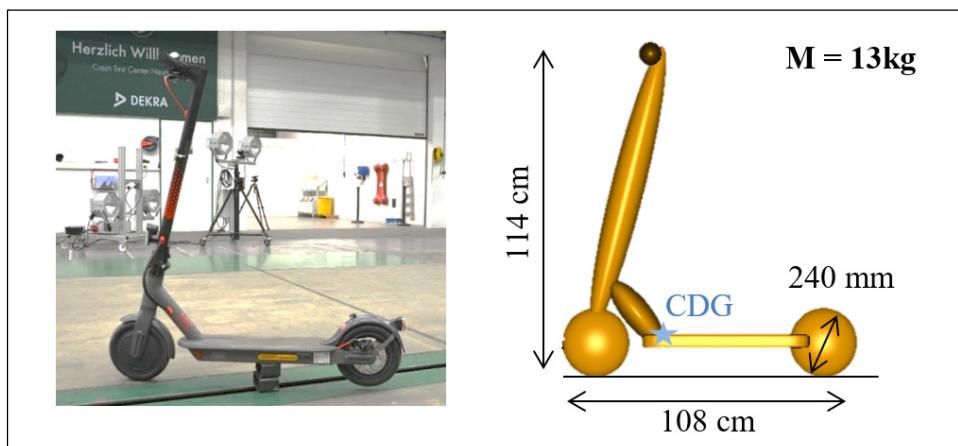


Figure 3.1 Comparaison de la trottinette ESA 1919EKFV  
et du modèle numérique MADYMO

Le modèle piétonnier humain masculin 50<sup>ème</sup> percentile de MADYMO a été choisi pour représenter un conducteur typique de trottinette électrique. Le modèle mesure 1,74 m et a une masse de 75,7 kg (Siemens, 2020). Le conducteur a été positionné sur la trottinette avec les mains accrochées au guidon et les pieds sur la planche. L'assemblage du conducteur avec la trottinette a requis la définition de deux contacts : un contact rigide entre les mains et le guidon, afin de maintenir le corps sur la trottinette lors d'un déplacement, et un contact de frottement entre les pieds et la planche. Afin de créer le contact rigide entre les mains et le guidon, une méthode alternative de fixation par contact de surfaces a été mise en œuvre. En détail, une surface ellipsoïde de forme cubique a été associée à chaque main (*Voir Figure 3.2-A*). De même, six surfaces planes ont été assemblées pour former un cube. Puis, un cube a été placé de chaque côté du guidon (*Voir Figure 3.2-B*). Chaque surface ellipsoïde a été assemblée dans un cube et une force de contact a été appliquée entre les surfaces afin de fixer les mains et le guidon ensemble (*Voir Figure 3.2-C*). Le principe est que les surfaces restent liées jusqu'à ce que la force de liaison maximale soit dépassée. Comme cette méthode de fixation n'est pas

documentée dans la littérature, nous avons posé dans un premier temps une fonction de contact de la forme  $f(0,003)=0,1$  N. Elle permet au conducteur d'être lié à la trottinette pendant la phase de déplacement et de se détacher lors d'un choc contre un obstacle. Par ailleurs, le contact entre les pieds et la planche est réglé avec l'application d'un coefficient de frottement de 0,4. Ce coefficient est en accord avec l'étude de Posirisuk et al. (2022) (0,4 également) et proche de celui posé par Shang et al. (2018) (0,3) entre le conducteur et un engin de déplacement personnel.

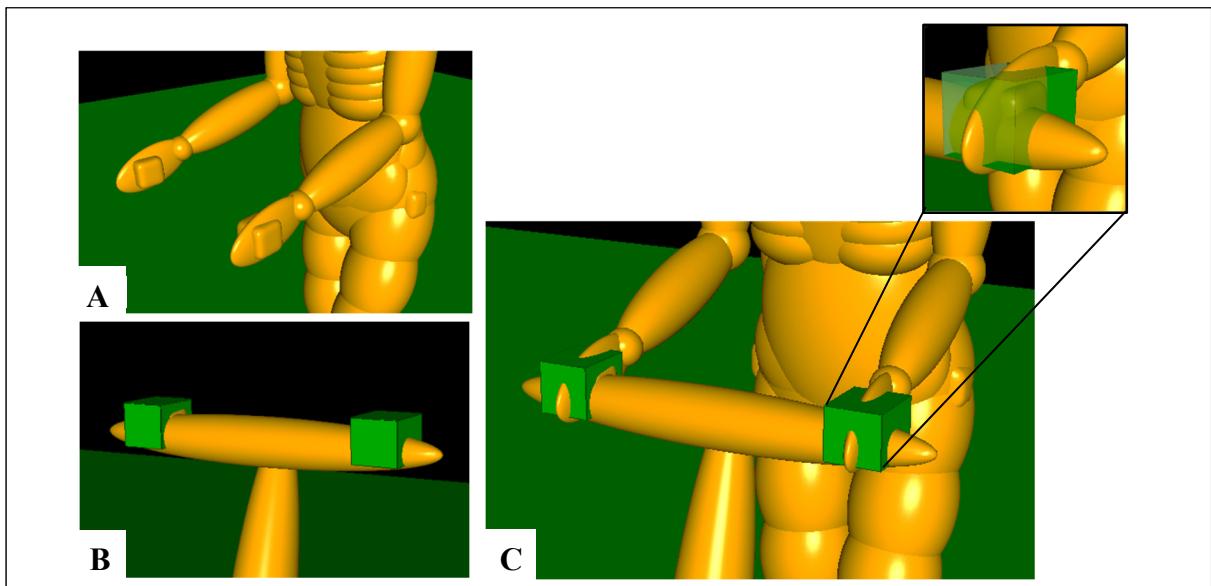


Figure 3.2 A – Forme cubique associée aux mains, B – Cube associé au guidon,  
C – Assemblage des mains et du guidon avec un liaison de contact

Enfin, l'environnement de chute comprend un sol assimilable à du goudron et un obstacle caractéristique d'un trottoir. Une ellipsoïde de forme cubique, d'une hauteur de 20 cm, a été construite afin de représenter le trottoir. Une rigidité importante a été appliquée au sol et à l'obstacle afin qu'ils soient considérés comme indéformables lors de la phase de déplacement et pendant l'impact. En accord avec les études précédentes (Crocetta et al., 2015; Posirisuk et al., 2022; Simms & Wood, 2006; Zou et al., 2019) un coefficient de frottement de 0,5 a été appliqué entre les roues de la trottinette et le sol pour simuler une route sèche. De plus, un coefficient de frottement de 0,6 a été appliqué entre le corps du modèle humain et le sol,

similairement aux études de Xu et al. (2016) et de Posirisuk et al. (2022). Le Tableau 3.1 résume les principales caractéristiques du modèle numérique de chute à trottinette électrique.

Tableau 3.1 Valeurs des paramètres du modèle numérique initial

<b>Dimensions de la trottinette</b>	L=1,08 m, h=1,14 m Roues : Ø 240 mm
<b>Fonction de contact des pièces de la trottinette</b>	$f(0,01)=100\ 000\ N$
<b>Coefficient d'amortissement des roues</b>	0
<b>Conducteur</b>	Modèle piétonnier 50 <sup>ème</sup> percentile de MADYMO 1,74 m – 75,7 kg
<b>Fonction de contact main/guidon</b>	$f(0,003)=0,1\ N$
<b>Coefficient de frottement pieds/planche</b>	0,4
<b>Coefficient de frottement roues/sol</b>	0,5
<b>Coefficient de frottement conducteur/sol</b>	0,6

### 3.3 Approche de calibration du modèle numérique

Cette section décrit principalement la méthode de calibration du modèle numérique, à savoir dans un premier temps l'analyse d'une chute expérimentale à trottinette pour obtenir des données cinématiques de référence, puis la reproduction de la chute expérimentale, le recalage de certains paramètres du modèle multicorps initial et enfin la comparaison des chutes expérimentale et numérique de façon à valider le modèle.

#### 3.3.1 Analyse de la chute expérimentale

L'entreprise DEKRA a effectué plusieurs tests expérimentaux de chutes à trottinette électrique. En particulier, une des chutes expérimentales montre une trottinette électrique lancée à 6 m/s contre un trottoir de 20 cm de hauteur et orienté à 90° par rapport à la trajectoire de la trottinette. Le conducteur est un mannequin Hybrid III 50<sup>ème</sup> percentile et il n'est pas équipé de dispositifs de protection. Les données tirées de cette chute expérimentale nous ont été partagées par DEKRA et ont été analysées pour obtenir des données cinématiques de référence.

Tout d'abord, le pic d'accélération de la tête a été isolé sur Matlab (version R2020b) à partir des données d'accélération enregistrées par un accéléromètre trois axes, d'une fréquence d'échantillonnage de 20 kHz, placé au niveau du centre de gravité de la tête Hybrid III. Les données ont préalablement été filtrées avec un filtre de Butterworth d'une fréquence de coupure égale à 1 000 Hz tel que recommandé par la norme SAE J211 pour l'instrumentation des tests d'impact (SAE, 2014).

Deux vidéos de la chute, avec des vues latérales, ont été traitées avec le logiciel d'analyse de mouvement ProAnalyst. La première vidéo provient d'une caméra à haute vitesse Redlake Motion Os7 avec une fréquence d'acquisition de 1 000 images par seconde. La seconde vidéo provient d'une caméra Canon HD Echtzeit à une fréquence d'acquisition de 25 images par seconde. Le cadrage de la caméra à haute vitesse ne permet de visualiser que le début de la chute alors que celui de la caméra normale permet d'apprécier l'ensemble de la chute. Le traitement des vidéos dans ProAnalyst a requis plusieurs étapes : la calibration de la vidéo à partir de la longueur de la trottinette, la pose manuelle d'un marqueur de suivi au niveau de la tête du mannequin Hybrid III, sur une zone spécifique du bonnet, et enfin, l'enregistrement de la trajectoire de chute grâce à la fonction de suivi automatique du logiciel. L'analyse des vidéos a permis de déterminer les déplacement horizontaux et verticaux ainsi que la distance et le temps de chute, c'est-à-dire entre le premier choc de la trottinette contre l'obstacle jusqu'au premier impact de la tête au sol.

En parallèle, Sarah Honoré du Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA, Marseille, France) a mené une étude approfondie de cette même chute expérimentale de DEKRA (Honoré, 2021). Pour cela, Mme Honoré a utilisé un autre logiciel d'analyse de mouvement Kinovea. De plus, afin de tenir compte de la variabilité intra- et inter- observateur, l'analyse vidéo a été répétée cinq fois par l'observateur principal et quatre autres observateurs ont répété l'analyse. La comparaison de nos résultats de déplacements à ceux du LBA a permis de construire un intervalle de confiance autour de nos courbes de déplacement ( $\pm\sigma$  et  $\pm2\sigma$ ).

### 3.3.2 Recalage et validation du modèle numérique

La chute expérimentale de trottinette électrique a été reproduite numériquement. Pour cela, la première étape a été de modifier les conditions initiales du modèle multicorps. Le conducteur a été positionné sur la trottinette avec des angles articulaires similaires à ceux utilisés lors du test expérimental de DEKRA (*Voir Figure 3.3*). Le trottoir a été positionné perpendiculairement à la trajectoire de la trottinette. Une vitesse initiale de 6 m/s a été appliquée à l’assemblage conducteur/trottinette.

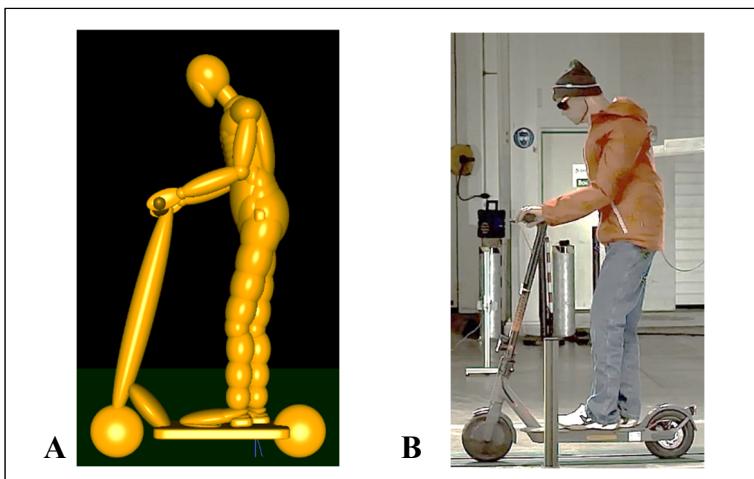


Figure 3.3 Comparaison des positionnements  
 A – du conducteur du modèle numérique et  
 B – du mannequin lors du test expérimental de DEKRA

Deuxièmement, certains paramètres du modèle numérique ont été calibrés pour représenter au mieux le comportement de la trottinette et du mannequin lors de la chute expérimentale. Ces paramètres, divisés en deux catégories, sont les suivants : les propriétés mécaniques des roues, qui regroupent la fonction de contact des roues et leur coefficient d’amortissement, et les conditions de contact entre le conducteur et la trottinette, qui réunissent la fonction de contact mains/guidon et le coefficient de frottement pieds/planche. Tout d’abord, des études de sensibilité ont été réalisées afin de comprendre l’effet de ces paramètres sur la distance et le temps de chute. Nous avons fait varier chaque paramètre individuellement en maintenant constant les autres paramètres du modèle multicorps initial. La force de contact des roues a été

étudiée entre 10 kN et 60 kN, le coefficient d'amortissement des roues entre 100 kg/s et 10 000 kg/s, la force de contact mains/guidon entre 0,001 N et 1 N et enfin le coefficient de frottement pieds/planche entre 0 et 0,5 (*Voir Tableau 3.2*). Puis, les paramètres ont été ajustés de sorte à minimiser l'écart entre la distance et le temps de chute numérique et expérimental. Par un processus itératif, nous avons fait varier les paramètres jusqu'à obtenir moins de 3 % d'écart par rapport aux données de référence, soit un écart de  $\pm 10$  cm en distance et  $\pm 0.02$  s en temps. Nous avons finalement conservé la combinaison de paramètres la plus optimale.

Tableau 3.2 Paramètres des études de sensibilité

Paramètres	Valeurs
Force de contact des roues (kN)	10 – 20 – 30 – 40 – 50 – 60
Coefficient d'amortissement des roues (kg/s)	100 – 1 000 – 10 000
Force de contact mains/ guidon (N)	0,001 – 0,01 – 0,5 – 1
Coefficient de frottement pieds/planche	0 – 0,1 – 0,2 – 0,3 – 0,4 – 0,5

Enfin, le temps et la distance de chute, la cinématique globale, les déplacements horizontaux et verticaux et les pics d'accélération de la tête, obtenus numériquement sur MADYMO avec le modèle calibré ont été comparés aux résultats expérimentaux de DEKRA. La comparaison est effectuée sur une période de chute définie du choc de la trottinette contre l'obstacle jusqu'au premier impact de la tête du mannequin contre le sol. L'erreur quadratique moyenne (RMSE) des déplacements a été calculée à partir de l'équation suivante :

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (d_{DEKRA} - d_{MADYMO})^2}{n}} \quad (3.1)$$

### 3.4 Résultats de la calibration

Cette section commence par présenter les résultats des études de sensibilité qui conduisent à la nouvelle définition des paramètres du modèle multicorps de trottinette, puis finit par la comparaison de la cinématique de chute du modèle calibré à celle de la chute expérimentale.

#### 3.4.1 Identification des paramètres du modèle numérique calibré

Tout d'abord, les études de sensibilité portant sur les propriétés mécaniques de la trottinette montrent que plus la force de contact des roues est élevée, plus le temps et la distance de chute diminuent (*Voir Tableau 3.3*). Une réduction de la distance et du temps de chute de 7 % (soit 21 cm et 40 ms) est observée entre les valeurs maximale et minimale de force de contact des roues. Toutefois, au-delà de 40 000 N, les valeurs de temps et de distance sont relativement constantes (moins d'1 % de variation). D'autre part, plus le coefficient d'amortissement des roues est faible, plus les valeurs de temps et de distance de chute sont faibles (*Voir Tableau 3.3*). Pour 100 kg/s, la distance et le temps de chute sont inférieurs de plus de 7 % (respectivement plus de 20 cm et plus de 30 ms) par rapport aux autres coefficients.

Par ailleurs, les études de sensibilité portant sur les propriétés de contact entre le conducteur et la trottinette indiquent que plus la force de contact mains/guidon est faible, plus la distance et le temps de chute sont élevés, soit une augmentation de 7 % (23 cm et 40 ms) entre les valeurs minimale et maximale (*Voir Tableau 3.3*). De plus, en dessous de 0,5 N, la variation du temps et de la distance de chute est très faible (moins d'1% de variation). Pour le coefficient de frottement pieds/planche, plus il est important, plus le temps et la distance de chute sont réduits (*Voir Tableau 3.3*). Des différences jusqu'à 13 % (80 ms) en temps de chute et 9 % (30 cm) en distance de chute sont observées entre des contacts avec et sans frottement. Au-delà de  $f=0,3$ , le temps et la distance de chute sont relativement constants (moins de 2 % de variation).

Tableau 3.3 Résultats des études de sensibilité en termes de temps et de distance de chute

<b>Rigidité des roues (N)</b>	<b>Temps de chute (s)</b>	<b>Distance de chute (m)</b>
10 000	0,65	3,35
20 000	0,62	3,22
30 000	0,62	3,24
40 000	0,61	3,16
50 000	0,61	3,15
60 000	0,61	3,14
<b>Coefficient d'amortissement des roues (kg/s)</b>	<b>Temps de chute (s)</b>	<b>Distance de chute (m)</b>
100	0,55	3,18
1 000	0,58	3,37
10 000	0,60	3,43
<b>Force de contact mains/ guidon (N)</b>	<b>Temps de chute (s)</b>	<b>Distance de chute (m)</b>
0,001	0,61	3,16
0,01	0,61	3,15
0,5	0,62	3,18
1	0,57	2,93
<b>Coefficient de frottement pieds/planche</b>	<b>Temps de chute (s)</b>	<b>Distance de chute (m)</b>
0	0,69	3,43
0,1	0,65	3,33
0,2	0,61	3,15
0,3	0,62	3,26
0,4	0,61	3,22
0,5	0,61	3,24

D'autre part, la distance et le temps de chute expérimentaux ont été déterminés à 3,3 m et 0,56 s. La combinaison de paramètres du modèle multicorps qui approche au mieux ce temps et cette distance expérimentaux sont les suivants :

- Fonction de contact des roues :  $f(0,05)=60\ 000\ N$  ;
- Coefficient d'amortissement des roues : 200 kg/s ;
- Fonction de contact mains/guidon :  $f(0,003)=0,001\ N$  ;
- Coefficient de frottement pieds/planche : 0,3.

Avec ce paramétrage, les temps de chutes expérimental et numérique sont identiques (0,56 s) et les distances de chutes très proches, respectivement 3,30 m expérimentalement et 3,24 m numériquement, soit moins de 2 % d'écart. Les résultats de comparaison des réponses du modèle multicorps ainsi calibré par rapport aux données de références issues de la chute expérimentale de DEKRA sont présentés ci-après.

### 3.4.2 Comparaison des chutes expérimentale et numérique

Les cinématiques de chute expérimentale et numérique montrent qu'à la suite du contact de la roue avant de la trottinette contre le trottoir, le mannequin est projeté vers l'avant. Numériquement, après 30 ms (contre 160 ms expérimentalement), les mains lâchent le guidon, le mannequin se trouve alors dans les airs. Jusqu'au contact contre le sol, la trajectoire de chute du mannequin s'inscrit dans le même plan que la trajectoire initiale de la trottinette et les mouvements latéraux peuvent être négligés. La chute est donc décrite selon deux axes : l'axe vertical et l'axe horizontal. Que ce soit expérimentalement ou numériquement, la collision de la tête avec le sol se produit à 0,56 s après le contact de la trottinette contre l'obstacle. Les membres inférieurs sont les premiers à toucher le sol, puis viennent le thorax et les membres supérieurs pour finir avec la tête (*Voir Figure 3.4*).

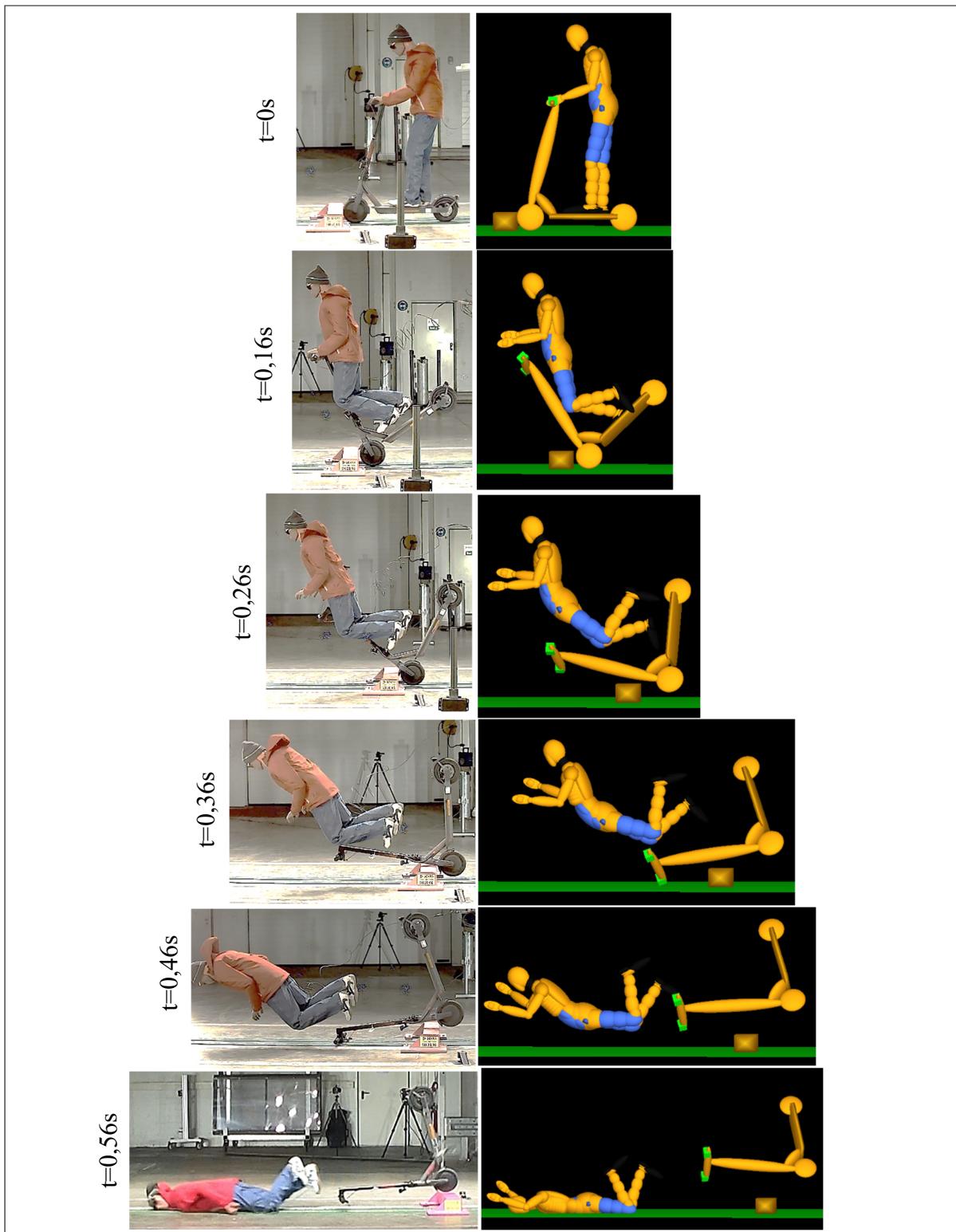


Figure 3.4 Comparaison de la cinématique globale expérimentale et numérique

Les courbes de déplacements horizontaux et verticaux expérimentales et numériques, au niveau de la tête, suivent la même allure et sont comprises dans un intervalle de  $\pm 2\sigma$ . Le RMSE pour les données verticales est de 0,2013 et de 0,2166 pour les données horizontales. Les différences les plus importantes se trouvent au début du déplacement vertical : la descente du modèle numérique s'amorce plus rapidement (100 ms après le contact avec le trottoir contre 200 ms pour la chute expérimentale) et est plus progressive (460 ms contre 360 ms pour la chute expérimentale) (*Voir Figure 3.5*).

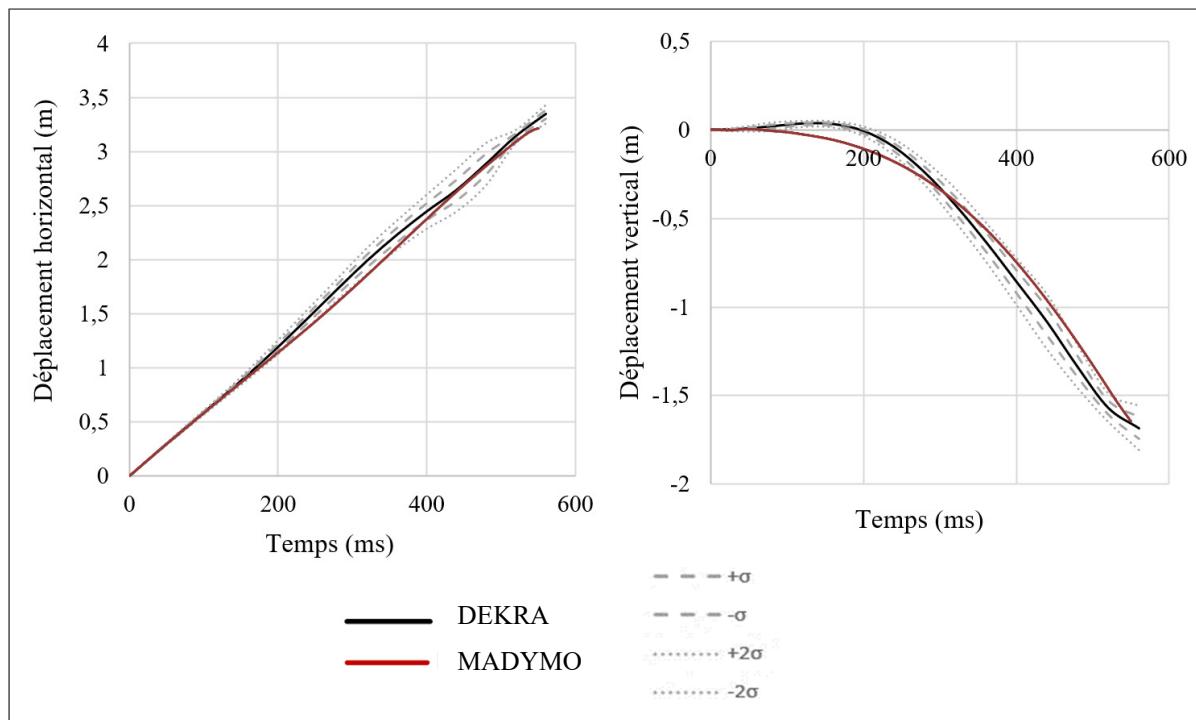


Figure 3.5 Comparaison du déplacement vertical et horizontal de la tête

La comparaison de la résultante des accélérations linéaires du centre de gravité de la tête montre un pic d'accélération à 0,56 s, soit au moment où la tête touche le sol. Les données expérimentales et numériques présentent un pic du même ordre de grandeur. Pour les données issues d'accéléromètres positionnés sur le mannequin Hybrid III, le maximum est de  $5\ 645\ m/s^2$  alors que pour les données issues du modèle MADYMO, le pic est à  $5\ 686\ m/s^2$ , soit moins d'1 % de différence (*Voir Figure 3.6*).

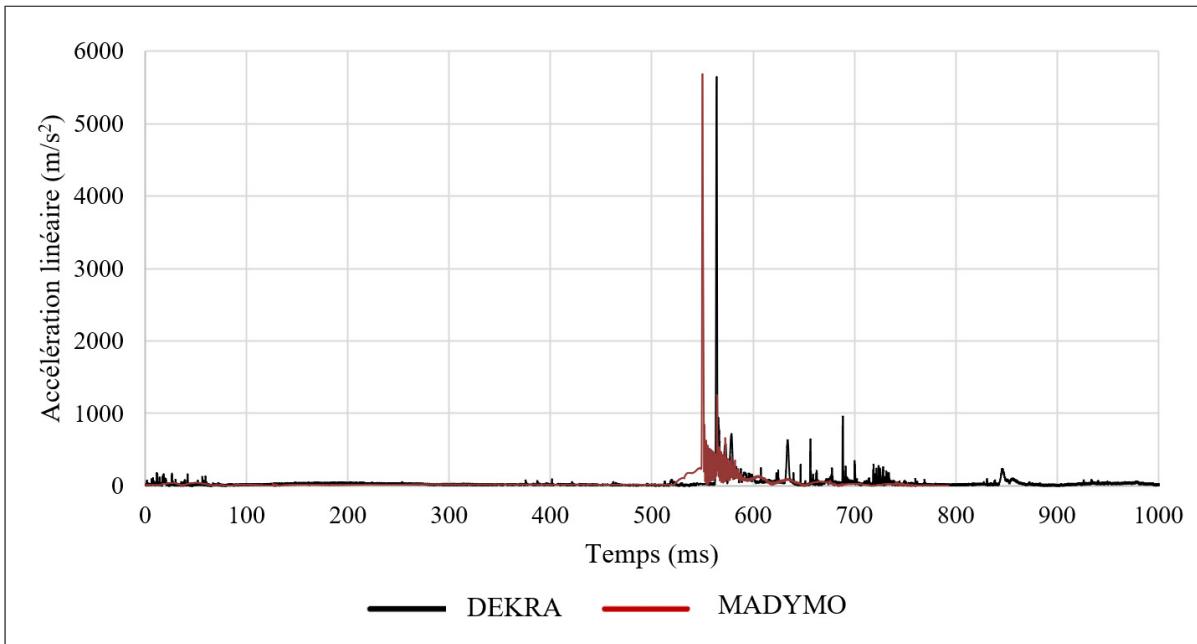


Figure 3.6 Comparaison de la résultante de l'accélération linéaire du centre de gravité de la tête

Finalement, la comparaison des chutes met en avant quelques différences qui pourraient être expliquées par des propriétés anthropomorphiques (taille, masse des segments corporels) et mécaniques (rigidité) différentes entre le mannequin Hybrid III et le modèle numérique humain. Toutefois, le modèle multicorps calibré reproduit assez fidèlement la chute expérimentale pour le considérer comme valide.

### 3.5 Conclusion

Pour conclure, le modèle multicorps rigides de chute à trottinette électrique construit dans ce chapitre est réaliste du point de vue des dimensions de la trottinette, du positionnement du conducteur sur la trottinette et de la cinématique de chute. Le recalage de certains paramètres du modèle initial a permis de reproduire avec précision une chute expérimentale, démontrant ainsi la capacité du modèle numérique à simuler fidèlement des chutes à trottinette électrique. Dans le chapitre suivant, le modèle calibré est alors utilisé pour simuler une plus grande variété de chutes individuelles à trottinette causées par une collision avec un trottoir.



## CHAPITRE 4

### ÉVALUATION DE LA CINÉMATIQUE DE CHUTE LORS D'ACCIDENTS NON PROTÉGÉS À Trottinette électrique

#### 4.1 Introduction

Ce chapitre reprend le modèle multicorps de trottinette électrique calibré dans le chapitre 3 afin de simuler une série de scénarios de chutes. L'étude se limite à des chutes individuelles causées par une collision contre un trottoir et le conducteur ne porte pas de système de protection. Ces simulations ont pour but de répondre au second sous-objectif du travail de recherche (OS2) à savoir identifier les conditions d'impact, évaluer les risques de blessures à la tête et enfin isoler les configurations d'accidents les plus dangereuses. Dans un premier temps, le chapitre détaille la méthodologie de l'étude avec notamment la description du plan factoriel utilisé. Dans un second temps, les résultats sont présentés suivant deux thématiques : la cinématique d'impact et les risques de blessures à la tête.

#### 4.2 Présentation du plan factoriel de chutes à trottinette électrique

Cette section expose le plan factoriel, soit les facteurs et leurs modalités, les réponses, les conditions de validation et enfin la méthode d'analyse du plan.

##### 4.2.1 Facteurs et modalités du plan factoriel

Un plan factoriel complet à cinq facteurs et à deux ou trois modalités a été utilisé pour étudier l'influence des paramètres d'entrée du modèle multicorps de chute à trottinette sur la cinématique d'impact de la tête lors des accidents. L'ensemble des analyses a été effectué sur le logiciel Minitab (version 18).

Les facteurs du plan sont la vitesse initiale de la trottinette, l'orientation de l'obstacle, le type d'usager, le positionnement du conducteur sur la trottinette et l'inclinaison de la trottinette par rapport à l'obstacle. La vitesse initiale a trois modalités : 3 m/s, 6,5 m/s et 10 m/s. L'intervalle de vitesse a été fixé de sorte à étudier les vitesses moyennes d'utilisation, mais aussi les vitesses maximales autorisées dans les réglementations actuelles (Pestour, 2019). L'orientation de l'obstacle a également trois modalités : 22°, 45° et 90° afin de simuler différents angles d'impact du trottoir par rapport à la trottinette. Les différences morphologiques des usagers adultes sont prises en compte avec l'étude de trois types de mannequins humains : 5<sup>ème</sup> percentile femme, 50<sup>ème</sup> percentile homme et 95<sup>ème</sup> percentile homme. Le positionnement du conducteur a deux modalités afin de tenir compte des positions courantes des usagers sur les trottinettes : droit, c'est-à-dire que le conducteur se tient droit sur la trottinette et les pieds sont côté à côté, et courbé, le conducteur a le buste penché vers l'avant comme lors du test expérimental de DEKRA et les pieds sont décalés l'un par rapport à l'autre (*Voir Figure 3.3- A*). Enfin, on peut supposer qu'avant d'impacter un obstacle, le conducteur de la trottinette a pu être déstabilisé ou alors s'est penché dans un virage, ainsi l'inclinaison de la trottinette est un facteur à trois modalités : neutre, la trottinette est droite, opposée à l'obstacle, la trottinette penche dans la direction opposée à l'obstacle, et direction de l'obstacle, la trottinette penche vers l'obstacle (*Voir Figure 4.1*). Les facteurs et les modalités correspondantes sont présentés dans le Tableau 4.1. Finalement, le plan factoriel complet comprend 162 simulations de chutes.

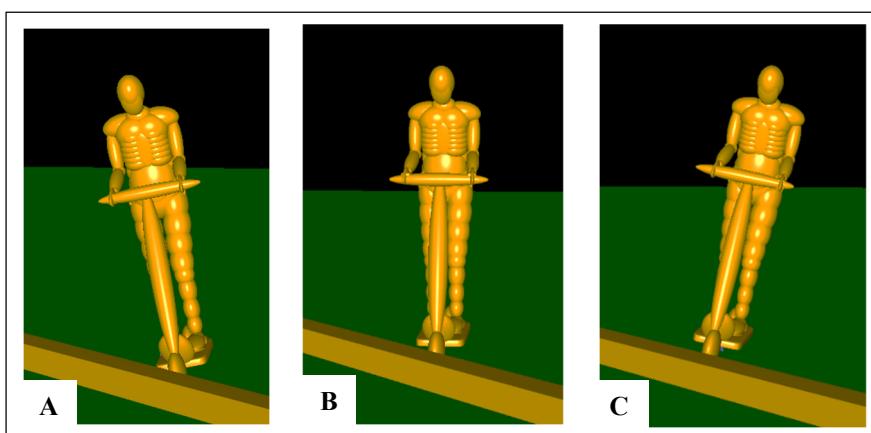


Figure 4.1 Différentes inclinaisons de la trottinette :  
A – Direction de l'obstacle, B – Neutre, C – Opposée à l'obstacle

Tableau 4.1 Facteurs et modalités du plan factoriel

Facteurs	Modalités
Vitesse de la trottinette (m/s)	3 6,5 10
Orientation de l'obstacle (°)	22 45 90
Type de mannequin	5 <sup>ème</sup> percentile femme (1,53 m/49,77 kg) 50 <sup>ème</sup> percentile homme (1,74 m/75,7 kg) 95 <sup>ème</sup> percentile homme (1,91 m/101,1 kg)
Positionnement du mannequin	Droit Courbé
Inclinaison de la trottinette	Neutre Opposée à l'obstacle Direction de l'obstacle

#### 4.2.2 Réponses du plan factoriel

Le plan factoriel a permis d'étudier l'effet des facteurs sur des paramètres cinématiques d'impact, soit la vitesse normale et tangentielle au sol et les accélérations linéaire et rotationnelle du centre de gravité de la tête au moment de l'impact ainsi que sur des critères de blessures à la tête : le HIC (*Voir* Équation (4.1)) et le BrIC (*Voir* Équation (4.2)).

$$HIC = \max \left[ \frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1) \quad (4.1)$$

Tirée de Eppinger et al. (1999)

Avec

- (t1-t2) égal à 15 ms ;
- a (en g) la résultante d'accélération linéaire de la tête.

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{w_x}{66.25}\right)^2 + \left(\frac{w_y}{56.45}\right)^2 + \left(\frac{w_z}{42.87}\right)^2} \quad (4.2)$$

Tirée de Takhounts et al. (2013)

Avec

- $w_x, w_y, w_z$  (en rad/s) vitesse angulaire maximale suivant l'axe x, y, z respectivement.

#### 4.2.3 Validité du plan factoriel

Afin de pouvoir analyser le plan factoriel, nous avons vérifié que les conditions suivantes étaient respectées :

- C1 : les résidus doivent suivre une distribution normale ;
- C2 : la variance des résultats de mesure doit être homogène ;
- C3 : les échantillons doivent être indépendants.

Dans ce but, nous avons analysé graphiquement les diagrammes de distribution des résidus par rapport à une distribution normale (droite de Henry), les valeurs ajustées et l'ordre des observations pour chaque paramètre de sortie. Afin de ne pas surcharger le texte, seuls les diagrammes relatifs à l'accélération linéaire sont donnés à titre d'exemple (*Voir Figure 4.2*). Toutefois, le même processus a été réalisé pour tous les paramètres de sortie étudiés. L'ensemble des diagrammes de validation sont présentés à l'ANNEXE I.

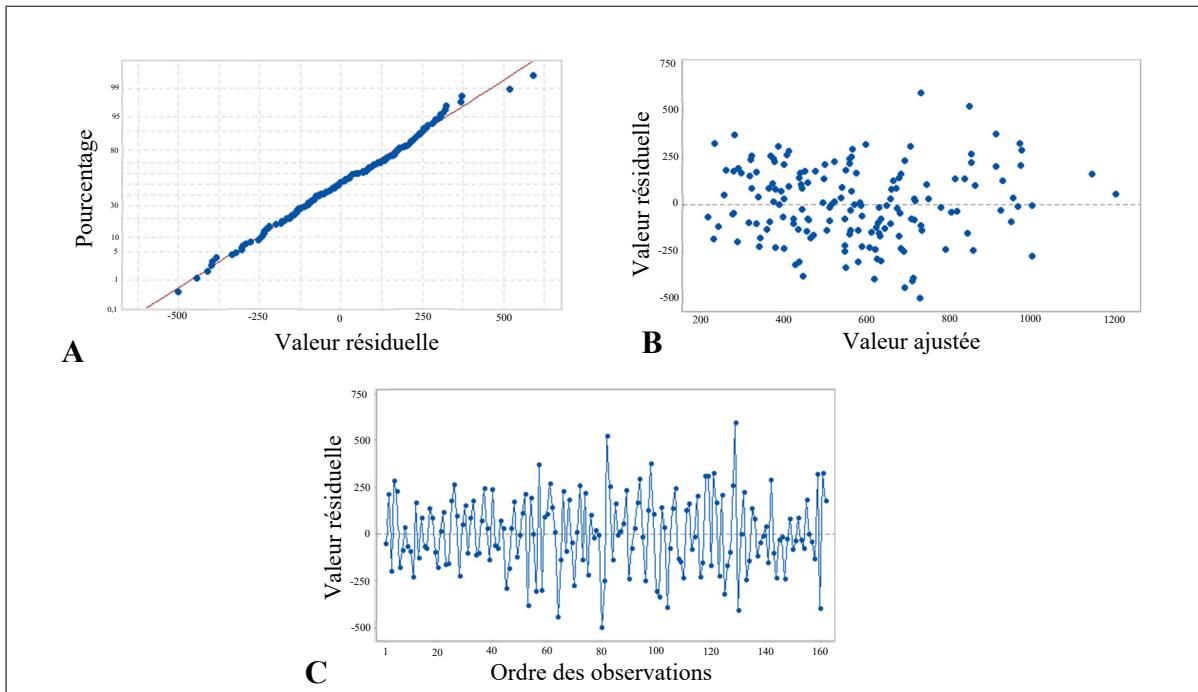


Figure 4.2 Diagrammes de validation du plan d'expérience pour l'accélération linéaire :  
 A – Droite de Henry, B – Diagramme des résidus en fonction des valeurs ajustées,  
 C – Diagramme des résidus en fonction de l'ordre des observations

Pour tous les paramètres de sortie, les droites de Henry montrent que les résidus sont distribués sur la diagonale, ainsi la condition C1 de normalité est respectée. Les graphiques de distribution des résidus en fonction de la valeur ajustée présentent des valeurs aléatoires, positives et négatives, sans structure particulière, ainsi la condition C2 d'homogénéité des variances est respectée. Enfin, les diagrammes de distribution des résidus en fonction de l'ordre des observations suggèrent une absence d'autocorrélation, avec des résidus négatifs suivis par des résidus positifs sans structure particulière, ainsi la condition C3 d'indépendance est validée. Toutes les conditions de validation sont donc respectées, le plan peut être analysé.

#### 4.2.4 Analyse du plan factoriel

Une analyse de la variance (ANOVA) factorielle a été effectuée avec le logiciel Minitab (version 18). L'analyse a permis d'obtenir les valeurs de demi-effets principaux et des interactions par facteur, soit leur contribution absolue sur les réponses étudiées, ainsi que de

déterminer les facteurs statistiquement significatifs ( $p$ -valeur<0,05). De plus, les valeurs de demi-effets ont été normalisées de sorte que leur total soit égal à 100, ainsi nous avons également analysé le pourcentage de contribution relative de chaque facteur, ou combinaison de facteurs, sur les réponses. Différents outils graphiques ont permis d'interpréter l'ANOVA : les diagrammes de Pareto, des effets principaux et des interactions (*Voir ANNEXE II*).

#### **4.3 Méthode d'évaluation des conditions d'impact et des risques de blessures**

En complément de l'analyse du plan factoriel, les conditions d'impact et les risques de blessures ont été évalués. Dans un premier temps, la cinématique globale de chute à l'échelle du corps entier a été analysée afin de déterminer les zones du corps qui impactent le sol en premier. La seconde partie de l'évaluation se concentre sur la tête. Plus précisément, les conditions d'impact de la tête au sol sont identifiées, soit la zone de la tête qui impacte le sol en premier, avec l'utilisation d'un masque élément finis divisant la tête en 24 zones distinctes, et la vitesse d'impact, qui est décomposée en une composante normale et une composante tangentielle. D'autre part, plusieurs niveaux de risques sont évalués : les traumatismes crâniens légers qui se définissent comme une perte de conscience inférieure à 30 min et un score de l'échelle de Glasgow entre 13 et 15, et des blessures sévères définies par un score AIS>4 (O'Neil et al., 2013). Pour cela, les résultats des simulations numériques (accélération linéaire et rotationnelle, HIC, BrIC) sont comparés à des seuils de blessure extraits d'études de reconstruction ou de mesures d'impact à la tête (Eppinger et al., 1999; Rowson et al., 2012; Takhounts et al., 2013; Zhang et al., 2004). Les différents seuils lésionnels utilisés sont résumés dans le Tableau 4.2. De même, le risque de commotion cérébrale a été calculé à partir des accélérations linéaires et rotationnelles comme montré dans l'Équation (4.3) (Campolattano et al., 2019). Enfin, l'accélération linéaire a été comparée à la valeur seuil de la norme de casques EN 1078. Le casque est homologué si l'accélération linéaire ne dépasse pas 250 g.

Tableau 4.2 Valeurs seuils pour les différents paramètres de blessure

Paramètre	Blessure légère	Blessure sévère
Accélération linéaire	82 g (Zhang et al., 2004)	
Accélération rotationnelle	6 383 rad/s <sup>2</sup> (Rowson et al., 2012)	
HIC <sub>15</sub>		700 (Eppinger et al., 1999)
BrIC	0,5 (Takhounts et al., 2013)	1 (Takhounts et al., 2013)

$$\text{Risque de commotion cérébrale} = \frac{1}{2} + \frac{1}{2} \operatorname{erf} \left[ \frac{\ln(GAM-CY)-0.967}{\sqrt{2} * 0.331} \right] \quad (4.3)$$

$$\text{avec GAM-CY} = \sqrt{\left(\frac{PLA}{62.4}\right)^2 + \left(\frac{PRA}{2609}\right)^2}$$

Tirée de Campolettano et al. (2019)

Avec

- PLA (en g) le pic d'accélération linéaire ;
- PRA (en rad/s<sup>2</sup>) le pic d'accélération rotationnelle.

#### 4.4 Cinématique de chute et conditions d'impact de la tête

Cette première section de résultats débute par l'identification de la cinématique globale de chute puis s'intéresse plus spécifiquement aux conditions d'impact de la tête.

Tout d'abord, différentes cinématiques de chute sont observées à faible (3 m/s) et à haute vitesse (6,5 m/s et 10 m/s). À faible vitesse, l'usager a tendance à chuter proche de l'obstacle, soit à 2,1 [1,4-3,0] m de l'obstacle, et maintient un contact avec la trottinette. La chute est relativement lente, 6,9 s en moyenne, et les membres inférieurs amortissent la chute (*Voir Figure 4.4-B*). Au contraire, à grande vitesse, l'impact contre l'obstacle va propulser l'usager vers l'avant. Après séparation avec la trottinette, l'usager se trouve dans les airs avant

d'impacter le sol, principalement avec le haut du corps (*Voir Figure 4.4-B*). Plus la vitesse est élevée, plus l'usager est propulsé loin de l'obstacle, soit à 3,8 [2,3-4,9] m pour 6,5 m/s et à 5,7 [3,4-8,5] m pour 10 m/s, et plus la chute est plus rapide, respectivement 6,2 s à 6,5 m/s et 5,9 s à 10 m/s en moyenne. La Figure 4.3 présente trois cinématiques de chute courantes en trottinette électrique illustrant les propos précédents.

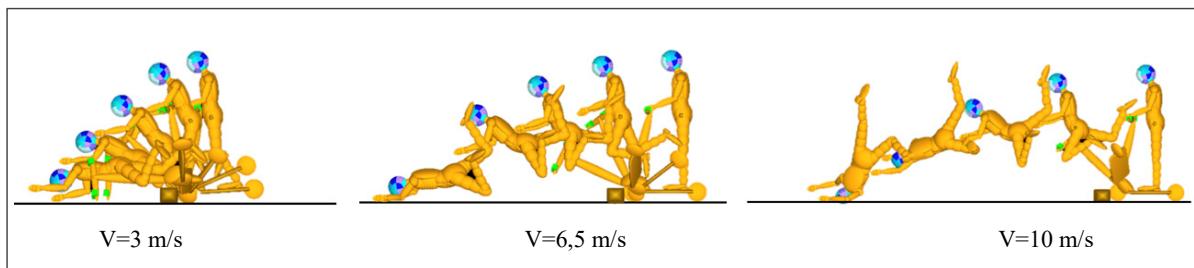


Figure 4.3 Cinématique de chute typique pour les trois vitesses initiales

Sur l'ensemble des simulations (*Voir Figure 4.4-A*), ce sont majoritairement les membres inférieurs qui touchent le sol en premier lors de la chute (57 %). Dans 34 % des cas, les membres supérieurs sont les premiers à toucher le sol. La tête est rarement la première zone du corps à impacter le sol (6 %). Les conditions de chute influencent la zone du corps qui touche le sol en premier. À faible vitesse initiale, dans 80 % des cas, ce sont les membres inférieurs qui touchent en premier le sol. Plus la vitesse augmente et plus la tête impacte directement le sol (*Voir Figure 4.4-B*). Pour les mannequins 5<sup>ème</sup> percentile et 50<sup>ème</sup> percentile, ce sont les membres inférieurs qui touchent majoritairement le sol en premier (57 % et 65 % respectivement). Pour le mannequin de grande taille, les pourcentages des membres supérieurs et inférieurs sont similaires et la tête n'est jamais la première zone à toucher le sol. Plus le mannequin est petit et plus la tête impacte directement le sol (*Voir Figure 4.4-C*). L'orientation de l'obstacle n'a pas d'influence sur la probabilité des membres supérieurs à toucher le sol en premier, 30 % environ pour toutes les orientations. Plus l'orientation de l'obstacle est frontale et plus la tête impacte directement le sol (*Voir Figure 4.4-D*).

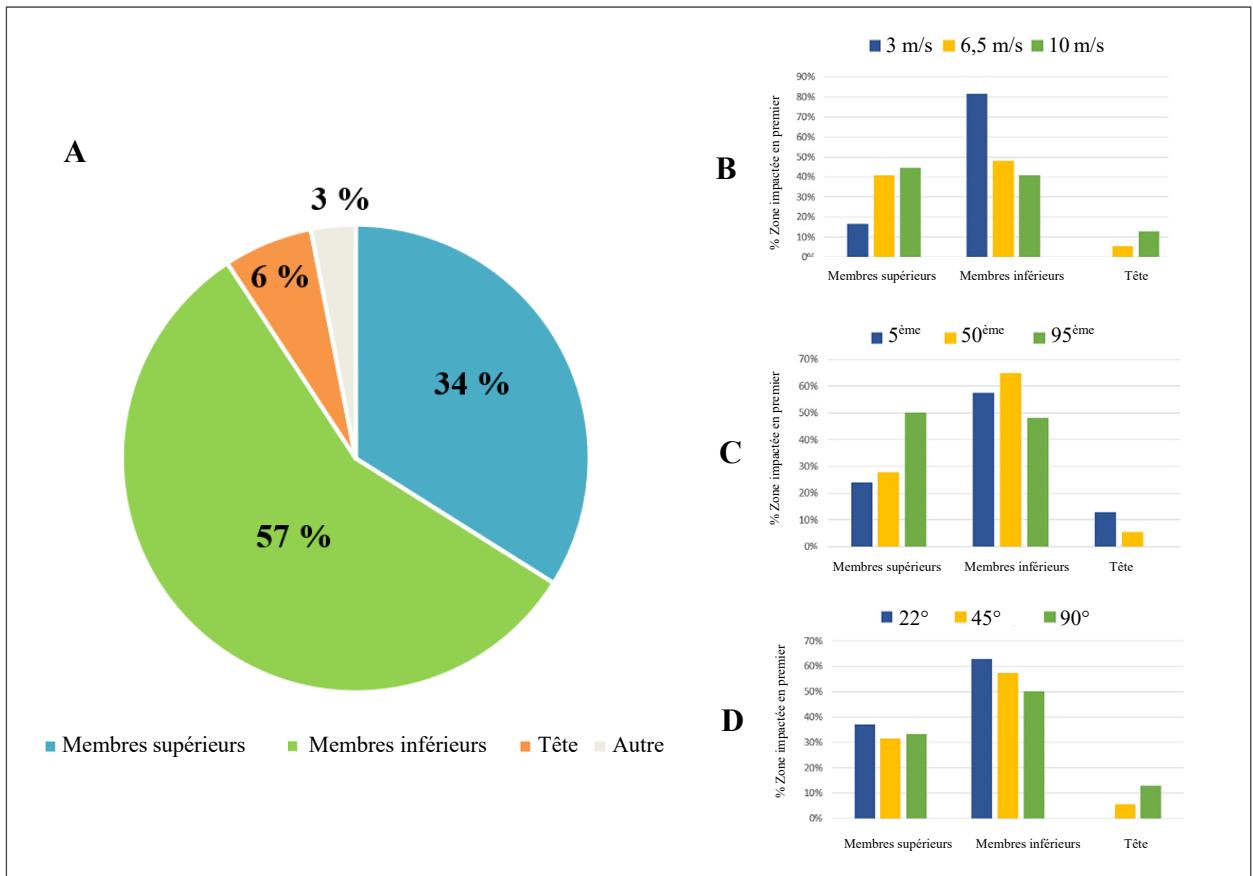


Figure 4.4 Première zone du corps humain qui impacte le sol : A – global, en fonction : B – de la vitesse, C – du type de mannequin, D – de l’orientation de l’obstacle

Maintenant, si on étudie spécifiquement les conditions d’impact de la tête on observe qu’elle est rarement la première zone du corps à toucher le sol, toutefois, elle impacte le sol dans toutes les simulations. L’avant de la tête est la zone qui impacte majoritairement le sol en premier (62 %). La partie frontale de la tête compte pour 44 % alors que la partie faciale représente 18 %. L’arrière de la tête, les côtés et le dessus de la tête représentent individuellement environ 10 %. Le dessous de la tête (menton, début du cou) impacte très rarement le sol en premier (1 %) (Voir Figure 4.5).

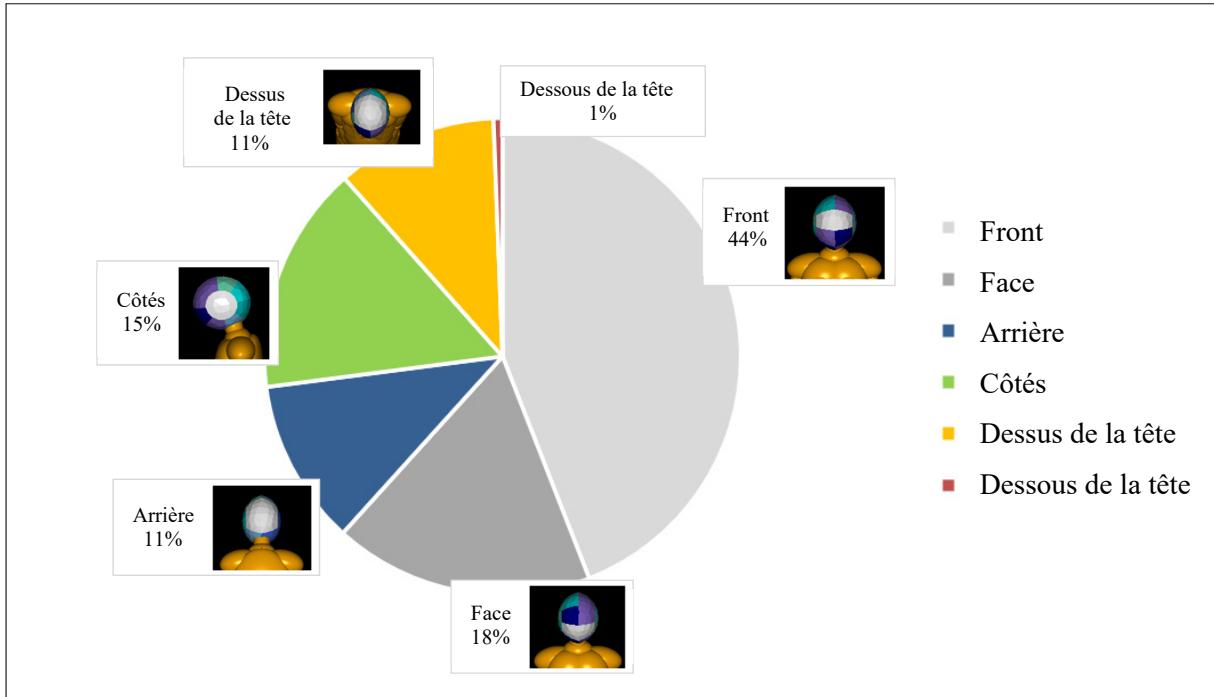


Figure 4.5 Répartition des zones de la tête qui touchent le sol en premier

L'analyse factorielle de la vitesse d'impact de la tête montre que pour la composante tangentielle, la vitesse initiale est clairement le facteur prédominant avec une contribution de plus de 70 % sur la réponse (*Voir Tableau 4.3*). Plus la vitesse initiale augmente, plus la vitesse d'impact tangentielle augmente (*Voir Figure 4.6*). Pour la composante normale, une combinaison de facteurs affecte la réponse. L'inclinaison de la trottinette est statistiquement significative en tant que facteur unique, mais aussi par son interaction avec la vitesse initiale et le type de mannequin, soit une contribution de 21,44 %. Ainsi, l'inclinaison de la trottinette semble le facteur le plus critique. D'autres facteurs influencent également la réponse tels que la vitesse initiale ou le type de mannequin, qui ont une contribution autour de 10 % (*Voir Tableau 4.3*). Cette pluralité de facteurs significatifs se traduit par une grande distribution des valeurs de réponse. Les vitesses d'impact tangentielle et normale moyennes sont respectivement de 3,5 m/s et 4,8 m/s pour l'ensemble des essais. Dans 40 % des scénarios de chute, la vitesse d'impact normale de la tête est supérieure à 5,42 m/s, soit la vitesse d'impact équivalente utilisée dans les essais standard de casques (NF EN 1078, 2012). Enfin, la vitesse d'impact résultante moyenne est de 6,5 m/s.

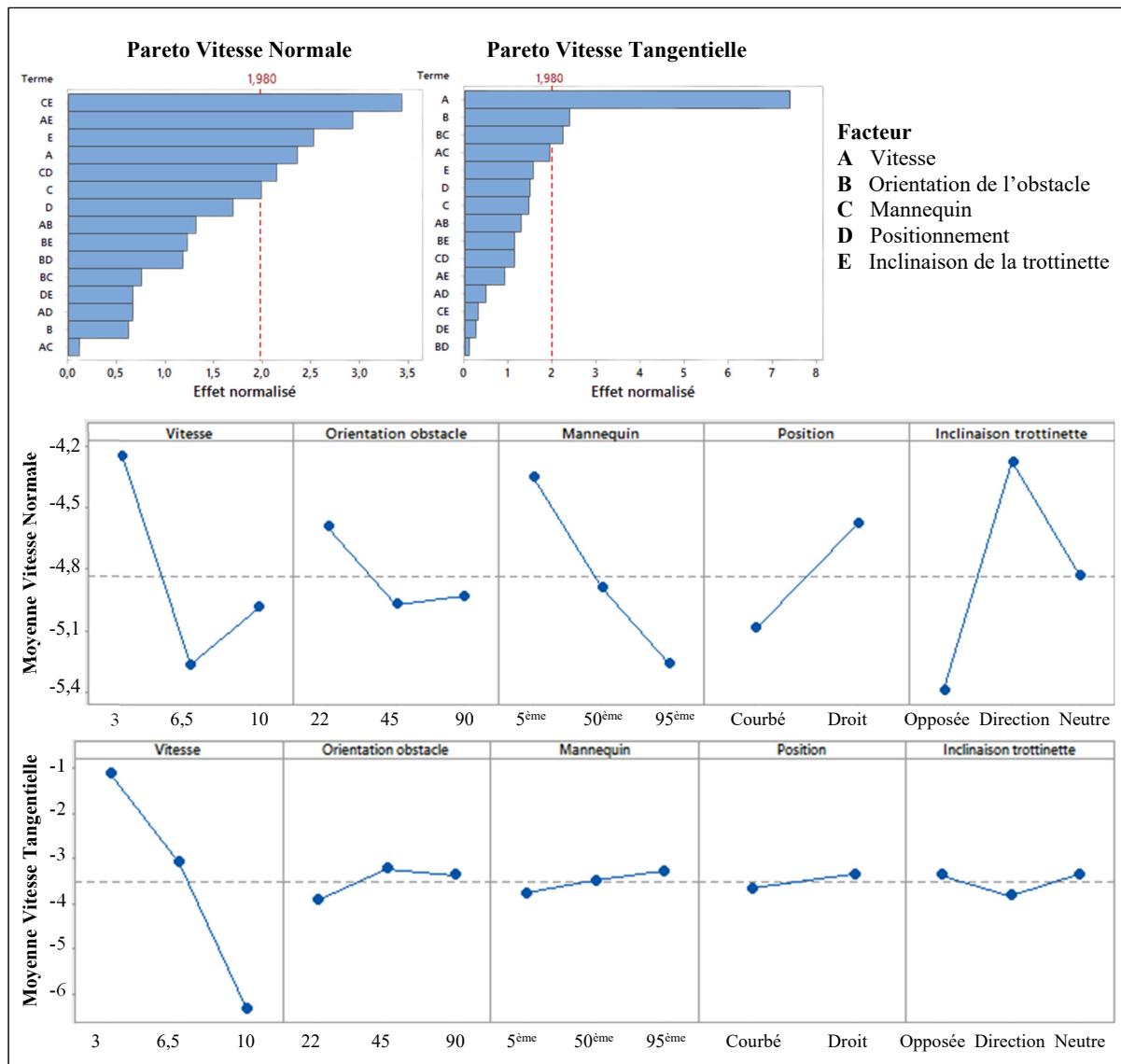


Figure 4.6 Diagrammes de Pareto et des effets principaux pour la vitesse d'impact normale et tangentielle de la tête

Tableau 4.3 Contribution des facteurs et leurs interactions sur les réponses (en %)

	Vitesse impact normale	Vitesse impact tangentiel	Accélération linéaire	HIC (Head Injury Criteria)	Accélération rotationnelle	BrIC (Brain Injury Criteria)
<b>Linéaire</b>	<b>12,87</b>	<b>73,11</b>	<b>20,16</b>	<b>22,02</b>	<b>25,44</b>	<b>41,84</b>
Vitesse	3,79*	70,02*	10,23*	9,58*	16,48*	27,99*
Orientation obstacle	0,59	1,37*	0,48	0,71	1,05	0,09
Mannequin	2,9	0,64	0,62	1,74	0,49	7,92*
Position	1,35	0,36	1,09	0,7	0,19	1,54*
Inclinaison trottinette	4,25*	0,71	7,75*	9,29*	7,22*	4,3*
<b>Interaction à 2 facteurs</b>	<b>30,96</b>	<b>7,11</b>	<b>31,75</b>	<b>32,4</b>	<b>26,7</b>	<b>19,91</b>
Vitesse*Orientation	2,91	1,01	2,59	3,45	1,29	1,49
Vitesse*Mannequin	0,47	1,57	0,55	0,79	3,57	0,5
Vitesse*Position	0,64	0,16	0,23	0,19	0,19	0,37
Vitesse*Inclinaison	7,64*	0,73	9,83*	9,93*	5,85*	2,38
Orientation*Mannequin	1,73	1,8*	0,82	0,64	1,37	1,19
Orientation*Position	1,36	0,03	2,63*	2,29	0,99	0,6
Orientation*Inclinaison	2,72	0,89	2,89	2,91	4,13*	3,66*
Mannequin*Position	3,28*	0,45	4,41*	2,92*	3,01*	4,35*
Mannequin*Inclinaison	9,55*	0,32	7,6*	9,19*	6,29*	3,26*
Position*Inclinaison	0,64	0,08	0,18	0,09	0,01	2,12*
<b>Interaction &gt;2 facteurs</b>	<b>56,17</b>	<b>19,78</b>	<b>48,09</b>	<b>45,58</b>	<b>47,86</b>	<b>38,25</b>

\*facteur statistiquement significatif pour  $\alpha=0,05$

#### 4.5 Évaluation des risques de blessures à la tête lors des chutes

Dans cette seconde section de résultats, les risques de blessures sont évalués, tout d'abord, à partir de paramètres cinématiques (accélération linéaire et rotationnelle), puis à partir de critères de blessures (HIC, BrIC et risque de commotion cérébrale).

#### 4.5.1 Accélération linéaire et rotationnelle

L'analyse du plan factoriel montre que la vitesse initiale ( $p<0,001$ ) et l'inclinaison de la trottinette ( $p=0,001$ ) sont les facteurs les plus significatifs pour l'accélération linéaire et l'accélération rotationnelle. La vitesse est le facteur prédominant avec une contribution au-delà de 10 % (10,23 % pour l'accélération linéaire et 16,48 % pour l'accélération rotationnelle) alors que la contribution de l'inclinaison de la trottinette est de 7 %. Il apparaît aussi une interaction double significative entre les deux facteurs. De plus, l'effet de l'inclinaison est renforcé par une interaction avec le type de mannequin ayant un effet significatif ( $p<0,05$ ) sur l'accélération linéaire et rotationnelle (*Voir Tableau 4.3*).

D'après le diagramme des effets (*Voir Figure 4.7*), les accélérations linéaires et rotationnelles sont plus élevées à grande vitesse, c'est-à-dire à 6,5 m/s et 10 m/s. L'inclinaison de la trottinette opposée à l'obstacle conduit à de plus grandes valeurs d'accélération, notamment lorsque le mannequin est de grande taille (*Voir ANNEXE II*). Mais, il n'y a pas de différence significative entre une inclinaison neutre et une inclinaison dans la direction de l'obstacle.

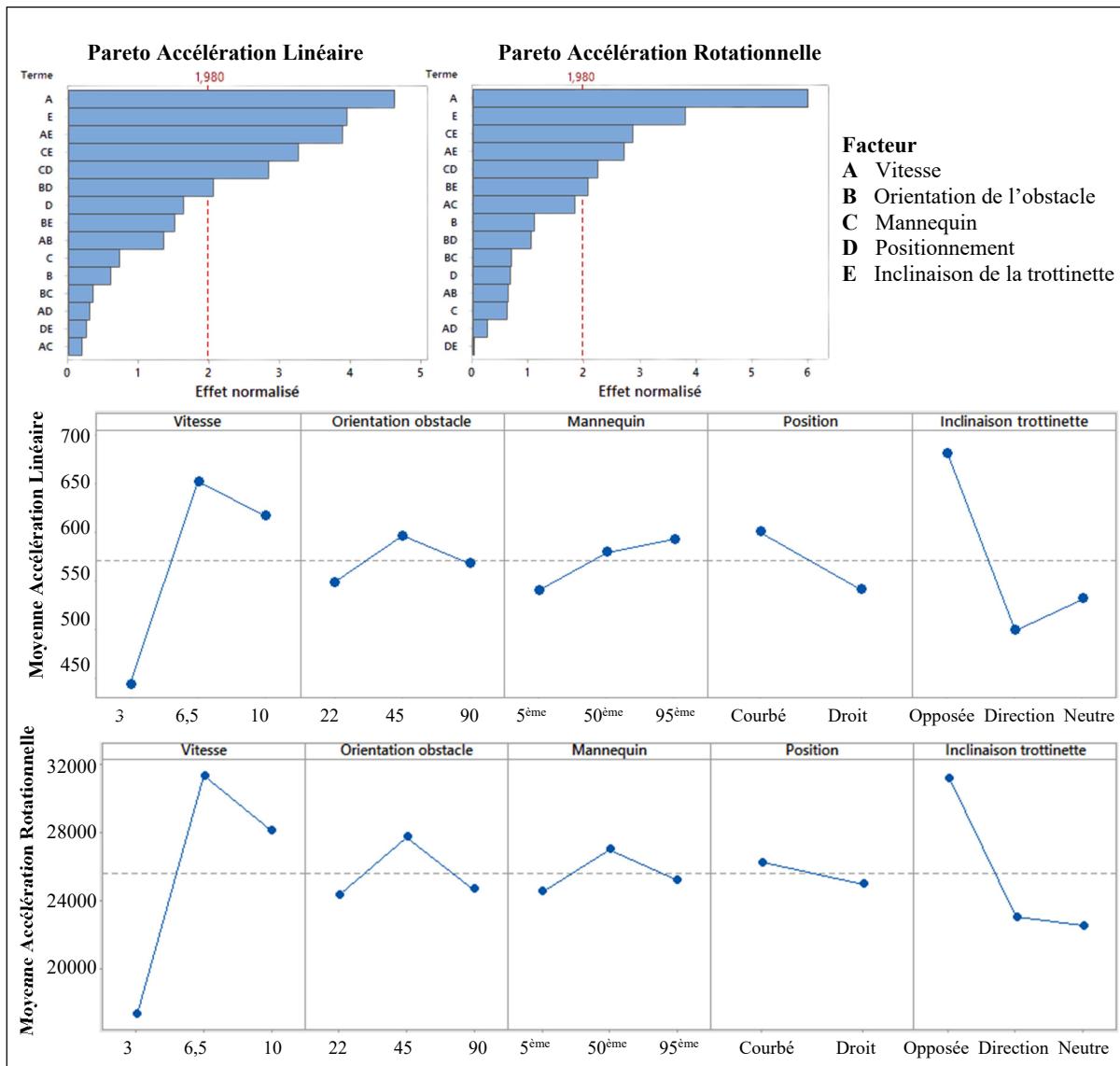


Figure 4.7 Diagrammes de Pareto et des effets principaux pour les accélérations linéaire et rotationnelle de la tête

La moyenne des pics d'accélération linéaire est de 571 g et celle des pics d'accélération rotationnelle est de 25 580 rad/s<sup>2</sup>, pour l'ensemble des essais. Le seuil de tolérance correspondant à 50 % de risque de traumatisme crânien léger est défini à 82 g pour l'accélération linéaire (Zhang et al., 2004) et à 6 383 rad/s<sup>2</sup> pour l'accélération rotationnelle (Rowson et al., 2012). Ces seuils sont dépassés dans 99 % des cas pour l'accélération linéaire et dans 96 % des cas pour l'accélération rotationnelle. De plus, 88% des valeurs d'accélération linéaire sont supérieures à 250 g, soit le seuil d'homologation des casques de vélo (NF EN

1078, 2012). Les moyennes des pics d'accélération linéaire et rotationnelle en fonction de la vitesse initiale sont présentées à la Figure 4.8.

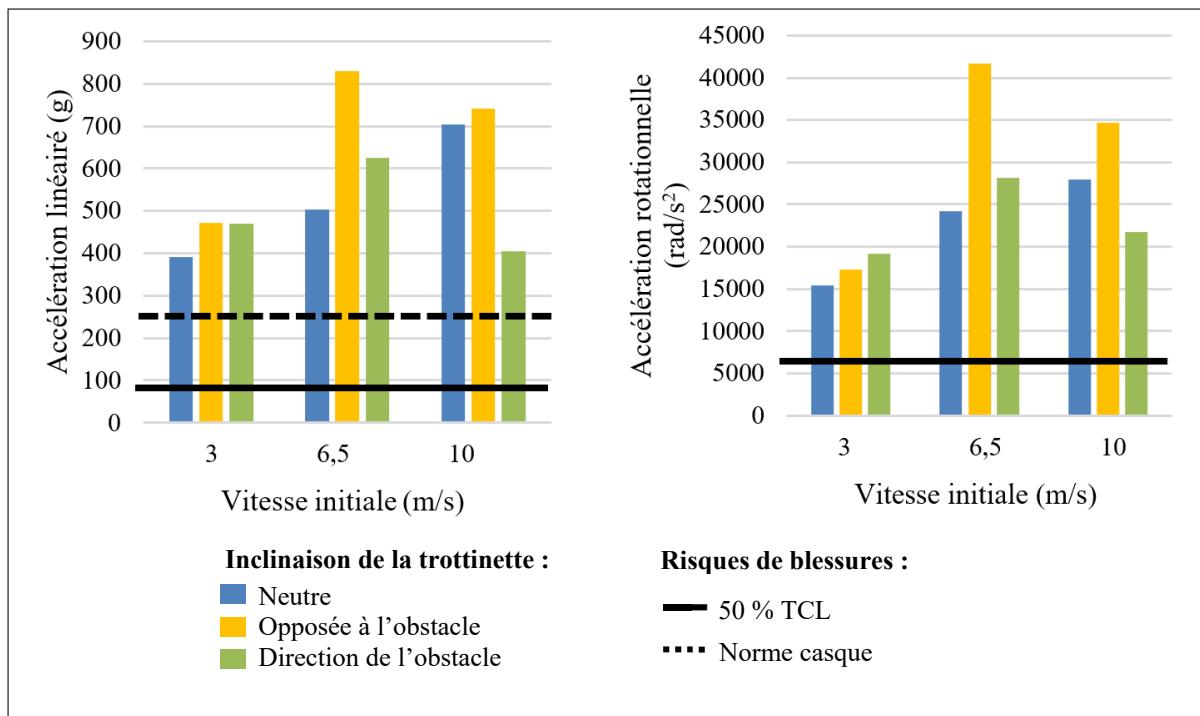


Figure 4.8 Moyenne des pics d'accélération linéaire et rotationnelle pour les différentes vitesses initiales et inclinaisons de la trottinette

#### 4.5.2 Critères de blessures

L'analyse factorielle indique que la vitesse initiale et l'inclinaison de la trottinette sont les facteurs ayant la contribution la plus importante sur le HIC (9,58 % et 9,29 % respectivement). Leur interaction est également statistiquement significative ( $p<0,01$ ) (*Voir Tableau 4.3*). À haute vitesse et pour une inclinaison de la trottinette opposée à l'obstacle, les valeurs de HIC sont significativement plus importantes (*Voir Figure 4.9*). La valeur moyenne du HIC est de 5 999 pour l'ensemble des données. Plus précisément, le HIC moyen est de 3 545, 7 553 et 6 900 pour une vitesse initiale respective de 3 m/s, 6,5 m/s et 10 m/s. Ainsi, le HIC moyen est multiplié par deux à grande vitesse. Dans 88 % des cas, le HIC est supérieur à 700, qui correspond à 5 % de blessure sévère (AIS>4) (Eppinger et al., 1999).

D'autre part, la vitesse initiale a une influence majeure sur le BrIC avec une contribution proche de 30 %. Plus la vitesse initiale augmente et plus le BrIC est important. Le type de mannequin est le second facteur unitaire avec la plus grande contribution (7,92 %). Plus le mannequin est de grande taille et plus le BrIC est faible. Par ailleurs, plusieurs interactions impliquant divers facteurs comme l'orientation de l'obstacle, le type et la position du mannequin ou encore l'inclinaison de la trottinette sont statistiquement significatives (*Voir Tableau 4.3 et Figure 4.9*). La valeur moyenne du BrIC est de 0,5 pour l'ensemble des simulations. Un BrIC égal à 0,5 correspond à 50 % de blessure légère (>AIS 2) et BrIC égal à 1 correspond à 50 % de blessure sévère (>AIS4) (Takhounts et al., 2013). Pour une vitesse initiale de 3 m/s, moins de 3 % des valeurs de BrIC sont supérieures à 0,5. À grande vitesse, 41 % des valeurs sont supérieures à 0,50 et environ 1 % sont supérieures à 1. La Figure 4.10 présente le HIC et le BrIC moyen en fonction de la vitesse initiale et de l'inclinaison de la trottinette.

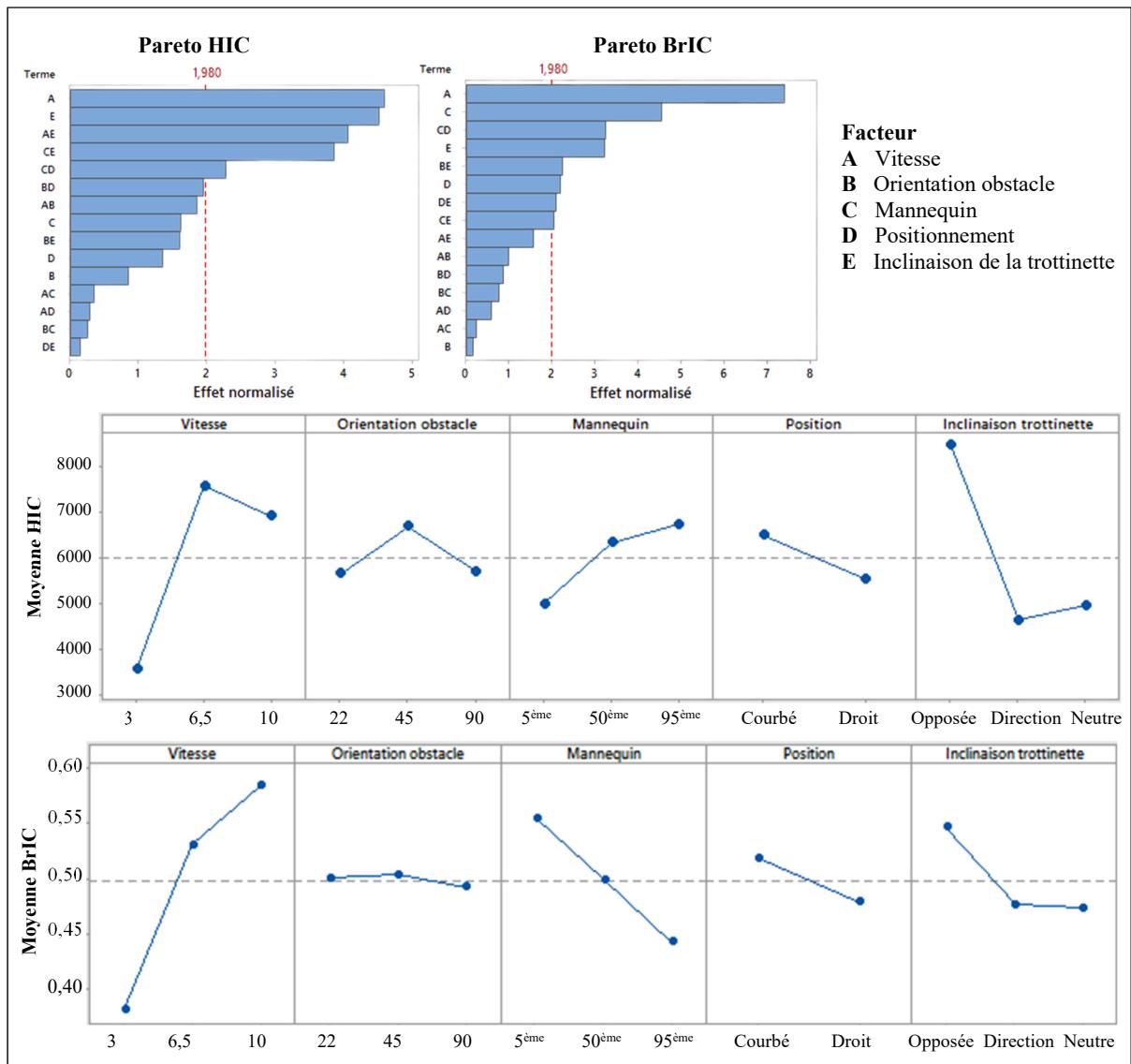


Figure 4.9 Diagrammes de Pareto et des effets principaux pour le HIC et le BrIC

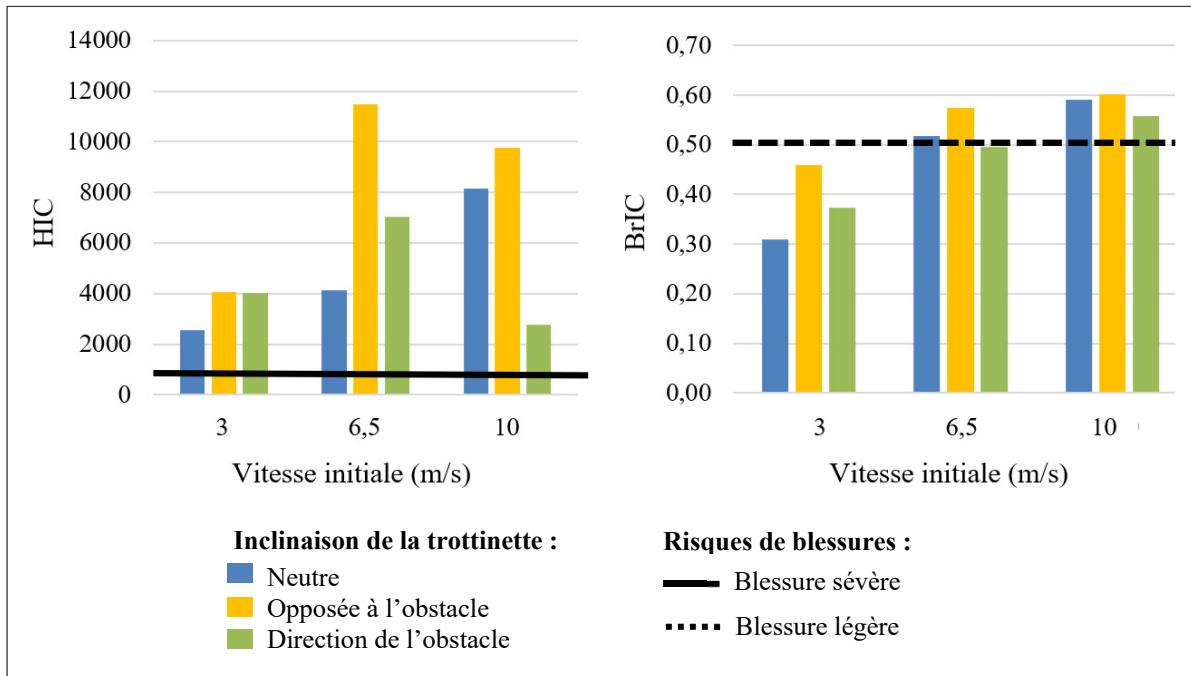


Figure 4.10 HIC et BrIC moyen pour les différentes vitesses initiales et inclinaisons de la trottinette

Finalement, dans plus de 90 % des cas, le risque de commotion cérébrale est de 100 % suivant l'équation de Campolettano et al. (2019) (Voir Figure 4.11).

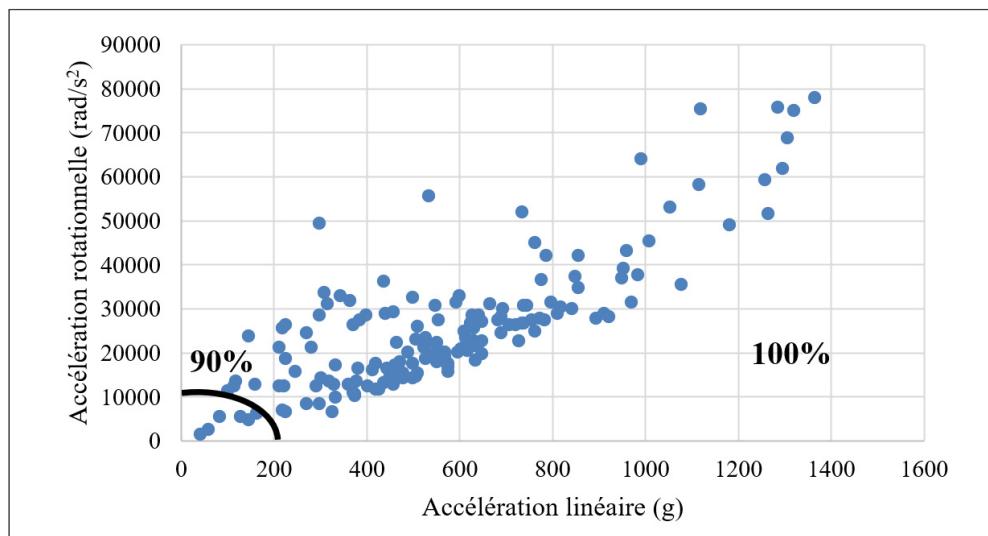


Figure 4.11 Représentation du risque de commotion cérébrale en fonction de l'accélération linéaire et rotationnelle

#### **4.6 Conclusion**

Pour conclure, la simulation d'un grand nombre de chutes a permis d'identifier les conditions d'impact et les risques de blessures à la tête lors d'un impact d'une trottinette contre un trottoir. Les résultats montrent que les usagers de trottinette sont vulnérables : des commotions cérébrales sont très fréquemment identifiées lors des accidents, ils doivent donc être protégés. La tête impacte majoritairement le sol frontalement, ainsi l'utilisation d'un casque de protection pourrait être efficace pour réduire les risques et la gravité des blessures à la tête. Des éléments de réponse sont apportés dans le chapitre suivant avec l'étude de l'effet du port du casque sur les blessures à la tête.



## CHAPITRE 5

### CARACTÉRISATION EXPÉRIMENTALE, MODÉLISATION ET EFFICACITÉ D'UN CASQUE DE TrottINETTE ÉLECTRIQUE

#### 5.1 Introduction

Ce chapitre répond au troisième et dernier sous-objectif (OS3) avec l'intégration d'un casque de protection dans le modèle multicorps de trottinette. Il complète ainsi le travail du chapitre 4 sur l'évaluation des risques de blessures lors d'une chute à trottinette électrique en ajoutant une dimension supplémentaire : l'influence du port du casque. Le chapitre s'ouvre sur la caractérisation expérimentale d'un casque de trottinette lors d'un impact. Les résultats expérimentaux de force et de déplacement servent ensuite à construire un modèle numérique de casque. Puis, le modèle est validé à partir d'une chute expérimentale. Enfin, différents scénarios de chutes à trottinette sont simulés avec et sans casques dans le but de comparer les risques de blessures entre les usagers protégés ou non.

#### 5.2 Description des essais expérimentaux d'impact de casques

Cette première section décrit le dispositif expérimental et les configurations d'impact utilisés lors des tests expérimentaux de caractérisation des casques de trottinette électrique.

Le protocole d'essai utilisé pour les tests d'impact s'inspire de la norme EN 1078 relative à l'évaluation des casques de vélo et de planche à roulettes. Le banc d'essai comprend un châssis composé d'une structure métallique et d'un guidage à bille, une enclume plate en aluminium de 100 mm de diamètre (contre 130 mm dans la norme) et un capteur de force Kistler 9343A, dont la fréquence d'enregistrement était de 50 000 Hz. Le banc initial a été adapté avec l'ajout d'un dispositif de maintien de la tête lors de la chute. Une pièce métallique, en forme de U, guide la tête en coulissant le long du rail jusqu'à l'enclume.

Par ailleurs, la tête Hybrid III, sans cou, a été préférée à une fausse tête ISO en acier afin d'avoir des propriétés inertielles plus réalistes (Willinger et al., 2014). Le casque a été positionné sur la fausse tête avec un ajustement serré. Le casque de modèle Oxelo MF500 en taille M (55-59 cm, 400 g) est certifié EN 1078. Il est composé d'une coque externe en ABS et d'une mousse en polystyrène expansé. L'ensemble tête/casque pesait environ 4 kg. Un accéléromètre tri-axe TSR-Pro a été utilisé pour enregistrer les accélérations au niveau de la tête. La fréquence d'acquisition de l'accéléromètre était de 10 000 Hz. Bien que la tête Hybrid III possède une cavité intérieure pour l'instrumentation, nous n'avons pas pu positionner l'accéléromètre au centre de gravité, car le boîtier était trop gros. Il a donc été fixé, à l'extérieur, sur le dessous de la tête. Enfin, des marqueurs ont été positionnés sur la tête et sur le casque afin de faciliter le suivi de la trajectoire par analyse vidéo. Les impacts de casque ont été filmés avec une caméra à haute vitesse Photron FASTCAM SA3. La caméra était positionnée en face du banc d'essai et centrée sur la zone d'impact. La fréquence d'image était 5 000 Hz ou 6 000 Hz en fonction des essais.

La Figure 5.1 schématise le dispositif expérimental mis en place afin de caractériser les casques.

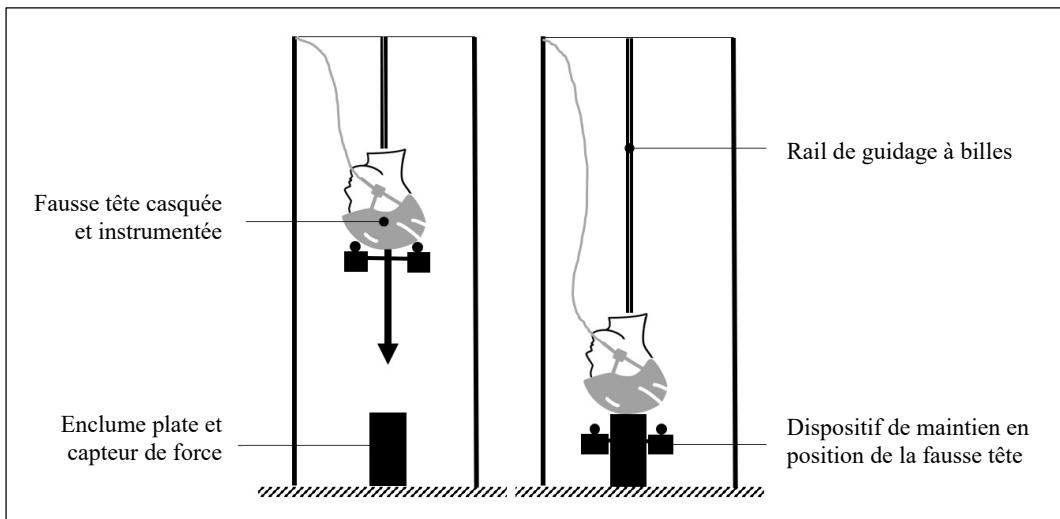


Figure 5.1 Schéma du dispositif de chute

Plusieurs configurations d'impact radial ont été étudiées. Trois vitesses d'impact ont été utilisées, soit 3,5 m/s, 4,5 m/s et 5,5 m/s. Pour cela, la fausse tête casquée était lancée respectivement de 1,1 m, 1,8 m et 2,7 m. L'intervalle de vitesses d'impact étudié prend en compte les vitesses d'impact identifiées comme courantes lors d'une chute individuelle à trottinette. Pour Posirisuk et al. (2022) la vitesse d'impact tête/sol était de  $6,3 \pm 1,4$  m/s et le chapitre 4 décrit une vitesse d'impact normale de 4,8 m/s. Il inclut également la vitesse d'impact normative établie à 5,42 m/s pour une enclume plate. De plus, trois localisations d'impact classiques ont été testées : avant, arrière et dessus (Voir Figure 5.2). Au total, neuf casques ont été évalués permettant ainsi d'avoir une ou plusieurs répétitions pour chaque configuration d'impact. La fausse tête casquée a été positionnée de manière similaire sur le support de maintien pour chaque répétition de la même configuration d'impact.

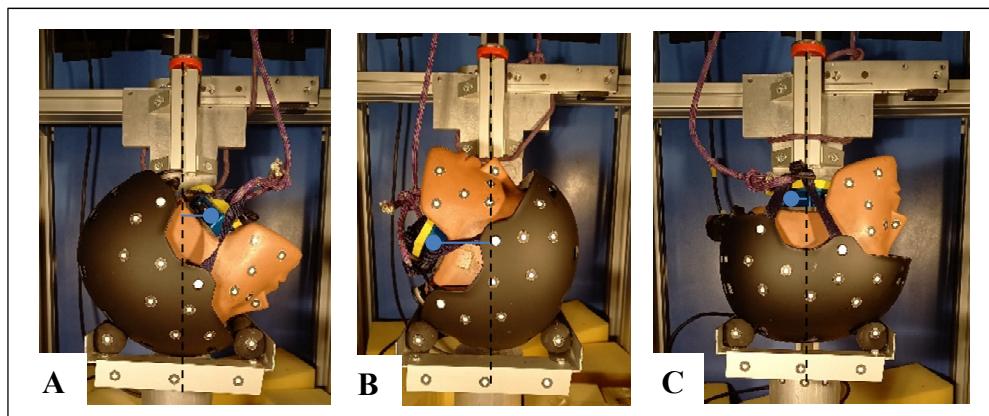


Figure 5.2 Localisations d'impact A – Avant, B – Arrière, C – Dessus et identification du centre de masse de l'accéléromètre

### 5.3 Analyse des données expérimentales

Cette section définit la méthode d'analyse des différentes données biomécaniques acquises lors des tests expérimentaux à savoir les accélérations, les forces d'impact et les déplacements de la tête.

Les données d'accélération enregistrées par l'accéléromètre ont été filtrées à l'aide d'un filtre basse fréquence Butterworth de fréquence de coupe égale à 1 000 Hz et d'ordre 2 comme spécifié dans la norme SAE J211 (SAE, 2014). L'évolution de l'accélération au cours du temps ainsi que le pic maximal d'accélération des différentes configurations d'impact ont été calculés. De même, les données de force brute enregistrées par le capteur Kistler ont été filtrées à l'aide d'un filtre basse fréquence Butterworth de fréquence de coupe égale à 2 000 Hz et d'ordre 2. L'évolution de la force au cours du temps ainsi que le pic maximal de force des différentes configurations d'impact ont été calculés. En parallèle, les données vidéo capturées par la caméra ont été traitées avec le logiciel d'analyse de mouvement Kinovea (Version 0.9.5) pour obtenir des données de déplacement. La fonction de suivi automatique du logiciel a permis d'obtenir le déplacement vertical d'un marqueur situé au centre de la tête pour chaque configuration de chute. Le même marqueur a été pris pour référence dans toutes les analyses afin de limiter les biais.

Des courbes force/déplacement ont été construites pour chaque localisation d'impact et chaque vitesse à partir des données de force d'impact enregistrées par le capteur Kistler et des déplacements isolés avec Kinovea. Comme les données de force et de déplacement n'avaient pas la même fréquence d'échantillonnage, une fonction d'interpolation de Matlab (version R2020b) a été utilisée pour construire les courbes. En particulier, trois courbes force/déplacement ont été tracées pour chaque localisation d'impact à 4,5 m/s. Ces courbes expérimentales ont été comparées à des courbes force/déflexion de casques de vélo issues de la littérature (Mills & Gilchrist, 1991, 2008). Plus précisément, la courbe de Mills et Gilchrist (1991) provient d'un essai expérimental où une fausse tête en aluminium est percutée par une enclume mobile. Pour Mills et Gilchrist (2008) la courbe découle d'essais d'impacts obliques sur surface mobile. En détail, une fausse tête Ogle, aux propriétés inertielles proches de la tête humaine, recouverte par une perruque en acrylique et casquée était lâchée verticalement sur la surface mobile. Lors du premier impact sur la surface plane les composantes de rotation étaient négligées, ce qui ramène à un impact radial comme dans nos essais.

## 5.4 Approche d'évaluation des blessures pour un usager casqué

L'évaluation des risques de blessures pour les usagers portant un casque se limite à des conditions spécifiques d'impact. Dans le chapitre 4 nous avons trouvé que l'avant de la tête, en particulier le front, impacte majoritairement le sol en premier et que la vitesse d'impact normale est de 4,8 m/s en moyenne. De plus, les essais de caractérisation de casques ont été conduits à des vitesses d'impact comprises entre 3,5 m/s et 5,5 m/s. En conséquence, nous avons choisi d'étudier seulement les conditions d'impact courantes lors d'une chute à trottinette, soit un impact frontal de la tête à une vitesse de 4,5 m/s environ. Cette section présente donc la méthode de modélisation et de validation d'un casque adapté à ces conditions d'impact. Puis, elle détaille les scénarios de chutes et les paramètres analysés afin de comparer les risques de blessures avec et sans casque.

Un modèle simplifié de casque a été construit en modifiant seulement les propriétés générales de contact de la tête du modèle de conducteur. Aucun corps rigide ni surface supplémentaire n'ont été ajoutés. La fonction initiale de contact de la tête a été remplacée par une fonction moyenne des courbes force/déplacement obtenues lors des essais expérimentaux de caractérisation de casques, pour une localisation d'impact frontal à 4,5 m/s. Puis, afin de valider le modèle de casque, une nouvelle chute expérimentale de DEKRA avec le mannequin casqué a été reproduite en utilisant le modèle casqué dans MADYMO. Lors de l'essai expérimental, la trottinette était lancée à 6 m/s contre un trottoir de 20 cm de hauteur et orienté à 45° par rapport à la trottinette. Le mannequin Hybrid III portait un casque de protection de la marque Giro. Les conditions d'impact expérimentales étaient un impact frontal à 4,9 m/s, soit des conditions similaires à la fonction de contact du modèle de casque. La validation du modèle de casque a consisté à comparer les données numériques MADYMO et les données expérimentales de DEKRA. La cinématique globale, les déplacements vertical et horizontal et les accélérations de la tête obtenus numériquement ont été comparés à ceux du mannequin Hybrid III. Les données expérimentales de déplacement (déplacements moyens et écarts types inter- et intra- évaluateurs) sont issues d'une analyse vidéo sur Kinovea effectuée au LBA (Honoré, 2021). Les données d'accélération proviennent directement de l'accéléromètre

positionné au centre de la tête Hybrid III. Les données ont été filtrées avec un filtre de Butterworth de fréquence de coupure égale à 1 000 Hz (SAE, 2014) et ont été traitées sur Matlab (version R2020b) afin d'obtenir le pic maximal d'accélération.

Par la suite, plusieurs scénarios de chutes ont été simulés avec et sans casque afin d'évaluer l'effet du port d'un équipement de protection sur les risques de blessures. La configuration de chute expérimentale utilisée pour la validation du casque a été simulée de nouveau, mais cette fois sans casque. De plus, nous avons isolé, dans le plan d'expérience du chapitre 4, les scénarios de chutes où l'impact de la tête était frontal, et, dont la vitesse d'impact était comprise entre 4 m/s et 5 m/s. Au total, dix scénarios répondaient à ces critères (*Voir Tableau 5.1*). Finalement, les accélérations linéaires et rotationnelles de la tête, les critères de blessures (HIC<sub>15</sub> et BrIC) et les forces d'impact ont été comparés entre les simulations avec et sans casque.

Tableau 5.1 Détails des dix scénarios de chutes sélectionnés

N° essai	Vitesse initiale (m/s)	Orientation de l'obstacle (°)	Mannequin	Positionnement	Inclinaison de la trottinette	Vitesse d'impact (m/s)
1	3	22	50 <sup>ème</sup> percentile	Courbé	Opposée obstacle	5
2	3	22	50 <sup>ème</sup> percentile	Droit	Neutre	4,3
3	3	22	95 <sup>ème</sup> percentile	Droit	Neutre	4,2
4	3	45	50 <sup>ème</sup> percentile	Droit	Neutre	4,4
5	3	45	95 <sup>ème</sup> percentile	Courbé	Sens obstacle	4
6	3	45	95 <sup>ème</sup> percentile	Courbé	Neutre	4,5
7	3	45	95 <sup>ème</sup> percentile	Droit	Neutre	4,9
8	3	90	5 <sup>ème</sup> percentile	Droit	Sens obstacle	4,8
9	3	90	95 <sup>ème</sup> percentile	Courbé	Neutre	4,3
10	3	90	50 <sup>ème</sup> percentile	Droit	Neutre	4

## 5.5 Caractérisation expérimentale d'impact de casque

Cette section résume les résultats des essais expérimentaux en deux parties : premièrement les résultats de force et d'accélération au moment de l'impact du casque, puis les courbes force/déplacement.

### 5.5.1 Force et accélération

Le Tableau 5.2 et la Figure 5.3 présentent les résultats de la force d'impact pour les différentes localisations et vitesses d'impact. Les résultats montrent que le pic de force augmente quand la vitesse d'impact augmente. Une augmentation de près de 50 % est observée entre le pic de force moyen à 3,5 m/s et celui à 5,5 m/s (respectivement 5 217 N et 7 814 N). Par ailleurs, les impacts sur le dessus du casque conduisent aux pics de force les plus importants, puis viennent les impacts frontaux et enfin les impacts à l'arrière du casque (respectivement 7 026 N, 6 727 N et 6 030 N en moyenne). Les courbes de force suivent la même allure et sont de même amplitude pour une configuration d'impact donnée. En moyenne, il y a 5 % de variation entre le pic maximal et le pic minimal de force pour une configuration donnée. Les différences les plus importantes sont entre les pics de force à 4,5 m/s pour une localisation arrière (9,77 % de variation).

Tableau 5.2 Pics de force pour les différentes configurations d'impact

Force (N)		3,5 m/s	4,5 m/s	5,5 m/s
Arrière	Moyenne	<b>4 791</b>	<b>6 122</b>	<b>7 178</b>
	Min	4 673	5 856	7 049
	Max	4 909	6 428	7 308
Avant	Moyenne	<b>5 462</b>	<b>6 932</b>	<b>7 786</b>
	Min	5 359	6 706	7 687
	Max	5 565	7 132	7 981
Dessus	Moyenne	<b>5 399</b>	<b>7 202</b>	<b>8 477</b>
	Min	5 267	6 981	8 139
	Max	5 531	7 450	8 710

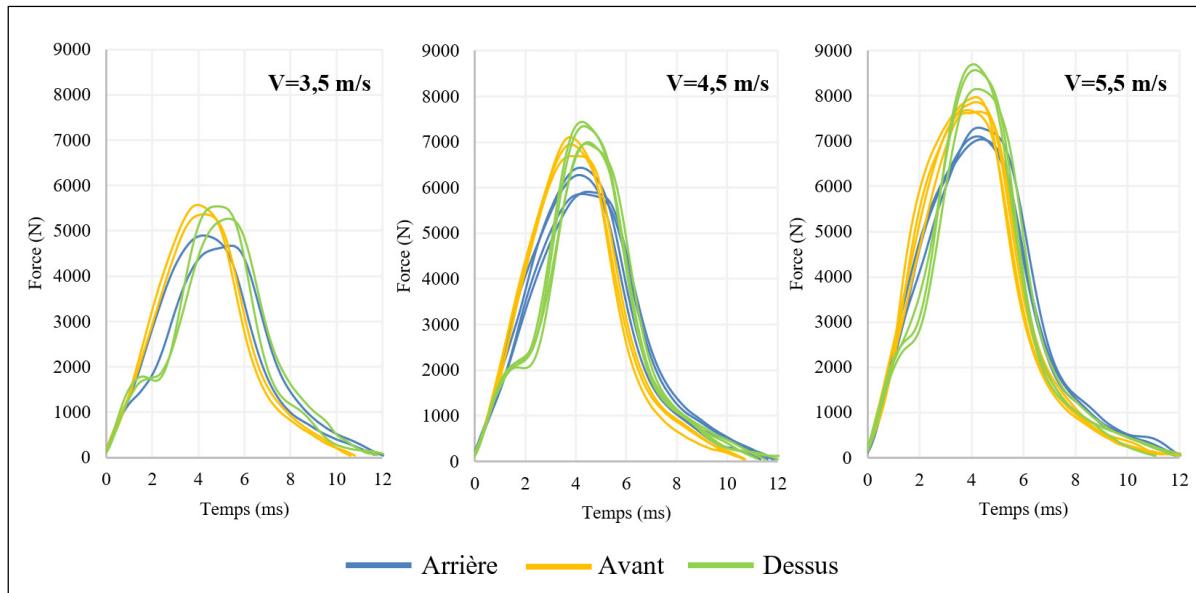


Figure 5.3 Représentation de la force d'impact en fonction du temps pour une vitesse d'impact de 3,5 m/s, 4,5 m/s et 5,5 m/s

Le Tableau 5.3 et la Figure 5.4 présentent les résultats d'accélération pour les différentes localisations et vitesses d'impact. Les résultats montrent que le pic d'accélération augmente quand la vitesse d'impact augmente. Entre le pic d'accélération moyen à 3,5 m/s et celui à 5,5 m/s, une augmentation d'environ 40 % est observée (respectivement 144 g et 204 g). Par ailleurs, les impacts à l'arrière du casque conduisent aux pics d'accélération les plus importants, puis viennent les impacts frontaux et enfin les impacts sur le dessus du casque (respectivement 191 g, 171 g et 167 g en moyenne). Au contraire, les pics de force les plus faibles ont été obtenus pour une localisation d'impact à l'arrière du casque. Les courbes d'accélération suivent la même allure et sont de même amplitude pour une configuration d'impact donnée. En moyenne, il y a 5 % de variation entre le pic maximal et le pic minimal d'accélération pour une configuration donnée. Enfin, les résultats d'accélération confirment que le casque suit la norme EN 1078. Toutes les accélérations sont inférieures à 250 g. Le pic maximal d'accélération est de 221 g. Il correspond à une vitesse d'impact de 5,5 m/s pour une localisation d'impact à l'arrière du casque.

Tableau 5.3 Pics d'accélération pour les différentes configurations d'impact

Accélération (g)		3,5 m/s	4,5 m/s	5,5 m/s
Arrière	Moyenne	<b>160</b>	<b>196</b>	<b>216</b>
	Min	154	194	213
	Max	167	197	221
Avant	Moyenne	<b>143</b>	<b>176</b>	<b>194</b>
	Min	138	173	190
	Max	147	178	200
Dessus	Moyenne	<b>129</b>	<b>172</b>	<b>201</b>
	Min	124	166	191
	Max	134	177	207

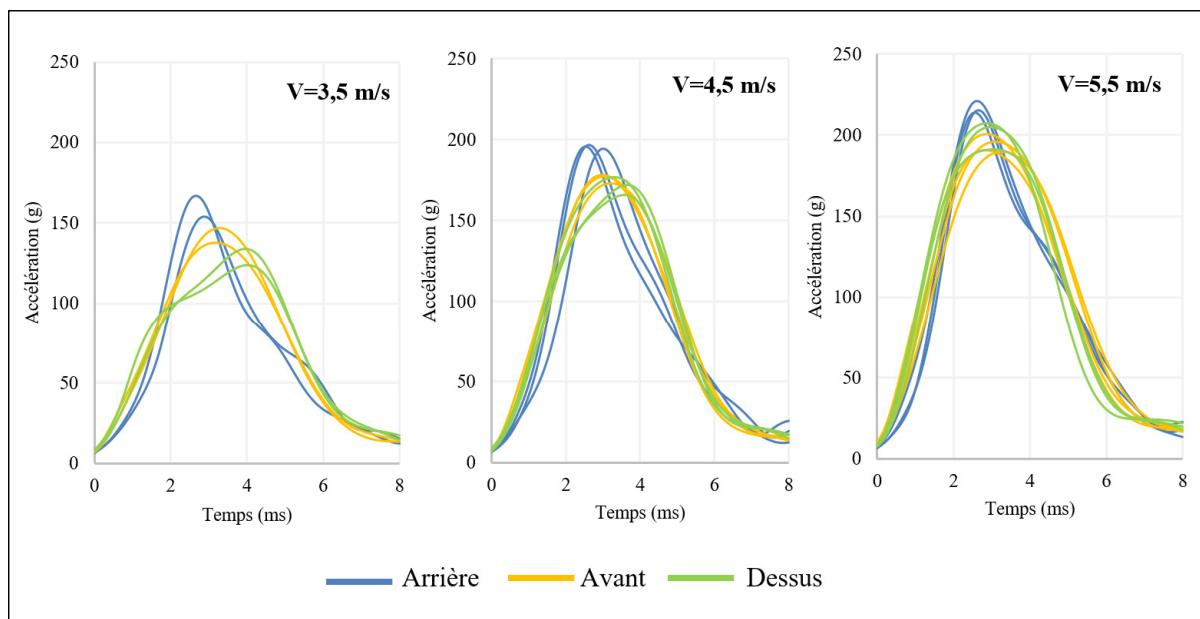


Figure 5.4 Représentation de l'accélération en fonction du temps pour une vitesse d'impact de 3,5 m/s, 4,5 m/s et 5,5 m/s

### 5.5.2 Courbes force/déplacement

Tout d'abord, pour une vitesse d'impact de 4,5 m/s, on observe une bonne répétition des essais avec des courbes force/déplacement de même allure, pour une localisation donnée. On remarque que le comportement du casque est proche pour les impacts arrière et avant, avec une pente quasi linéaire de même amplitude sur la première partie de la courbe. La Figure 5.5 présente les différentes courbes force/déplacement obtenues pour la vitesse d'impact de 4,5 m/s. Les autres courbes, pour les vitesses d'impact de 3,5 m/s et 5,5 m/s, sont disponibles à l'ANNEXE III.

Par ailleurs, la courbe force/déflexion de Mills & Gilchrist (1991) relative à un impact frontal avec une enclume plate (*Voir* Figure 5.6-A) est assez différente des courbes force/déplacement obtenues dans nos essais expérimentaux à 4,5 m/s pour une localisation d'impact avant. Pour Mills & Gilchrist (1991), la force maximale est d'environ 4 300 N pour un déplacement de 25 mm alors qu'en moyenne nos courbes expérimentales présentent une force maximale de 7 000 N pour un déplacement de 16 mm. Au contraire, la courbe force/déflexion de Mills & Gilchrist (2008) est très proche de nos courbes expérimentales, avec une force maximale de 6 500 N pour un déplacement de 17 mm (*Voir* Figure 5.6-B). Les différences observées entre nos courbes force/déplacement et celles de Mills et Gilchrist (1991, 2008) peuvent être expliquées par la méthodologie employée. Toutefois, pour une méthodologie similaire, la comparaison de nos courbes à celle de Mills et Gilchrist (2008) est bonne (*Voir* Figure 5.5 et 5.6-B), ce qui nous permet de valider les courbes et ainsi de les utiliser par la suite dans la construction du modèle de casque.

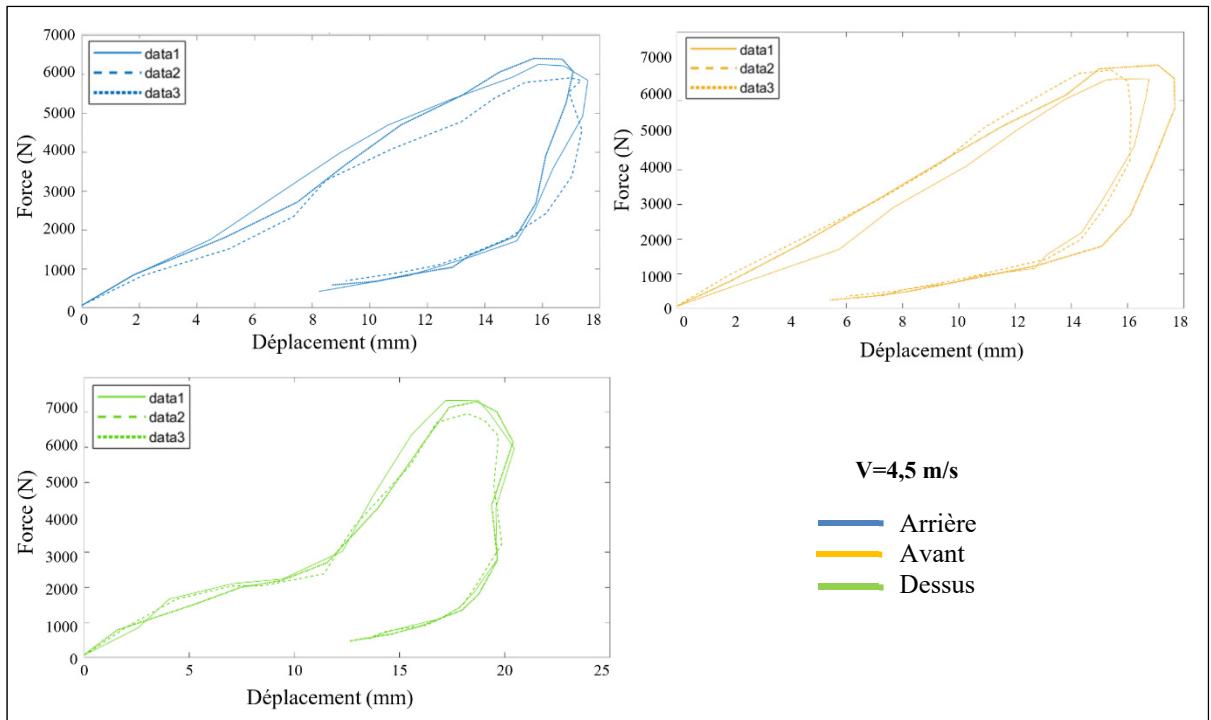


Figure 5.5 Courbes force/déplacement pour une vitesse d'impact égale à 4,5 m/s

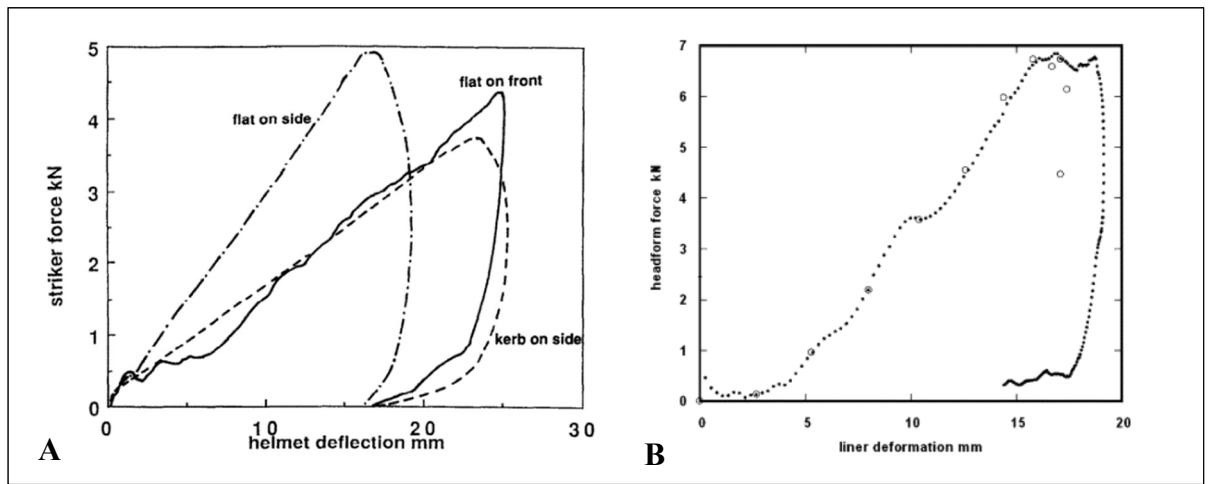


Figure 5.6 Courbes force/déflexion pour un casque de vélo  
Tirée de Mills & Gilchrist (1991, 2008)

## 5.6 Évaluation de l'effet du casque sur les blessures à la tête

Cette section débute par la présentation des résultats de validation du modèle numérique de casque et continue ensuite sur la comparaison des chutes avec et sans casque afin d'évaluer l'effet du port du casque sur les blessures à la tête.

Pour commencer, la comparaison de la cinématique de chute entre le modèle numérique et le modèle expérimental montre des différences assez rapidement, soit 100 ms après le contact de la roue contre l'obstacle, et notamment au moment de l'impact (*Voir Figure 5.7*). Un fait important à relever est que le guidon de la trottinette électrique expérimentale se casse peu de temps après l'impact (après 84 ms), ce qui influence la chute du mannequin Hybrid III. À la suite du contact de la roue de la trottinette contre le trottoir, le mannequin est projeté vers l'avant. Dans le cas de la chute expérimentale, le corps du mannequin tourne légèrement, ainsi, le corps et la tête impactent le sol latéralement. Dans le cas de la chute numérique, il n'y a pas de rotation du corps, l'impact est frontal. La collision de la tête contre le sol se produit 0,56 s après le contact de la trottinette contre l'obstacle aussi bien pour la chute expérimentale que numérique. Les membres inférieurs sont les premiers à toucher le sol, puis ce sont les bras et enfin la tête.

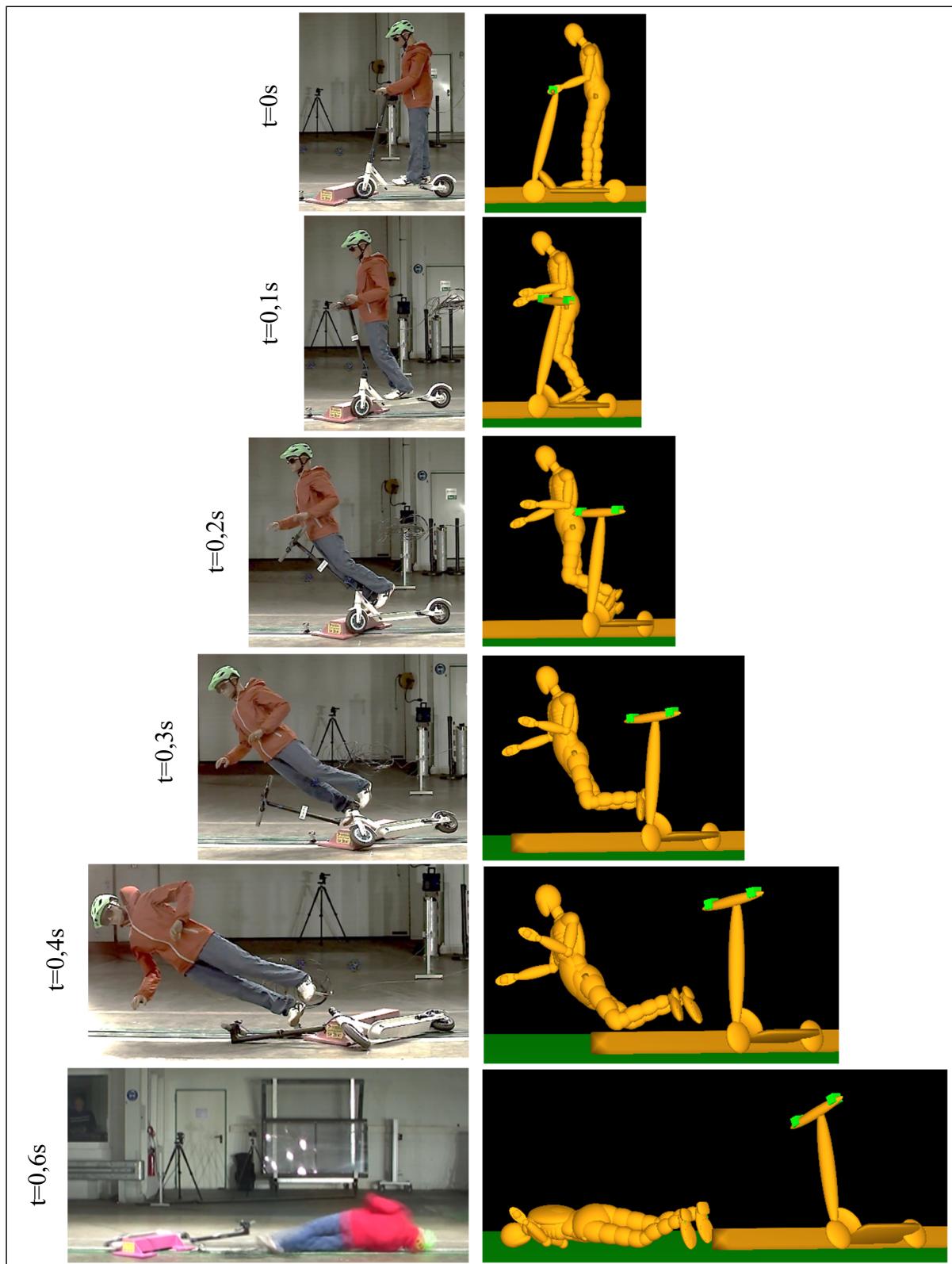


Figure 5.7 Comparaison de la cinématique globale expérimentale et numérique

Les courbes de déplacements horizontal et vertical, expérimentales et numériques, au niveau de la tête ont la même allure globale (*Voir Figure 5.8*). Le RMSE pour les données verticales est de 0,0662 et de 0,3181 pour les données horizontales. Les données expérimentales et numériques présentent un pic d'accélération du même ordre de grandeur. Pour les données issues d'accéléromètres positionnés sur le mannequin Hybrid III, le maximum est de 102 g alors que pour les données issues du modèle MADYMO le pic est à 119 g, soit environ 14 % de différence. Plusieurs pics d'accélération d'amplitude élevée ( $>70$  g) sont observés sur la chute expérimentale alors qu'un seul pic est présent pour la chute numérique (*Voir Figure 5.9*). Ces différences pourraient être expliquées par le fait que la tête impacte le sol latéralement dans la chute expérimentale alors qu'elle impacte le sol frontalement dans la chute numérique.

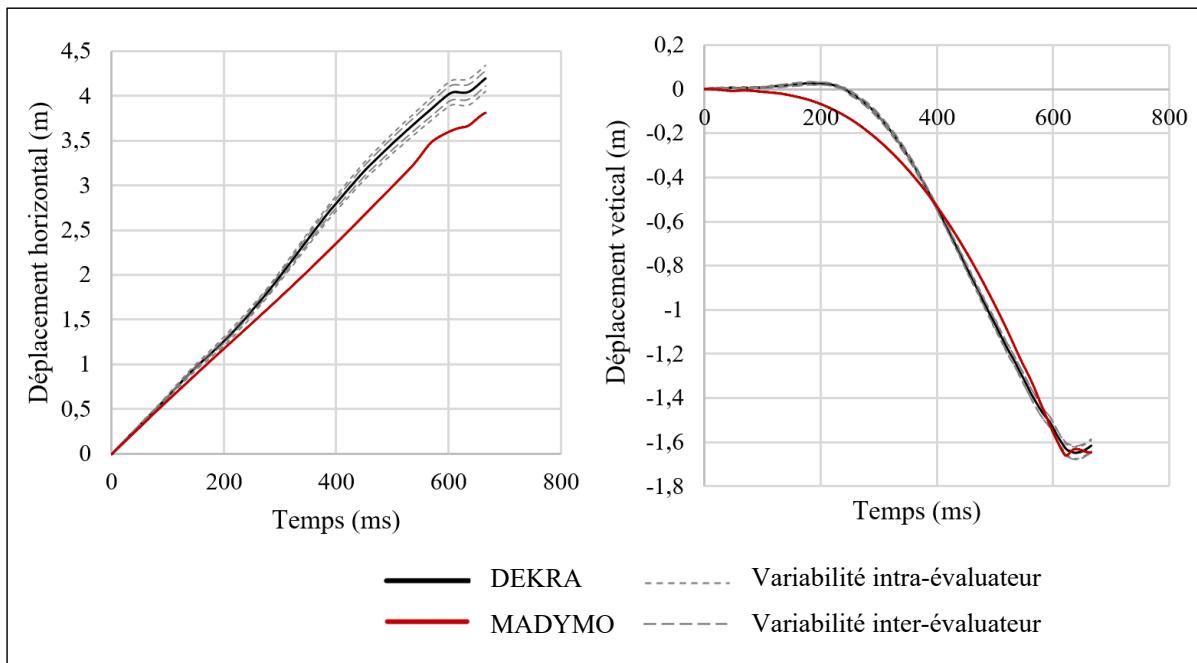


Figure 5.8 Comparaison du déplacement vertical et horizontal de la tête

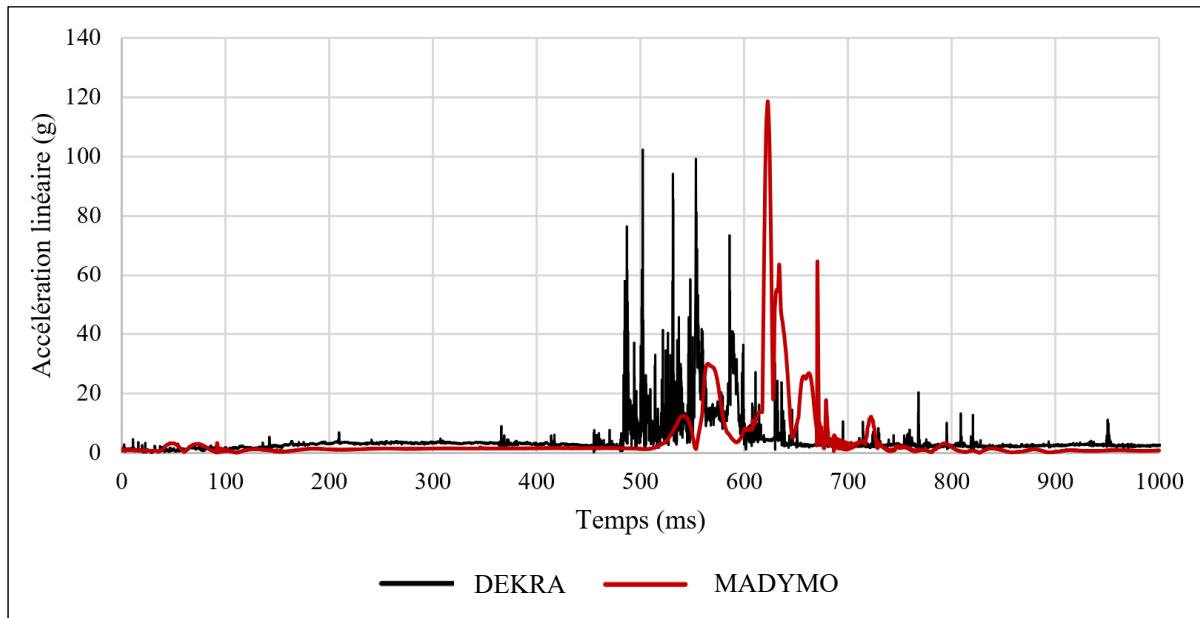


Figure 5.9 Comparaison de la résultante de l'accélération linéaire du centre de gravité de la tête

Finalement, malgré des différences dans la cinématique de chute, le casque numérique permet d'obtenir un pic d'accélération de même ordre de grandeur que le casque réel, ainsi nous avons considéré qu'il pouvait être utilisé dans d'autres configurations de chute.

La comparaison des simulations numériques avec et sans casque pour une trottinette lancée à 6 m/s contre un obstacle orienté à 45° conduit aux résultats suivants. Dans les deux simulations, l'impact au sol est réalisé par l'avant de la tête, plus précisément avec le front et la tête impacte le sol à une vitesse de 4,9 m/s. La force d'impact est presque divisée par quatre, en passant de 24 965 N sans casque à 6 658 N avec casque (*Voir Tableau 5.4*). Ainsi, les conditions d'impact (force, vitesse et localisation d'impact) des chutes numériques sont similaires aux conditions d'impact expérimentales de la courbe force/déplacement utilisée pour caractériser le casque dans le modèle numérique. D'autre part, le pic d'accélération linéaire sans casque est de 473 g contre 119 g avec casque, soit une diminution de 75 % avec le port du casque (*Voir Figure 5.10*). Il en résulte que le HIC est de 3 564 sans casque et de 696 avec casque. Ainsi, avec le port du casque, le pic d'accélération linéaire est inférieur à 250 g comme l'exige la norme EN 1078 et le HIC est inférieur à 700, seuil correspond à 5 % de blessure sévère (AIS>4) (Eppingen

et al., 1999). Par ailleurs, le pic d'accélération rotationnelle est de 8 047 rad/s<sup>2</sup> avec casque, c'est 43 % de moins que sans casque (14 121 rad/s<sup>2</sup>). Mais, on ne retrouve pas cette diminution au niveau du BrIC. Au contraire, le BrIC avec casque est plus élevé que le BrIC sans casque, respectivement 0,53 et 0,48, soit environ 10 % d'augmentation. Ces valeurs correspondent à peu près à 50 % de risques de blessures légères (BrIC=0,5) (Takhounts et al., 2013). Le Tableau 5.4 résume les principaux résultats d'accélérations et de critères de blessures pour les simulations avec et sans casque.

Tableau 5.4 Comparaison des données relatives aux blessures à la tête avec et sans casque pour un impact à 6 m/s et l'obstacle orienté à 45°

	Sans casque	Avec casque
<b>Pic d'accélération linéaire (g)</b>	473	119
<b>HIC<sub>15</sub></b>	3 564	696
<b>Pic d'accélération rotationnelle (rad/s<sup>2</sup>)</b>	14 121	8 047
<b>BrIC</b>	0,48	0,53
<b>Force d'impact (N)</b>	24 965	6 658

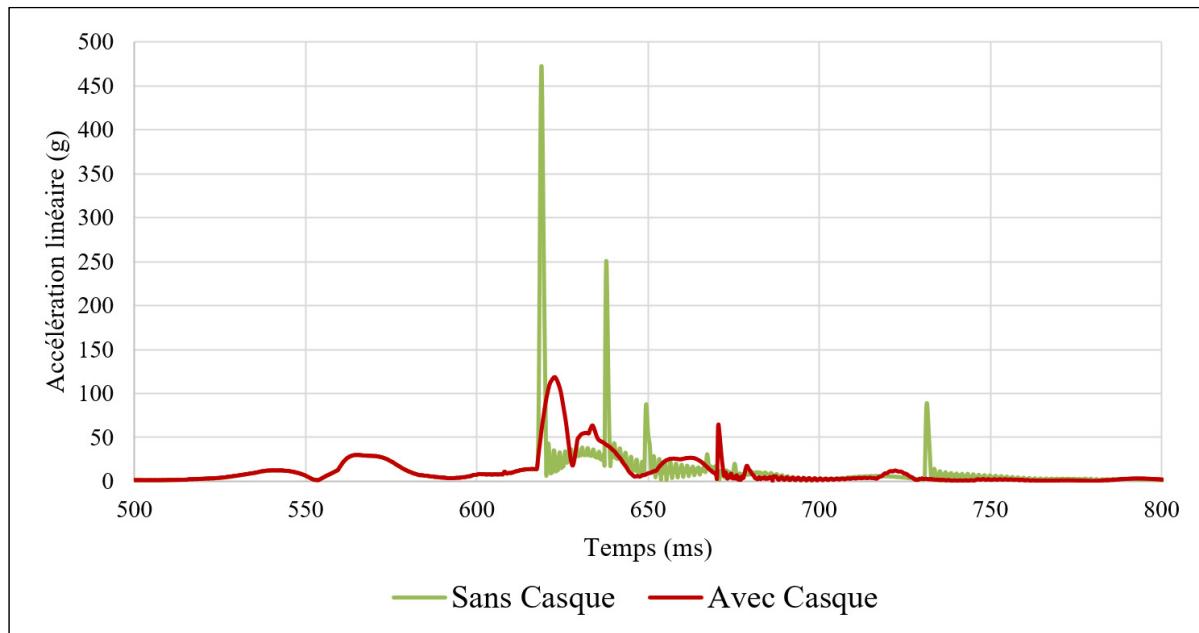


Figure 5.10 Comparaison de la résultante de l'accélération linéaire du centre de gravité de la tête avec et sans casque pour une vitesse de 6 m/s et l'obstacle orienté à 45°

Lors des dix essais numériques de chute sélectionnés, les vitesses d'impact de la tête étaient comprises en 4 m/s et 5 m/s et les impacts étaient frontaux. Les pics d'accélérations linéaire et rotationnelle et le HIC de chaque impact sont précisés dans la Figure 5.11. Les résultats montrent que le pic d'accélération linéaire diminue en moyenne de 65 [27-76] % entre les chutes avec et sans casque (respectivement 155 g et 439 g en moyenne). La majorité des pics d'accélération linéaire lors des impacts casqués sont donc inférieurs à 250 g, condition d'homologation des casques suivant la norme EN 1078. De même, le HIC moyen diminue fortement passant de 3 056 [2 342 - 4 721] sans casque à 688 [459 - 1 290] avec casque. Ainsi, le seuil de blessure grave défini à 700 par Eppinger et al. (1999) est rarement dépassé avec le port du casque. Les pics d'accélération rotationnelle diminuent en moyenne de 61 [23-73] % entre les chutes avec et sans casque (respectivement 5 412 rad/s<sup>2</sup> et 13 726 rad/s<sup>2</sup> en moyenne). La majorité des pics d'accélération rotationnelle sont inférieurs à 6 383 rad/s<sup>2</sup>, seuil correspondant à 50 % de traumatisme crânien léger (Rowson et al., 2012). Au contraire, le BrIC moyen avec casque est supérieur de 30 [0-61] % au BrIC sans casque (respectivement 0,37 et 0,30 en moyenne). Toutefois, toutes les valeurs de BrIC sont inférieures à 0,5, correspondant à 50 % de traumatisme crânien léger (Takhounts et al., 2013). Enfin, la force moyenne d'impact de la tête contre le sol passe de 24 196 N sans casque à 9 104 N avec casque, soit une diminution de 62 [27-72] %. Ainsi, les risques de blessures sont généralement réduits avec le port du casque. Toutefois, deux des essais de chute à trottinette, le n°1 et le n°7, présentent encore des risques importants de blessures malgré le port du casque (accélération linéaire>250 g, HIC>700, accélération rotationnelle>6 383 rad/s<sup>2</sup>). La manière dont le mannequin a chuté, en particulier la façon dont son corps a heurté le trottoir pendant la chute (contact de la tête avec le trottoir avant l'impact au sol ou contact des jambes avec le trottoir au cours de la chute), pourrait expliquer que les risques de blessures ne soient pas réduits avec le port du casque dans ces essais.

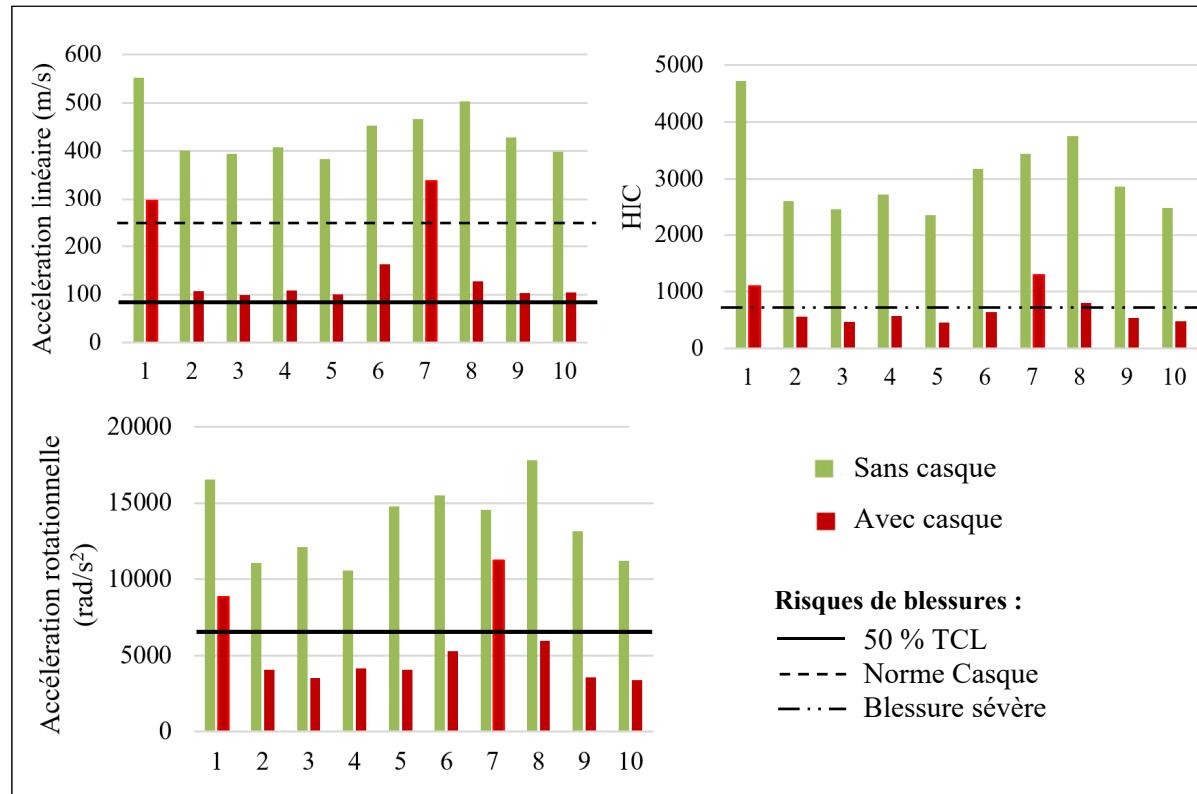


Figure 5.11 Résultats des accélérations linéaires et rotationnelles et du HIC pour les dix chutes avec et sans casque

## 5.7 Conclusion

Pour conclure, ce chapitre propose la construction d'un modèle multicorps simplifié de casque de trottinette électrique à partir d'une caractérisation expérimentale. Le port du casque lors de chutes causées par un trottoir montre son efficacité dans la prévention des blessures chez les usagers de trottinette en réduisant l'accélération linéaire de la tête. Toutefois, ces résultats ne peuvent pas encore être généralisés à l'ensemble des configurations d'impact à trottinette électrique.

## CHAPITRE 6

### DISCUSSION

Ce dernier chapitre discute de la méthodologie et des résultats des chapitres 3, 4 et 5. Il s'ouvre sur une discussion générale, puis s'articule autour des principaux thèmes du travail de recherche. Il commence par évoquer la construction du modèle multicorps de trottinette, l'évaluation de la cinématique d'impact et des risques de blessures à la tête, et l'identification des facteurs de risque. Puis, il s'intéresse à la protection des usagers avec l'intégration d'un casque numérique, l'évaluation de son effet sur la sévérité des blessures, et les conditions expérimentales d'impact de casques en relation avec les normes d'homologation. Le chapitre se conclut par l'énoncé des limitations et la portée du travail réalisé.

#### 6.1 Discussion générale

Malgré les enjeux autour de la pratique de la trottinette électrique et de la sécurité de ses usagers, peu d'études numériques ou expérimentales ont porté sur ce nouveau moyen de déplacement. Ainsi, notre étude fournit des données inédites sur les accidents de trottinette électrique.

Tout d'abord, un modèle multicorps de chutes individuelles à trottinette causées par une collision contre un trottoir a été construit pour la première fois (OS1). Un travail novateur et collaboratif d'analyse vidéo de chutes à trottinette électrique a été effectué afin de générer des données expérimentales essentielles à la calibration du modèle multicorps. La comparaison des cinématiques de chute numérique et expérimentale a démontré la capacité de notre modèle multicorps à reproduire fidèlement une chute réelle à trottinette électrique.

En conséquence, un grand nombre de scénarios de chutes causées par un impact contre un trottoir a pu être simulé. Les résultats de ces simulations apportent de nouvelles connaissances sur les conditions d'impact et sur les risques de blessures à la tête, lors d'une chute à trottinette

électrique identifiée comme l'une des plus courantes dans la littérature (OS2). Alors que les conditions d'impact avaient déjà été étudiées numériquement, mais au cours d'autres scénarios d'accidents de trottinette, l'évaluation des blessures n'avait encore jamais été réalisée (Posirisuk et al., 2022; Ptak et al., 2022). Nos résultats montrent que, lors des chutes, la tête impacte le sol principalement par l'avant, à une vitesse résultante moyenne de 6,5 m/s. Ces données sont particulièrement intéressantes pour l'évaluation des normes de casques de trottinette et pour la conception de méthodes de test adaptées aux conditions réelles d'impact. Par ailleurs, un risque de commotions cérébrales a été identifié dans quasiment toutes les configurations de chute testées. De plus, certains critères lésionnels suggèrent des risques de blessures sévères à la tête. Ces résultats confirment l'importance d'étudier les accidents de trottinette électrique afin de protéger ces usagers vulnérables. Ce travail a également permis d'identifier plusieurs facteurs de risques lors des chutes. La vitesse est le principal facteur aggravant dans les accidents de trottinette électrique, en augmentant les pics d'accélérations linéaire et rotationnelle de la tête. Des questions autour des limitations de vitesse à trottinette électrique sont ainsi soulevées.

Enfin, l'intégration d'un casque dans un modèle multicorps était une première dans une étude d'accidents de trottinette électrique (OS3). Une méthode innovante, consistant à modifier les propriétés de contact de la tête, a été utilisée afin d'évaluer l'effet du port du casque sur les risques de blessures. Nos résultats montrent que le port du casque réduit efficacement la sévérité des blessures lors d'une chute à trottinette électrique causée par une collision avec un trottoir et où la tête impacte frontalement le sol à une vitesse d'impact comprise entre 4 m/s et 5 m/s. Ce dernier résultat encourage la promotion du port du casque lors de l'utilisation des trottinettes électriques.

## **6.2 Construction du modèle multicorps de trottinette électrique**

Lors d'un impact d'une trottinette contre un trottoir, les roues ont un effet important sur la cinématique de chute. Dans notre modèle, le contact des roues a été défini à partir de l'équation force/déplacement suivante :  $f(0,05)=60\ 000\ N$ . Pour leur part, afin de caractériser les roues de

leur modèle multicorps de trottinette électrique, Posirisuk et al. (2022) ont repris une courbe force/déflexion issue de l'étude de Xu et al. (2016), relative à un gyropode. L'équation de la courbe se présente sous la forme  $f(0,002)=9\ 000\ N$ . Ainsi, les roues de notre modèle sont moins rigides : pour une valeur de déplacement donnée, la force associée est 3,75 fois plus faible. Les propriétés mécaniques des roues de notre modèle multicorps ont été ajustées en minimisant l'écart entre la distance et le temps de la chute numérique et ceux d'une chute expérimentale. L'étude de Xu et al. (2016) ne précise pas les conditions d'obtention de la courbe de caractérisation des roues utilisée par Posirisuk et al. (2022). La méthodologie d'obtention des courbes employée, le véhicule étudié (trottinette/gyropode) ainsi que les matériaux et la pression des roues des véhicules peuvent alors expliquer cette différence de rigidité.

En général, les modèles multicorps se basent sur des résultats d'essais expérimentaux d'impact pour caractériser les propriétés mécaniques des véhicules étudiés (Liu et al., 2002; Martinez et al., 2007; Serre, 2015). À notre connaissance, aucun test d'impact n'a été réalisé avec des trottinettes électriques, ainsi les propriétés des structures de la trottinette ne sont pas connues. Par conséquent, notre modèle de trottinette a été construit à partir des dimensions d'un modèle réel de trottinette et ajusté avec la comparaison de paramètres cinématiques d'une chute expérimentale. Cette méthode confère au modèle de trottinette un certain niveau de précision pour reproduire des chutes réelles de trottinette. Dans le futur, un travail de caractérisation mécanique serait toutefois nécessaire pour améliorer la conception du modèle numérique de trottinette électrique.

Le manque de données expérimentales relatives aux trottinettes électriques a également fait défaut pour la validation du modèle multicorps. Notre travail présente seulement une validation partielle du modèle numérique en se basant sur un unique essai expérimental, avec un mannequin Hybrid III, pour une configuration de chute donnée. Ainsi, des données expérimentales supplémentaires (répétition des essais, autres conditions de chute) permettraient de renforcer la validité du modèle. Il serait également intéressant d'envisager des tests cadavériques. Les cadavres sont aujourd'hui le meilleur substitut biomécanique pour l'étude des blessures. Ils présentent une bonne répartition des masses dans le corps et il est

possible d'observer les modifications des structures, mais les réflexes musculaires restent absents. Cette méthode a déjà été utilisée pour valider des modèles d'accidents piétonniers et cyclistes (Serre et al., 2007; Shang et al., 2021). Toutefois, les essais cadavériques peuvent être difficiles à mettre en place en raison de limitations éthiques. Enfin, l'analyse de vidéo de chute réelle, impliquant donc des humains, serait une source d'information précieuse, à condition d'avoir les outils fiables pour traiter ces images.

### **6.3 Cinématique d'impact et risques de blessures à la tête pour les usagers non casqués**

Lors des reconstructions numériques d'accidents, plusieurs zones du corps étaient impactées. L'étude de English et al. (2020), confirme que 48 % des victimes subissent des blessures multiples lors d'accidents de trottinette électrique. De plus, les résultats de notre étude montrent que les membres inférieurs et supérieurs sont les deux zones du corps qui impactent majoritairement le sol en premier. En parallèle, les données épidémiologiques constatent que les blessures aux extrémités sont courantes, soit 1/3 des blessures pour Liew et al. (2020).

Lors des chutes numériques, la tête impactait le sol le plus souvent par le front ou le visage. L'étude de Posirisuk et al. (2022) corrobore nos résultats, 56 % des impacts se produisent au niveau du front, et 44 % au niveau du visage, lors d'une chute à trottinette causée par un nid de poule. Les configurations de chute numériques étant principalement frontales, il est logique de trouver davantage de blessures sur l'avant de la tête. D'autre part, la vitesse d'impact résultante moyenne évaluée à 6,5 m/s est en accord avec l'étude de Posirisuk et al. (2022) qui relève une vitesse d'impact tête/sol de  $6,3 \pm 1,4$  m/s. Nos résultats complètent donc ceux de Posirisuk et al. (2022) sur l'évaluation de la cinématique d'impact lors d'une chute individuelle à trottinette électrique.

Sans le port du casque, un risque certain de commotion cérébrale est identifié à partir des pics d'accélération des simulations numériques. Les résultats de HIC prédisent des risques de traumatisme crânien grave (AIS>4) alors que ceux du BrIC des risques de blessures plutôt faibles (AIS<2). En comparaison, les données épidémiologiques décrivent les traumatismes

crâniens comme courants, mais de faibles gravités, lors d'un accident à trottinette électrique. T. Trivedi et al. (2019) dénombrent 40,2 % de traumatismes crâniens, dont 95 % mineurs, soit sans hémorragies intracrâniennes ni fracture du crâne. Ainsi, la sévérité des blessures prédictes dans notre étude semble légèrement surestimée. Toutefois, les données épidémiologiques citées prennent en compte une grande variété de types d'accident alors que nous n'étudions qu'une situation particulière de chute, qui peut-être, se révèle être parmi les plus dangereuses pour la tête.

Certaines études numériques étudient les blessures des usagers vulnérables sur l'ensemble du corps humain (McNally & Whitehead, 2013; Peng et al., 2012). Or, notre évaluation ne porte que sur la tête, car elle est une zone fréquemment blessée à trottinette électrique, dont les lésions sont des plus sévères. Notre étude tient compte à la fois des mouvements linéaires et rotationnels de la tête ainsi que de la combinaison de ces mouvements pour évaluer les risques de blessures. D'autres études numériques d'accidents d'usagers vulnérables se limitent à l'étude du HIC (Short et al., 2007; Xu et al., 2016). Notre travail propose donc une étude plus détaillée des lésions à la tête prédictibles à partir d'un modèle multicorps. Toutefois, afin de compléter l'étude biomécanique des accidents de trottinette, la force d'impact de la tête pourrait être analysée comme dans l'étude de Posirisuk et al. (2022) et permettrait d'évaluer plus précisément les risques de fracture du crâne. De plus, le risque de commotion cérébrale est calculé à partir d'une formule destinée aux impacts de football américain, impacts qui n'ont probablement pas la même durée que ceux à trottinette électrique. Il serait alors intéressant de prendre également en compte la durée d'impact de la tête au sol lors des chutes pour l'évaluation des blessures.

L'utilisation d'un modèle multicorps est source de biais pour l'évaluation des risques de blessures. Tout d'abord, la géométrie de la tête et la méthode de contact entre la tête et le sol est assez simplifiée sous MADYMO donc la mesure des accélérations et des vitesses rotationnelles, qui rentrent en compte dans les calculs des critères de blessures, est à prendre avec précaution. Par ailleurs, une limitation majeure du modèle multicorps est qu'il est passif. Dans toutes nos simulations, la tête impacte le sol. Or, dans la réalité, une personne aura

tendance à se protéger lors d'une chute, par exemple en positionnant ses bras en avant pour amortir le choc. L'étude de McNally & Whitehead (2013) montre que les probabilités de blessure pour un cycliste sont très faibles en dessous de 10 m/s, mais deviennent sérieuses ( $>\text{AIS3}$ ) à des vitesses supérieures, dès lors que la tête impacte le sol. Ainsi, des réflexes volontaires, absents du modèle numérique actuel, pourraient empêcher l'impact de la tête au sol et donc réduire les risques de blessures lors des accidents de trottinette. Il serait donc très intéressant de développer des modèles actifs comme ceux présentés par Meijer et al. (2012, 2013) afin d'améliorer la prédition des risques de blessures. Cependant, à ce jour, encore beaucoup de travail reste à faire pour modéliser avec précision les systèmes musculaires et les valider.

#### 6.4 Facteurs de risque

D'après l'étude des 162 chutes de trottinette non casquées simulées dans le chapitre 4, la vitesse initiale de la trottinette est le facteur le plus significatif sur la vitesse et les accélérations d'impact et par conséquent sur les risques de blessures à la tête. Le HIC est multiplié par deux entre les chutes à faible et à grande vitesse. Ce résultat n'est pas surprenant, car la vitesse est connue comme un facteur aggravant dans les accidents de la route. Plusieurs études de simulations de chutes individuelles à vélo ou à trottinette ont également fait ce constat (McNally & Whitehead, 2013; Posirisuk et al., 2022). Pour Posirisuk et al. (2022), l'augmentation de la vitesse de la trottinette de 5,5 m/s à 8,3 m/s a conduit à une augmentation de 14 % de la vitesse d'impact moyenne. Dans notre cas, une augmentation de la vitesse initiale de 6,5 m/s à 10 m/s entraîne une augmentation de la résultante de vitesse d'impact de 29 %. L'augmentation de la vitesse d'impact de la tête est donc plus importante dans notre cas, mais les vitesses initiales de la trottinette sont également plus élevées. Les résultats suggèrent donc qu'une action possible pour réduire les blessures à la tête lors d'un accident à trottinette consiste à réduire la vitesse.

Les réglementations diffèrent entre les villes et les pays, mais les trottinettes sont généralement autorisées à circuler à une vitesse maximale comprise entre 5,5 m/s et 7 m/s. Nos résultats

n'ont pas montré de différences significatives des risques de blessures entre les vitesses initiales de 6,5 m/s et de 10 m/s. De même, en moyenne, des valeurs d'accélérations supérieures sont obtenues à 6,5 m/s et non pas à 10 m/s comme on pouvait l'imaginer. Ainsi, les résultats de l'étude ne permettent pas de trancher sur une limitation de vitesse plus sécuritaire.

Lors des chutes du chapitre 4, la taille du conducteur ne s'est pas révélée être un paramètre significatif sur les risques de blessures. Or, Posirisuk et al. (2022) trouvent que la taille du conducteur influence la vitesse et la force d'impact tête/sol. En particulier, l'usager moyen subit des forces et des vitesses plus élevées. Le positionnement du conducteur sur la trottinette, le type de chute simulé et le nombre de configurations d'accident peuvent expliquer ces différents résultats. D'autre part, la réglementation actuelle autorise la pratique de la trottinette dès l'âge de 12 ans dans certains pays (France). Même si les résultats ne montrent pas de risques plus importants pour le conducteur de petite taille (1,53 m), il serait intéressant d'étudier des chutes de trottinette avec des modèles de conducteurs enfants ou adolescents.

Sur le marché, il existe de nombreux modèles de trottinettes électriques, dont la masse et la taille des roues varient fortement. Ces deux composantes affectent la stabilité de la trottinette, et de fait la sécurité de l'usager, mais n'ont pas été étudiées dans notre étude ni dans la littérature. Or, l'étude de Xu et al. (2016) recommande d'utiliser un engin plus lourd pour améliorer le niveau de sécurité, tant que cela n'affecte pas la facilité d'utilisation. Posirisuk et al. (2022) suggèrent que les roues de grande taille pourraient empêcher certaines chutes. Ainsi, il serait intéressant d'investiguer l'influence du type de trottinette sur les risques de blessures.

## 6.5 Casque de protection

L'objectif principal des tests d'impact de casque de trottinette était de déterminer une courbe force/déplacement permettant de construire un modèle numérique réaliste de casque. Dans ce but, nous nous sommes placés dans des conditions d'impact simplifiées avec un seul axe de déformation du casque et sans système d'amortissement tel que le cou. Lors d'une chute à

trottinette électrique, l'impact de la tête au sol n'est pas purement radial. Dans leur étude numérique, Posirisuk et al. (2022) mentionnent que tous les impacts de la tête au sol sont obliques, avec un angle d'impact de  $65 \pm 10^\circ$ . Plusieurs méthodes de tests d'impact oblique ont déjà été mises en œuvre pour évaluer des casques de vélo (Bland, 2019; Bliven et al., 2019; Deck et al., 2019). Or, à la différence des chutes à vélo, celles à trottinette électrique sont aujourd'hui peu documentées. Les conditions d'impact de la tête au sol sont peu connues, donc, difficiles à reproduire expérimentalement. Ainsi, nous avons préféré suivre la méthode d'impact normalisée EN 1078 lors de la caractérisation expérimentale des casques même si elle implique seulement des essais d'impact linéaire. De plus, lors des tests expérimentaux, la tête a été utilisée sans cou afin de ne pas contraindre son mouvement. Au contraire, plusieurs études avaient fait le choix d'utiliser un faux cou lors de tests d'impacts de casques de vélo (Bliven et al., 2019; Deck et al., 2019). Toutefois, ces études relèvent que le cou, ayant une rigidité importante dans certains cas de chargement, a limité le mouvement de la tête et, de fait, a modifié la cinématique notamment lors de la seconde phase de l'impact. Finalement, la courbe force/déplacement expérimentale relative à un impact frontal à 4,5 m/s a été utilisée dans le modèle multicorps de casque. Cette courbe présente une bonne ressemblance avec la courbe force/déflexion de Mills et Gilchrist (2008) utilisée dans des modélisations multicorps de casques de vélo (McNally & Rosenberg, 2013; McNally & Whitehead, 2013). Néanmoins, d'autres tests de caractérisation de casques pourraient être réalisés afin de préciser la fonction de contact du modèle de casque de trottinette.

Un modèle simplifié de casque de trottinette a été construit dans le chapitre 5 en modifiant uniquement les propriétés de contact de la tête par la fonction force/déplacement expérimentale correspondante aux conditions d'impact étudiées. Cette approche néglige toutefois la masse du casque ainsi que l'épaisseur supplémentaire qu'il apporte à la tête. En parallèle, une autre méthode de modélisation numérique de casque a été utilisée dans plusieurs études multicorps d'accidents de vélo (Gao et al., 2020; McNally & Rosenberg, 2013; McNally & Whitehead, 2013). Dans ces études, le casque de vélo est représenté par un corps rigide, associé à une surface basée sur la forme et la masse d'un casque réel et relié à la tête par une articulation sphérique. Le contact du casque au sol est géré par l'application d'une fonction de contact.

Afin d'affiner notre modèle de casque, cette méthode pourrait être utilisée ou même adaptée en créant plusieurs surfaces ayant des géométries et des paramètres de contact spécifiques à la zone du casque représentée. Toutefois, avec un temps réduit, notre modèle simplifié était suffisant pour obtenir rapidement des données sur l'effet du port du casque sur les risques de blessures à la tête.

Les autorités n'obligent toujours pas le port du casque lors de la pratique de la trottinette électrique, ainsi les casques sont peu utilisés (PBOT, 2019). Toutefois, les casques ont prouvé leur efficacité dans la réduction des blessures à la tête notamment pour les chutes à vélo (Bambach et al., 2013; McNally & Whitehead, 2013; Olivier & Creighton, 2017). À notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à l'effet du casque sur les risques de blessures à trottinette électrique, ainsi notre étude a pour but de fournir des données préliminaires à cette analyse. Lors des simulations de chute du chapitre 5, le port du casque a permis de réduire les accélérations linéaire et rotationnelle de la tête de plus de 60 % en moyenne. Par conséquent, les risques de blessures graves ( $HIC > 700$ ) étaient quasiment nuls. De plus, la force d'impact a été divisée par trois en moyenne avec le port du casque. Ainsi, notre modèle de casque traduit les fonctions classiques d'un casque que sont la réduction de l'accélération de l'impact en permettant à la doublure de s'écraser et la protection contre les impacts directs en diminuant la force d'impact appliquée à la tête. Dans l'étude de McNally & Whitehead (2013) portant sur les accidents de vélo, le port du casque s'avère également efficace pour prévenir les blessures mineures à modérées. Sur l'ensemble des simulations où la tête subit un impact direct (contre le sol ou contre la carrosserie d'une voiture), le port du casque réduit de 24 % à 40 % le risque de blessures graves ( $AIS > 3$ ). Pour les blessures à la tête  $AIS < 2$ , elle élimine toute probabilité de blessure. De même, dans l'étude de McNally & Rosenberg (2013), pour une collision contre un trottoir d'un enfant à vélo, la probabilité de blessure grave ( $AIS 3+$ ) passe de 70 % à moins de 10 % avec le port du casque et la probabilité de lésion fatale devient nulle. Ainsi, comme pour les vélos, le port du casque à trottinette électrique permet de réduire la sévérité des blessures. Davantage de recherches doivent toutefois être menées pour identifier avec précision l'effet du casque sur les risques de blessures.

## 6.6 Conditions d'essais expérimentaux d'impacts et norme de casques

La masse de la tête Hybrid III et du casque étant constante, la force et l'accélération d'impact devraient être proportionnelles. Or, les résultats des tests expérimentaux montrent que pour une localisation d'impact à l'arrière de la tête, les pics de force sont les plus faibles alors que les pics d'accélérations sont les plus importants (*Voir Tableau 5.2 et 5.3*). Le positionnement de l'accéléromètre, décalé du centre de gravité, est soupçonné d'être à l'origine de cette différence. L'accéléromètre étant massif, il a la capacité d'altérer la masse totale du système (tête, casque, accéléromètre) et son centre de masse. En particulier, pour la localisation d'impact arrière, le bras de levier créé par l'accéléromètre est important (*Voir Figure 5.2*), ce qui est susceptible d'engendrer de l'accélération angulaire, de même que du mouvement à l'impact. Ainsi, l'accélération linéaire se trouve augmentée et beaucoup d'énergie est dissipée par roulement et friction, d'où une force d'impact faible. L'étude de Deck et al. (2019) conforte notre hypothèse. Les accélérations les moins élevées, lors de leurs impacts linéaires à 5,5 m/s, ont été enregistrées pour l'impact occipital, soit à l'arrière de la tête, à partir d'un accéléromètre positionné au centre de gravité d'une tête Hybrid III. Finalement, nous avons seulement mesuré l'accélération linéaire alors que certaines configurations d'impact peuvent potentiellement avoir produit des rotations par effet de levier, affectant ainsi l'accélération linéaire et angulaire. Pour les prochains essais, il serait alors pertinent d'utiliser un accéléromètre plus petit pouvant être positionné au centre de gravité de la tête Hybrid III et de le combiner avec un gyroscope pour également étudier les accélérations rotationnelles.

D'autre part, en Europe, la capacité d'absorption d'un casque de trottinette électrique est évaluée suivant la norme EN 1078. Un des tests d'homologation consiste à lancer verticalement une fausse tête métallique casquée sur une enclume rigide plate à une vitesse d'impact de 5,42 m/s. Lors des simulations numériques de chutes, la tête du conducteur heurte un sol assimilable à du bitume donc par définition rigide. Les vitesses d'impact normales étaient comprises entre 3,5 m/s et 6,2 m/s (1<sup>er</sup> et 3<sup>ème</sup> quartile) et la moyenne était de 4,8 m/s. Ainsi, la vitesse d'impact utilisée dans les normes de casques se situe dans la plage de vitesse d'impact identifiée lors des simulations de chutes à trottinette contre un trottoir. Toutefois, lors

des chutes numériques, des vitesses d'impact normales de la tête ont été relevées jusqu'à 11 m/s. Or, à notre connaissance, aucun essai expérimental de casque n'a été réalisé à cette vitesse d'impact. Il pourrait alors être intéressant d'évaluer les casques à des vitesses d'impact plus élevées afin de prendre aussi en considération les configurations d'impact les plus à risques.

Dans les normes d'évaluation, dont la EN 1078, des impacts linéaires sont réalisés, ainsi la vitesse d'impact tangentielle est considérée nulle. Or, lors des simulations numériques de chutes, tous les impacts de la tête au sol avaient une composante normale et tangentielle. Les conditions d'impact obtenues numériquement ne sont donc pas en adéquation avec les conditions d'impact de la norme EN 1078. De plus, les niveaux d'accélération rotationnelle enregistrés lors des accidents numériques étaient bien supérieurs au seuil de traumatisme crânien léger (Rowson et al., 2012). Mais, les tests d'évaluation des casques actuels ne permettent pas de quantifier les risques associés à la rotation de la tête, bien qu'ils soient responsables de blessures sévères (Gennarelli et al., 1987). Par conséquent, l'évaluation de l'accélération rotationnelle devrait être considérée dans le futur.

## 6.7 Limitations et portée de l'étude

Notre étude traite essentiellement de chutes individuelles à trottinette, plus précisément d'une collision contre un obstacle assimilable à un trottoir. Ce modèle peut être généralisé à toutes les situations où la roue avant de la trottinette est bloquée telles qu'un choc contre tout objet fixe ou dans un nid de poule. Ainsi, l'étude se concentre sur le type de chute identifié comme le plus fréquent à trottinette électrique dans la littérature (Blomberg et al., 2019; English et al., 2020; T. Trivedi et al., 2019). Toutefois, ce type particulier de chute ne représente pas l'ensemble des configurations d'accidents possibles à trottinette telles que les collisions avec des piétons ou des véhicules, dont la cinématique de chute est totalement différente. Or, les collisions avec les véhicules, bien que rares, sont généralement plus graves et souvent fatales pour les conducteurs de trottinette électrique. Selon OECD/ITF (2020), plus de 80 % des décès à vélo ou trottinette électrique proviennent d'accidents avec des véhicules plus lourds. Seule

une étude récente analyse la cinématique d'un utilisateur de trottinette électrique après un accident contre une voiture en combinant les méthodes multicorps et éléments finis (Ptak et al., 2022). Ainsi, des études complémentaires sont nécessaires pour caractériser entièrement les risques de blessures à trottinette électrique lors de chutes individuelles et de collisions.

L'évaluation de l'effet du casque sur les risques de blessures se limite à dix scénarios de chutes pour lesquels les conditions d'impact sont similaires : un impact frontal et une vitesse d'impact comprise entre 4 m/s et 5 m/s, pour une vitesse initiale de 3 m/s. L'évaluation des risques de blessures sous ces conditions est cohérente, car elles correspondent aux conditions courantes d'impact. Pestour (2019) a identifié la vitesse moyenne de déplacement en trottinette à 3.7 m/s et l'enquête de 6t-bureau de recherche (2019) à 4 m/s. De même, de nombreuses études identifient le front comme la zone principalement lésée (Faraji et al., 2020; B. Trivedi et al., 2019). Toutefois, les résultats ne peuvent pas être généralisés à l'ensemble des chutes à trottinette électrique. Des études supplémentaires doivent être menées afin d'évaluer l'effet du casque sur les blessures à trottinette, en particulier pour les configurations où les vitesses d'impact de la tête sont plus élevées.

Seuls les casques de protection ont été évalués dans notre travail. Or, les casques ne sont pas les seules stratégies de mitigation des blessures utilisables à trottinette électrique. Plusieurs études expérimentales ont notamment porté sur les coussins gonflables (Autoliv, 2020; DEKRA, 2020). Les essais de DEKRA (2020) montrent d'ailleurs des performances similaires entre un casque et un coussin gonflable. Il serait alors intéressant de réaliser des essais expérimentaux supplémentaires et des simulations numériques avec des coussins gonflables pour vérifier leur efficacité dans la protection des usagers.

Les modèles par multicorps rigides permettent d'obtenir des informations sur la cinématique globale de chute (zone impactée, vitesse, accélération) et ainsi d'avoir une première approximation des blessures à la tête. Toutefois, les modèles par éléments finis sont plus précis. Ils utilisent des modèles de tête détaillés comme Simulated Injury Monitor (SIMon) (Takhtoun et al., 2013), Total Human Model for Safety (THUMS) (Kimpara et al., 2006),

Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEM) (Deck & Willinger, 2008), qui comprennent les principales structures anatomiques du cerveau humain. Ainsi, ces modèles permettent d'analyser d'autres métriques corrélées aux blessures à la tête telles que la pression intracrânienne ou les contraintes et déformations internes. Par conséquent, afin d'avoir une meilleure connaissance des mécanismes de blessures à la tête il serait intéressant, soit d'appliquer les conditions d'impact de la tête obtenues avec un modèle par multicorps rigides à un modèle par éléments finis plus détaillé comme décrit dans Bourdet et al. (2014) ou encore d'utiliser un modèle comprenant des éléments finis et des multicorps rigides comme dans Shi et al. (2020).

Finalement, ce travail de recherche a impliqué différentes collaborations :

- Une collaboration avec le Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA, Marseille) dans le cadre du laboratoire international iLabSpine a pu être mise en place pour effectuer les essais expérimentaux d'impact de casques ;
- Un partenariat avec l'entreprise DEKRA émane du projet, l'entreprise est aujourd'hui impliquée dans différents sujets de recherche autour de la pratique de la trottinette électrique.

De même, le travail de recherche est valorisé de plusieurs manières :

- Une présentation lors de la Journée de la Recherche du CIUSSS NÎM le 5 novembre 2021 qui a été récompensée par un prix de la part de la Fondation de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal ;
- Un résumé et une présentation lors du congrès de la société européenne de biomécanique 2022 (European Society of Biomechanics – EBS 2022) ;
- La rédaction de deux articles scientifiques :
  - Nicolas Bailly, Sarah Honoré, Wei Wei, Andreas Schaeuble, Marion Fournier, Yvan Petit. *Head kinematics during experimental E-scooter falls.* Journal of Applied Biomechanics (en cours de révision) ;
  - Marion Fournier, Nicolas Bailly, Andreas Schaeuble, Yvan Petit. *Biomechanical study of E-scooter falls* (en cours de rédaction).



## CONCLUSION

La problématique de ce travail de recherche était d'apporter des connaissances sur les accidents impliquant des trottinettes électriques et plus particulièrement sur la cinématique de chute et les blessures des usagers. Pour répondre à cette problématique un modèle multicorps de chute à trottinette électrique causée par un trottoir a été construit (OS1), puis utilisé pour simuler un ensemble de scénarios de chutes et ainsi évaluer les conditions d'impact et les risques de blessures à la tête (OS2), mais également l'effet du port du casque sur ces risques de blessures (OS3).

L'étude des accidents de trottinette électrique a reposé sur l'utilisation conjointe de la simulation numérique multicorps et d'essais expérimentaux. Un modèle multicorps reproduisant une chute individuelle à trottinette électrique due à une collision contre un trottoir a été construit. Puis, il a été calibré à partir de données cinématiques expérimentales de chute de sorte à obtenir un comportement réaliste de l'usager lors de la chute. Ce modèle numérique, facilement paramétrable, a été adapté à plusieurs reprises en fonction des besoins. Dans le chapitre 4, il a été utilisé dans une étude paramétrique faisant varier la vitesse initiale et l'inclinaison de la trottinette, l'orientation du trottoir, le type et le positionnement du conducteur. Dans le chapitre 5, un casque a été intégré au modèle initial en modifiant les propriétés de contact de la tête par une fonction force/déplacement obtenue expérimentalement lors d'impacts de casques. Une validation partielle du modèle multicorps a été effectuée à partir de la reconstruction d'accidents de trottinette, en confrontant les cinématiques de chute numérique et expérimentale. Toutefois, des données expérimentales supplémentaires seraient nécessaires pour compléter la validation du modèle.

Le modèle multicorps a permis de simuler de nombreuses chutes à trottinette avec des temps de calcul réduits. Les conditions d'impact de la tête identifiées complètent les données présentes dans la littérature. Les impacts de la tête au sol sont principalement frontaux et les vitesses moyennes d'impact normale et tangentielle sont respectivement de 3,5 m/s et 4,8 m/s. Au-delà de ces aspects, l'étude fournit des informations inédites sur les risques de blessures

pour les usagers protégés ou non, lors de chutes individuelles à trottinette électrique. Lors des chutes numériques, des risques de blessures allant de simples commotions cérébrales à des lésions traumatisques graves ont été fréquemment enregistrés, confirmant que les usagers de trottinette électrique sont vulnérables. Néanmoins, le port du casque a permis de réduire efficacement la sévérité de ces blessures, d'où l'importance de protéger davantage les usagers de trottinette. L'analyse de plusieurs paramètres cinématiques et critères lésionnels (accélération linéaire et rotationnelle, HIC, BrIC) a permis d'appréhender les risques de blessures à la tête, mais des modèles affinés comme des modèles éléments finis seraient nécessaires pour obtenir une meilleure prédition des blessures à la tête lors d'accidents à trottinette électrique.

L'optimisation de la prévention et de la protection des traumatismes à la tête des usagers de trottinette électrique s'inscrit dans la suite logique de ce travail de recherche. Alors que la pratique de la trottinette électrique et des engins de micromobilité se démocratise de plus en plus, celle-ci entraîne dans son sillage une augmentation du nombre de blessés. De fait, l'amélioration de la prévention pour ces usagers vulnérables est un enjeu sociétal. D'une part, notre travail apporte des connaissances de base pour prendre des mesures visant à limiter les dangers pour les usagers de trottinette électrique. Nous voulons insister sur la notion de vigilance des conducteurs. Il est primordial que les usagers de trottinette adaptent leur vitesse en fonction du lieu de circulation, des obstacles présents autour d'eux et des conditions météorologiques. De plus, nous recommandons le port du casque lors des trajets afin de prévenir les risques de traumatismes crâniens. D'autre part, les résultats de notre travail renseignent sur l'évaluation et la conception de systèmes de protection. Les conditions d'impact identifiées lors des simulations numériques d'accidents ne sont pas totalement identiques aux conditions d'impact utilisées dans les normes actuelles d'homologation de casque. Ainsi, la principale préconisation pour la révision des normes de casques est de prendre en compte aussi bien les mouvements linéaires que rotationnels de la tête lors des tests d'impact. Dans ce sens, la réalisation d'impact oblique permettrait d'évaluer la performance des casques de trottinette électrique dans des conditions d'impact plus représentatives. L'identification préliminaire de conditions d'impact réalistes lors d'une chute à trottinette est

tout aussi intéressante pour aborder la conception de dispositifs de protection sécuritaires tels que les casques ou les coussins gonflables. Finalement, la méthode d'étude des accidents de trottinette mise en œuvre dans ce travail est transposable à d'autres situations, lors desquelles la tête est susceptible d'être blessée à cause de phénomènes d'impact et d'accélération. Entre autres, les moyens de transports individuels mais aussi les sports de contact ou de vitesse seraient de bons candidats.



## RECOMMANDATIONS

Le travail de recherche réalisé dans le cadre de ce mémoire ne représente que les prémisses d'un projet de plus grande envergure concernant l'utilisation des trottinettes électriques en zone urbaine et la protection de ses usagers. Les différentes limites du travail, énoncées précédemment, mènent à formuler les recommandations suivantes pour la continuation du travail.

Afin d'améliorer la conception et la validation du modèle multicorps de chute à trottinette électrique, il est recommandé de :

- Caractériser les propriétés mécaniques des pièces de trottinette électrique à l'aide de tests expérimentaux d'impact ;
- Reproduire des essais expérimentaux de casques à plus haute vitesse et lors d'impact oblique ;
- Obtenir des données expérimentales supplémentaires de chutes à trottinette électrique: répétition d'essais de chutes, différentes configurations de chutes, tests cadavériques ou avec des volontaires.

Afin d'affiner l'évaluation des blessures lors d'une chute à trottinette électrique casquée ou non, il est recommandé de :

- Développer un modèle de conducteur actif ;
- Modifier le modèle de casque en ajoutant une ou des surfaces de la forme et la masse d'un casque réel ;
- Utiliser un modèle éléments finis qui permettra d'étudier les mécanismes de cisaillement et les blessures sévères à la tête telles que les lésions axonales diffuses.

Afin d'étendre la portée du travail et d'apporter des connaissances générales sur les accidents de trottinette, il est recommandé de :

- Étudier plus en détail l'influence du modèle de trottinette électrique (masse, taille des roues) et du type d'usagers (adolescent) sur la cinématique de chute et les risques de blessures ;
- Simuler d'autres types d'accidents à trottinette électrique comme des collisions avec des voitures ou d'autres usagers vulnérables (piétons, cyclistes).

## ANNEXE I

### VALIDITÉ DU PLAN FACTORIEL

Cette annexe comprend tous les diagrammes de validation du plan factoriel du chapitre 4. Pour chaque réponse du plan factoriel, les différentes conditions de validité sont vérifiées à partir des diagrammes de distribution des résidus par rapport à une distribution normale (droite de Henry), les valeurs ajustées et l'ordre des observations. Ces diagrammes permettent donc de conclure que le plan factoriel peut être analysé.

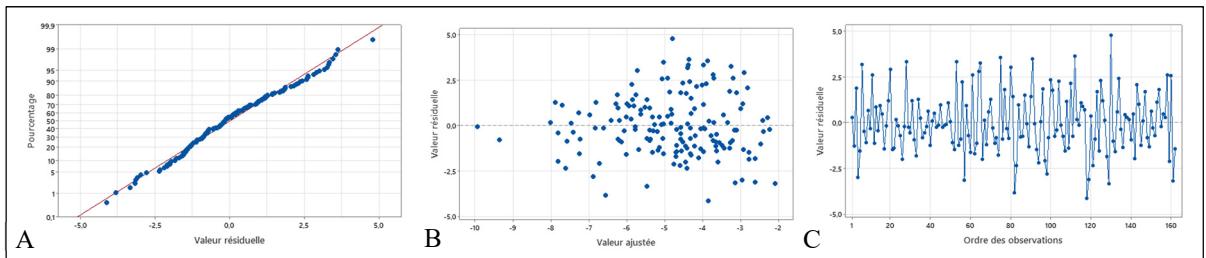


Figure-A I-1 A – Droite de Henry, B – Diagramme des résidus en fonction des valeurs ajustées, C – Diagramme des résidus en fonction de l'ordre des observations pour la vitesse d'impact normale

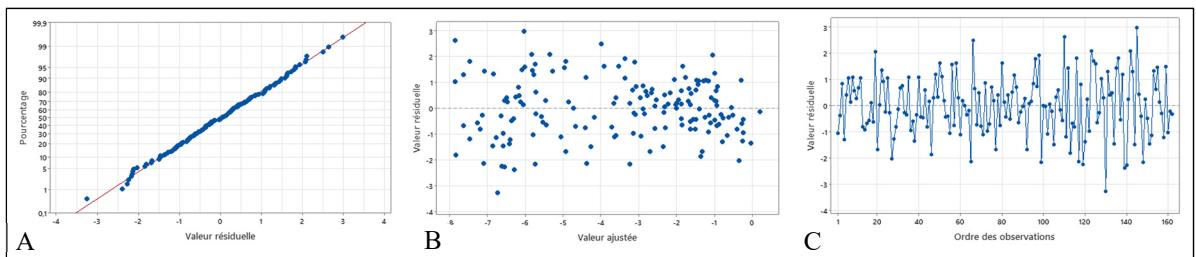


Figure-A I-2 A – Droite de Henry, B – Diagramme des résidus en fonction des valeurs ajustées, C – Diagramme des résidus en fonction de l'ordre des observations pour la vitesse d'impact tangentielle

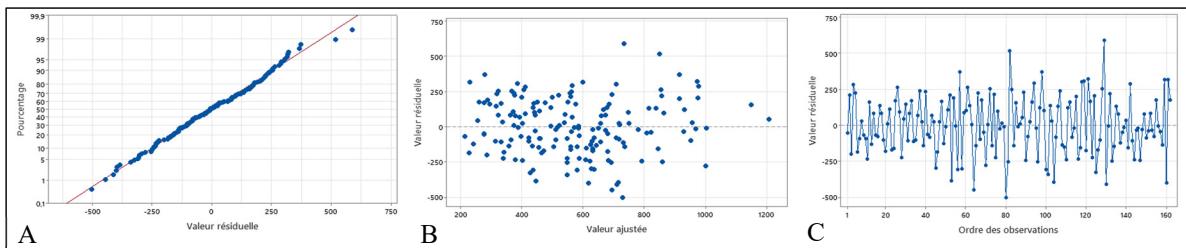


Figure-A I-3 A – Droite de Henry, B – Diagramme des résidus en fonction des valeurs ajustées, C – Diagramme des résidus en fonction de l’ordre des observations pour l’accélération linéaire

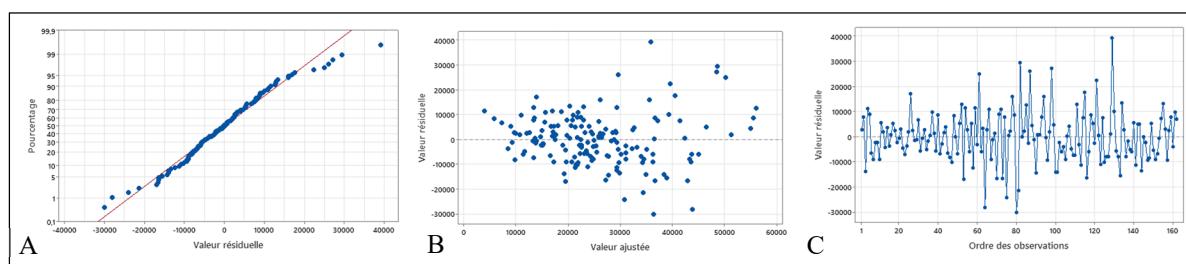


Figure-A I-4 A – Droite de Henry, B – Diagramme des résidus en fonction des valeurs ajustées, C – Diagramme des résidus en fonction de l’ordre des observations pour l’accélération rotationnelle

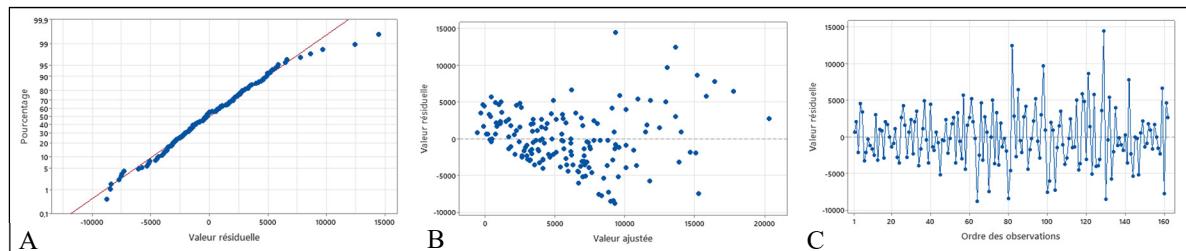


Figure-A I-5 A – Droite de Henry, B – Diagramme des résidus en fonction des valeurs ajustées, C – Diagramme des résidus en fonction de l’ordre des observations pour le HIC

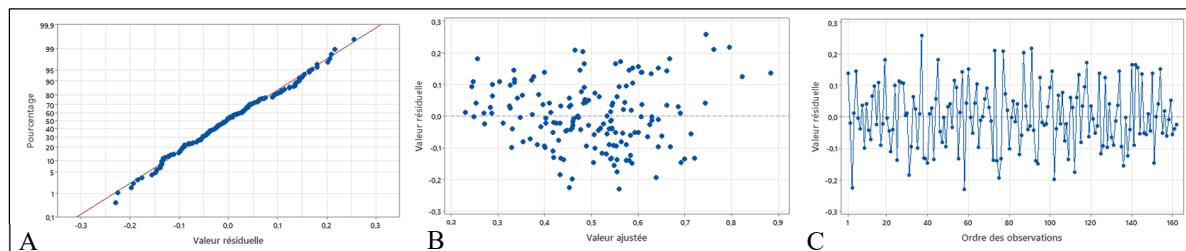
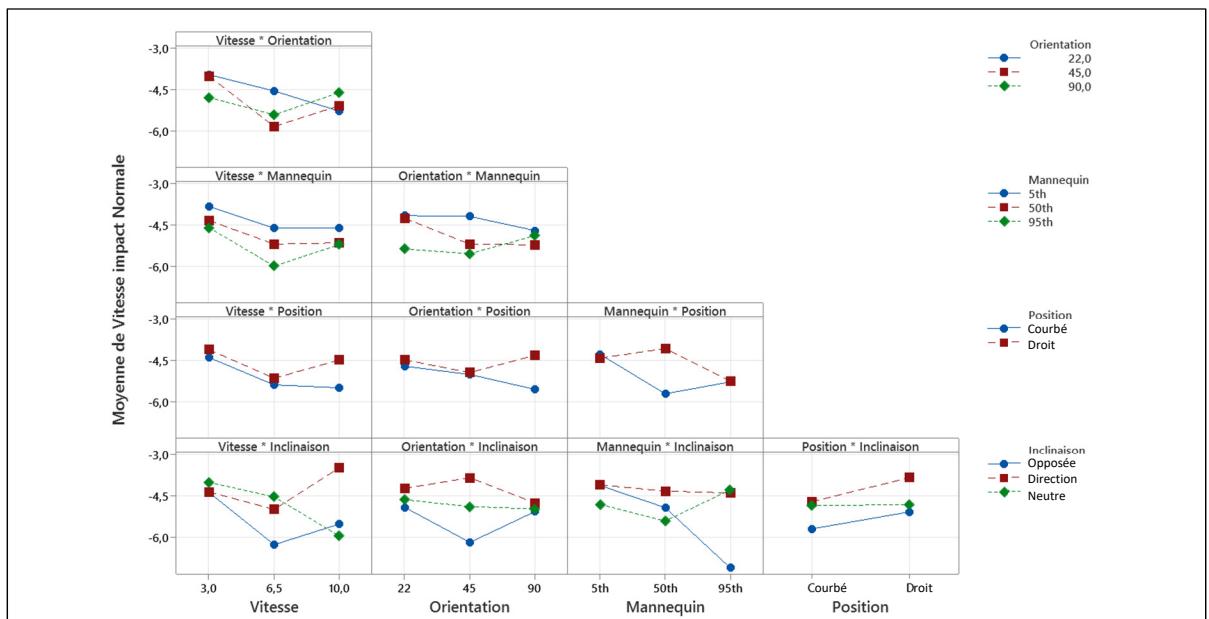


Figure-A I-6 A – Droite de Henry, B – Diagramme des résidus en fonction des valeurs ajustées, C – Diagramme des résidus en fonction de l’ordre des observations pour le BrIC

## ANNEXE II

### DIAGRAMMES DES INTERACTIONS

Cette annexe comprend tous les diagrammes des interactions de l'ANOVA du chapitre 4. Ils complètent ainsi la présentation des outils graphiques utilisés lors de l'analyse factorielle, en particulier les diagrammes des effets principaux inclus dans le corps du mémoire. Ces diagrammes permettent de déterminer s'il existe une dépendance entre deux facteurs pour une réponse donnée.



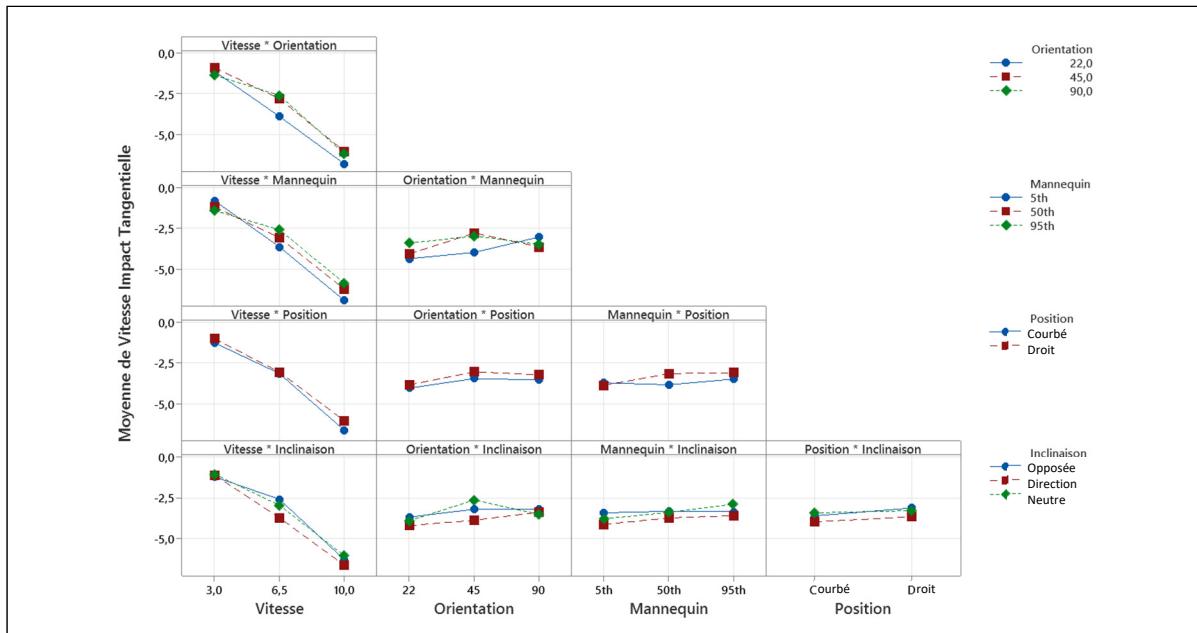


Figure-A II-2 Diagrammes des interactions pour la vitesse d'impact tangentielle

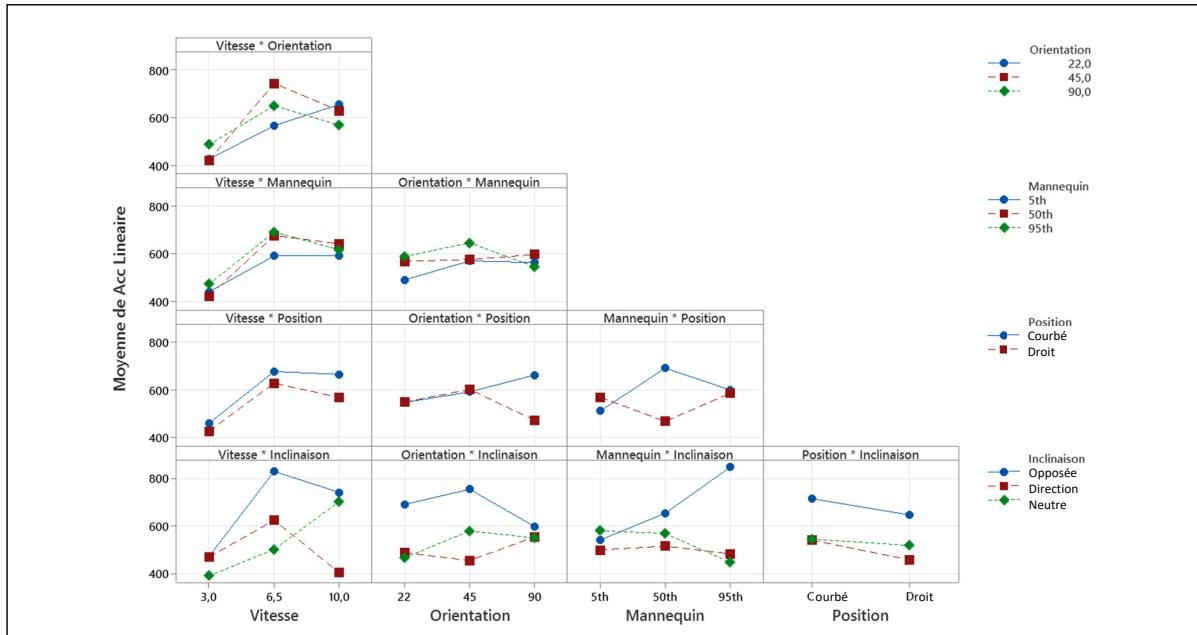


Figure-A II-3 Diagrammes des interactions pour l'accélération linéaire

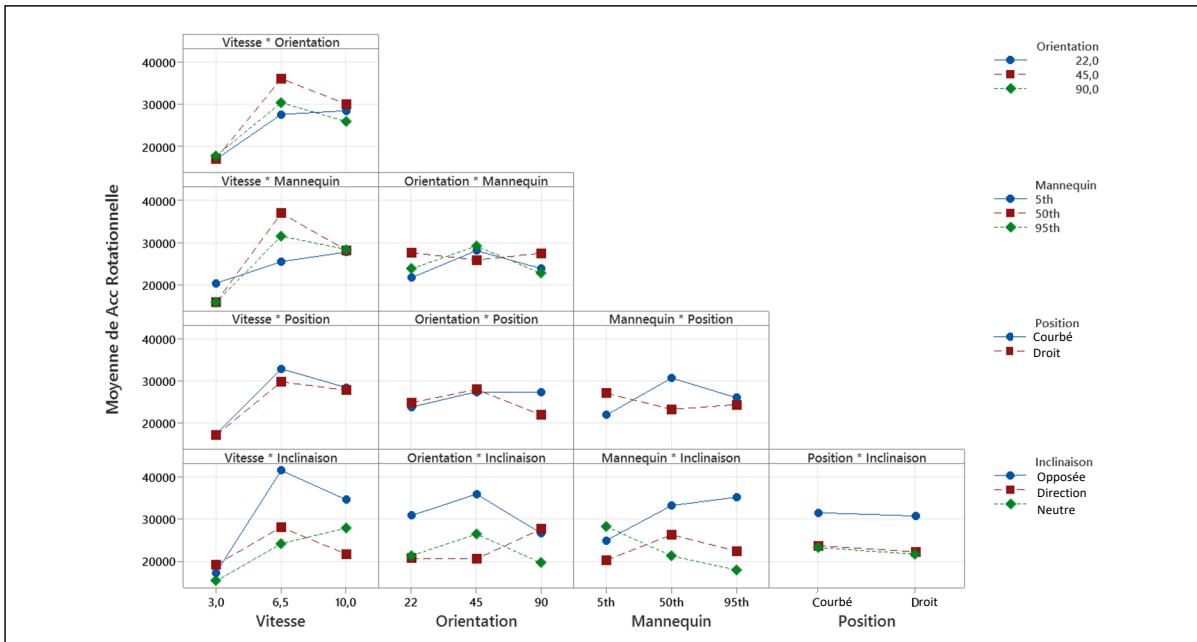


Figure-A II-4 Diagrammes des interactions pour l'accélération rotationnelle

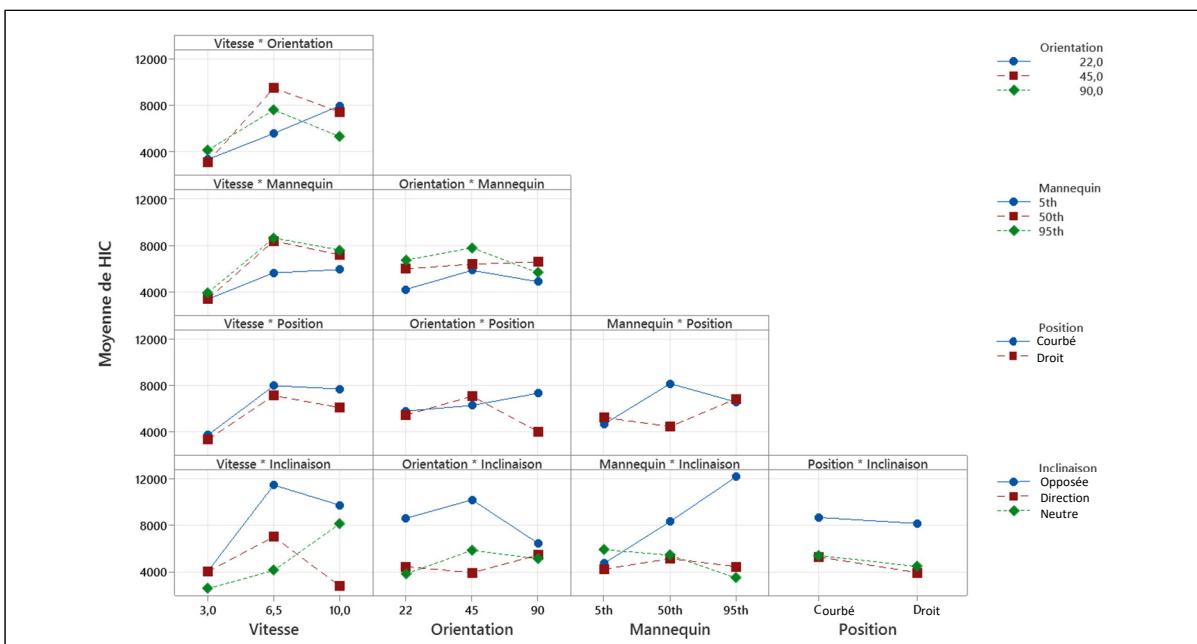


Figure-A II-5 Diagrammes des interactions pour le HIC

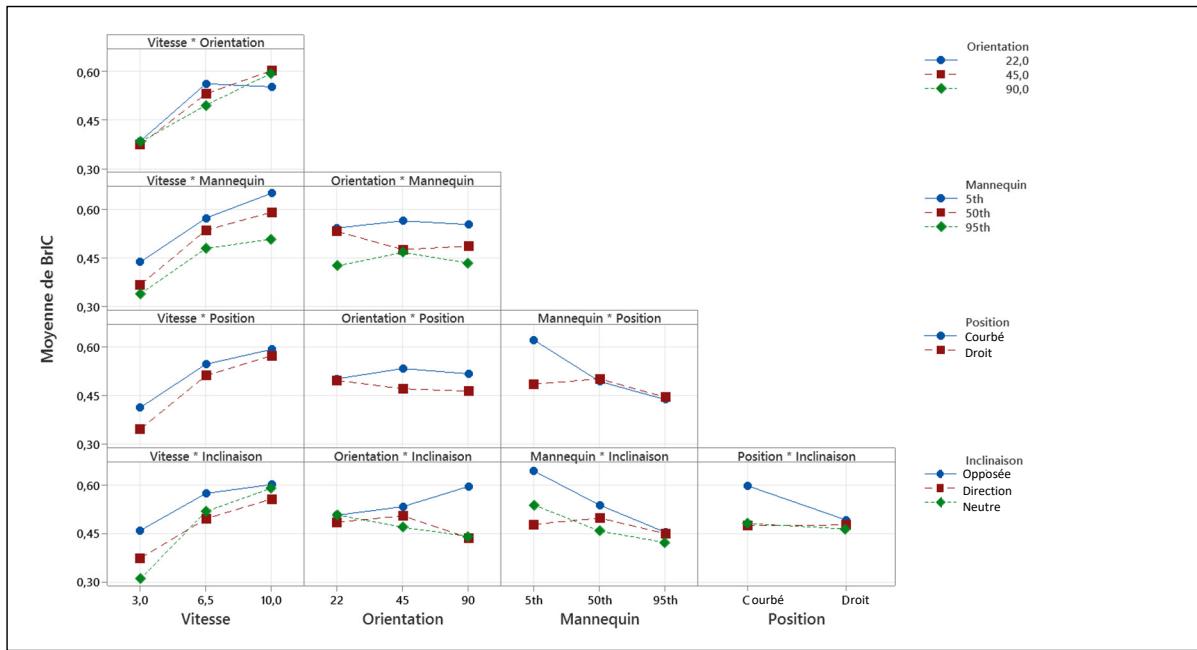


Figure-A II-6 Diagrammes des interactions pour le BrIC

## ANNEXE III

### COURBES FORCE/DÉPLACEMENT

Cette annexe regroupe toutes les courbes force/déplacement, obtenues lors des essais expérimentaux de casques de trottinette électrique, pour des vitesses d'impact de 3,5 m/s et 5,5 m/s. Elles complètent ainsi les courbes force/déplacement présentées dans le chapitre 5 pour une vitesse d'impact de 4,5 m/s.

Pour une localisation d'impact donnée, on observe que l'allure générale des courbes est similaire pour les différentes vitesses d'impact, mais l'amplitude de la force et le déplacement augmentent au fur et à mesure que la vitesse d'impact augmente.

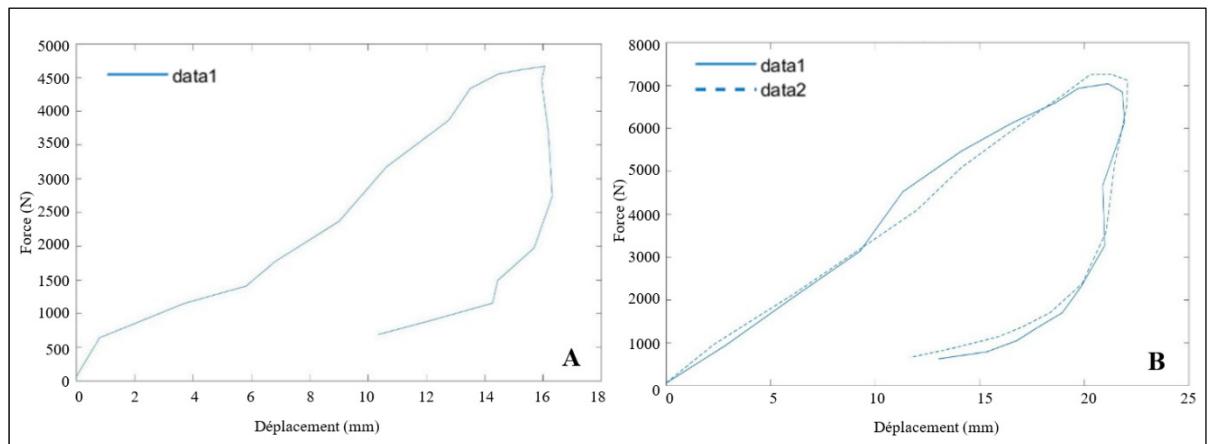


Figure-A III-1 Courbes force/déplacement pour une localisation d'impact arrière et une vitesse d'impact de A – 3,5 m/s et B – 5,5 m/s

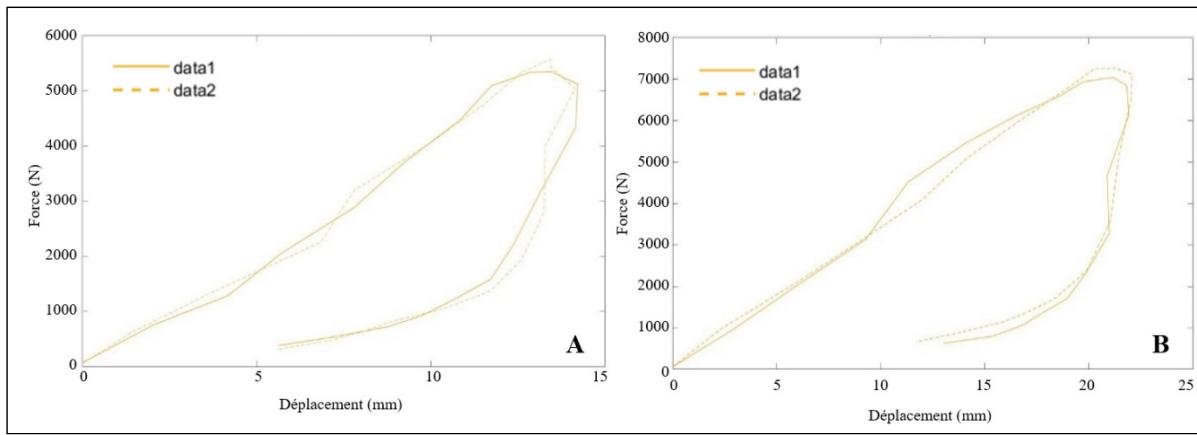


Figure-A III-2 Courbes force/déplacement pour une localisation d'impact avant et une vitesse d'impact de A – 3,5 m/s et B – 5,5 m/s

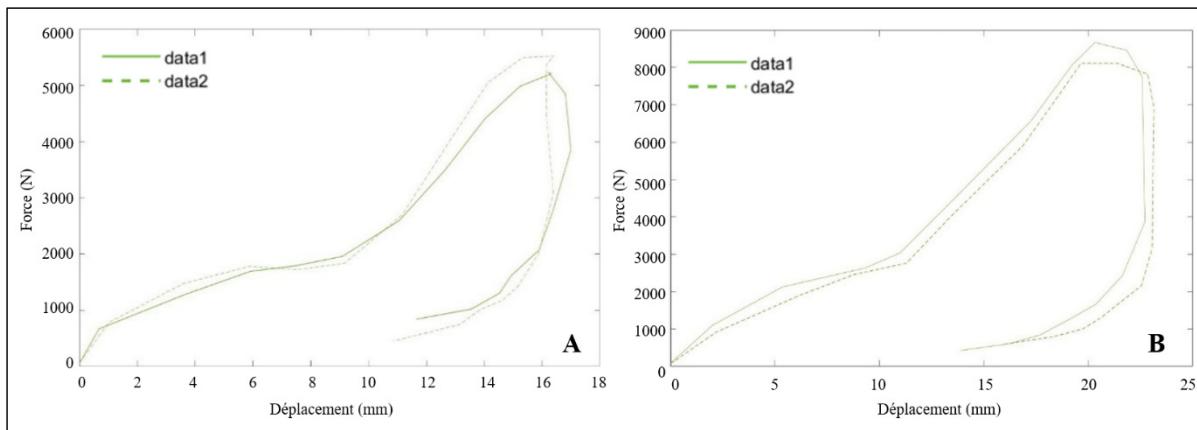


Figure-A III-3 Courbes force/déplacement pour une localisation d'impact dessus et une vitesse d'impact de A – 3,5 m/s et B – 5,5 m/s

## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Aare, M., & Halldin, P. (2003). A New Laboratory Rig for Evaluating Helmets Subject to Oblique Impacts. *Traffic Injury Prevention*, 4(3), 240-248. <https://doi.org/10.10-80/15389580309879>
- Aldman, B., Lundell, B., & Thorngren, L. (1976). Non-perpendicular Impacts—An experimental study on crash helmets. *Publication of: IRCOBI SECRETARIAT*, Article Proceeding. <https://trid.trb.org/view.aspx?id=67801>
- Allerton, S. (2020). *Scooter Safety – Pothole Test Results!* Swift Scooters. <https://swifyscooters.com/blogs/journal/scooter-safety-pothole-test-results>
- APH. (2019). *Dockless Electric Scooter-related Injury Study*. [https://www.austintexas.gov/sites/default/files/files/Health/Epidemiology/APH\\_Dockless\\_Electric\\_Scooter\\_Study\\_5-2-19.pdf](https://www.austintexas.gov/sites/default/files/files/Health/Epidemiology/APH_Dockless_Electric_Scooter_Study_5-2-19.pdf)
- Atlas du cerveau*. (2011, décembre). Sciences Humaines. [https://www.scienceshumaines.com-atlas-du-cerveau\\_fr\\_28021.html](https://www.scienceshumaines.com-atlas-du-cerveau_fr_28021.html)
- Autoliv. (2020, janvier 31). *Autoliv performs first crash test of an e-scooter airbag*. <https://www.youtube.com/watch?v=BCDXjJwA5Ac>
- Autoliv. (2021, septembre 14). *A New Generation of Crash tests*. <https://www.youtube.com/watch?v=KltvEpmI48Y>
- Badeau, A., Carman, C., Newman, M., Steenblik, J., Carlson, M., & Madsen, T. (2019). Emergency department visits for electric scooter-related injuries after introduction of an urban rental program. *The American Journal of Emergency Medicine*, 37(8), 1531-1533. <https://doi.org/10.1016/j.ajem.2019.05.003>
- Bambach, M. R., Mitchell, R. J., Grzebieta, R. H., & Olivier, J. (2013). The effectiveness of helmets in bicycle collisions with motor vehicles : A case-control study. *Accident Analysis & Prevention*, 53, 78-88. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2013.01.005>
- Beck, S., Barker, L., Chan, A., & Stanbridge, S. (2020). Emergency department impact following the introduction of an electric scooter sharing service. *Emergency Medicine Australasia*, 32(3), 409-415. <https://doi.org/10.1111/1742-6723.13419>
- Bekhit, M. N. Z., Le Fevre, J., & Bergin, C. J. (2020). Regional healthcare costs and burden of injury associated with electric scooters. *Injury*, 51(2), 271-277. <https://doi.org/10.10-16/j.injury.2019.10.026>

- Bland, M. L. (2019). *Assessing the Efficacy of Bicycle Helmets in Reducing Risk of Head Injury*. 223.
- Bland, M. L., McNally, C., & Rowson, S. (2018). Differences in Impact Performance of Bicycle Helmets During Oblique Impacts. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(9). <https://doi.org/10.1115/1.4040019>
- Bliven, E., Rouhier, A., Tsai, S., Willinger, R., Bourdet, N., Deck, C., Madey, S., & Bottlang, M. (2019). Evaluation of a novel bicycle helmet concept in oblique impact testing. *Accident Analysis & Prevention*, 124, 58-65. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2018.12.017>
- Blomberg, S. N. F., Rosenkrantz, O. C. M., Lippert, F., & Christensen, H. C. (2019). Injury from electric scooters in Copenhagen : A retrospective cohort study. *BMJ Open*, 9(12), e033988. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2019-033988>
- Bloom, M. B., Noorzad, A., Lin, C., Little, M., Lee, E. Y., Margulies, D. R., & Torbati, S. S. (2021). Standing electric scooter injuries : Impact on a community. *The American Journal of Surgery*, 221(1), 227-232. <https://doi.org/10.1016/j.amjsurg.2020.07.020>
- Bourdet, N., Deck, C., Serre, T., Perrin, C., Llari, M., & Willinger, R. (2014). In-depth real-world bicycle accident reconstructions. *International Journal of Crashworthiness*, 19(3), 222-232. <https://doi.org/10.1080/13588265.2013.805293>
- Carter, E. L., Neal-Sturgess, C. E., & Hardy, R. N. (2008). APROSYS in-depth database of serious pedestrian and cyclist impacts with vehicles. *International Journal of Crashworthiness*, 13(6), 629-642. <https://doi.org/10.1080/13588260802411457>
- Casque vélo adulte-enfant*. (s. d.). Drivecase.fr. Consulté 16 janvier 2022, à l'adresse <https://www.drivecase.fr/casques-velo-publicitaires/331-casque-velo-adulte-enfant-publicitaire-personnalisable-ce-en1078.html>
- Christoforou, Z. (2020, novembre 2). Infographie – Qui sont les usagers de trottinette électrique ? *ORNISIM*. <https://ornisim-ifsttar.fr/infographie-qui-sont-les-usagers-de-trottinette-electrique/>
- Clark, J. M., Post, A., Hoshizaki, T. B., & Gilchrist, M. D. (2016). Protective Capacity of Ice Hockey Helmets against Different Impact Events. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(12), 3693-3704. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1686-3>
- CNRTL. (s. d.). *Définition de trottinette*. Consulté 8 février 2022, à l'adresse <https://www.cnrtl.fr/definition/trottinette>

- Cobb, B. R., MacAlister, A., Young, T. J., Kemper, A. R., Rowson, S., & Duma, S. M. (2015). Quantitative comparison of Hybrid III and National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment headform shape characteristics and implications on football helmet fit. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 229(1), 39-46. <https://doi.org/10.1177/17543-37114548245>
- Como, S. G., Paradiso, M., Campbell, I. C., Garman, C., Werner, S., & Wishart, J. (2022). *Crash Test Methodology for Electric Scooters with Anthropomorphic Test Device (ATD) Riders* (SAE Technical Paper N° 2022-01-0853). SAE International. <https://www.sae.org/publications/technical-papers/content/2022-01-0853/>
- Crocetta, G., Piantini, S., Pierini, M., & Simms, C. (2015). The influence of vehicle front-end design on pedestrian ground impact. *Accident Analysis & Prevention*, 79, 56-69. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2015.03.009>
- Deck, C., Bourdet, N., Meyer, F., & Willinger, R. (2019). Protection performance of bicycle helmets. *Journal of Safety Research*, 71, 67-77. <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2019.0-9.003>
- Deck, C., & Willinger, R. (2008). Improved head injury criteria based on head FE model. *International Journal of Crashworthiness*, 13(6), 667-678. <https://doi.org/10.1080/13588260802411523>
- DEKRA. (2020). *Un casque de vélo correctement porté réduit considérablement le risque de blessures graves à la tête en cas d'accident* | DEKRA Road Safety. <https://www.dekra-roadsafety.com/fr/un-casque-de-velo-correctement-porte-reduit-considerablement-le-risque-de-blessures-graves-a-la-tete-en-cas-daccident/>
- Department for Transport Gov UK. (2020, juin 30). *Legalising rental e-scooter trials*. GOV.UK. <https://www.gov.uk/government/consultations/legalising-rental-e-scooter-trials-defining-e-scooters-and-rules-for-their-use/legalising-rental-e-scooter-trials>
- Dhillon, N. K., Juillard, C., Barmparas, G., Lin, T.-L., Kim, D. Y., Turay, D., Seibold, A. R., Kaminski, S., Duncan, T. K., Diaz, G., Saad, S., Hanpeter, D., Benjamin, E. R., Tillou, A., Demetriades, D., Inaba, K., & Ley, E. J. (2020). Electric Scooter Injury in Southern California Trauma Centers. *Journal of the American College of Surgeons*, 231(1), 133-138. <https://doi.org/10.1016/j.jamcollsurg.2020.02.047>
- Ding, C., Rizzi, M., Strandroth, J., Sander, U., & Lubbe, N. (2019). Motorcyclist injury risk as a function of real-life crash speed and other contributing factors. *Accident Analysis & Prevention*, 123, 374-386. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2018.12.010>

- English, K. C., Allen, J. R., Rix, K., Zane, D. F., Ziebell, C. M., Brown, C. V. R., & Brown, L. H. (2020). The characteristics of dockless electric rental scooter-related injuries in a large U.S. city. *Traffic Injury Prevention*, 21(7), 476-481. <https://doi.org/10.10-80/15389588.2020.1804059>
- Eppinger, R., Sun, E., Bandak, F., Haffner, M., Khaewpong, N., Maltese, M., Kuppa, S., Nguyen, T., Takhounts, E., Tannous, R., Zhang, A., & Saul, R. (1999). *Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems—II*. 180.
- Fahlstedt, M., Halldin, P., Alvarez, V., & Kleiven, S. (2016). *Influence of the Body and Neck on Head Kinematics and Brain Injury Risk in Bicycle Accident Situations*. 20.
- Faraji, F., Lee, J. H., Faraji, F., MacDonald, B., Oviedo, P., Stuart, E., Baxter, M., Vuong, C. L., Lance, S. H., Gosman, A. A., Castillo, E. M., & Hom, D. B. (2020). Electric scooter craniofacial trauma. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 5(3), 390-395. <https://doi.org/10.1002/lio2.380>
- Farley, K. X., Aizpuru, M., Wilson, J. M., Daly, C. A., Xerogeanes, J., Gottschalk, M. B., & Wagner, E. R. (2020). Estimated Incidence of Electric Scooter Injuries in the US From 2014 to 2019. *JAMA Network Open*, 3(8), e2014500. <https://doi.org/10.10-01/jamanetworkopen.2020.14500>
- Federal Ministry for Digital and Transport. (2021, mars 5). *BMDV - Personal Light Electric Vehicles – Questions and Answers*. <https://www.bmvi.de/SharedDocs/EN/Articles/St-V/Roadtraffic/light-electric-vehicles-faq.html>
- Feleke, R., Scholes, S., Wardlaw, M., & Mindell, J. S. (2018). Comparative fatality risk for different travel modes by age, sex, and deprivation. *Journal of Transport & Health*, 8, 307-320. <https://doi.org/10.1016/j.jth.2017.08.007>
- fka GmbH. (2019, septembre 27). *Scooter Crash Test*. <https://www.youtube.com/watch?v=UrHwzKaxQlE>
- Foster, J. K., Kortge, J. O., & Wolanin, M. J. (1977). Hybrid III—A Biomechanically-Based Crash Test Dummy. *SAE Transactions*, 86, 3268-3283.
- FP2M/Smart Mobility Lab. (2021, avril). *Baromètre 2020 FP2M/Smart Mobility Lab*. [https://fpmm.fr/wp-content/uploads/2021/04/CP-bilan-2020-micromobilite\\_avril-2021.pdf](https://fpmm.fr/wp-content/uploads/2021/04/CP-bilan-2020-micromobilite_avril-2021.pdf)
- Funk, J. R., Quesada, R. E., Miles, A. M., & Crandall, J. R. (2018). Inertial Properties of Football Helmets. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(6). <https://doi.org/10.1115/1.4039673>

- Gao, W., Bai, Z., Li, H., Liu, Y., Chou, C. C., & Jiang, B. (2020). A study on cyclist head injuries based on an electric-bicycle to car accident reconstruction. *Traffic Injury Prevention*, 21(8), 563-568. <https://doi.org/10.1080/15389588.2020.1821882>
- Gennarelli, T. A., Adams, J. H., & Graham, D. I. (1981). Acceleration Induced Head Injury in the Monkey. I. The Model, Its Mechanical and Physiological Correlates. In K. Jellinger, F. Gullotta, & M. Mossakowski (Éds.), *Experimental and Clinical Neuropathology* (p. 23-25). Springer. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-81553-9\\_7](https://doi.org/10.1007/978-3-642-81553-9_7)
- Gennarelli, T. A., Ommaya, A. K., & Thibault, L. E. (1971). Comparison of translational and rotational head motions in experimental cerebral concussion. *SAE*, 797-803.
- Gennarelli, T. A., Thibault, L. E., & Ommaya, A. K. (1972). *Pathophysiologic Responses to Rotational and Translational Accelerations of the Head*. 720970. <https://doi.org/10.4271/720970>
- Gennarelli, T. A., Thibault, L. E., Tomei, G., Wiser, R., Graham, D., & Adams, J. (1987). Directional Dependence of Axonal Brain Injury due to Centroidal and Non-Centroidal Acceleration. *SAE Transactions*, 96, 1355-1359.
- Ghajari, M., Peldschus, S., Galvanetto, U., & Iannucci, L. (2013). Effects of the presence of the body in helmet oblique impacts. *Accident Analysis & Prevention*, 50, 263-271. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2012.04.016>
- Groeger, J. A., & Chapman, P. R. (1995). *Judgement of Traffic Scenes : The Role of Danger and Difficulty*. 16.
- Guiot, A. (2020, octobre 9). *Louer ou acheter une trottinette électrique : Comment choisir ?* Radins.com.<https://www.radins.com/shopping/mobilite-durable/louer-ou-acheter-une-trottinette-electrique-comment-choisir/21591>
- Hansen, K., Dau, N., Feist, F., Deck, C., Willinger, R., Madey, S. M., & Bottlang, M. (2013). Angular Impact Mitigation system for bicycle helmets to reduce head acceleration and risk of traumatic brain injury. *Accident Analysis & Prevention*, 59, 109-117. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2013.05.019>
- Harrison, T. I., Mills, N. J., & Turner, M. S. (1996). *Jockeys' head injuries and skull cap performance*. 14.
- Hennocq, Q., Schouman, T., Khonsari, R. H., Sigaux, N., Descroix, V., Bertolus, C., & Foy, J.-P. (2020). Evaluation of Electric Scooter Head and Neck Injuries in Paris, 2017-2019. *JAMA Network Open*, 3(11), e2026698. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2020.26698>

- Herbst, B. F. (1998). *Fidelity of anthropometric test dummy necks in rollover accidents. DOT HS 808 759.* <https://trid.trb.org/view/650100>
- Hodgson, V. R. (1975). National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment football helmet certification program. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 7(3), 225-232.
- Holbourn, A. H. S. (1943). Mechanics of head injuries. *The Lancet*, 242(6267), 438-441. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)87453-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)87453-X)
- Honoré, S. (2021). *Rapport de stage : Analyse vidéo de cinématiques d'accidents de trottinette.* Centrale Marseille.
- Hosking, S. G., Liu, C. C., & Bayly, M. (2010). The visual search patterns and hazard responses of experienced and inexperienced motorcycle riders. *Accident Analysis & Prevention*, 42(1), 196-202. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2009.07.023>
- Hubbard, R. P., & McLeod, D. G. (1974). Definition and Development of A Crash Dummy Head. *SAE Transactions*, 83, 3836-3851.
- Institut National du Cancer. (s. d.). *Un organe bien protégé—Le cerveau.* Consulté 24 janvier 2022, à l'adresse <https://www.e-cancer.fr/Patients-et-proches/Les-cancers/Tumeurs-du-cerveau/Le-cerveau/Un-organe-bien-protege>
- Kappagantu, A., Yaremcuk, K., & Tam, S. (2021). Head and Neck Injuries and Electronic Scooter Use in the United States. *The Laryngoscope.* <https://doi.org/10.1002/lary.29620>
- Kimpara, H., Nakahira, Y., Iwamoto, M., Miki, K., Ichihara, K., Kawano, S., & Taguchi, T. (2006). Investigation of anteroposterior head-neck responses during severe frontal impacts using a brain-spinal cord complex FE model. *Stapp Car Crash Journal*, 50, 509-544.
- King, A., Yang, K., Zhang, L., & Hardy, W. (2003). *Is Head Injury Caused by Linear or Angular Acceleration?*
- Kleinertz, H., Ntalos, D., Hennes, F., Nüchtern, J. V., Frosch, K.-H., & Thiesen, D. M. (2021). Accident Mechanisms and Injury Patterns in E-Scooter Users. *Deutsches Arzteblatt International*, 118(8), 117-121. <https://doi.org/10.3238/artztebl.m2021.0019>
- Laa, B., & Leth, U. (2020). Survey of E-scooter users in Vienna : Who they are and how they ride. *Journal of Transport Geography*, 89, 102874. <https://doi.org/10.1016/j.jtrangeo.2020.102874>

- Legislative Counsel Bureau. (2018, septembre 19). *Bill Text—AB-2989 Motorized scooter : Use of helmet : Maximum speed.* [https://leginfo.legislature.ca.gov/faces/billNavClient.xhtml?bill\\_id=201720180AB2989](https://leginfo.legislature.ca.gov/faces/billNavClient.xhtml?bill_id=201720180AB2989)
- Liew, Y., Wee, C., & Pek, J. (2020). New peril on our roads : A retrospective study of electric scooter-related injuries. *Singapore Medical Journal*, 61(2), 92-95. <https://doi.org/10.1-1622/smedj.2019083>
- Lime. (2021). *2020-End of Year Report.* <https://www.li.me/pdf/eoy-report.pdf>
- Liu, X. J., Yang, J. K., & Lövsund, P. (2002). A Study of Influences of Vehicle Speed and Front Structure on Pedestrian Impact Responses Using Mathematical Models. *Traffic Injury Prevention*, 3(1), 31-42. <https://doi.org/10.1080/15389580210517>
- MacAlister, A., & Tech, V. (2013). *Surrogate Head Forms for the Evaluation of Head Injury Risk.* 9.
- MACIF. (2020, octobre 26). *La trottinette—Sensibiliser les utilisateurs #CrashTest | MACIF.* <https://www.youtube.com/watch?v=-EF0Cvcn5dk>
- Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2015). *Anatomie et physiologie humaines* (5ème édition). ERPI.
- Martinez, L., Guerra, L. J., Ferichola, G., Garcia, A., & Yang, J. (2007). *Stiffness corridors of the european fleet for pedestrian simulations.* 15.
- Mayhew, L. J., & Bergin, C. (2019). Impact of e-scooter injuries on Emergency Department imaging. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 63(4), 461-466. <https://doi.org/10.1111/1754-9485.12889>
- McIntosh, A. S., Lai, A., & Schilter, E. (2013). Bicycle Helmets : Head Impact Dynamics in Helmeted and Unhelmeted Oblique Impact Tests. *Traffic Injury Prevention*, 14(5), 501-508. <https://doi.org/10.1080/15389588.2012.727217>
- McKee, A. C., & Daneshvar, D. H. (2015). The neuropathology of traumatic brain injury. *Handbook of clinical neurology*, 127, 45-66. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-52892-6.00004-0>
- McKinley, M., O'Loughlin, V., & Stouter, T. (2014). *Anatomie et physiologie, une approche intégrée* (1ère édition). Chenelière/McGraw-Hill.
- McNally, D. S., & Rosenberg, N. M. (2013). MADYMO simulation of children in cycle accidents : A novel approach in risk assessment. *Accident Analysis & Prevention*, 59, 469-478. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2013.07.022>

- McNally, D. S., & Whitehead, S. (2013). A computational simulation study of the influence of helmet wearing on head injury risk in adult cyclists. *Accident Analysis & Prevention*, 60, 15-23. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2013.07.011>
- Meijer, R., Broos, J., Elrofai, H., de Bruijn, E., Forbes, P., & Happee, R. (2013). *Modelling of Bracing in a Multi-Body Active Human Model*. 12.
- Meijer, R., van Hassel, E., Broos, J., Elrofai, H., van Rooij, L., & van Hooijdonk, P. (2012). Development of a multi-body human model that predicts active and passive human behaviour. *International Research Council on the Biomechanics of Injury Conference, IRCOBI 2012, 12-14 September 2012, Dublin, Ireland*. <https://repository.tno.nl/islandora/object/uuid%3A0b7aa7fe-9eda-495b-b669-b538abb5ad1f>
- Mertz, H. J. (1985). Biofidelity of the Hybrid III Head. *SAE Transactions*, 94, 97-105.
- Mertz, H. J., Irwin, A. L., & Prasad, P. (2003). Biomechanical and Scaling Basis for Frontal and Side Impact Injury Assessment Reference Values. *Stapp Car Crash Journal*, 47, 155-188.
- Mills, N. J., & Gilchrist, A. (1991). The effectiveness of foams in bicycle and motorcycle helmets. *Accident Analysis & Prevention*, 23(2), 153-163. [https://doi.org/10.1016/0001-4575\(91\)90045-7](https://doi.org/10.1016/0001-4575(91)90045-7)
- Mills, N. J., & Gilchrist, A. (1996). Response of helmets in direct and oblique impacts. *International Journal of Crashworthiness*, 2(1), 7-24. <https://doi.org/10.1533/cras.1997.0032>
- Mills, N. J., & Gilchrist, A. (2008). Oblique impact testing of bicycle helmets. *International Journal of Impact Engineering*, 35(9), 1075-1086. <https://doi.org/10.1016/j.ijimpeng.2007.05.005>
- Milne, G., Deck, C., Bourdet, N., Carreira, R. P., Allinne, Q., Gallego, A., & Willinger, R. (2014). Bicycle helmet modelling and validation under linear and tangential impacts. *International Journal of Crashworthiness*, 19(4), 323-333. <https://doi.org/10.1080/13588265.2013.859470>
- Moore, D. f., Wang, E. l., & Hull, M. l. (1996). An empirical model for determining the radial force-deflection characteristics of off-road bicycle tyres. *International Journal of Vehicle Design*, 17(4), 471-482. <https://doi.org/10.1504/IJVD.1996.061972>
- Myers, B. S., McElhaney, J. H., Doherty, B. J., Paver, J. G., Nightingale, R. W., Ladd, T. P., & Gray, L. (1989). *Responses of the Human Cervical Spine to Torsion* (SAE Technical Paper N° 892437). SAE International. <https://doi.org/10.4271/892437>

- Newman, J. (1986). A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT). *Proceedings of International IRCOBI Conference, 1986*. <https://ci.nii.ac.jp/naid/1002-4378298/>
- Newman, J., Barr, C., Beusenberg, M., Fournier, E., Shewchenko, N., Welbourne, E., & Withnall, C. (2000). *A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury. Part 2 : Results and conclusions*. Proceedings of the 2000 international IRCOBI conference on the biomechanics of impact, September 20-22, 2000, Montpellier, France. <https://trid.trb.org/view.aspx?id=715655>
- NF EN 1078. (2012). *Helmets for pedal cyclists and for users of skateboards and roller skates—EN 1078:2012*. [http://js-cct.com/upfile/file/20170901/20170901103322\\_542-47.pdf](http://js-cct.com/upfile/file/20170901/20170901103322_542-47.pdf)
- OECD/ITF. (2018). *Speed and Crash Risk*. <https://www.itf-oecd.org/sites/default/files/docs/speed-crash-risk.pdf>
- OECD/ITF. (2020). *Safe Micromobility*. 98.
- Olivier, J., & Creighton, P. (2017). Bicycle injuries and helmet use : A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Epidemiology*, 46(1), 278-292. <https://doi.org/10.1093/ije/dyw153>
- O'Neil, M., Carlson, K., Storzbach, D., Brenner, L., Freeman, M., Quiñones, A., Motuapuaka, M., Ensley, M., & Kansagara, D. (2013). *Complications of Mild Traumatic Brain Injury in Veterans and Military Personnel : A Systematic Review*.
- ONISR. (2021). *La sécurité routière en France—Bilan de l'accidentalité de l'année 2020*. [https://www.onisr.securite-routiere.gouv.fr/sites/default/files/2021-09/ONISR\\_Bilan-Accidentalit%C3%A9\\_2020.pdf](https://www.onisr.securite-routiere.gouv.fr/sites/default/files/2021-09/ONISR_Bilan-Accidentalit%C3%A9_2020.pdf)
- Pang, T., Sakeran, H., Short, A., McIntosh, A., Rechnitzer, G., & Thai, K. (2008). *Numerical analysis of real-world cyclist crashes : Impact speed, collision mechanism and movement trajectories*. Australasian College of Road Safety. <https://acrs.org.au/article/numerical-analysis-of-real-world-cyclist-crashes-impact-speed-collision-mechanism-and-movement-trajectories/>
- PBOT. (2019). *2018 E-Scooter Findings Report*. <https://www.portlandoregon.gov/transportation/article/709719>
- Pellman, E. J., Viano, D. C., Withnall, C., Shewchenko, N., Bir, C. A., & Halstead, P. D. (2006). Concussion in Professional Football: Helmet Testing to Assess Impact Performance—Part 11. *Neurosurgery*, 58(1), 78-95. <https://doi.org/10.1227/01.NEU.0000196265.35238.7C>

- Peng, Y., Chen, Y., Yang, J., Otte, D., & Willinger, R. (2012). A study of pedestrian and bicyclist exposure to head injury in passenger car collisions based on accident data and simulations. *Safety Science*, 50(9), 1749-1759. <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2012.03.005>
- Pestour, A. (2019). *Approche socio-économique des enjeux relatifs aux trottinettes électriques en libre-service en France*. 93.
- Posirisuk, P., Baker, C., & Ghajari, M. (2022). Computational prediction of head-ground impact kinematics in e-scooter falls. *Accident Analysis & Prevention*, 167, 106567. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2022.106567>
- Ptak, M., Fernandes, F. A. O., Dymek, M., Welter, C., Brodziński, K., & Chybowski, L. (2022). Analysis of electric scooter user kinematics after a crash against SUV. *PLOS ONE*, 17(1), e0262682. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0262682>
- Rix, K., Demchur, N. J., Zane, D. F., & Brown, L. H. (2021). Injury rates per mile of travel for electric scooters versus motor vehicles. *The American Journal of Emergency Medicine*, 40, 166-168. <https://doi.org/10.1016/j.ajem.2020.10.048>
- Rousseau, P., Hoshizaki, T. B., Gilchrist, M. D., & Post, A. (2010). Estimating the influence of neckform compliance on brain tissue strain during a Helmeted impact. *Stapp Car Crash Journal*, 54, 37-48.
- Rowson, S., Duma, S. M., Beckwith, J. G., Chu, J. J., Greenwald, R. M., Crisco, J. J., Brolinson, P. G., Duhaime, A.-C., McAllister, T. W., & Maerlender, A. C. (2012). Rotational Head Kinematics in Football Impacts: An Injury Risk Function for Concussion. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(1), 1-13. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0392-4>
- SAAQ. (2021, novembre 11). *Trottinettes électriques*. SAAQ. <https://saaq.gouv.qc.ca/saaq/documentation/projets-pilotes/trottinettes-electriques>
- SAE. (2014). *Instrumentation for Impact Test. Part 1. Electronic Instrumentation (SAE J211/I)*. Society of Automotive Engineers. [https://www.sae.org/standards/content/j211/1\\_201403/](https://www.sae.org/standards/content/j211/1_201403/)
- Sances, A., Carlin, F., & Kumaresan, S. (2002). Biomechanical analysis of head-neck force in hybrid III dummy during inverted vertical drops. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 38, 459-464.
- Sergerie, D., Institut national de santé publique du Québec, & Direction du développement des individus et des communautés. (2005). *La vitesse au volant : Son impact sur la santé et des mesures pour y remédier : synthèse des connaissances*. Direction développement des individus et des communautés, Institut national de santé publique du Québec.

- Serre, T. (2015). *Habilitation à diriger des recherches : Modélisation géométrique du corps humain et simulation numérique de l'accident routier de l'usager vulnérable*.
- Serre, T., Masson, C., Perrin, C., Chalandon, S., Llari, M., Py, M., Cavallero, C., & Cesari, D. (2007). Real accidents involving vulnerable road users : In-depth investigation, numerical simulation and experimental reconstitution with PMHS. *International Journal of Crashworthiness*, 12(3), 227-234. <https://doi.org/10.1080/1358826070-1441050>
- Service Publique République Française. (2022, janvier 20). *Circulation en trottinette électrique, rollers ou skateboard*. <https://www.service-public.fr/particuliers/vos-droits/F308>
- Shang, S., Masson, C., Llari, M., Py, M., Ferrand, Q., Arnoux, P.-J., & Simms, C. (2021). The predictive capacity of the MADYMO ellipsoid pedestrian model for pedestrian ground contact kinematics and injury evaluation. *Accident Analysis & Prevention*, 149, 105803. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2020.105803>
- Shang, S., Masson, C., Teeling, D., Py, M., Ferrand, Q., Arnoux, P.-J., & Simms, C. (2020). Kinematics and dynamics of pedestrian head ground contact : A cadaver study. *Safety Science*, 127, 104684. <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2020.104684>
- Shang, S., Zheng, Y., Shen, M., Yang, X., & Xu, J. (2018). *Numerical Investigation on Head and Brain Injuries Caused by Windshield Impact on Riders Using Electric Self-Balancing Scooters* [Research Article]. Applied Bionics and Biomechanics; Hindawi. <https://doi.org/10.1155/2018/5738090>
- Shi, L., Han, Y., Huang, H., Davidsson, J., & Thomson, R. (2020). Evaluation of injury thresholds for predicting severe head injuries in vulnerable road users resulting from ground impact via detailed accident reconstructions. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 19(5), 1845-1863. <https://doi.org/10.1007/s10237-020-01312-9>
- Short, A., Grzebieta, R., & Arndt, N. (2007). Estimating bicyclist into pedestrian collision speed. *International Journal of Crashworthiness*, 12(2), 127-135. <https://doi.org/10.1080/13588260701433396>
- Siemens. (2020). *Madymo Human Body Models Manual*.
- Siman-Tov, M., Radomislensky, I., Group, I. T., & Peleg, K. (2017). The casualties from electric bike and motorized scooter road accidents. *Traffic Injury Prevention*, 18(3), 318-323. <https://doi.org/10.1080/15389588.2016.1246723>
- Simms, C. K., & Wood, D. P. (2006). Effects of pre-impact pedestrian position and motion on kinematics and injuries from vehicle and ground contact. *International Journal of Crashworthiness*, 11(4), 345-355. <https://doi.org/10.1533/ijcr.2005.0109>

Stålhammar, D. A. (1991). Biomechanics of Brain Injuries. In R. A. Frowein (Éd.), *Cerebral Contusions, Lacerations and Hematomas* (p. 1-23). Springer. [https://doi.org/10.1007/978-3-7091-6922-3\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-7091-6922-3_1)

Störmann, P., Klug, A., Nau, C., Verboeket, R. D., Leiblein, M., Müller, D., Schweigkofler, U., Hoffmann, R., Marzi, I., & Lustenberger, T. (2020). Characteristics and Injury Patterns in Electric-Scooter Related Accidents—A Prospective Two-Center Report from Germany. *Journal of Clinical Medicine*, 9(5), 1569. <https://doi.org/10.3390/jcm9051569>

Svensson, Y., & Lövsund, P. (1992). A Dummy for Rear-End Collisions -. *IRCOBI*, 12.

Takhounts, E. G., Craig, M. J., Moorhouse, K., McFadden, J., & Hasija, V. (2013). Development of brain injury criteria (BrIC). *Stapp Car Crash Journal*, 57, 243-266.

Teasdale, G., & Jennett, B. (1974). Assessment of coma and impaired consciousness : A Practical Scale. *The Lancet*, 304(7872), 81-84. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(74\)91639-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(74)91639-0)

Thibault, L. E., & Gennarelli, T. A. (1985). *Biomechanics of Diffuse Brain Injuries* (SAE Technical Paper N° 856022). SAE International. <https://www.sae.org/publications/technical-papers/content/856022/>

Trivedi, B., Kesterke, M. J., Bhattacharjee, R., Weber, W., Mynar, K., & Reddy, L. V. (2019). Craniofacial Injuries Seen With the Introduction of Bicycle-Share Electric Scooters in an Urban Setting. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 77(11), 2292-2297. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2019.07.014>

Trivedi, T., Liu, C., Antonio, A. L. M., Wheaton, N., Kreger, V., Yap, A., Schriger, D., & Elmore, J. G. (2019). Injuries Associated With Standing Electric Scooter Use. *JAMA Network Open*, 2(1), e187381. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2018.7381>

Trotta, A., Ní Annaidh, A., Burek, R. O., Pelgrims, B., & Ivens, J. (2018). Evaluation of the head-helmet sliding properties in an impact test. *Journal of Biomechanics*, 75, 28-34. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.05.003>

Unterharnscheidt, F. J. (1971). *Translational versus Rotational Acceleration-Animal Experiments with Measured Input*. 710880. <https://doi.org/10.4271/710880>

Verschueren, P. (2009). *Biomechanical Analysis of Head Injuries Related to Bicycle Accidents and a New Bicycle Helmet Concept (Biomechanische analyse van hoofdletsels gerelateerd aan fietsongevallen en een nieuw fietshelmconcept)*. <https://lirias.kuleuven.be/1750618>

- Willinger, R., Deck, C., Halldin, P., & Otte, D. (2014). Towards advanced bicycle helmet test methods. *Proceedings, International Cycling Safety Conference*. [https://www.researchgate.net/profile/Caroline-Deck/publication/268640602\\_Towards\\_advanced\\_bicycle\\_helmet\\_test\\_methods/links/5474a8680cf245eb436dec00/Towards-advanced-bicycle-helmet-test-methods.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Caroline-Deck/publication/268640602_Towards_advanced_bicycle_helmet_test_methods/links/5474a8680cf245eb436dec00/Towards-advanced-bicycle-helmet-test-methods.pdf)
- Willinger, R., Halldin, P., Bogerd, C., Deck, C., & Fahlstedt, M. (2015). Final report of Working Group 3 : Impact Engineering. *COST Action TU1101 / HOPE, Brussels, Belgium*. [https://www.bicycle-helmets.eu/images/downloads/COST-Action-TU1101\\_WG3\\_2015.pdf](https://www.bicycle-helmets.eu/images/downloads/COST-Action-TU1101_WG3_2015.pdf)
- Xiaomi France. (s. d.). Consulté 24 février 2022, à l'adresse <https://www.mi.com/fr/mi-electric-scooter/specs/>
- Xu, J., Shang, S., Yu, G., Qi, H., Wang, Y., & Xu, S. (2016). Are electric self-balancing scooters safe in vehicle crash accidents? *Accident Analysis & Prevention*, 87, 102-116. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2015.10.022>
- Yan, X., Ma, M., Huang, H., Abdel-Aty, M., & Wu, C. (2011). Motor vehicle–bicycle crashes in Beijing : Irregular maneuvers, crash patterns, and injury severity. *Accident Analysis & Prevention*, 43(5), 1751-1758. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2011.04.006>
- Yang, H., Ma, Q., Wang, Z., Cai, Q., Xie, K., & Yang, D. (2020). Safety of micro-mobility : Analysis of E-Scooter crashes by mining news reports. *Accident Analysis & Prevention*, 143, 105608. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2020.105608>
- Yoganandan, N., Pintar, F. A., Zhang, J., & Baisden, J. L. (2009). Physical properties of the human head : Mass, center of gravity and moment of inertia. *Journal of Biomechanics*, 42(9), 1177-1192. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.029>
- Zhang, L., Yang, K. H., & King, A. I. (2004). A Proposed Injury Threshold for Mild Traumatic Brain Injury. *Journal of Biomechanical Engineering*, 126(2), 226-236. <https://doi.org/10.1115/1.1691446>
- Zou, D., Zhang, X., Li, Z., Sun, J., Zhang, J., Huang, P., Ma, K., & Chen, Y. (2019). Prediction of injury risks and features among scooter riders through MADYMO reconstruction of a scooter-microvan accident : Identifying the driver and passengers. *Journal of Forensic and Legal Medicine*, 65, 15-21. <https://doi.org/10.1016/j.jflm.2019.04.006>
- 6t-bureau de recherche. (2019, juin). *Usages et usagers des trottinettes électriques en free-floating en France*. ADEME. <https://www.ademe.fr/usages-usagers-trottinettes-electriques-free-floating-france>