

École Doctorale Mathématiques, Sciences de l'Information et
de l'Ingénieur

THÈSE

présentée pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université de Strasbourg

Discipline : Mécanique

Spécialité : Biomécanique

par

Marie Munsch

**Elaboration d'une méthodologie de reconstruction numérique
d'accidents réels piéton**

Soutenue publiquement le 1^{er} juin 2011

Membres du jury

Directeur de thèse : M. Rémy WILLINGER, Professeur, UdS

Co-Directeur de thèse : M. Bertrand LUDES, Professeur, IML Strasbourg

Rapporteur externe : M. Dietmar OTTE, Professeur, Medical University Hannover

Rapporteur externe : M. Dominique CESARI, Directeur de recherche, INRETS

Invité : M. Nicolas BOURDET, Ingénieur de recherche, UdS

SOMMAIRE

INTRODUCTION GENERALE	1
CHAPITRE 1. SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE.....	4
1. INTRODUCTION.....	5
2. ACCIDENTOLOGIE & EPIDEMIOLOGIE	6
2.1 Introduction.....	6
2.2 Chiffres pour la France et l'Europe	6
2.3 Gravité des accidents et distribution des lésions des piétons.....	9
2.4 Localisation de l'impact de la tête.....	10
2.5 Véhicule impliqué et vitesses d'impact.....	11
2.6 Synthèse et Conclusion	13
3. ANATOMIE FONCTIONNELLE	14
3.1 Introduction.....	14
3.2 Anatomie fonctionnelle	14
3.3 Conclusion	19
4. EVOLUTION DES MOYENS DEVELOPPES POUR LA SECURITE DU PIETON	20
4.1 Introduction.....	20
4.2 Cinématique du piéton lors d'un impact avec le véhicule	20
4.3 Influence des caractéristiques du véhicule	22
4.4 Tests normatifs pour la sécurité du piéton	24
4.5 Conclusion	28
5. ETAT DE L'ART DANS LA RECONSTRUCTION DE LA CINEMATIQUE DU PIETON	29
5.1 Introduction.....	29
5.2 Méthodologies de reconstruction.....	29
5.3 Présentation des modèles de piéton de la littérature	31
5.4 Synthèse	39
6. SYNTHESE ET MOTIVATIONS DE CETTE ETUDE	43
CHAPITRE 2. ETUDE DES CONDITIONS AUX LIMITES DE LA TÊTE LORS DE LA SIMULATION DE L'ACCIDENT PIETON	45
1. INTRODUCTION.....	46
2. INFLUENCE DES RAIDEURS DE LA FACE AVANT DU VEHICULE SUR LA CINEMATIQUE DE LA TETE.....	47
2.1 Introduction.....	47
2.2 Méthodologie	47
2.3 Influence des raideurs de la face avant du véhicule	50
2.4 Conclusion	54
3. EVALUATION DES MODELES PIETONS	55
3.1 Introduction.....	55
3.2 Méthodologie pour l'évaluation des modèles piétons	55
3.3 Résultats.....	56
3.4 Conclusion	60
4. EVALUATION DES MODELES DE COU	60
4.1 Introduction.....	60
4.2 Modèles de cou	61
4.3 Analyse modale multidirectionnelle des modèles de cou.....	65
4.4 Analyse multidirectionnelle des modèles de cou dans le domaine temporel.....	72
4.5 Conclusion	90
5. CONDITIONS D'IMPACT DE LA TETE EN SITUATION D'ACCIDENT REEL.....	90
5.1 Introduction.....	90
5.2 Méthodologie	91
5.3 Résultats.....	94
5.4 Conclusion	98
6. CONCLUSION.....	99

CHAPITRE 3. DEVELOPPEMENT D'UNE METHODE DE RECONSTRUCTION DE LA CINEMATIQUE DU PIETON	100
1. INTRODUCTION	101
2. OUTIL DE RECONSTRUCTION D'ACCIDENTS - BIOPED	101
2.1 <i>Introduction</i>	101
2.2 <i>Plans d'expérience</i>	102
2.3 <i>Module de pré-traitement</i>	105
2.4 <i>Module de post-traitement</i>	109
3. APPLICATION DE BIOPED	111
3.1 <i>Introduction</i>	111
3.2 <i>Cas P034</i>	113
3.3 <i>Autres cas d'accident</i>	126
4. CONCLUSION.....	137
CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES	138
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	142
ANNEXE.....	148

INTRODUCTION GENERALE

La présente thèse se situe dans le cadre des recherches sur la biomécanique des traumatismes crâniens menées par l'équipe de biomécanique de l'Institut de Mécaniques des Fluides et des Solides de l'Université de Strasbourg.

Les piétons sont considérés comme les usagers les plus vulnérables de la route et représentent à eux seuls 13% des tués lors d'accidents de la voie publique en France, ce qui correspond à près de 500 tués par an (base de données CARE). Les segments corporels le plus souvent et le plus sévèrement touchés lors d'accidents piétons mortels ou non sont les jambes et la tête. Dès les années 1980, afin d'améliorer la sécurité des piétons, un premier pas a été de comprendre les relations entre la conception du véhicule et les lésions. Ce n'est que tardivement, vers les années 2000, que des normes et homologations voient le jour afin d'évaluer l'aspect agressif de la face avant du véhicule. Afin de comprendre les mécanismes de lésions du piéton dans son ensemble, des modèles mathématiques de piétons et de véhicules ont été développés. C'est en 1993 que le premier modèle multicorps de piéton a été développé dans le but de simuler la cinématique de la victime lors d'impact avec un véhicule. De nombreux autres modèles multicorps ont suivi dans différents instituts de recherches sur la sécurité routière. Dans le but de développer des limites de tolérance aux différentes lésions apparues lors d'accidents piétons et de reproduire plus biofidèlement les mécanismes de lésion, une modélisation par éléments finis du piéton a également été proposée. Aujourd'hui deux modèles par éléments finis du piéton ont été développés et sont encore peu utilisés du fait de leur grande complexité. Une alternative à cette méthodologie est de combiner les deux types de modèles mathématiques, à savoir multicorps et éléments finis. Ce sont ces efforts de modélisation qui doivent conduire à la définition des conditions initiales de la tête à l'impact pour la simulation du traumatisme crânien au moyen d'une modélisation par éléments finis.

Dans ce contexte, l'objectif de ce travail de thèse est de développer une méthodologie de reconstruction de l'accident réel de piéton, dans le but de déterminer sa cinématique puis à terme de simuler le traumatisme crânien de façon réaliste. Cette dernière étape permettra in fine d'extraire des critères de blessure de la tête plus précis que les critères actuellement en vigueur.

Afin de mieux comprendre les enjeux économiques et sociaux de cette étude, une analyse de l'accidentologie et de l'épidémiologie en France et en Europe a été réalisée au premier chapitre. Celle-ci propose des statistiques générales puis des données plus spécifiques liées aux causes des accidents ou aux types de lésions observées lors de ces accidents. Les instances nationales et internationales ont été amenées à mettre en place des tests normatifs sur les véhicules pour l'amélioration de la sécurité de cet usager vulnérable de la route. Les tests normatifs utilisés actuellement sont également détaillés dans ce premier chapitre. Ces tests ont participé à l'évolution de la forme avant du véhicule, évolution qui contribue à une diminution régulière du nombre de tués sur la route. L'influence du design de l'avant du véhicule est également exposée dans cette partie. Le point sur l'état de l'art dans le domaine de la modélisation multicorps du corps humain appliqué à l'étude de la cinématique du piéton est enfin exposé dans ce premier chapitre.

Afin de reconstruire une cinématique, il est dans un premier temps nécessaire de définir un modèle numérique de véhicule et d'établir les raideurs des surfaces impactées afin de bien caractériser le contact entre le piéton et le véhicule. Le chapitre 2 présente une étude paramétrique sur la raideur des surfaces impactées qui nous permettra d'obtenir des raideurs types des véhicules. Nous procédons ensuite à l'évaluation des modèles multicorps de piétons disponibles en regard d'un test expérimental toujours dans le cadre de ce deuxième chapitre.

Une fois les principaux outils de reconstruction de la cinématique définis, nous procédons à l'évaluation des modèles multicorps de cou dans le cadre du chapitre 2. En effet, le cou est un élément essentiel qui définit les conditions aux limites de la tête durant l'impact. Cette évaluation se fait en premier lieu en petites amplitudes de mouvement dans le domaine fréquentiel, puis dans le domaine temporel en explorant les grandes amplitudes de mouvement.

L'évaluation des modèles de cou est basée sur l'analyse modale multidirectionnelle des différents modèles de cou. Cette méthode permet d'évaluer les caractéristiques modales des modèles de cou dans le domaine fréquentiel avec celles obtenues sur volontaires humains lors de tests expérimentaux. Les résultats sont comparés au modèle par éléments finis détaillé du cou développé par Meyer (2004). Une deuxième étape est d'évaluer le comportement des modèles du système tête-cou dans le domaine temporel à la fois vis-à-vis de tests d'accélération frontales et latérales, réalisés sur sujets volontaires humains et issus de la littérature, et en situation d'impact.

Une dernière étape de ce chapitre 2 a été d'étudier l'influence des conditions aux limites de la tête en situation d'accident réel de piéton. La modélisation multicorps est alors couplée à la modélisation par éléments finis. Pour ce faire, les champs d'accélération de la tête à l'impact obtenus par la reconstruction multicorps de l'accident réel sont implémentés dans le modèle par éléments finis de la tête humaine permettant d'obtenir les paramètres intracrâniens. Deux configurations de conditions aux limites de la tête sont alors évaluées au travers des deux modélisations, l'une considérant la tête seule, l'autre considérant la tête fixée au corps.

Le chapitre 3 propose une méthodologie de reconstruction de la cinématique du piéton lors d'accident réel à l'aide d'analyses paramétriques permettant d'obtenir le scénario le plus probable. Cette méthode est basée sur un outil automatique nommé BioPed comprenant une partie de prétraitement et une partie d'analyse de résultats dans un module de post-traitement. Le module de prétraitement permet d'analyser les différentes données sur les circonstances de l'accident concernant le scénario, le piéton, le véhicule, et permet ainsi la mise en place des différents modèles correspondants. La méthodologie développée est ensuite appliquée à huit cas d'accidents provenant du centre de recherche sur la sécurité automobile d'Adélaïde en Australie (Centre for Automotive Security Research – CASR). Une analyse de paramètres de reconstruction tels que la vitesse, la position du piéton *etc.*, vis-à-vis des données de l'accident réel nous permet d'obtenir la configuration optimale du scénario. L'outil est enfin comparé à la méthodologie utilisée par le CASR à travers les scénarios obtenus pour les huit cas d'accidents réels.

Enfin un dernier chapitre présente les conclusions de cette recherche ainsi que les développements futurs nécessaires.

CHAPITRE 1. SYNTHÈSE BIBLIOGRAPHIQUE

1. Introduction

Ce premier chapitre présente le contexte général de l'étude de la cinématique du piéton en s'intéressant à une revue de la littérature dans le domaine.

Afin de mieux comprendre les enjeux économiques et sociaux de cette étude, une analyse de l'accidentologie et de l'épidémiologie en France et en Europe ont été réalisées. Celle-ci propose des statistiques générales, comme le nombre de décès ou encore la proportion de piétons tués parmi tous les usagers de la route, puis des données plus spécifiques aux causes des accidents ou aux types de lésions observées lors de ces accidents.

Au vu du nombre considérable de piétons tués lors d'accidents de la route, les instances nationales et internationales ont été amenées à mettre en place des tests normatifs sur les véhicules pour l'amélioration de la sécurité de cet usager vulnérable de la route. Les tests normatifs utilisés actuellement sont détaillés dans cette section. Ces tests ont participé à l'évolution de la forme avant du véhicule, évolution qui contribue à une diminution régulière du nombre de tués sur la route. L'influence du design de l'avant du véhicule est de même étudiée dans cette partie.

Parallèlement à ces évolutions techniques et mécaniques, de nombreuses équipes, depuis les années 70, ont cherché à améliorer la sécurité du piéton en tentant de comprendre les mécanismes de lésion des piétons accidentés. A cette fin, ils ont développé des modèles mathématiques, en multicorps rigides ou par éléments finis. Ces modèles permettent de simuler la cinématique du piéton lors de l'accident. Le point sur l'état de l'art dans le domaine de la modélisation multicorps du corps humain appliqué à l'étude de la cinématique du piéton est également proposé dans ce chapitre avant la présentation des motivations de cette thèse.

Le sujet de cette thèse focalisant sur la cinématique du piéton, on s'intéressera plus particulièrement à la mobilité des différentes articulations dans un contexte de modélisation multicorps.

2. Accidentologie & Epidémiologie

2.1 Introduction

Dans cette partie, sont présentés les chiffres clés de l'accidentologie et de l'épidémiologie relative à l'usager vulnérable de la route ou VRU (deux-roues et piétons) mais plus particulièrement au piéton. Malgré une évolution positive de la sécurité routière ces dernières années, les VRU représentent encore 18% des tués. Les jambes et la tête sont les zones du corps les plus souvent touchés lors d'impact avec un véhicule avec des conséquences souvent dramatiques en cas de traumatisme crânien. Les véhicules principalement concernés sont les véhicules automobiles, et les accidents avec piétons se produisent essentiellement en milieu urbain.

Les données statistiques relatives à l'accidentologie du piéton sont présentées dans ce document pour la France, l'Allemagne, le Royaume Uni, l'Espagne et la Suède, certaines données sont relatives à toute l'Europe. Ces données sont issues de différents instituts européens de recherche en accidentologie et sont présentés en tableau 1.

	Sources	Zone d'échantillonnage	Période
BASC (Birmingham Automotive Safety Centre)	Rapports de police	Royaume Uni	1997-2001
DC (Daimler Chrysler)	Federal Statistical Office of Germany	Allemagne	Année 2002
DC(2)	FARS Database	USA	
DC(3)	CARE Database	Europe sauf Allemagne et Italie	
Chalmers (Chalmers University of Technology, Suède)	Rapports de police	Suède	
INSIA (Universidad Politécnica de Madrid)	Rapports de police	Espagne	

Tableau 1. Sources des données statistiques relatives à l'accidentologie.

2.2 Chiffres pour la France et l'Europe

En 2008, en France métropolitaine, le nombre de tués et de blessés lors d'accidents de voiture de tous types s'élève respectivement à 4275 et à 96905 pour 76767 accidents. Ces chiffres représentent une diminution de 7.5 % de tués et 6 % de blessés par rapport à 2007, et une baisse du nombre de tués sur la route de 28 % par rapport à 2001 (base de données CARE). La figure 1 représente l'évolution du nombre d'accidents et de victimes depuis 1987. Cette diminution s'explique principalement par la baisse des vitesses moyennes pratiquées par les automobilistes et les motocyclistes en milieu urbain.



Figure 1. Evolution du nombre d'accidents routiers et de victimes de 1987 à 2008 selon la base de données CARE.

Cette baisse importante du nombre de victimes ne concerne cependant que peu les cyclistes et piétons. Le nombre de cycliste tués a augmenté de 4 % et le nombre de piétons tués a diminué seulement de 2.3 % avec 548 piétons tués en 2008. La figure 2 représente la répartition du nombre de tués par catégorie d'usagers en 2008. Les VRU représentent une part de 43 % des tués d'accidents de la route. En Europe, le nombre de piétons tués s'élève à 21 % des décès routiers. Ceci représente 5.5 piétons tués pour 1 million d'habitants en Suède et ce nombre s'élève à 46 pour 1 million d'habitants en Pologne. La France se situe après les pays nordiques avec 10.1 piétons tués pour 1 million d'habitants.

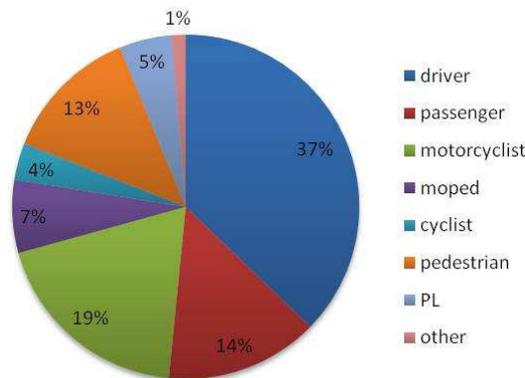


Figure 2. Répartition du nombre de tués par catégorie d'usagers en 2008 en Europe, selon la base de données CARE.

La majorité des collisions de piétons apparaissent dans les zones urbaines. En effet, 70 % des piétons tués en France l'ont été en zone urbaine.

Le nombre d'accidents piétons est homogène tout au long de l'année avec toutefois un accroissement durant les mois de novembre et décembre qui correspondent à des journées avec un nombre plus important d'heures d'obscurité. En revanche, mis à part le week-end où le nombre d'accidents baisse, aucun jour de la semaine ne se distingue. En ce qui concerne les heures, les pics se situent aux heures

de trajet pour le travail, en général entre 8h-9h et 16h-17h, la majorité des accidents se déroulant plutôt durant ce deuxième créneau horaire. En ce qui concerne les conditions climatiques, la majorité des accidents se déroulent par beau temps. Ainsi, au Royaume Uni, 60% des accidents ont lieu par beau temps selon la base de données du BASC.

Parmi les piétons accidentés, un tiers environ représente des enfants âgés de 0 à 15 ans : on compte par exemple, 30 % d'enfants parmi les piétons impliqués dans des accidents en Suède. La figure 3 donne le pourcentage de piétons accidentés au Royaume-Uni de 1997 à 2001 en fonction de l'âge, et en différenciant les hommes des femmes. Chez les jeunes, les garçons sont d'avantage touchés que les filles. Les garçons de 0 à 20 ans représentent 30.8% des piétons accidentés, les filles en représentent seulement 20.4% (selon la base de données BASC).

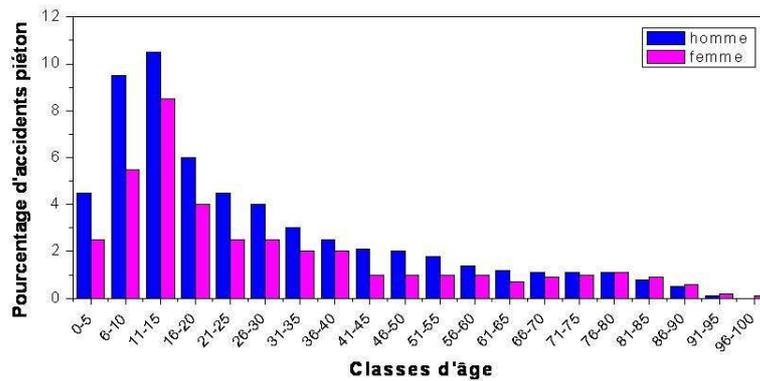


Figure 3. Pourcentage de piétons accidentés en fonction de l'âge et du sexe au Royaume-Uni de 1997 à 2001, selon la base de données BASC.

Enfin, quelle que soit la source de données (BASC, DC, Chalmers), on constate que le nombre d'accidents mortels augmente systématiquement avec l'âge de la victime. Les accidents impliquant des enfants en bas âge sont également souvent sévères mais plus rarement mortels. La figure 4 montre l'influence de l'âge sur la sévérité des lésions.

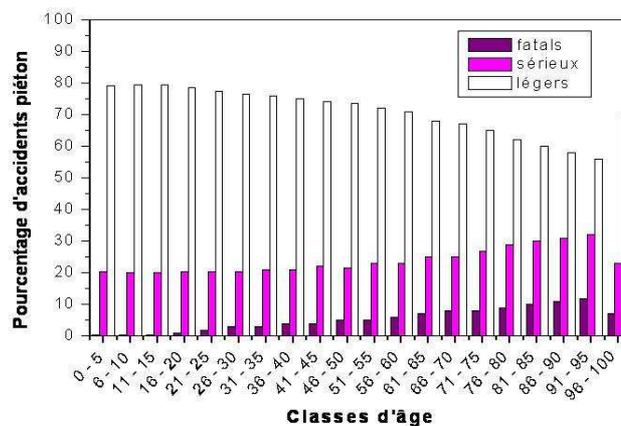


Figure 4. Influence de l'âge sur la sévérité des lésions, selon les bases de données BASC, DC et Chalmers.

2.3 Gravité des accidents et distribution des lésions des piétons

Comme représenté en figure 5 qui illustre la proportion des accidents piétons selon leur gravité en Europe, 2% des accidents piétons sont mortels, 27% sont considérés comme sérieux et 71% comme légers (selon les bases de données BASC, DC et Chalmers).

Une étude réalisée en 2003 (Mizuno, 2005) a permis d'obtenir la répartition des lésions sur le corps humain lors d'accidents piéton/voiture dans cinq pays industrialisés. Quel que soit le pays considéré, les zones du corps les plus lésées sont les jambes (32.6% des lésions) et la tête (31.4% des lésions), comme reporté dans le tableau 2. Ce résultat s'explique par le fait que 60% des impacts ont lieu avec l'avant des véhicules. Les lésions des jambes sont principalement dues aux impacts pare-chocs et ceux de la tête aux impacts capot et pare-brise.

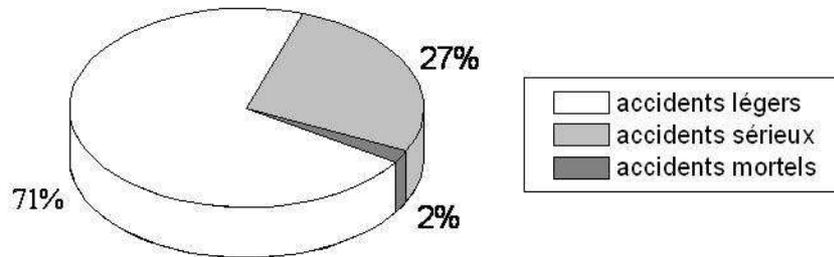


Figure 5. Proportion des accidents piétons selon leur gravité en Europe, selon les bases de données BASC, DC, Chalmers.

Body segment	USA	Germany	Japan	Australia	TOTAL
Head	32,7	29,9	28,9	39,3	31,4
Face	3,7	5,2	2,2	3,7	4,2
Neck	0	1,7	4,7	3,1	1,4
Thorax	9,4	11,7	8,6	10,4	10,3
Abdomen	7,7	3,4	4,7	4,9	5,4
Stomach	5,3	7,9	4,4	4,9	6,3
Arms	7,9	8,2	9,2	8,0	8,2
Legs	33,3	31,6	37,2	25,8	32,6
Unknown	0	0,4	0	0	0,2
TOTAL	100	100	100	100	100

Tableau 2. Répartition des lésions lors d'accidents piéton-voiture, en pourcentage (Mizuno, 2005).

2.4 Localisation de l'impact de la tête

Les impacts tête apparaissent principalement sur le pare-brise pour les adultes (Otte -). La tête des enfants accidentés impactent le véhicule au niveau du capot. La figure 6 montre les localisations d'impact de la tête adulte et enfant classés par vitesse d'impact du véhicule et par sévérité de la lésion à la tête (AIS). L'AIS est un score associé au degré de sévérité de la lésion, score de 0 pour aucune lésion, score de 6 pour une sévérité maximale (lésion fatale).

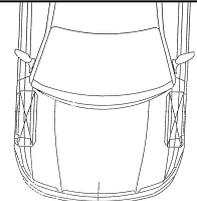
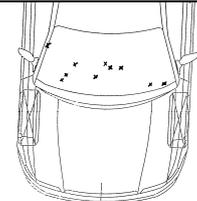
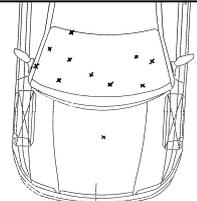
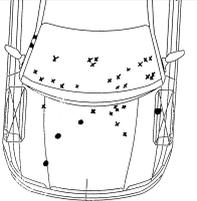
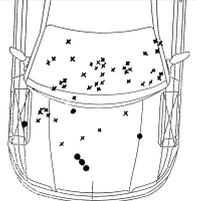
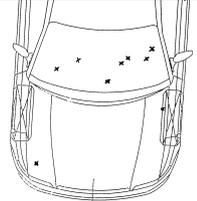
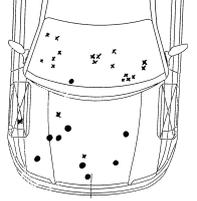
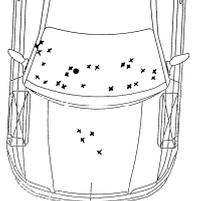
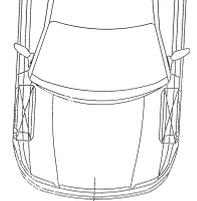
impact speed car < 40 km/h	impact speed car 40-60 km/h	impact speed car > 60 km/h	injury severity of head
 n=0	 n=10	 n=11	AIS 5/6
 n=34	 n=50	 n=9	AIS 2-4
 n=29	 n=28	 n=0	AIS 0-1
x = head impact adult pedestrian ● = head impact children < 150 cm height of body n=number of cases			

Figure 6. Localisations d'impact de la tête adulte et enfant classés en fonction de la vitesse du véhicule à l'impact et de la sévérité de la lésion à la tête (Otte, -).

Selon une étude réalisée par Otte (2001), les lésions à la tête sont plus souvent observées lors du premier impact dans 72.4 % des accidents (impact de la tête du piéton sur le capot ou le pare-brise du véhicule), et lors d'un second impact (impact de la tête avec le sol par exemple) dans 60.2 % des accidents. La figure 7 schématise les fréquences des lésions selon la région du corps considérée du piéton.

Quelle que soit la région du corps concernée, la sévérité des lésions est plus importante lors du premier impact que lors du second, ce qui s'explique par le risque élevé de fractures lors d'impact sur les différentes parties du véhicule.

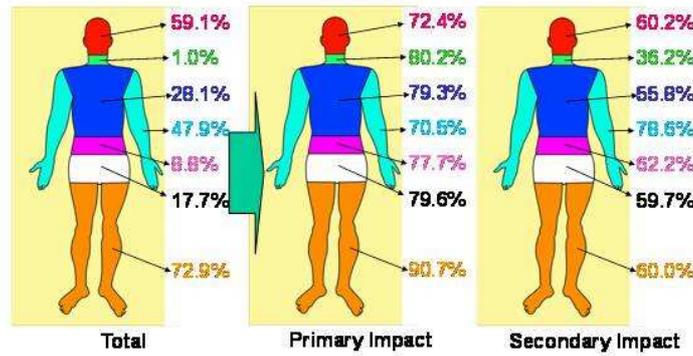


Figure 7. Fréquence des lésions du piéton selon la région du corps considérée (Otte, 2001).

2.5 Véhicule impliqué et vitesses d'impact

Quel que soit le pays européen, dans 80 % des accidents, le piéton est heurté par une voiture. Une étude de Mizuno et Kajzer (1999) montre que le taux de mortalité est plus important avec un véhicule lourd que pour les voitures de petite taille. Il apparaît une forte relation entre le type de véhicule (VL, SUV-Sport Utility Vehicles, camions,...) et le risque de lésion ou la mortalité du piéton. Longhitano *et al.* (2005), à partir de données américaines de PCDS (Pedestrian Crash Data Study), analyse l'influence du type de véhicule sur la distribution des lésions du piéton (figure 8). Les lésions sévères de la tête (AIS3+) sont attribuées à 71 % à des impacts de voiture et à 81 % à des LTVs (Light Truck and Vans, incluant les SUVs.). Le capot et l'avant du capot sont les surfaces les plus dangereuses des LTVs. En ce qui concerne les voitures, le pare-brise, suivi du pare-choc, est la première cause des lésions sévères du piéton.

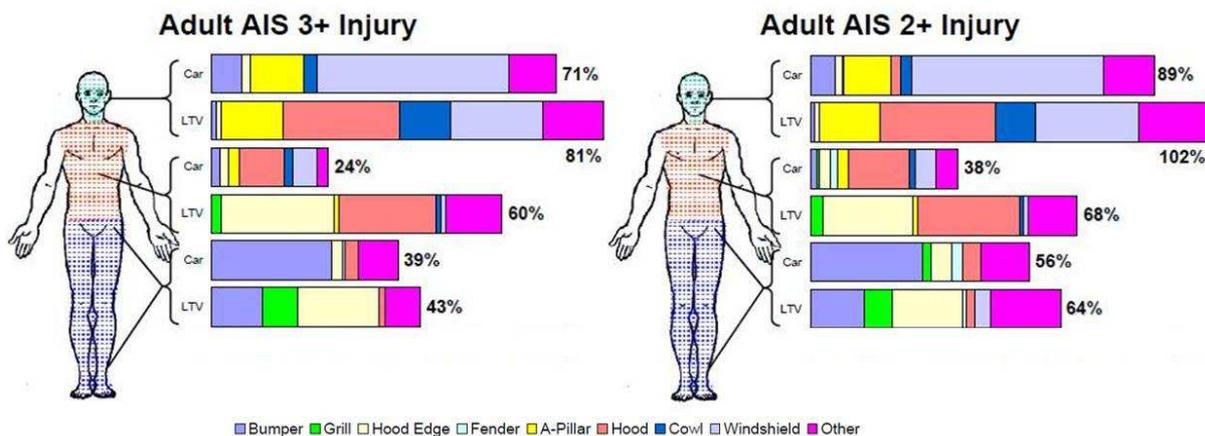


Figure 8. Distribution des lésions du piéton en fonction du type de véhicule (Longhitano *et al.* 2005).

Selon les études réalisées au niveau mondial par l'IHRA (International Harmonized Research Activities), 90 % des accidents piéton/voiture ont lieu à une vitesse d'impact inférieure à 50 km/h (Mizuno, 2003). La figure 9 représente la fréquence cumulée des vitesses d'impact de véhicule lors d'accidents corporels incluant des piétons. Une étude de Rozen et Sander (2009) montre, en

regroupant les données de différentes études dans le monde, une forte augmentation de la probabilité d'apparition de lésion fatale pour le piéton lors d'un impact de véhicule à partir d'une vitesse d'impact de 50 km/h (figure 10).

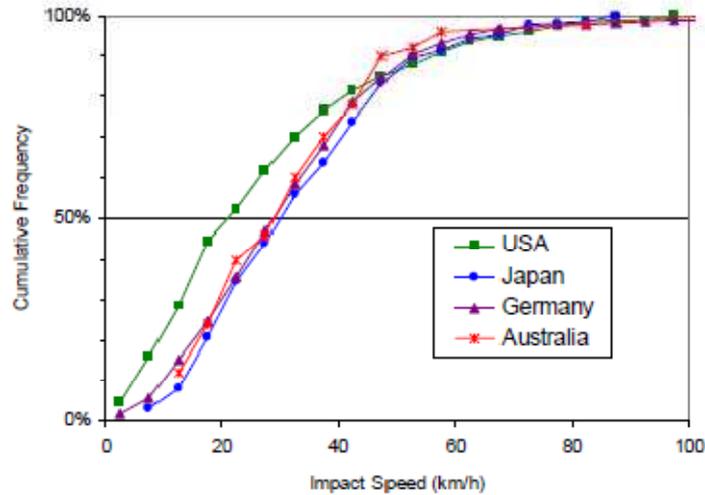


Figure 9. Fréquence cumulée des vitesses d'impact du véhicule lors d'accidents corporels piéton/véhicule [km/h] (Mizuno, 2003).

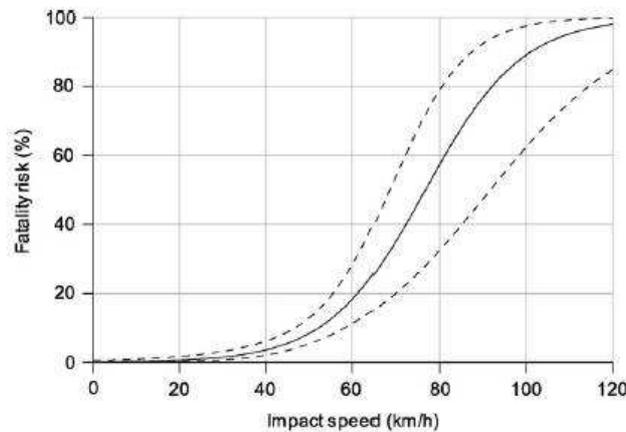


Figure 10. Probabilité de mortalité du piéton en fonction de la vitesse d'impact du véhicule (Rozen et Sander, 2009). Les courbes en pointillés montrent approximativement un écart de confiance de 95%.

Selon les études réalisées au niveau européen (base de données CARE et BASC), dans 60 % des cas, le piéton est heurté par l'avant du véhicule et dans près de 80 % des cas, le véhicule arrive tout droit. Par ailleurs, dans un accident sur deux, le conducteur du véhicule n'a pas le temps de freiner. Le piéton marche dans 63 % des cas alors qu'il n'est en train de courir que dans 20 % des accidents. Au Royaume-Uni, dans 60 % des cas, le véhicule arrive tout droit et ne voit pas le piéton en train de traverser la route. Dans 40 % des cas, le piéton vient du côté de la route où circule la voiture alors qu'il ne vient du côté opposé que dans 22 % des cas. La figure 11 montre la répartition des accidents piétons selon le mouvement du véhicule et du piéton au Royaume-Uni (base de données BASC).

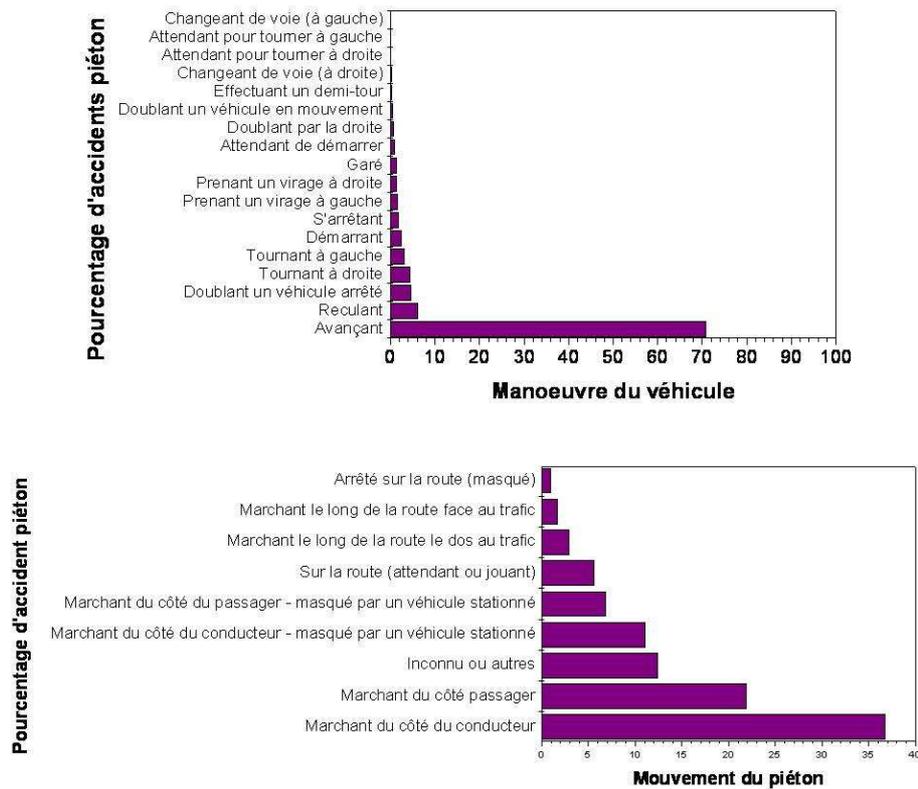


Figure 11. Répartition des accidents piétons selon le mouvement du véhicule et du piéton au Royaume-Uni, selon la base de données BASC.

2.6 Synthèse et Conclusion

Le nombre d'usagers vulnérables tués sur la route est en diminution chaque année. Cependant il reste près de 550 piétons tués sur la route chaque année. 27% des piétons sont accidentés sérieusement en conservant des séquelles. Lors de collisions avec un véhicule, les jambes restent naturellement la partie du corps la plus souvent lésée, suivie de la tête.

Le risque de lésion du piéton est d'autant plus grand que le tonnage du véhicule est important. Le capot et l'avant du capot sont les surfaces les plus dangereuses pour les véhicules typés Van ou SUV. Le pare-brise du VL reste la première cause de lésion sévère.

Le scénario type d'un accident piéton se passe en zone urbaine, mais sur route sans mesures de sécurité existantes. Le piéton arrive en marchant du côté du conducteur, celui-ci circulant en ligne droite. L'impact avec le piéton se fait à une vitesse de 30 km/h.

La tête est le segment du corps qui entraîne le plus de risque de décès. Cette partie du corps est la dernière à entrer en contact avec le véhicule. Afin de bien cerner les conditions d'impact de la tête, il est donc nécessaire d'étudier de près le mouvement du piéton avant cet impact. Nous allons donc nous focaliser sur la cinématique du piéton lors de l'accident.

3. Anatomie fonctionnelle

3.1 Introduction

L'étude de l'accidentologie et de la reconstruction d'accidents s'intéresse au comportement cinématique du piéton en situation d'impact. Il est donc indispensable d'aborder le sujet d'un point de vue anatomique. Ce paragraphe a pour objet une description synthétique de l'anatomie du corps humain, en particulier l'anatomie fonctionnelle. Le squelette humain est composé de 206 os à l'âge adulte. Ces os sont reliés par des articulations comprenant les articulations synoviales ou articulations "vraies" donnant au corps humain sa mobilité. Seules les articulations principales sont décrites dans ce qui suit.

3.2 Anatomie fonctionnelle

Avant toute description de l'anatomie fonctionnelle du corps humain, il est nécessaire de définir les trois plans de référence couramment utilisés (figure 12):

- Le plan médian, plan vertical divisant le corps en deux moitiés gauche et droite. Il passe par l'axe du corps.
- Le plan sagittal, plan parallèle au plan médian.
- Le plan coronal ou frontal perpendiculaire au plan médian, il divise le corps en une partie antérieure ou ventrale et une partie postérieure ou dorsale.
- Le plan transverse ou horizontal perpendiculaire aux plans précédents, il divise le corps en une partie supérieure ou crâniale et une partie inférieure ou caudale.

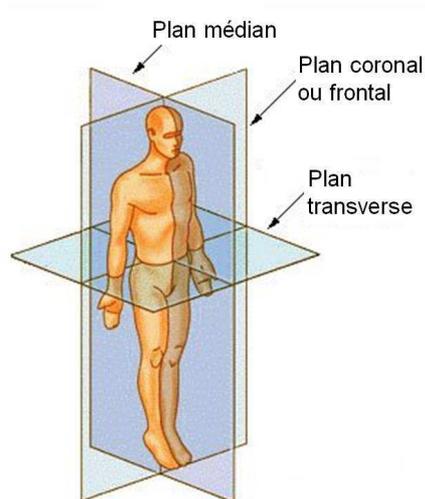


Figure 12. Plans anatomiques pour le corps humain.

Le squelette humain est composé de 206 os à l'âge adulte supportés et étayés par des ligaments, tendons, muscles, fascias et cartilage. De nombreuses articulations permettent au corps humain toutes sortes de mouvements.

Les mouvements du corps sont définis par un vocabulaire précis :

- La flexion, mouvement qui diminue l'angle entre deux parties d'une articulation,
- L'extension, mouvement qui augmente l'angle entre les deux parties de l'articulation,
- L'abduction, mouvement qui écarte un membre du plan médian dans le plan coronal,
- L'adduction, mouvement qui rapproche un membre du plan médian dans le plan coronal,
- La rotation, mouvement de rotation sur l'axe longitudinal
- La pronation, mouvement de rotation interne de la main,
- La supination, mouvement de rotation externe de la main.

L'axe principal du squelette est formé par la colonne vertébrale. La colonne est formée de 33 vertèbres, 7 vertèbres cervicales positionnées en lordose (concavité postérieure), 12 vertèbres thoraciques en cyphose (concavité antérieure), 5 vertèbres lombaires en lordose, 5 vertèbres dans le sacrum en cyphose et 4 vertèbres dans le coccyx. Les vertèbres des trois régions supérieures de la colonne assurent la mobilité entre la tête, le tronc et le bassin en transmettant les charges tout en protégeant l'axe nerveux central, la moelle épinière. Entre deux vertèbres, le disque intervertébral est l'élément déformable du rachis qui permet la mobilité et amortit les efforts. Les surfaces articulaires des vertèbres guident les mobilités de la colonne et les ligaments intervertébraux limitent les amplitudes de mouvement.

Chaque 'unité fonctionnelle' (figure 13), composée de deux vertèbres adjacentes et d'un disque intervertébral, peut être équivalente à une liaison à trois degrés de liberté. Cette liaison autorise trois rotations par l'intermédiaire du disque intervertébral, rotations guidées et limitées en amplitude par les facettes articulaires et les ligaments intervertébraux. Cependant, le disque intervertébral autorise un écrasement ou une élongation tout en restant dans le domaine physiologique de ± 1.4 mm (Kapandji, 1970c). Ainsi chaque unité fonctionnelle autorise des mouvements de flexion-extension combinée de 5° dans la région thoracique à 20° dans la région cervicale (White et Panjabi, 1990).

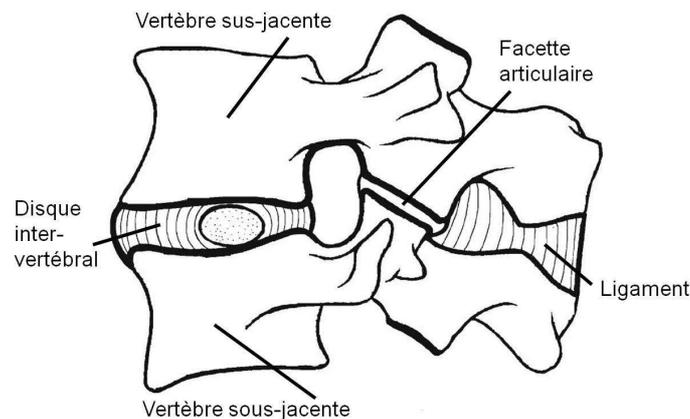


Figure 13. Exemple d'une unité fonctionnelle, composée de deux vertèbres et de tissus mous (Kapandji, 1970c).

L'ensemble de toutes ces vertèbres permet à la colonne trois mouvements : la flexion-extension dans le plan sagittal, la flexion latérale droite et gauche dans le plan coronal, et la rotation axiale autour de l'axe principal du corps humain (figure 14). Le mouvement de flexion-extension de la colonne vertébrale entière permet une amplitude de 250° de la base du crâne. Dans le mouvement de rotation ; la première vertèbre cervicale, l'atlas, peut s'orienter jusqu'à $90-95^\circ$ par rapport au sacrum, comme

représenté en figure 14. La flexion latérale de la colonne vertébrale atteint une amplitude de 75°. Ces amplitudes de mouvement représentent une limite maximale atteinte par des individus particulièrement souples. Les amplitudes de toutes les articulations dépendent évidemment de la souplesse des ligaments, tendons et muscles inter-individus.

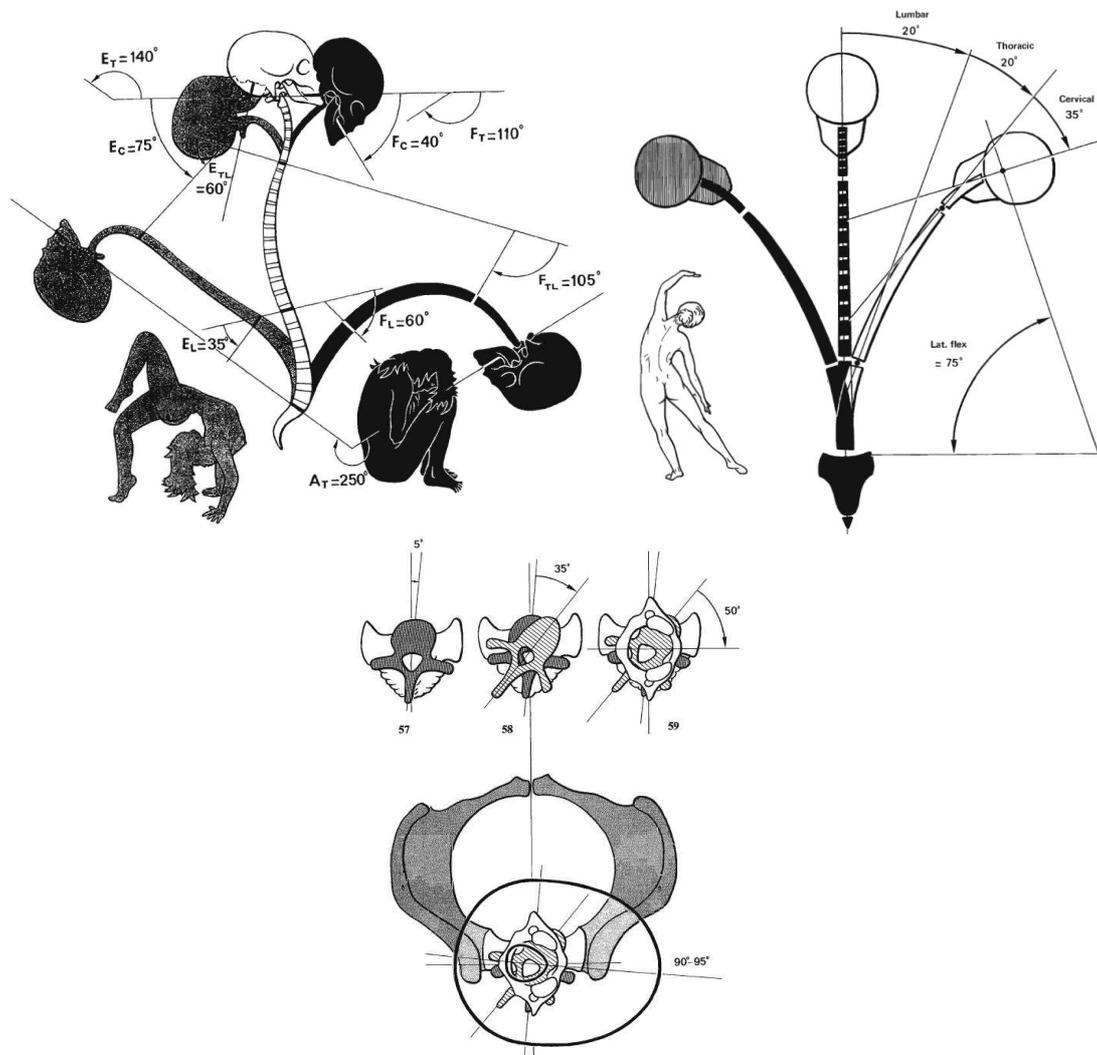


Figure 14. Mouvement de la colonne vertébrale en flexion-extension, flexion latérale et rotation axiale. (Kapandji, 1970c)

Les membres supérieurs sont reliés au tronc par le biais de l'épaule. Cette articulation complexe du corps humain est composée en réalité de trois articulations anatomiques faisant intervenir la scapula, la clavicule et l'humérus. Sa complexité en fait une des plus importantes du corps humain. Chacune des trois articulations joue son rôle pour chaque mouvement. L'épaule peut être considérée dans son ensemble comme une liaison à trois degrés de liberté, la flexion-extension dans le plan sagittal, l'abduction et l'adduction dans le plan frontal et la rotation sur l'axe longitudinal du bras. Les mouvements et amplitudes sont représentés en figure 15 (Kapandji, 1970a). Ces mouvements peuvent être combinés, par exemple, avec une abduction de 90°, un mouvement ample de flexion-extension horizontal devient possible (figure 15d).

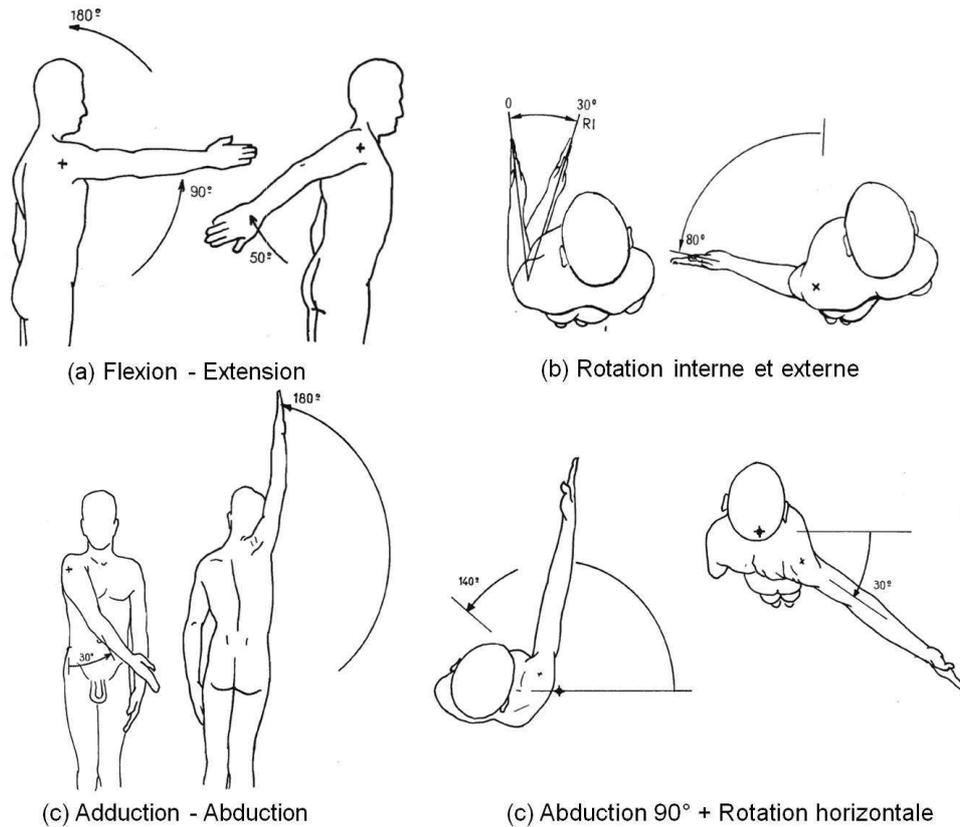


Figure 15. Mouvements de l'épaule selon Kapandji 1970a.

Le coude, articulation intermédiaire du membre supérieur, permet des mouvements de flexion-extension de l'avant-bras. Par la double articulation humérus/ulna et humérus/radius, un mouvement de pronation-supination est possible. Le mouvement d'extension du coude, par la structure des os mis en jeu, est physiologiquement inexistant. Certains sujets hyperlaxes peuvent avoir un mouvement actif d'extension du coude de 5° à 10°. L'amplitude de flexion est de 145°. La pronation et supination vont respectivement jusqu'à 85° et 90°.

Le poignet, articulation distale du membre supérieur, peut être considéré comme une liaison à 2 degrés de liberté, la flexion-extension et l'abduction-adduction. La rotation du poignet est imputée à l'articulation du coude par la pronation-supination. Les mouvements d'abduction et d'adduction ont une amplitude respective de 15° et 45°. Les mouvements de flexion-extension ont une amplitude de $\pm 85^\circ$.

Le membre inférieur a la même structure que le membre supérieur ; une articulation proximale, la hanche, reliant le membre au tronc, une articulation intermédiaire, le genou, reliant le fémur à l'os de la jambe, le tibia, et une articulation distale, la cheville.

La hanche, articulation proximale du membre inférieur, relie le membre inférieur droit et le membre inférieur gauche au bassin. Chaque articulation de la hanche possède trois degrés de liberté, décrits en figure 16 (Kapandji 1970b) :

- La flexion-extension, mouvement qui rapproche ou éloigne la cuisse de la face avant du tronc dans le plan sagittal. L'amplitude de la flexion est variable selon divers facteurs (jambe tendue ou fléchie, flexion active ou passive)

- Le mouvement d'abduction-adduction de la hanche (écartement ou rapprochement des jambes dans le plan frontal) s'accompagne en général d'un mouvement des deux articulations de la hanche. Le mouvement d'adduction est combiné soit à une flexion-extension, soit à une abduction dans l'autre hanche.
- La rotation longitudinale de la cuisse. Les rotations internes et externes atteignent des amplitudes respectives de 30° et 60°.

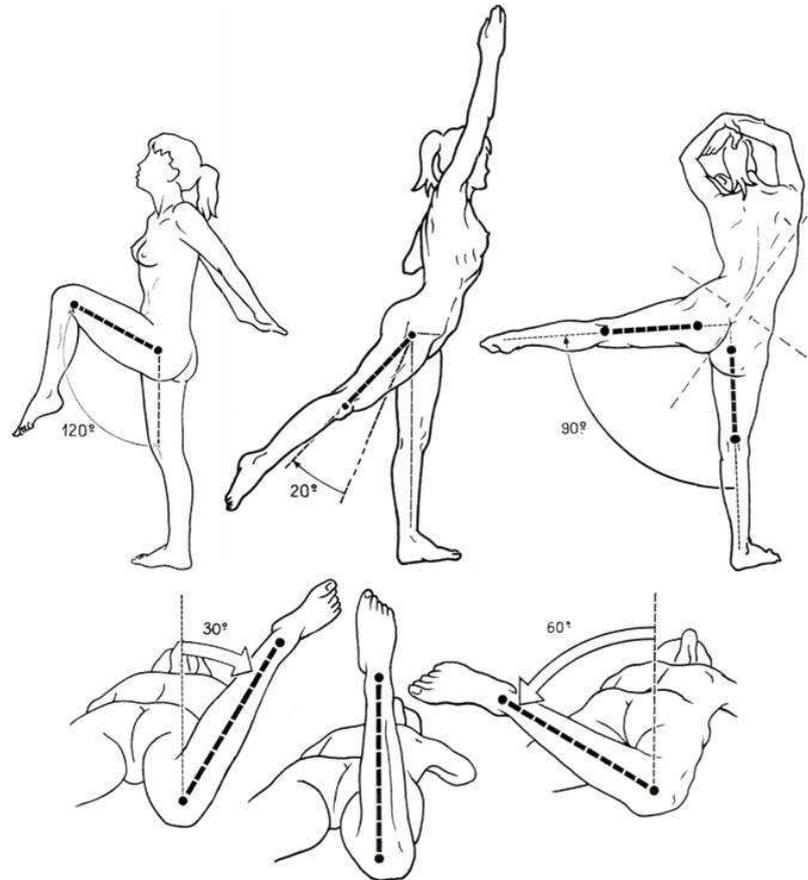


Figure 16. Mouvements de l'articulation de la hanche (Kapandji, 1970b)

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur. Les principaux ligaments du genou sont les ligaments croisés antérieurs et postérieurs et les ligaments collatéraux tibial et fibulaire. Le genou est principalement une articulation à un degré de liberté, la flexion-extension. Accessoirement, l'articulation du genou comporte un deuxième degré de liberté, la rotation sur l'axe longitudinal de la jambe, uniquement lorsque le genou est fléchi. Le genou est alors une articulation complexe et doit faire face à deux impératifs contradictoires : une grande stabilité en extension complète, et une grande mobilité à partir d'un certain angle de flexion.

C'est en flexion, position d'instabilité, que le genou est exposé au maximum aux lésions ligamentaires et méniscales. C'est en extension qu'il est le plus vulnérable aux fractures articulaires et aux ruptures ligamentaires. Hanche fléchie, les flexions actives et passives du genou ont une amplitude de 140° et 160°. L'extension du genou est rare en activité, mais peut atteindre 10°.

Enfin la cheville, l'articulation caudale du corps humain autorise un seul degré de liberté dans le plan sagittal, la flexion-extension. Les amplitudes de ces mouvements ont une grande marge selon les variations individuelles, soit de 20° à 30° en flexion et de 30° à 50° en extension.

3.3 Conclusion

L'anatomie fonctionnelle du corps humain nous décrit les capacités et limites du corps humain dans ses mouvements. Cette analyse est indispensable pour l'étude de la cinématique du piéton.

Les différents mouvements autorisés par les articulations du corps humain peuvent être distingués en mouvement actif (mouvement volontaire du sujet) et mouvement passif (mouvement induit par une force extérieure). Le mouvement passif montre donc des amplitudes souvent plus importantes. Dans la modélisation du piéton, le mouvement actif est difficilement reproductible. Le tableau 3 regroupe les amplitudes de mouvements des différentes articulations principales du corps humain présentées dans ce paragraphe, données issues de Kapandji (1970a, 1970b, 1970c).

	colonne cervicale	colonne thoracique	colonne lombaire	colonne totale	épaule	coude	poignet	hanche	genou	cheville
flexion	40	45	60	110	180	145	85	90 à 120*	140	20 à 30
extension	75	25	35	140	45	0	85	30	0	30 à 50
flexion latérale	±35	±20	±20	±75						
abduction					180		15	90		
adduction					40		45	30		
rotation interne	±50	±35	±5	±90	80			30		
rotation externe					100			60		
supination						90				
pronation						85				

Tableau 3. Amplitudes de mouvement des articulations principales du corps humain en degré (Kapandji, 1970a, 1970b, 1970c), *90° jambe tendue, 120° genou fléchi

4. Evolution des moyens développés pour la sécurité du piéton

4.1. Introduction

L'étude accidentologique présentée dans le premier paragraphe montre que les piétons et autres VRU représentent une partie importante des tués lors d'accidents de la route. Le premier moyen de prévention de tels accidents concerne les véhicules eux-mêmes. La tête et les membres inférieurs étant les parties du corps les plus touchés, des tests normatifs de sous-systèmes jambe, bassin et tête, ont été développés par différentes autorités internationales.

Le développement de tels tests a notamment contribué à une évolution positive de la forme avant des véhicules et ses caractéristiques mécaniques. Ces tests normatifs se sont de même transformés en tests consommateurs pour une plus grande visibilité du public.

Cette partie de l'analyse bibliographique présente l'influence de la forme avant du véhicule sur la cinématique et les lésions du piéton. Les différents tests développés pour la sécurité du piéton sont de même évoqués. L'évolution du design du véhicule a largement contribué à la baisse de la mortalité des piétons sur la route.

4.2. Cinématique du piéton lors d'un impact avec le véhicule

L'étude de la cinématique du piéton lors d'un impact avec un véhicule permet de comprendre les mécanismes de lésion et rend possible l'amélioration du design du véhicule.

Lors d'un impact entre un piéton et un véhicule, on observe des contacts standards entre les différentes parties du corps du piéton et les surfaces avant du véhicule. Ces contacts standards sont représentés en figure 17. Le premier impact concerne la région du genou et le haut du tibia qui viennent impacter le pare-choc. Les jambes s'enroulent ensuite autour de l'avant du véhicule, puis le bassin vient impacter le bas du capot ou « leading-edge ». La tête vient finalement impacter en dernier lieu le capot et/ou le pare-brise.

La localisation de l'impact de la tête est mesurée en utilisant le WAD (Wrap Around Distance), mesure de longueur le long du profil du véhicule depuis le sol à l'endroit de l'impact de la tête (Ashton *et al.* 1978).

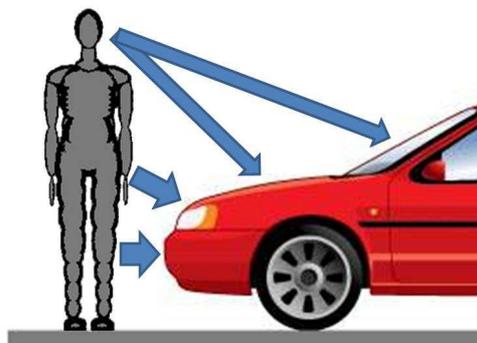


Figure 17. Localisations des contacts standards entre le piéton et le véhicule.

Ravani, en 1981, a classifié la cinématique du piéton en 5 trajectoires de base définies comme 'wrap', 'forward projection', 'fender vault', 'roof vault' et 'somersault'. Ces 5 trajectoires sont décrites en figure 18. Après une étude sur une base de données de la Nouvelle Californie, Ravani considère que 80% des collisions frontales peuvent être classées parmi ces 5 trajectoires de base. Le 'wrap projection' concerne près de 50% des cas ainsi référencés, les trois dernières cinématiques étant plus rares.

La trajectoire 'wrap', la plus commune, est une conséquence d'une décélération du véhicule à l'impact. Le haut du corps du piéton, thorax et tête, s'enroule autour de l'avant du véhicule et vient au contact de celui-ci au niveau du capot et/ou du pare-brise avec ou sans glissement. Lorsque le piéton atteint la même vitesse que le véhicule, celui-ci se sépare du véhicule et, en vol libre vers l'avant, chute et glisse au sol. Dans ce cas de cinématique, soit le centre de gravité du piéton se retrouve au-dessus de la zone d'impact du véhicule, soit le pare-choc du véhicule se retrouve largement en avant du capot.

Lors d'une trajectoire 'forward', le piéton est rapidement mis en accélération dans la direction d'impact du véhicule. Le corps se retrouve projeté vers l'avant. Les principales forces d'impact se retrouvent au-dessus du centre de gravité du piéton. Cette cinématique est observée pour les piétons de petite taille, ou pour des impacts avec véhicule à haut pare-choc, style van ou pick-up.

La trajectoire 'fender vault' apparaît en général après un impact excentré du véhicule. Le piéton est projeté au-dessus de l'aile (fender) du véhicule et chute latéralement et/ou en arrière de celui-ci.

Dans le cas d'une trajectoire 'roof vault', le piéton, dont le centre de gravité est plus haut que la zone d'impact, heurte le véhicule, passe par-dessus le capot, impacte le pare-brise et continue sa trajectoire au-dessus du toit du véhicule. Le piéton chute alors à l'arrière du véhicule. Cette trajectoire indique généralement une grande vitesse d'impact et aucun freinage de la part du véhicule mis en cause.

La trajectoire 'somersault' est une extension de la première trajectoire 'wrap'. L'énergie à l'impact due à une plus grande vitesse, est suffisante pour projeter le piéton dans les airs. Cette trajectoire a été rarement relevée sur la base de données de Ravani.

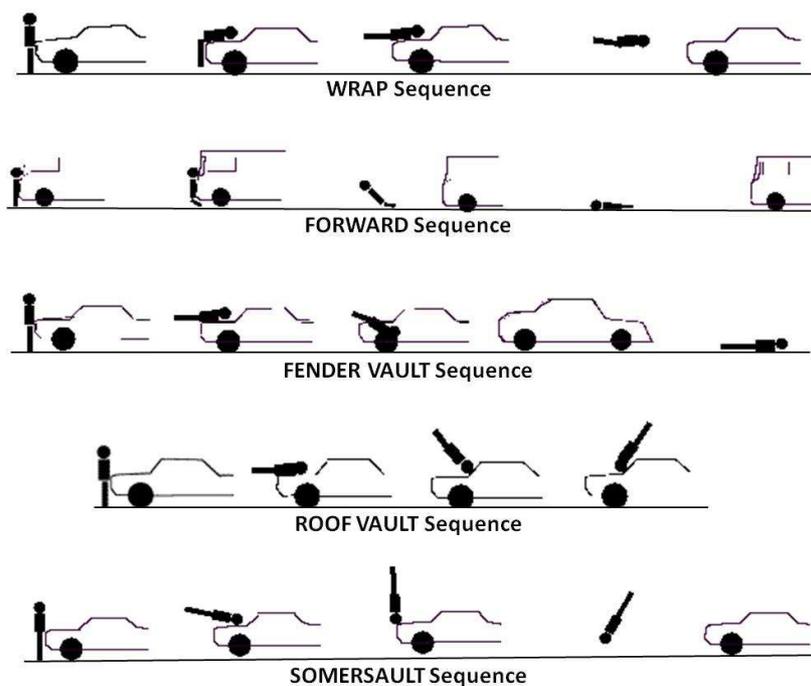


Figure 18. Trajectoires de base du piéton en cas d'impact avec un véhicule, d'après Ravani et al. 1981.

4.3. Influence des caractéristiques du véhicule

Les trois principales caractéristiques du véhicule influant sur la cinématique et les lésions du piéton sont la forme, la raideur et la vitesse du véhicule. La vitesse du véhicule sera traitée dans un paragraphe suivant.

Il a été démontré que la variation de la masse entre un véhicule de tourisme (environ 1275 kg) et un véhicule de la classe SUV (environ 1625kg) voir même un poids-lourd (Ballesteros *et al.* 2004) n’influence pas de manière significative le risque de lésion. La masse n’est donc pas le principal paramètre responsable des lésions du piéton.

La forme du véhicule influe sur l’énergie mise en jeu à chaque impact, alors que la raideur détermine les forces mises en jeu. La combinaison des ces deux paramètres influe sur les mécanismes de lésion du piéton (Simms *et al.* 2009). De premières études sur cadavres indiquent que la raideur est moins importante que la forme du véhicule (Pritz *et al.* 1975). Cependant, des modélisations multicorps récentes concluent que la raideur a une plus grande importance sur les lésions (Liu *et al.* 2002).

Dès les années 1970, il est connu que le design de la face avant du véhicule est un paramètre influant sur la sévérité et la distribution des lésions du piéton en cas d’impact avec le véhicule (Ashton *et al.* 1979). Les accidents de piéton font intervenir une large gamme de véhicules, depuis les poids-lourds impactant des enfants, jusqu’aux voitures compactes impactant des adultes. L’évolution de la forme avant du véhicule doit prendre en compte cette variation de taille du véhicule et du piéton. La figure 19 montre les différents types et profils de véhicules les plus fréquemment rencontrés lors d’accidents piéton, tels que SMC (Super Mini Car, exemple : Toyota Yaris), SFC (Small Family Car, exemple : Citroen Xsara), MPV (MultiPorpuse Car, exemple : VW Touran), LFC (Large Family Car, exemple : Volvo S70) et SUV (Sport Utility Vehicle, exemple : Nissan XTrail).

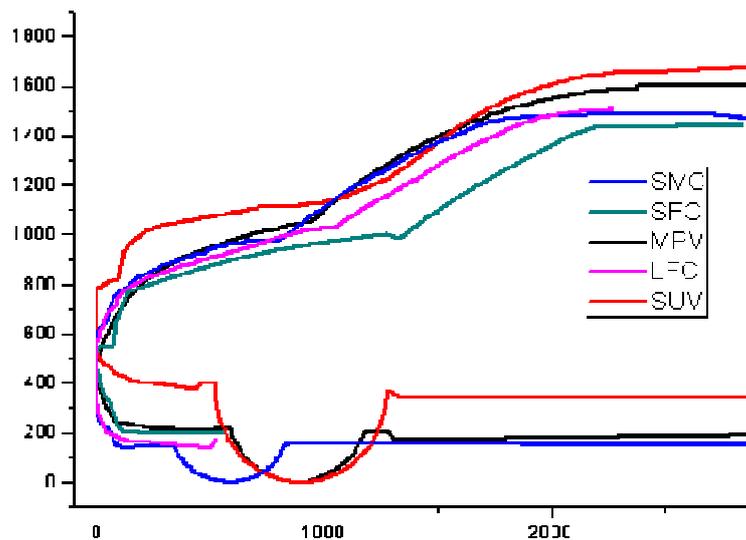


Figure 19. Variation de profil de véhicules types en mm, SMC: SuperMini Car, SFC: Small Family Car, MPV: Multipurpose Car, LFC: Large Family Car, SUV: Sport Utility Vehicle.

La hauteur, profondeur et forme du pare-choc, la longueur et le profil du capot sont d’autant de caractéristiques changeant selon le type de véhicule.

Le pare-choc est la première surface du véhicule en contact avec le piéton lors de l'impact. La forme de celui-ci influe naturellement sur les lésions de la jambe et du genou mais agit notamment sur la cinématique du piéton en termes de rotation autour du véhicule et donc de vitesse de la tête à l'impact (Aldman *et al.* 1980). Des études récentes (Crandall *et al.* 2002) montrent que la présence d'un second pare-choc, situé sous le premier, réduit de façon significative les lésions du genou (voir le profil du troisième véhicule en figure 20). Le chargement du premier impact est alors diminué par la présence du second pare-choc, ce qui modifie l'énergie du corps lors de sa mise en rotation et influe donc sur la vitesse d'impact de la tête sur le capot ou le pare-brise (Simms *et Wood*, 2009).

La hauteur et la forme du capot et de l'avant du capot sont des paramètres importants dans l'étude des collisions piéton/véhicule. Ces surfaces entrent principalement en contact avec le bassin, la colonne lombaire ou l'abdomen du piéton. 17% des décès de piéton lors de collisions font suite à des lésions uniquement à ces zones corporelles (Fildes *et al.* 2004). De premières études sur le profil des véhicules (McClean, 1972) concluent qu'il y aurait une réduction de 30% de la mortalité du piéton si tous les véhicules avaient un profil avant arrondi type VW Beetle (SFC). Des simulations d'accidents réalisés par Simms et Wood (2006a) sur deux types de véhicule (LFC et SUV) ont montré que le risque lésionnel de la jambe et du bassin est augmenté avec la hauteur du capot sur le véhicule.

La figure 20 montre l'évolution de la forme avant du véhicule en considération de ces conclusions avec des profils plus arrondis et des hauteurs de l'avant du capot plus basses. Un profil avant de véhicule plus arrondi, comme les véhicules des années 2000, pourrait amener à une réduction de 79% de risque de lésion du genou (Otte *et al.* 2005), comparé aux véhicules plus anciens avec des pare-chocs haut et des profils carrés de l'avant du véhicule.



Figure 20. Evolution de la forme avant du véhicule, adapté d'Otte *et al.* (2005).

Le profil avant n'est pas le seul paramètre du véhicule entrant en compte pour la sévérité des lésions du piéton lors d'impact avec le véhicule. La force d'impact est définie, outre par la vitesse, par la raideur de la surface impactée. Afin d'évaluer les raideurs de ces surfaces, une méthode consiste à appliquer les tests normatifs EEVC de sous-systèmes jambe, bassin et tête pour chaque type de véhicule (Martinez *et al.* 2007). En fonction des scores du HIC, de la force de cisaillement et moment de flexion de la jambe et de la cuisse et des limites de tolérance acceptables, les raideurs obtenues sont classifiées par couleur, vert pour bon, rouge pour mauvais et jaune pour intermédiaire. La figure 21 montre les courbes de raideur force/déplacement du pare-choc, capot et pare-brise, courbes moyennées sur tous les véhicules testés.

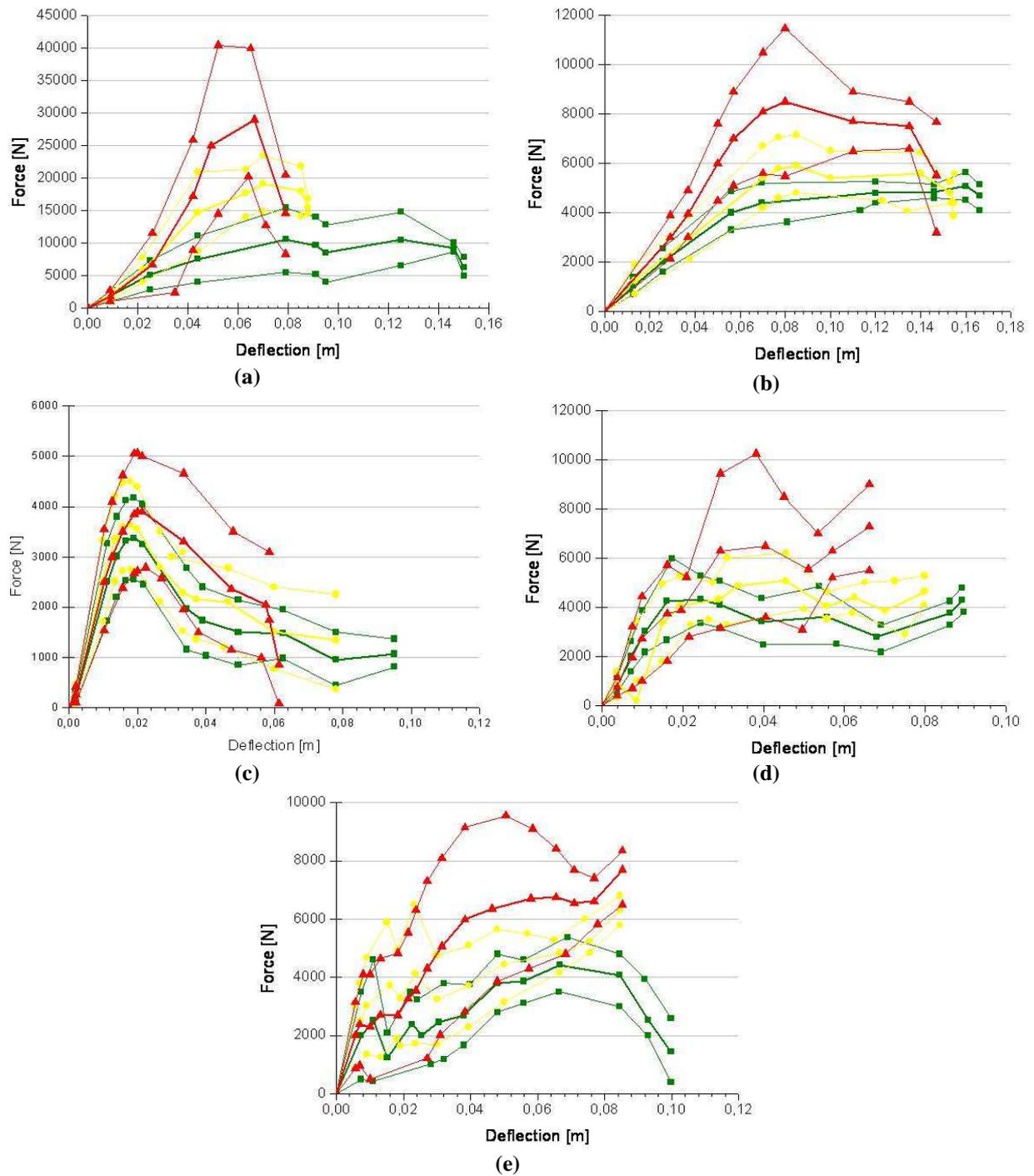


Figure 21. Courbes de raideur moyennes et ± 1 écart-type du (a) pare-choc, (b-d) du capot (avant milieu et arrière) et (e) du pare-brise. Les couleurs représentent la cote du véhicule selon EuroNCAP, vert=bon, rouge=mauvais, jaune pour intermédiaire (Martinez *et al.* 2007).

4.4. Tests normatifs pour la sécurité du piéton

Depuis les années 1960, les chercheurs tentent à comprendre les relations entre la conception du véhicule et les lésions des piétons. Mais ce n'est qu'après les années 1980, que la sécurité des usagers vulnérables de la route, tels les piétons ou cyclistes, a été pris en considération. Les différentes normes

pour piétons et cyclistes ont été développées tardivement et sont toujours sujets à des mises à jour. Il est intéressant de remarquer que jusqu'en 2005 aucun tests d'homologation n'existait pour évaluer l'aspect protecteur (ou agressif) de la face avant d'un véhicule automobile.

Les normes pour la sécurité du piéton ont été développés par différents organismes comme le groupe de travail WG17 (Working Group) de EEVC (European Enhanced Vehicle Safety Committee), l'ISO (International Organization for Standardisation), et l'IHRA (International Harmonised Research Activities).

Les groupes de travail EEVC et ISO ont été créés en 1987 afin de déterminer des méthodes et tests pour évaluer la protection du piéton vis-à-vis du véhicules lors d'impacts. Ces tests ont été développés sur la base d'accidents réels collectés dans les années 1970-1980. Afin d'analyser des accidents plus récents, le programme IHRA a vu le jour dans les années 1990 prenant en compte des données d'accident d'Australie, Europe, Japon et USA. Ce dernier groupe inclut les travaux de recherche de la NHTSA (United States National Highway Traffic Safety Administration) depuis sa création. Depuis 2002, l'IHRA travaille au sein d'un projet de l'UNECE (United Nations Economic Commission for Europe) dans le groupe de travail GTR (Global Technical Regulation) sur la protection du piéton (UNECE, 2007).

Ces trois groupes de travail sur la sécurité du piéton (EEVC, ISO et IHRA) ont proposés des tests similaires basés sur des impacts de modèles physiques de jambe, cuisse et tête adulte et enfant. Le schéma de ces tests de 'sous-systèmes' adoptés par EEVC est présenté en figure 22.

Le principal but de ces impacteurs est de reproduire la force d'interaction entre un véhicule défini et les différentes parties du corps et de fournir une estimation de la lésion. Ces tests sous-systèmes ont été développés en faveur des tests de mannequins entiers, du fait de la meilleure reproductibilité de tels tests et du manque de biofidélité des mannequins.

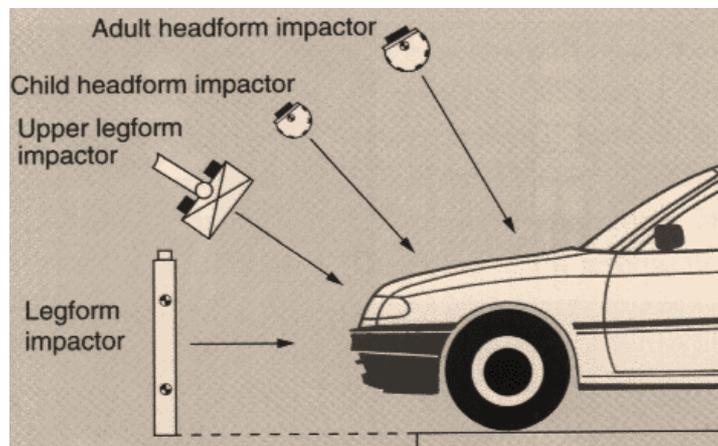


Figure 22. Tests de sous-systèmes pour piéton (WG17, EEVC)

Les données d'accident (chapitre 1.) montrent que le tibia et le genou sont les parties du corps les plus lésées lors d'accidents de piétons. La jambe est la première partie du corps impactée par le pare-choc du véhicule, avant même qu'il n'y ait un quelconque chargement du reste du corps. Un modèle de jambe isolé a donc été développé afin d'évaluer les pare-chocs des véhicules. Cet impacteur consiste en deux segments rigides recouverts de mousse représentant la partie supérieure et inférieure de la jambe d'un homme moyen adulte reliés par une liaison simulant le genou, un exemple est présenté en figure 24. Différents modèles ont été développés par différents instituts (Lawrence 1996, Wittek 2001). Le modèle physique de jambe est impacté par l'avant du véhicule à une vitesse de 40 km/h. Des

limites de tolérance ont été proposées pour le genou et le tibia par EEVC (2002), ISO et IHRA (UNECE, 2007).

Afin de caractériser l'avant du capot et la grille du véhicule, EEVC dès 1996 utilise un modèle physique de cuisse, représentant un segment supérieur du fémur incluant le trochanter, développé par le TRL. L'impacteur vient impacter le véhicule à une vitesse de 40 km/h avec un angle d'impact dépendant de la forme avant du véhicule. Les limites de tolérance proposées pour l'impacteur sont celles des fractures du fémur et pelvis (EEVC, 2002).

Les groupes ISO et IHRA ne proposent actuellement aucun test d'impacteur de cuisse. L'évolution du design avant du véhicule a montré une diminution importante des lésions dues à la base du capot.

La partie du corps qui reste la plus souvent et la plus gravement lésée reste la tête (voir chapitre 1.). Les surfaces du véhicule concernées par les impacts de la tête sont le capot et le pare-brise. Afin d'évaluer les risques de lésions de la tête, EEVC et ISO ont développés des tests d'impact de modèles de tête enfant et adulte sur le capot et la base du pare-brise. Les véhicules des années 90 présentant un capot plus long que les véhicules actuels, le pare-brise était exclus des tests EEVC et ISO. De plus le pare-brise n'était pas considéré comme surface du véhicule pouvant être améliorée en termes de lésion provoquée (Hardy, 2006). En incluant les véhicules plus récents, le groupe de travail IHRA propose, en plus du capot, des impacts sur le pare-brise lui-même ainsi que sur les piliers dans ces différents tests.

Les trois groupes proposent des spécifications différentes pour ces tests (figure 23). Les modèles de tête développés consistent tous en une demi-sphère rigide recouverte de caoutchouc ou mousse déformables (figure 24), mais avec des masses différentes. Le modèle de tête enfant varie de 2.5 kg à 3.5 kg. La tête adulte varie de 4.5 kg à 4.8 kg. La vitesse de propulsion de la tête à l'impact est de 40 km/h pour EEVC, 40 km/h mini pour ISO et est dépendante de la forme avant du véhicule pour IHRA. En effet, le groupe IHRA a catégorisé les véhicules en trois groupes distincts fonction de leur forme avant : berline, SUV (Sport Utility Vehicle), et 1Box (type utilitaire) (Mizuno, 2003). EEVC inclut uniquement la base du pare-brise si celui-ci se situe dans la marge de mesure (WAD). L'agressivité du capot ou du pare-brise lors du choc tête est alors évaluée par le critère HIC calculé à partir de la courbe d'évolution de l'accélération de la tête en fonction du temps sur une durée de 15 ms. La limite de tolérance de ce critère pour les trois types de test est la même et est fixée à 1000. Cette valeur limite est la même pour l'enfant étant donné le manque de données disponibles.

		EEVC	ISO	IHRA
Child Head	Impactor Mass	2,5 kg	3,5 kg	3,5 kg
	Moment of inertia	0,0036 ± 0,0003 kgm ²	0,01 ± 0,005 kgm ²	0,0075-0,02 kgm ²
	Impact speed	40 km/h	up to 40 km/h	30 to 50 km/h (vehicle speed)
	Impact angle	50 °	53 °	depend on vehicle shape
	WAD [mm]	1000 to 1500	1000 to 1500	900 to 1400
	Criteria	HIC15	HIC15	HIC15
	Threshold	1000	1000	1000
Adult Head	Impactor Mass	4,8 kg	4,5 kg	4,5 kg
	Moment of inertia	0,0125 ± 0,001 kgm ²	(not defined)	0,0075-0,02 kgm ²
	Impact speed	40 km/h	up to 40 km/h	30 to 50 km/h (vehicle speed)
	Impact angle	65 °	53 °	depend on vehicle shape
	WAD [mm]	1500 to 2100	1500 to 2100	1700 to 2400
	Criteria	HIC15	HIC15	HIC15
	Threshold	1000	1000	1000

Figure 23. Spécifications des tests d'impact de tête proposés par EEVC, ISO et IHRA (Mizuno, 2003)

Pour le groupe le plus récent, le GTR (IHRA), les vitesses d'impact des têtes adultes et enfant sont de 35 km/h. La limite de tolérance du HIC reste à 1000, mais les zones centrales du pare-brise et les piliers ne sont pas inclus dans les tests. Le développement des piliers pour la sécurité de l'occupant prévaut sur la sécurité du piéton (UNECE, 2007).

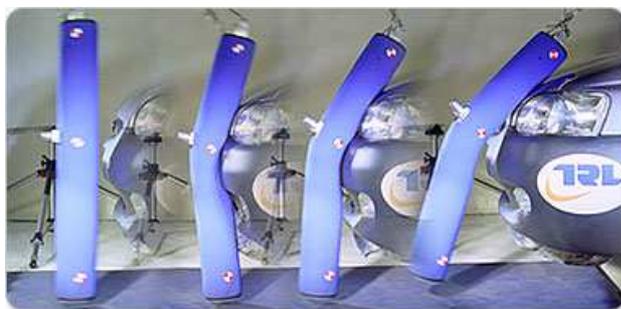


Figure 24. Exemple de modèle de jambe, modèle du TRL, et dispositif expérimental de tests d'impact de la tête.

Les normes de sécurité pour les usagers vulnérables de la route se sont inspirées essentiellement de tels tests et imposent des règles précises pour le design et le développement des véhicules. Les tests d'impacteurs piéton d'EEVC sont aujourd'hui inclus dans les normes australiennes. Les travaux de recherche et les conclusions du GTR sur la sécurité du piéton ont été adoptés dans les résolutions de l'UNECE en 2007. Au Japon, seuls les tests d'impact de tête adulte et enfant sont exigés, tests basés sur les recommandations du groupe IHRA. Il n'y a pour le moment aucune législation pour la sécurité du piéton aux Etats-Unis. En ce qui concerne les normes européennes, les directives européennes de 2007 qui suivaient les recommandations EEVC, ont été amendées en 2009 (Regulation 2009), avec une évolution sur les conditions de tests d'impact de tête adulte et enfant sur les nouveaux véhicules. La vitesse d'impact de la tête a été abaissée à 35 km/h avec des masses de 3.5 kg pour la tête enfant et 4.5 kg pour la tête adulte. La limite de tolérance du HIC a été relevée à 1700 sur un tiers de la surface du capot. De plus, les nouveaux véhicules doivent satisfaire les conditions concernant l'application du freinage actif (Brake Assist Systems – BAS). En effet, ce système de freinage actif réduit considérablement la distance de freinage du véhicule.

Pour une plus grande visibilité de ces normes par le grand public, un organisme international EuroNCAP (European New Car Assessment Program) utilise les tests basés sur le groupe EEVC, afin d'évaluer indépendamment chaque type de véhicule.

De tels tests de sous-systèmes montrent toutefois des limites telles que la difficulté à déterminer le risque global du piéton pour un type donné de véhicule.

4.5. Conclusion

Les données d'accidents ainsi qu'un certain nombre de simulations ont montré que les raideurs et formes du véhicule ont une influence significative sur les lésions des piétons ainsi que sur la cinématique lors d'une collision avec un véhicule. Bien que les principes de base de l'influence des paramètres du véhicule sur les lésions du piéton soient connus, il reste difficile d'isoler l'influence d'un seul paramètre de forme ou de raideur du fait du nombre important de caractéristiques du véhicule. Cependant, ces différents résultats ont contribué à l'évolution du design du véhicule dans un souci de protection du piéton.

De nombreux organismes, comme EEVC, ISO ou IHRA, ont proposé des tests normatifs afin d'évaluer l'aspect protecteur de l'avant du véhicule. Ces tests incluent des impacts de modèle de jambe contre le pare-choc, de modèle de cuisse contre l'avant du capot, et des modèles de tête adulte et enfant contre le capot ou le pare-brise. Ces tests normatifs ont conduit à des normes aujourd'hui appliqués sur tous les véhicules mis sur le marché au niveau européen, mais aussi au Japon ou en Australie. Des normes consommateurs se sont développées comme le programme EuroNCAP.

5. Etat de l'art dans la reconstruction de la cinématique du piéton

5.1. Introduction

L'amélioration de la sécurité des piétons a été et est encore une priorité dans le domaine de la sécurité routière. La recherche sur la protection des piétons et les mécanismes de lésion est largement répandue en Europe, au Japon et aux USA. Les tests sur cadavres et segments humains ont précédés des représentations physiques et numériques utilisant des modèles humains de piétons.

Les modèles mathématiques d'impact piéton/véhicule sont formulés depuis les années 1970. Il existe deux approches principales : la modélisation multicorps et la modélisation par éléments finis. Les modèles multicorps représentent l'humain à l'aide de corps rigides reliés entre eux par des liaisons cinématiques. Ces modèles multicorps sont principalement développés au sein des différents instituts de recherche sur la sécurité du transport. Il existe aussi actuellement deux modèles humains en éléments finis développés au sein des services R&D des industriels automobiles (Honda, Toyota).

La modélisation de la cinématique du piéton lors d'une collision avec un véhicule a conduit à l'étude d'un certain nombre de paramètres influant sur cette cinématique comme la position initiale du piéton par rapport au véhicule ou la vitesse d'impact.

Dans cette partie, une présentation est faite des méthodologies de reconstruction d'accidents réels de piétons ainsi que sur les modèles existants de la littérature, avec une attention plus particulière sur les modèles multicorps, modèles les plus utilisés de nos jours.

5.2. Méthodologies de reconstruction

Afin de reconstruire un accident réel, un certain nombre de données sont nécessaires. Certaines données sont obtenues sur place, sur le site de l'accident, avec relevés de mesures, témoignages.... D'autres données sont à déterminer par la suite par analyse paramétrique ou par techniques d'optimisation. Plus les données récoltées sur site sont exhaustives, plus la reconstruction sera fidèle à la réalité. Les données nécessaires sont :

- Informations sur la victime, taille, poids, éventuellement âge et sexe du piéton,
- Relevé des positions initiales et finales du piéton
- Rapport médical de la victime avec natures et localisations des lésions,
- Informations sur le véhicule, marque, type, année de production,
- Relevé des positions initiales et finales du véhicule, éventuellement des traces de freinage,
- Rapport du véhicule, son état avec photographie des zones impactées,
- Témoignages du piéton, conducteur et/ou autres témoins sur vitesse du véhicule, position initiale du piéton
- Un schéma topographique du lieu de l'accident.

Ces données sont rarement complètes pour les cas d'accidents piéton. Les paramètres les plus importants sont les positions initiales et finales du piéton et du véhicule, ainsi que la vitesse du véhicule à l'impact. Cette dernière donnée est rarement précisée sur les rapports de l'accident.

Les méthodes traditionnellement utilisées afin d'estimer la vitesse du véhicule incluent les différents témoignages des personnes sur place, les marques de freinage du véhicule sur la route, les localisations d'impact sur le véhicule et la distance de projection du piéton. Cependant, les témoignages sont peu fiables, les traces de freinage sont aujourd'hui souvent absentes, les véhicules étant équipés de système

ABS, et les localisations de l'impact sur le véhicule sont fortement dépendantes des circonstances et de la position initiale du piéton.

La méthode la plus fiable reste celle basée sur la distance de projection du piéton afin d'estimer la vitesse d'impact du véhicule. Depuis 1975, Appel détermine de manière empirique une relation simplifiée entre la distance de projection du piéton et la vitesse d'impact du véhicule. De nombreux auteurs travaillent sur cette méthode (Wood & Simms 2000, Evans 1999, Searle 1993). En 1993, Searle propose le Particle Projection Model – PPM (figure 25) afin de déterminer la vitesse du véhicule en considérant le piéton comme une particule. Il traite le problème avec de simples équations du mouvement. Plus récemment, Otte en 2004, donne une relation empirique entre la distance de projection et la vitesse suivant l'équation suivante : $v = \sqrt{2.a.\omega}$

avec : v vitesse du véhicule à l'impact en m/s, ω distance de projection du piéton à partir de l'impact en m, et a décélération moyenne du piéton. Ce paramètre a vaut en moyenne 7,1 pour un impact piéton. Ce paramètre varie pour les cyclistes. La distance de projection ω ne prend pas en compte la distance parcourue pendant le glissement du corps sur le sol. Simms et Wood (2004) proposent la même année un modèle analytique prenant en compte ce glissement en fin de chute du piéton sur le sol. Ils différencient les cas d'accidents à trajectoire 'wrap' et trajectoire 'forward'. Ce modèle est appelé Single Segment Model – SSM (figure 26), modèle représentant le corps du piéton comme totalement rigide.

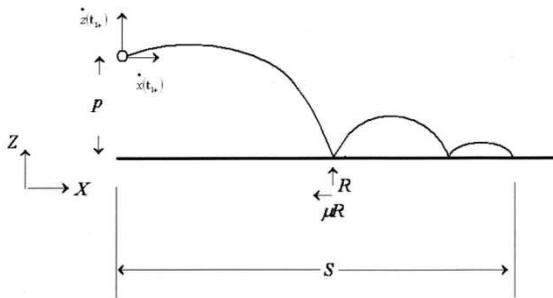


Figure 25. Modèle PPM – Pedestrian Particle Projection proposé par Searle (1993).

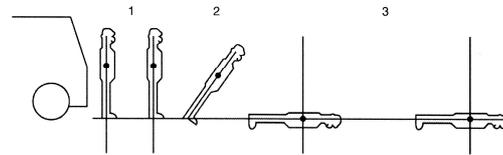


Figure 26. Modèle SSM – Single Segment Model proposé par Simms et Wood (2004).

Ces modèles permettent d'estimer la vitesse du véhicule à l'impact à partir de la mesure de la distance de projection. Ils donnent aussi un aperçu de la cinématique du piéton dans des cas précis (projection wrap et forward).

Un autre paramètre important pour une reconstruction fidèle de la cinématique du piéton est la position de ce dernier au moment de l'impact. L'orientation du piéton par rapport au véhicule est très souvent documentée dans les rapports d'accidents. Par contre la position de celui-ci lors du cycle de marche à l'impact est souvent absente des rapports. Simms et Wood (2006b), réalisent une étude paramétrique sur l'effet des positions du piéton avant impact. Les résultats montrent que la sévérité de l'impact de la tête sur le véhicule varie en fonction de la position du piéton à hauteur de 30%. Anderson *et al.*, en 2005, réalise une étude paramétrique sur les positions initiales du piéton lors de reconstructions d'accidents réels. Il propose six différentes positions initiales pour le piéton et conclut que la cinématique du piéton est influencée de manière significative par la position de celui-ci à l'impact. Plus récemment, Untaroiu *et al.* (2009) donne à son tour une méthodologie de reconstruction

d'accidents par technique d'optimisation afin d'obtenir la position initiale du piéton. Il propose 10 positions initiales présentées en figure 27.

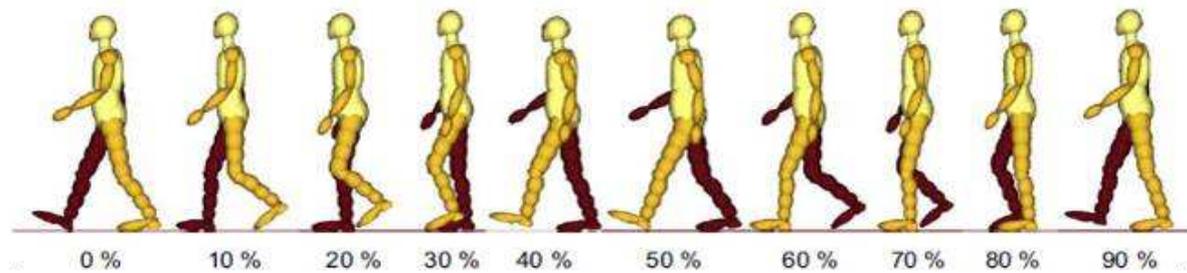


Figure 27. Postures du piéton lors du cycle de marche selon Untaroiu *et al.* (2009).

5.3. Présentation des modèles de piéton de la littérature

5.3.1 Modèles multicorps

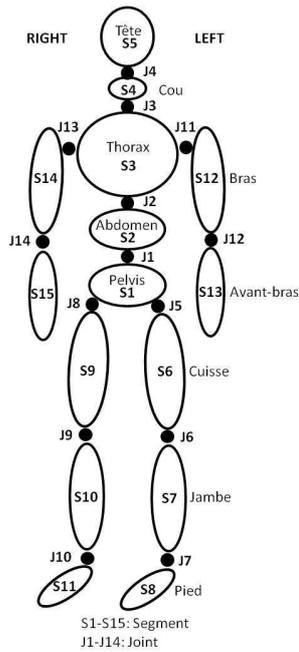
- Modèle d'Ishikawa

Ishikawa, en collaboration avec Kajzer (Chalmers University) et Schroeder (MUH), développe en 1993, le premier modèle humain entier de piéton en corps rigides destiné à la simulation d'accidents sous le logiciel MADYMO. Ce modèle utilise le programme GEBOD (GEnerator of Body Data) créé par Baughman (1983), programme générant des segments anthropométriques à partir d'une base de données de différentes mesures du corps humain. Le modèle est constitué de 15 segments rigides liés par 14 liaisons universels (ou joint de cardan) représentant 4 articulations vertébrales et les articulations des épaules, coudes, hanche, genou et cheville (figure 28). Les caractéristiques de ces liaisons universelles autorisant deux rotations sont basées sur les travaux de plusieurs auteurs, cités dans le tableau 4. La raideur des deux liaisons du cou en flexion-extension et flexion latérale a été définie à 0.9 Nm/deg et à 0.4 Nm/deg en torsion. Le moment de flexion maximum pour le genou a été fixé à 200 Nm à une flexion latérale de 15°.

Les segments du corps humains sont représentés par des ellipsoïdes auxquelles sont attribuées des raideurs de contact, raideurs issues de la littérature.

Ce modèle a été validé sur 10 tests d'impacts de cadavres sur différentes formes avant de véhicules à différentes vitesses d'impact, réalisés à l'Université de Hanovre (Ishikawa *et al.* 1993). Le modèle a été validé en termes de cinématique du piéton pendant l'impact, de trajectoires de la tête, du pelvis, du genou et du pied, ainsi qu'en termes de vitesse de la tête, et d'accélération de la tête, du thorax, du pelvis et des jambes au moment de l'impact.

Ce premier modèle simplifié nécessite une grande amélioration notamment au niveau de la caractérisation des raideurs. Les raideurs sont définies à partir de données obtenues sur cadavres, et ne prennent donc pas en compte l'activité des muscles. Les liaisons universelles n'autorisent aucune élongation, notamment au niveau de la colonne vertébrale. Le modèle piéton ne présente pas de mains, premier contact du corps avec le capot. Pionnier en son genre, ce modèle n'est aujourd'hui plus utilisé.



Joint	Source
Cou	J3, J3 Mertz <i>et al.</i> 1973, Patrick et Chou 1976
Thorax	J1, J2 Nyquist et Murton 1975, Nyquist et King 1984
Genou	J6, J8 Majzer 1991
Hanche	J5, J7
Cheville	J7, J10 Kapandji 1979
Epaule	J11, J13
Coude	J12, J14

Figure 28. Modèle piéton d'Ishikawa *et al.* (1993).

Tableau 4. Sources des données biomécaniques des liaisons du modèle piéton d'Ishikawa *et al.* (1993).

- Modèle CASR

Prenant en compte les conclusions de Ishikawa sur l'amélioration possible de son modèle, Garrett, en 1996, développe un modèle piéton multicorps au sein du CASR (Centre for Automotive Safety Research – Université d'Adélaïde, Australie). Garrett garde la même structure d'ellipsoïdes, rajoute des mains et des articulations pour le poignet. Une liaison de translation a été superposée aux liaisons de flexion-torsion entre le pelvis et l'abdomen et entre l'abdomen et le thorax. Cette liaison autorise une élongation de la colonne vertébrale, mouvement significatif lors d'impact à moyenne et haute vitesse. En effet, une élongation de 20% est observée lors d'impact cadavres à des vitesses autour de 60 km/h (Heer et Appel 1980). Après les recommandations d'Ishikawa sur l'activité des muscles et celles de Mertz et Patrick (1971), Garrett joue sur les caractéristiques des liaisons au niveau du genou et du cou. Il conclue que la tension dans les genoux n'est pas un facteur significatif dans la biofidélité d'une reconstruction d'accident piéton. Il n'améliore que la liaison du cou. Les liaisons des épaules ont de même subis quelques modifications, les épaules encaissant les efforts des bras lors d'impacts des coudes sur le capot.

Ce modèle est composé de 17 segments rigides liés par 20 liaisons cinématiques, modèle représenté en figure 29. Les données anthropométriques du piéton (dimensions, masses et moments d'inertie) proviennent de GEBOD (Baughman, 1983).

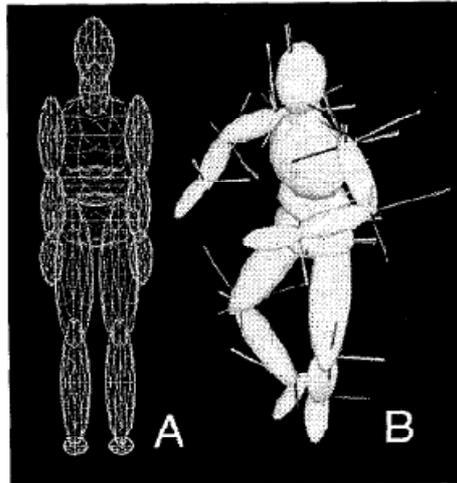


Figure 29. Modèle piéton du CASR.

Ce modèle de piéton a été validé sur des cas d'impact cadavres d'Ishikawa (Garrett, 1998), selon les mêmes caractéristiques que la validation du modèle présenté précédemment (Ishikawa *et al.* 1993). Les trajectoires de la tête, du pelvis du genou et du pied sont comparées entre le modèle et le cadavre. Les grandes différences observées dans la cinématique résident dans le fait que le modèle numérique a été incapable de répliquer le grand nombre de fractures apparues lors des tests sur cadavre.

Ce modèle est aujourd'hui largement utilisé pour la reconstruction numérique d'accidents réels au sein du CASR (Anderson 2003, 2007) et est utilisé pour la recherche des interactions et des propriétés de contacts avec le véhicule (Anderson 2005, 2009).

- Modèle Chalmers

En même temps que Garrett, Yang et Lövsund de l'Université de Chalmers développent en 1997 leur propre modèle de piéton, toujours sous MADYMO, dans le but de décrire fidèlement le comportement du corps humain entier lors d'accidents réels piéton-véhicule. Une première étape avait été de développer un modèle de genou (Yang et Kajzer 1993). Ce modèle de genou avait ensuite été amélioré et implémenté dans un modèle de jambe dite 'fragile' afin de simuler la fracture de celle-ci en cas d'impact latéral (Yang *et al.* 1993, Yang 1997).

La figure 30 montre la configuration simplifiée du modèle piéton Chalmers. Les anthropométries du piéton proviennent de la base de données RAMSIS (Seidl, 1994). Le modèle mâle moyen (50 percentile) a une taille de 1.75 m contre 78 kg. Il consiste en 15 ellipsoïdes connectés par 14 liaisons. Les masses des différents segments, la localisation des liaisons ainsi que les principaux moments d'inertie des segments ont été dérivés des données de GEBOD.

Toutes les liaisons du modèle sont considérés comme sphériques, à l'exception des liaisons charnière des coudes et des genoux, liaisons complexes développés par Yang en 1997. La colonne vertébrale est décrite par 4 liaisons. Les degrés de liberté et amplitudes des mouvements sont issues de différentes études (Kapandji 1970c, White et Panjabi 1978, Frankel et Nordin 1980). Les caractéristiques de raideurs des liaisons de ce modèle humain, rapportées au tableau 5, sont issues d'études réalisées par différents auteurs (Kapandji 1970c, Mertz et Patrick 1971, Nyquist et Murton 1975, Frankel et

Nordin 1980, Wismans et Spenny 1983, Wismans *et al.* 1986, McElhaney *et al.* 1988, Osvalder 1992, Parenteau 1996).

Le liaison du genou, décrit en détail par Yang (1995), modélise les condyles tibial et fémoral, les ligaments croisés antérieur et postérieur ainsi que les ligaments collatéraux médiaux et latéraux. Ce modèle humain de genou implémenté sur un modèle fragile de jambe permet de mesurer les contraintes appliquées dans les ligaments du genou ainsi que le cisaillement latéral et la flexion tout le long de la jambe.

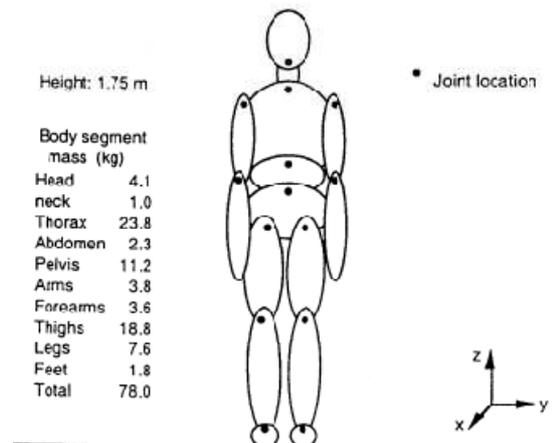


Figure 30. Modèle de piéton Chalmers 50percentile mâle (Yang *et al.* 1997)

Physiological feature	Stiffness [Nm/degree]							
	Upper-Neck	Lower-Neck	Upper-torso	Lower-torso	Shoulder	Elbow	Hip	Ankle-subtalar
Flexion	1,4	1,4	1,0 - 2,1	1,0 - 2,1	0 - 0,3	0 - 0,2	0 - 2,5	0,5 0,3
Extension	2,5	2,5	0,3 - 1,8	0,3 - 1,8	0 - 0,2		1,2	
Abduction					0 - 0,3		0 - 1,2	
Adduction							0,8	
Lateral rotation					0,3	0,2	0,6	
Medial rotation					0,3	0,2	0,6	
Inversion								
Eversion								1,5
Lateral flexion	0,4-2,2	0,4- 2,2	2	2				
Axial rotation	0 - 0,5	0 - 0,5	0,9	0,9				

Tableau 5. Caractéristiques de raideur des liaisons du modèle piéton Chalmers.

La validation du modèle s'est faite en comparaison de 5 tests sur cadavres d'Ishikawa *et al.* (1993) (Yang *et al.* 1997) et 3 tests cadavres conduits au LBA/INRETS de Marseille (Yang *et al.* 2000). Une bonne cinématique générale du modèle est observée, notamment au niveau du cou et des jambes. Le modèle de jambe montre une bonne prédictibilité des lésions réelles, sans toutefois pouvoir prédire les fractures complexes.

Ce modèle est aujourd'hui de même largement utilisé pour la reconstruction numérique d'accidents réels.

- Modèle HPM

HONDA R&D développe également leur modèle interne de piéton (Yoshida *et al.* 1998), le Honda Pedestrian Model - HPM. Ce modèle est le seul développé sous PAM-CRASH. Représenté en figure 31, il est constitué de 15 segments rigides et 14 liaisons. Les propriétés géométriques et inertielles sont issues des données de GEBOD. Le HPM peut être adapté à toute anthropométrie, de l'enfant à l'adulte, homme ou femme. Les propriétés de liaisons sont issues de tests sur cadavres et sont les mêmes pour toutes tailles du modèles, les propriétés des enfants étant très peu connues du fait de manque de données expérimentales.

Le modèle a été validé à partir de trois tests PMHS de Ishikawa *et al.* (1993). Une évolution de ce modèle réside dans le fait d'introduire une élongation dans les liaisons du long de la colonne vertébrale.



Figure 31. Honda Pedestrian Model – HPM.

- Modèle TNO

Fort de leur expérience dans la simulation multicorps avec le développement du logiciel MADYMO, le TNO développe de nombreux modèles numériques et propose à son tour un modèle multicorps de piéton humain (TNO, 2001). Le modèle humain est décrit par Hoof *et al.* (2003) et De Lange *et al.* (2005) et est disponible à toute échelle.

La surface externe du modèle est représentée par 64 ellipsoïdes et deux plans. La structure du squelette est modélisée par 52 corps rigides liés entre eux par 20 différents liaisons cinématiques décrivant les articulations (figure 32). Le modèle moyen pèse 75.7 kg pour une taille de 1.74 m. Les valeurs d'inertie des différentes régions du corps proviennent des données de Schneider *et al.* (1983).

Les paramètres de raideur des liaisons sont issus de tests sur volontaires, cadavres ou de simulations réalisés par de nombreux auteurs, cités dans le tableau 6.

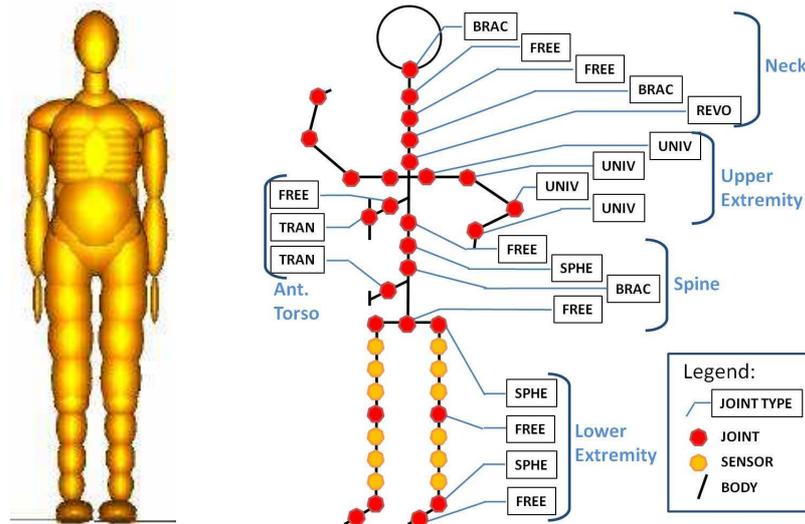


Figure 32. Modèle piéton TNO et représentation des liaisons cinématiques. (avec liaisons BRAC: encastrement, FREE: libre à 6ddl, REVO: rotation, UNIV: universelle à 2 rotations, SPHE: rotule, TRAN: translation)

Joint	Source
ankle	Crandall (1996), Engin (1979b)
foot	Klopp (1995)
knee	Kajzer (1997), Piziali (1997), Markolf (1976), Engin (1979a), Ma (1995), EEVC (1994, 1998a), Walker (1972)
hip	Frankel (1980), Speyer (1997)
spine & neck	Happee (2000), Yang (2000)

Tableau 6. Source des données biomécaniques pour les liaisons du modèle piéton humain TNO.

La jambe du modèle piéton Madymo a été modélisée en introduisant des limites de tolérance de flexion et de fracture à trois niveaux répartis le long du fémur et à trois niveaux le long du tibia (figure 32). Ces limites de tolérance sont issues des travaux de Rodmell *et al.* (1998) pour la cuisse et des travaux de Yang *et al.* (1997) sur sa jambe dite ‘fragile’.

Afin de valider le comportement global et la biofidélité du modèle piéton en cas d’impact avec un véhicule, différentes séries d’impact cadavre/véhicule ont été reproduits en simulation. Afin de comparer au mieux les différents résultats, le modèle piéton a été redimensionné pour correspondre à la taille et poids du cadavre correspondant grâce à un programme de redimensionnement, Madymo Scaler. Ce programme utilise la base de données RAMSIS (Seidl, 1994), rassemblant les données d’anthropométries d’une population d’Europe de l’Ouest de 1984 âgée de 18 à 70 ans. En plus de la géométrie du modèle, d’autres paramètres peuvent être redimensionnés selon des codes de Mertz *et al.* (1989), comme les masses et moments d’inertie, les caractéristiques des liaisons et des contacts, les niveaux de fracture ou les localisations des différents capteurs.

Ce modèle a été validé sur 5 impacts cadavres de l’INRETS (Hoof *et al.* 2003), 10 tests PMHS d’Ishikawa *et al.* (1993) et 3 impacts cadavre/véhicule de Yang *et al.* (2000).

- Modèle JARI

Le JARI (Japan Automobile Research Institute) développe à son tour un modèle piéton qui a fait l'objet d'améliorations dans le cadre de travaux de recherche sur la sécurité du piéton dans le groupe de travail de l'IHRA (International Harmonized Research Activities) (Neale *et al.* 2003). Ce modèle de piéton JARI est utilisé pour le développement de procédures de tests d'impact de sous-systèmes tête. La figure 33 montre la structure du modèle piéton JARI. Ce modèle représente un 50th percentile mâle, constitué de 27 segments anatomiques rigides liés par une série de liaisons cinématiques. A l'exception des coudes, toutes les articulations sont représentées par des liaisons rotules. Les coudes sont des liaisons pivot. Toutes ces liaisons sont dotées d'une caractéristique de raideur correspondant à la raideur et mouvement de l'articulation anatomique équivalente. Des liaisons supplémentaires ont été implémentées au modèle afin de simuler la réponse en flexion des os longs des membres inférieurs et supérieurs. Le modèle JARI a été validé à partir de tests d'impact de PMHS sur véhicules réalisés au sein du JARI.



Figure 33. Modèle piéton JARI (Japan Automobile Research Institute).

- Modèle INRETS

Le modèle piéton de l'INRETS est basé sur celui de l'Université de Chalmers. Certaines modifications et améliorations numériques ont été apportées par Faurecia (Glasson *et al.* 2000), notamment au niveau des jambes. Le modèle, représenté en figure 34, est constitué d'un modèle de jambe dite 'fragile' basé sur le modèle du TNO. Il est constitué de 35 corps rigides, 35 liaisons et 82 surfaces. Le modèle de l'INRETS 5th percentile a été validé à partir de tests de PMHS réalisés au sein du LBA (Laboratoire de Biomécanique Appliquée) de l'Université de la Méditerranée. Le modèle a été validé en termes de trajectoires et d'accélération de différents segments anatomiques.

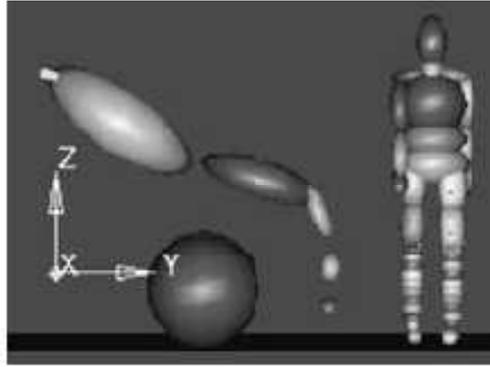


Figure 34. Modèle piéton de l'INRETS en situation (Serre *et al.* 2006).

5.3.2 Modèle éléments finis

- THUMS

Le premier modèle de piéton en éléments finis est le THUMS (Total HUMAN Model for Safety) développé par Toyota (Toyota Central R&D LABS) et l'Université de la Wayne States (Maeno *et al.* 2001). Le modèle de base, l'AM50, représente un américain moyen de 1.80 m pour 79 kg. Il date de 1997, régulièrement amélioré et complété, il est développé sous LS-DYNA. Ce modèle est de même disponible pour représenter l'occupant (figure 35), et plus récemment le modèle piéton enfant et le modèle piéton femme.

Ce modèle inclut une structure squelettique détaillée, avec l'os cortical et spongieux, ainsi que ligaments, tendons et muscles passifs. La colonne vertébrale est de même détaillée avec corps vertébraux et disques intervertébraux. Les organes internes sont représentés, tel les poumons, l'estomac, le système digestif. Ce modèle complexe permet de reproduire les lésions osseuses et ligamentaires, ainsi que les lésions des organes internes.

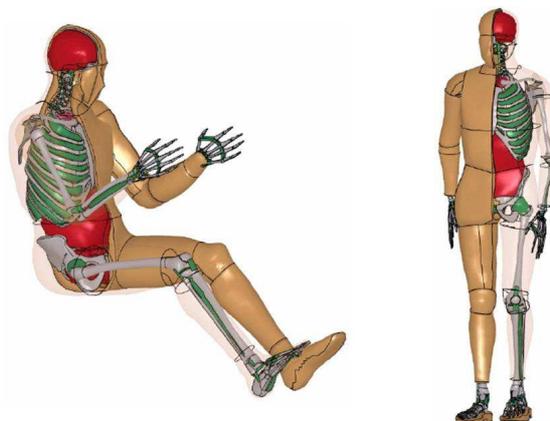


Figure 35. Total HUMAN Model for Safety – THUMS.

La validation a été réalisée en utilisant des tests pendulaires sur différentes parties du modèle en comparaison de résultats sur cadavres et volontaires. Ces tests incluent des parties du corps comme le thorax (latéral et frontal), le pelvis (latéral) ou la tête (latéral et frontal).

La géométrie extérieure du modèle est simplifiée afin de pouvoir complexifier au maximum les organes internes et contacts entre organes sans créer de problèmes d'instabilité numérique.

- Modèle EF Honda

Un deuxième modèle humain en éléments finis a été développé par Honda R&D Company, représenté en figure 36 (Dokko et al. 2003). Ce modèle de piéton, sous code PAM-CRASH, est basé sur le H-model™, modèle EF pour occupant de véhicule. Il a été ensuite amélioré par Takahashi *et al.* (2000) au niveau du membre inférieur et complété en éléments finis par Dokko *et al.* (2003). Ce modèle peut être redimensionné à l'aide d'un programme développé au sein de Honda.

Ce modèle humain a été validé sur trois tests cadavre réalisé par Schroeder *et al.* (2000).



Figure 36. Modèle Humain de piéton de Honda (Dokko *et al.* 2003).

5.4. Synthèse

La reconstruction de la cinématique du piéton lors d'accidents réels reste un exercice difficile du fait du manque de données dans les rapports d'accidents, notamment sur les conditions initiales de l'impact. De nombreux auteurs ont essayé de résoudre ce manque de données en proposant des modèles afin d'obtenir la vitesse d'impact du véhicule (Appel 1975, Wood *et al.* 2000, Evans 1999, Searle 1993) ou en proposant des études paramétriques ou outils d'optimisation sur les positions initiales du piéton (Anderson *et al.* 2005, Simms *et al.* 2006b, Untaroiu *et al.* 2009).

Il existe deux approches principales pour la simulation de la cinématique du piéton : la modélisation multicorps dans laquelle les segments du corps sont considérés comme rigides, et la modélisation par éléments finis (FE) où les segments du corps se déforment suivant les propriétés implémentées. Dans certains cas, ces deux méthodes sont combinées pour garder l'avantage de la rapidité du calcul

multicorps et le détail de la modélisation FE. La méthode FE est la plus appropriée afin de définir des paramètres de lésions, mais sa complexité conduit à trois inconvénients. Le premier inconvénient est que cette méthode demande un temps de calcul considérable par rapport à la méthode multicorps. Ensuite, la modélisation FE exige un certain nombre de paramètres d'entrée qui se révèlent souvent difficile à définir. Enfin, le troisième inconvénient est la complexité du modèle qui génère une grande quantité de données de sortie, si bien que les relations fondamentales du problème peuvent être masquées.

La modélisation multicorps a aussi ses limites, la principale étant son incapacité à calculer des déformations locales. Certes les déformations en multicorps sont incluses dans les paramètres de raideur du contact, mais elles sont définies pour le corps entier et non au point par point.

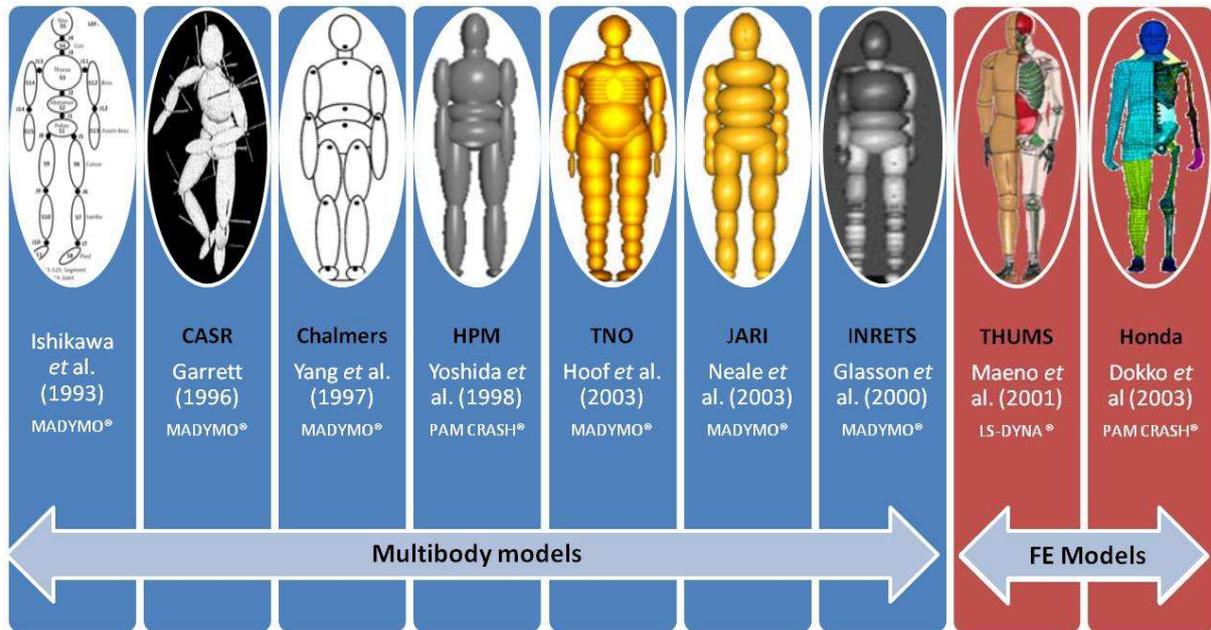


Figure 37. Modèles mathématiques, multicorps et éléments finis, de piétons.

Les différents modèles mathématiques présentés dans ce paragraphe sont aujourd'hui utilisés au sein des différents instituts de recherche sur la sécurité du transport. Seul le modèle multicorps d'Ishikawa, qui a surtout servi de base au développement d'autres modèles, n'est de nos jours plus utilisé. Tous les modèles sont présentés en synthèse en figure 37.

Les modèles multicorps sont tous développés sous le logiciel MADYMO, à l'exception du modèle HPM (Honda) développé sous PAM-CRASH. Le modèle éléments finis de Honda est de même développé sous PAM-CRASH alors que le THUMS est développé sous LS-DYNA.

Les modèles d'Ishikawa, du CASR, de Chalmers, du TNO et le modèle HPM ont été validés à partir d'impact cadavres réalisés par Ishikawa *et al.* (1993). Un des tests de validation a été repris par l'ensemble des auteurs, il s'agit du test T6 à une vitesse d'impact de 32 km/h avec un PMHS mâle de 52 ans. La comparaison des cinématiques sur un test similaire nous permet d'observer les caractéristiques particulières de chaque modèle piéton. La figure 38 montre les cinématiques des différentes modèles (Ishikawa, Chalmers et TNO) comparé à la cinématique du PMHS de ce test de validation T6. La figure 39 représente les trajectoires des segments tête, pelvis, genou et pied des modèles Ishikawa, TNO, HPM et CASR comparé au tests PMHS de validation. On observe une

raideur des genoux dans la cinématique du modèle d'Ishikawa en figure 38. Les modèles Chalmers et TNO montrent une flexion des genoux plus réalistes. Seul le modèle TNO montre une rotation du bassin au contact du véhicule, le modèle Chalmers restant en position latérale.

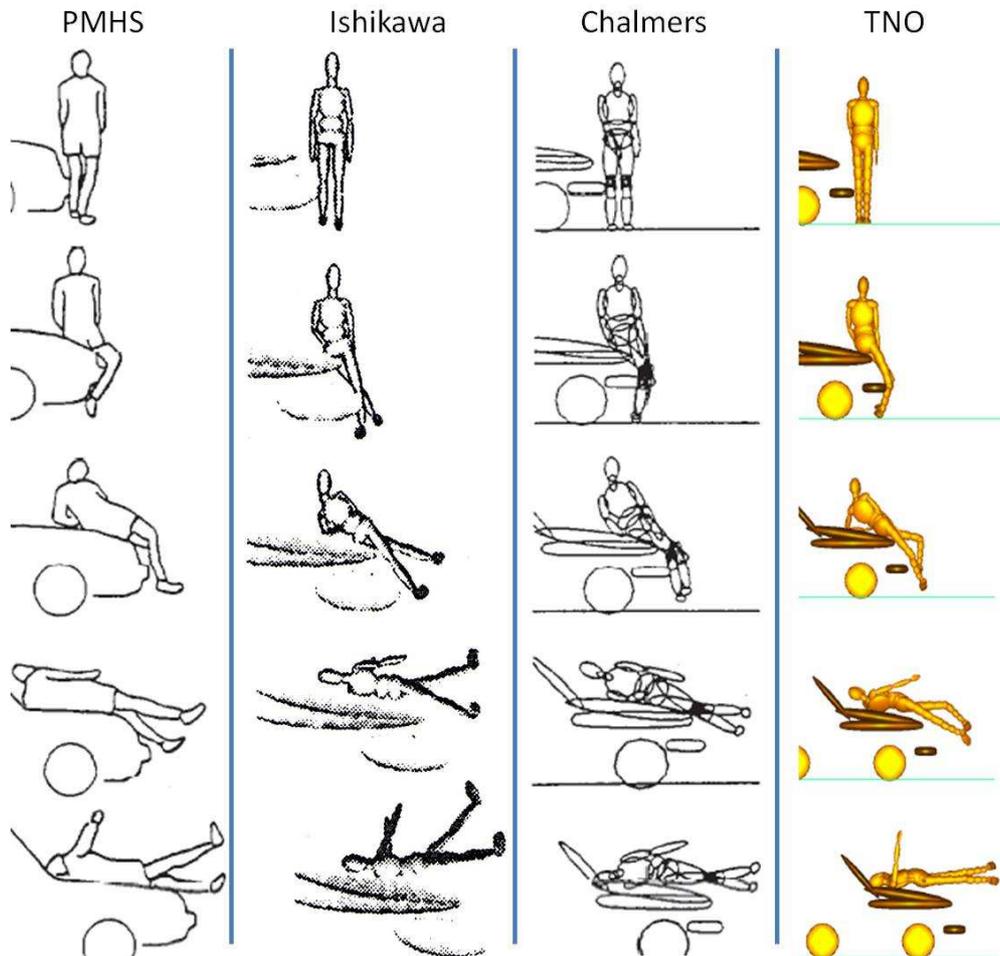
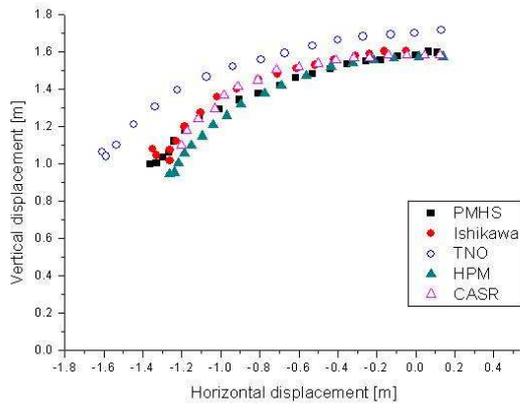
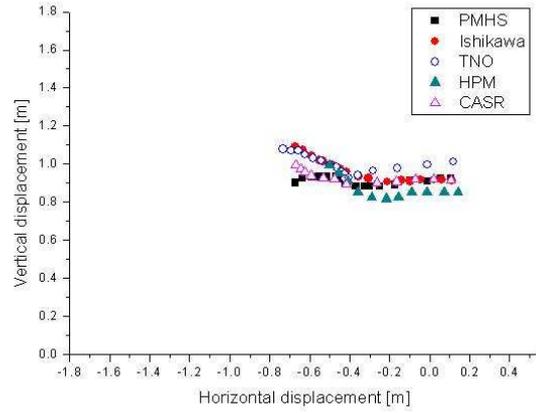


Figure 38. Cinématiques des modèles piétons Ishikawa, Chalmers et TNO comparé au test de validation PMHS T6.

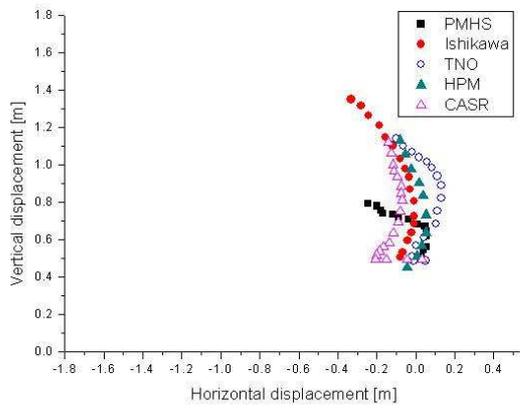
On constate la difficulté rencontrée, et ce quelque soit le modèle, de corrélérer les trajectoires du genou du cadavre observées en figure 39c. Seuls les modèles CASR et TNO reproduisent la trajectoire 'retour' des pieds observée sur le cadavre au moment de l'impact (figure 39d).



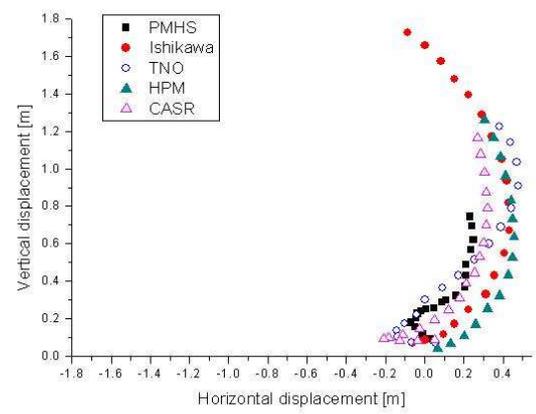
(a) Head



(b) Pelvis



(c) Knee



(d) Foot

Figure 39. Trajectoires de segments du corps, (a).tête, (b).pelvis, (c).genou et (d).pied, des modèles piéton Ishikawa, TNO, CASR et HPM comparé au test de validation PMHS T6.

6. Synthèse et motivations de cette étude

Dans un contexte de reconstruction de la cinématique du piéton, dans le but, à terme, de simuler le traumatisme crânien de façon réaliste, l'objectif de ce premier chapitre était de présenter le contexte général de l'étude de la cinématique du piéton telle qu'elle apparaît dans la littérature.

Une première partie portant sur l'accidentologie du piéton a permis de présenter les enjeux liés à l'amélioration des moyens développés pour la sécurité du piéton. En effet, le nombre de décès de piétons, malgré une très légère baisse ces dernières années, s'élève à 10,1 piétons tués pour 1 million d'habitants en France. Ce chiffre s'élève à 46 pour la Pologne. De plus, les statistiques portant sur la localisation des lésions lors d'accidents mortels montrent que la tête, avec les membres inférieurs, restent les segments du corps les plus touchés quel que soit la zone géographique, en Europe, Asie ou Etats-Unis. Au sein d'une équipe spécialisée dans le domaine de la biomécanique du traumatisme crânien, cette thèse se focalisera sur les conditions aux limites de la tête au moment du choc, à partir de la reconstruction cinématique de l'accident de piéton.

Au vu du nombre élevé de piétons tués lors d'accidents de la route, les instances nationales et internationales ont été amenées à proposer des tests et normes permettant d'évaluer l'agressivité des véhicules lors d'impacts, notamment l'avant du véhicule. Les différents véhicules présents sur le marché ont été catégorisés en différents groupes distincts fonction de leur forme avant. En effet le profil du véhicule, pare-choc, capot et pare-brise, influent sur la cinématique du piéton ainsi que sur les mécanismes de lésion du piéton à l'impact. Les tests normatifs présentés dans ce chapitre ont été proposés par différentes groupes tels qu'EEVC, ISO ou IHRA. Les tests similaires consistent en des tests d'impact de modèles physiques de jambe, cuisse et tête adulte et enfant. Ces tests ont notamment été repris par un organisme international EuroNCAP, pour une plus grande visibilité par le grand public. Cependant de tels tests de sous-systèmes montrent des limites telles que la difficulté à déterminer le risque global du piéton pour un type donné de véhicule.

Parallèlement, de nombreuses équipes ont cherché à mieux comprendre les mécanismes de lésion du piéton en situation d'impact. Pour cela, ils ont développé des modèles mathématiques permettant de simuler sa cinématique. Les modèles mathématiques les plus utilisés de nos jours sont des modèles multicorps, permettant d'obtenir rapidement et de manière simplifiée, une cinématique plus ou moins réaliste de l'accident. Des modèles par éléments finis, en nombre plus réduites, ont également été développés afin de simuler de manière plus réaliste la cinématique en prenant en compte les déformations des différents corps en contact. La compréhension des mécanismes de lésion passe en premier lieu par la simulation de la cinématique du piéton. La reconstruction de la cinématique du piéton lors d'accidents réels reste un exercice difficile du fait du manque de données dans les rapports d'accidents, notamment sur les conditions initiales de l'impact. De nombreux auteurs ont essayé de résoudre ce manque de données en proposant des modèles afin d'obtenir la vitesse d'impact du véhicule ou en proposant des études paramétriques ou outils d'optimisation sur les positions initiales du piéton.

Au vu de ces constatations, nous proposons dans le cadre de cette thèse une méthodologie de reconstruction numérique d'accidents réels de piétons en utilisant l'outil de modélisation multicorps. La modélisation multicorps nécessite une évaluation du modèle de véhicule ainsi que du modèle de piéton. Après une étude paramétrique réalisée sur l'influence de la raideur des différentes surfaces du véhicule impactées, une évaluation des différents modèles multicorps de piétons disponibles est

réalisée à partir d'un test de validation sur cadavre. De ce fait, une évaluation plus approfondie des différents modèles au niveau de la liaison tête-cou est réalisée dans le domaine fréquentiel et temporel conduisant ainsi à l'amélioration des modèles multicorps. Dans un deuxième temps, un outil automatique d'optimisation du calcul de la cinématique du piéton est élaboré. Enfin, les conditions initiales de la tête sont ensuite étudiées en situation d'accident réel en modélisation multicorps permettant ainsi de définir les données d'entrée de la simulation éléments finis du traumatisme crânien en lui-même.

**CHAPITRE 2. ETUDE DES
CONDITIONS AUX LIMITES DE LA
TÊTE LORS DE LA SIMULATION
DE L'ACCIDENT PIETON**

1. Introduction

La reconstruction de la cinématique du piéton lors d'un choc avec un véhicule a pour but de comprendre les processus physiques et mécaniques mis en jeu avant et durant l'impact de la tête. La compréhension de cette cinématique permet entre autres d'évaluer et de prévenir un risque de lésion. Dans le chapitre précédent, nous avons vu que lors d'accidents de piétons, la région du corps la plus souvent et la plus gravement lésée est la tête. La cinématique de la tête reste donc un paramètre important dans la compréhension des mécanismes de lésion de la tête lors de collisions de piéton avec un véhicule. Les reconstructions des impacts de tête ou même de traumatismes crâniens font souvent appel à des modèles physiques ou numériques de tête seule. Ainsi, les diverses normes présentées dans le chapitre précédent, font appel à des modèles de tête afin de caractériser les véhicules et d'améliorer la sécurité des piétons. Cependant, il existe une limite évidente à ces méthodologies de reconstruction physique ou numérique faisant appel à des modèles de tête seule. L'impact d'une tête seule sur un pare-brise, par exemple, est-il comparable à l'impact d'une tête liée au corps auquel elle est reliée. Ce second chapitre a donc pour objectif d'amener des éléments de réponse quant à l'influence des conditions aux limites de la tête lors de la simulation d'accidents réels piétons.

Avant d'étudier les conditions aux limites de la tête, il a fallu déterminer les différents outils nécessaires à une reconstruction numérique d'un traumatisme crânien, tels que les modèles multicorps véhicule et piéton. Une première étude paramétrique portera sur les raideurs des différentes surfaces du véhicule impactées lors des accidents. Cette étude nous permettra d'obtenir des raideurs types des véhicules. Une deuxième étape nous permettra de valider et d'évaluer les modèles multicorps de piétons disponibles en regard d'un test expérimental.

Enfin une étude sur les conditions aux limites de la tête portera sur l'évaluation des modèles multicorps de cou, qui conditionnent les conditions limites de la tête durant l'impact. Cette évaluation se fera en premier lieu en petites déformations dans le domaine fréquentiel, puis dans le domaine temporel en explorant les grandes déformations des modèles de cou.

L'évaluation des modèles de cou est basée sur l'analyse modale multidirectionnelle des différents modèles de cou. Cette méthode permettra d'identifier les déformées modales du cou dans le domaine fréquentiel et de comparer ces résultats avec ceux obtenus sur volontaires humains lors de tests expérimentaux et sur un modèle éléments finis. L'évaluation sera réalisée aussi dans le domaine temporel sur la base des tests N.B.D.L. d'accélération frontales et latérales, réalisés sur sujets volontaires humains. Les conditions de test seront reproduites numériquement avec les différents modèles multicorps de cou. Une dernière étude sur les modèles de cou nous permettra d'évaluer les modèles en situation de choc dans le domaine temporel. Les modèles de cou seront évalués à travers les résultats obtenus en cas d'impact du piéton corps entier et en cas d'impact de la tête seule sur un pare-brise ou sur le sol.

Enfin, les conditions aux limites de la tête seront étudiées en situation d'accident réel. Deux conditions limites différentes avec des chargements différents appliqués à la tête seront considérées sur un modèle de piéton sous simulation multicorps et sous méthode éléments finis. Les conditions d'impact de la tête définies calculés au moyen d'une modélisation corps rigides seront implémentées dans le modèle Eléments Finis de la Tête de l'Université de Strasbourg (SUFHEM). Cette dernière étude nous permettra d'étudier l'influence des conditions aux limites de la tête sur la réponse de celle-ci en cas de reconstruction cinématique d'accidents réels.

2. Influence des raideurs de la face avant du véhicule sur la cinématique de la tête

Introduction

Dans l'optique de reconstruire la cinématique du piéton en cas d'impact avec un véhicule, il est nécessaire de modéliser le véhicule. Nous avons vu dans le chapitre 1 l'importance de paramètres du véhicule tel que la forme ou la raideur des surfaces.

La première partie de ce chapitre portera donc sur une étude paramétrique sur les raideurs des surfaces impactées du véhicule dans le cadre de reconstructions cinématiques du piéton lors d'un accident. Deux accidents réels seront reconstruits avec deux modèles différents de véhicules. Les différentes surfaces impactées par le piéton seront implémentées de différentes raideurs. Les résultats seront comparés en termes de trajectoire de différents segments du corps et surtout de vitesse d'impact de la tête, ainsi que de distance de projection.

Méthodologie

Les cas utilisés pour cette étude proviennent d'une série de 77 collisions de piétons examinées sur site par le CASR (Centre for Automotive Safety Research d'Adélaïde – Australie). Les données collectées sur le site de l'accident incluent les traces évidentes (traces de freinage du véhicule, localisation du point d'impact et position finale du piéton, débris et autres marques), le descriptif des lésions et/ou l'autopsie provenant des données de l'hôpital, les dimensions du piéton et autres interviews. Toutes ces données ont été approuvées par le comité d'éthique humaine de l'université australienne. Le véhicule mis en cause dans l'accident a été inspecté et toute trace de contact avec le piéton a été relevé et mesuré.

Deux cas parmi les mieux documentés ont été retenus pour cette étude, cas dont les caractéristiques sont reprises dans le tableau 7.

Case	P034	P037
Age & gender	17 female	60-70 female
Height & weight [m,kg]	1,55 ; 44	1,59 ; 58
Head injuries	Multiple serious head injuries including SDH, DAI	Laceration to head, LOC (5min)
AIS max (Head injuries)	5	2
Vehicle	1995, Ford Festiva	1991, Ford Festiva
Vehicle impact velocity [km/h]	60	40
Projection distance [m]	20	12

Tableau 7. Détail des cas d'accidents. LOC: Perte de conscience

Les deux cas d'accidents ont été modélisés avec un modèle de véhicule élaboré dans le cadre de cette étude, et le modèle piéton humain du TNO (TNO 2001).

Le modèle de véhicule est réalisé à partir d'un profil de véhicule de type, marque et année identiques au véhicule mis en cause dans l'accident. A partir de ce profil, la mise en forme de l'avant du véhicule

est réalisée avec des ellipsoïdes affectés des raideurs issues de Martinez *et al.* (2006). La figure 40 représente les profils des modèles de véhicule utilisés pour les reconstructions des cas d'accidents P034 et P037. Les raideurs ont été obtenues suite à des tests d'impacteurs réalisés sur différents véhicules familiaux, compacts ou SUV (Martinez *et al.* 2006). A partir des courbes d'accélération mesurées, une courbe de force-déplacement a été calculée pour chaque surface impactée du véhicule. Les tests sont réalisés à une vitesse d'impact de 11.1 m/s. Les impacts sur pare-brise ont été réalisés avec une tête ISO adulte de 4.8 kg. Les impacts sur capot ont été réalisés avec une tête ISO enfant de 2.5 kg. Les courbes de raideurs du pare-choc et de la grille ont été identifiées à partir d'impacteurs jambe entière et cuisse respectivement. Ces courbes de raideurs sont présentées en figure 21 selon le classement de variable défini par EuroNCAP (rouge, jaune, vert).

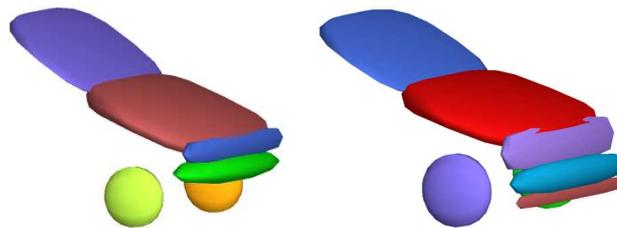


Figure 40. Profil des modèles de véhicule pour les cas P034 et P037.

En ce qui concerne le modèle humain, le modèle piéton TNO (TNO 2001) a été redimensionné pour chacun des deux cas d'accidents selon les dimensions des victimes.

Une étude préliminaire a été réalisée sur la position initiale du piéton en termes de posture. Plusieurs postures ont été définies, en fonction de la jambe d'appui et du balancement des bras durant un cycle de marche d'un piéton. La figure 41 représente les différentes postures du piéton durant un cycle de marche (Untaroiu *et al.* 2009), pour un 50percentile mâle.

Pour chaque simulation des cas d'accident (P034 et P037), chacune des 10 postures a été simulée avec le modèle multicorps du piéton et les modèles de véhicule implémentés de raideurs moyennes (jaune). L'orientation du corps à l'impact a été conservée selon les hypothèses de reconstruction du CASR, seule la posture a été modifiée. Le choix des postures conservées pour la suite de l'étude s'est porté sur différents critères, comme la localisation des impacts sur le véhicule, l'orientation de la tête et du corps à l'impact au vu des lésions réelles et de la distance de projection du piéton.

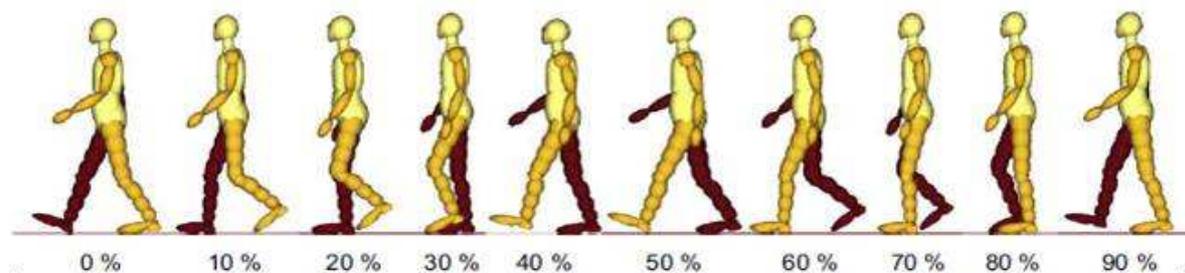


Figure 41. Postures du piéton lors du cycle de marche pour un 50percentile mâle (Untaroiu *et al.* 2009).

La position des jambes s'est avérée jouer un rôle important sur l'orientation générale du corps à l'impact. Un écart de jambes selon la posture 50% avec un impact du côté droit conduira à une orientation du corps à l'impact tel que le thorax impacte le véhicule. Un écart contraire (posture 0%) conduira à un impact dorsal. Ces positions des jambes, jouant ainsi sur le pivotement du corps à l'impact, influent de même sur la position finale du piéton, d'un côté ou de l'autre du véhicule. Les postures retenues sont résumées dans le tableau 8, la première posture de chaque cas étant celle approchant la position initiale définie lors de la reconstruction d'accident réalisée par le CASR.

Case	Gait		
P034	60 %	30 %	70 %
P037	20 %	40 %	70 %

Tableau 8. Postures retenues pour les deux cas d'accident.

Une fois la position initiale du piéton définie, l'étude paramétrique proprement dite sur les raideurs des surfaces impactées du véhicule a été réalisée pour les deux cas d'accidents pour chacune des trois postures.

Pour cette étude, chacune des quatre surfaces du véhicule (pare-choc, grille, capot et pare-brise) a été implémentée d'une des trois raideurs moyennes (rouge, jaune, vert). Toutes les combinaisons possibles ont été simulées. Pour chaque cas d'accident, à chaque posture, cela représente 81 simulations, selon le plan d'expérience présenté en figure 42. Pour cette étude paramétrique, un total de 486 simulations a été lancé.

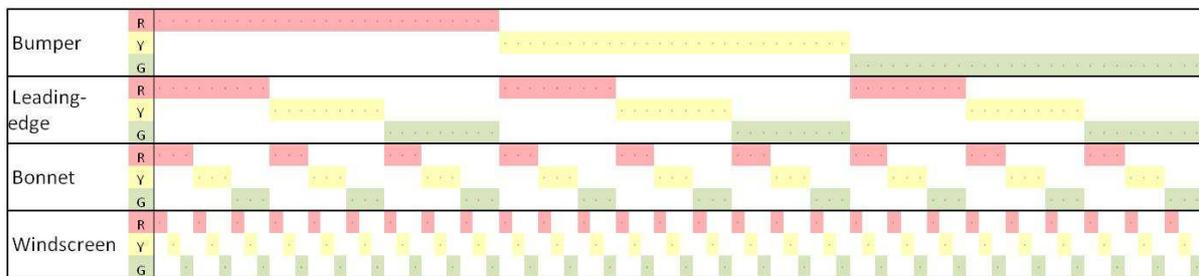


Figure 42. Plan d'expérience pour chaque cas d'accident à chaque posture, pour l'étude paramétrique sur l'influence des raideurs des surfaces impactées du véhicule, R: rouge, Y: jaune, G: vert, sur les conditions initiales de l'impact de la tête.

Les résultats de cette étude paramétrique seront exprimés en termes de vitesse de la tête à l'impact, de trajectoires de segments corporels, tels que la tête, le pelvis, le genou et le pied, en termes de WAD (Wrap Around Distance) de l'impact de la tête, et de distance de projection.

Influence des raideurs de la face avant du véhicule

Les histogrammes de la figure 43 présentent les vitesses de la tête à l'impact pour les trois différentes postures initiales du piéton en fonction de la raideur du pare-choc, première structure impactée du véhicule pour les cas P034 et P037. Il apparaît une variation infime de 3% maximum de la vitesse par rapport à une raideur moyenne (jaune) à une posture donnée (gait). La raideur du pare-choc n'influe donc quasiment pas sur la vitesse de la tête à l'impact. Ce résultat est valable pour les deux cas d'accidents à des vitesses d'impact du véhicule différentes. Il est à noter cependant une très légère augmentation de la vitesse de la tête à l'impact dans le cas d'un pare-choc de raideur verte pour le cas P034 et une très légère baisse pour le cas P037.

La figure 43 fait apparaître une variation de la vitesse moyenne de la tête à l'impact pour le cas P037 allant de 6.7 m/s pour la posture 20% à une vitesse de 9 m/s pour la posture 70%. Pour le cas P034, il apparaît une variation de la vitesse moyenne de la tête à l'impact allant de 15 m/s pour la posture 30% à 15.7 m/s pour la posture 70% avec le pare-choc vert pour le cas P034. Il apparaît par conséquent que la posture du piéton a une influence plus grande que les raideurs du véhicule sur la vitesse de la tête à l'impact, surtout pour le cas P037.

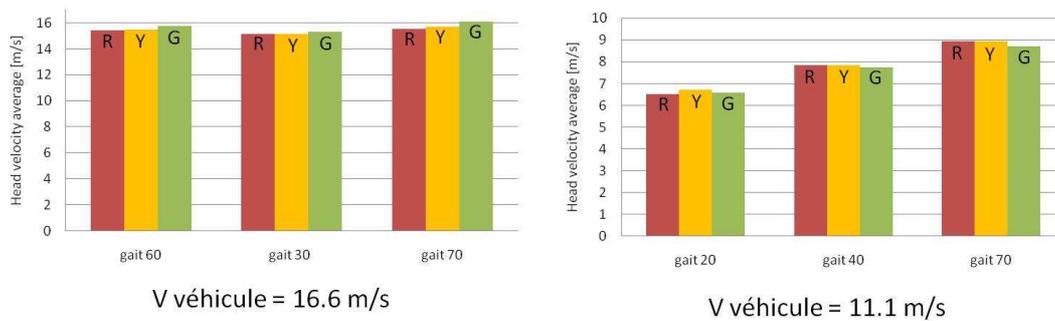


Figure 43. Vitesses de la tête à l'impact en fonction de la raideur du pare-choc pour les cas P034 et P037 respectivement. R: rouge, Y: jaune, G: vert.

Afin d'étudier l'influence de la raideur du capot, la figure 44 donne les valeurs de vitesse d'impact de la tête pour un pare-choc de raideur verte pour le cas P034 à la posture 70% ainsi que l'erreur en pourcentage, référencée par rapport à la vitesse de la tête à l'impact lors de la simulation sur les différentes surfaces de raideurs jaunes. Il apparaît une influence minime de la raideur du capot sur les résultats en termes de vitesse d'impact de la tête, avec des erreurs ne dépassant pas 3,5 %.

Il faut noter que ni la raideur du pare-choc, ni la raideur du capot n'influent de façon significative sur la vitesse de la tête à l'impact pour ces deux cas d'accidents.

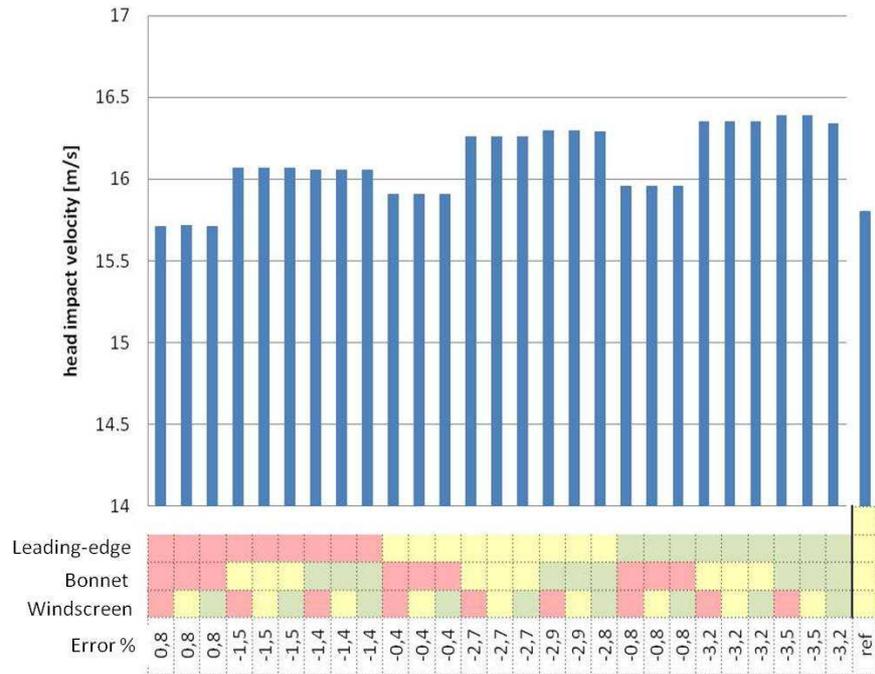


Figure 44. Vitesse de la tête à l'impact pour le cas P034 à la posture 70%, avec un pare-choc de raideur verte.

Les figure 45 et figure 46 représentent les trajectoires du piéton pour les cas P034 et P037 aux postures respectives 60% et 20%. Les trajectoires du centre de gravité de la tête, du pelvis, du genou et du pied sont portées sur les figures pour toutes les raideurs du pare-choc et du capot. Les trajectoires du genou et du pied gauche sont représentées pour le cas P034, et du genou et du pied droit pour le cas P037 en fonction du côté d'impact direct avec le véhicule. Pour le cas P034, la hauteur de projection de la tête du piéton (figure 45a) va de 2.5 m à 2.76 m. Pour le cas P037, le piéton est projeté à une hauteur allant de 1.65 m à près de 2 m (figure 46a). Pour les deux cas d'accident, les trajectoires commencent à se différencier une fois le piéton ayant atteint sa hauteur maximale. La différence de trajectoire est beaucoup plus marquée lors de la chute du piéton au sol. Il n'y a cependant pas de tendance générale selon la raideur du pare-choc ou du capot.

Le tableau 9 donne le WAD de l'impact tête pour les deux cas d'accidents pour les différentes raideurs du pare-choc et du capot. Il apparait que, pour le cas P034, ni la position initiale du piéton, ni la raideur du pare-choc ou du capot, n'influe sur la distance WAD de l'impact de la tête, celle-ci étant constante à une valeur de 2050 mm. De même, pour le cas P037, aucune influence des raideurs n'est retrouvée. Pour ce deuxième cas, il est à noter une influence de la position initiale du piéton sur le WAD, mais avec des variations faibles (WAD allant de 1934 mm à 2134 mm).

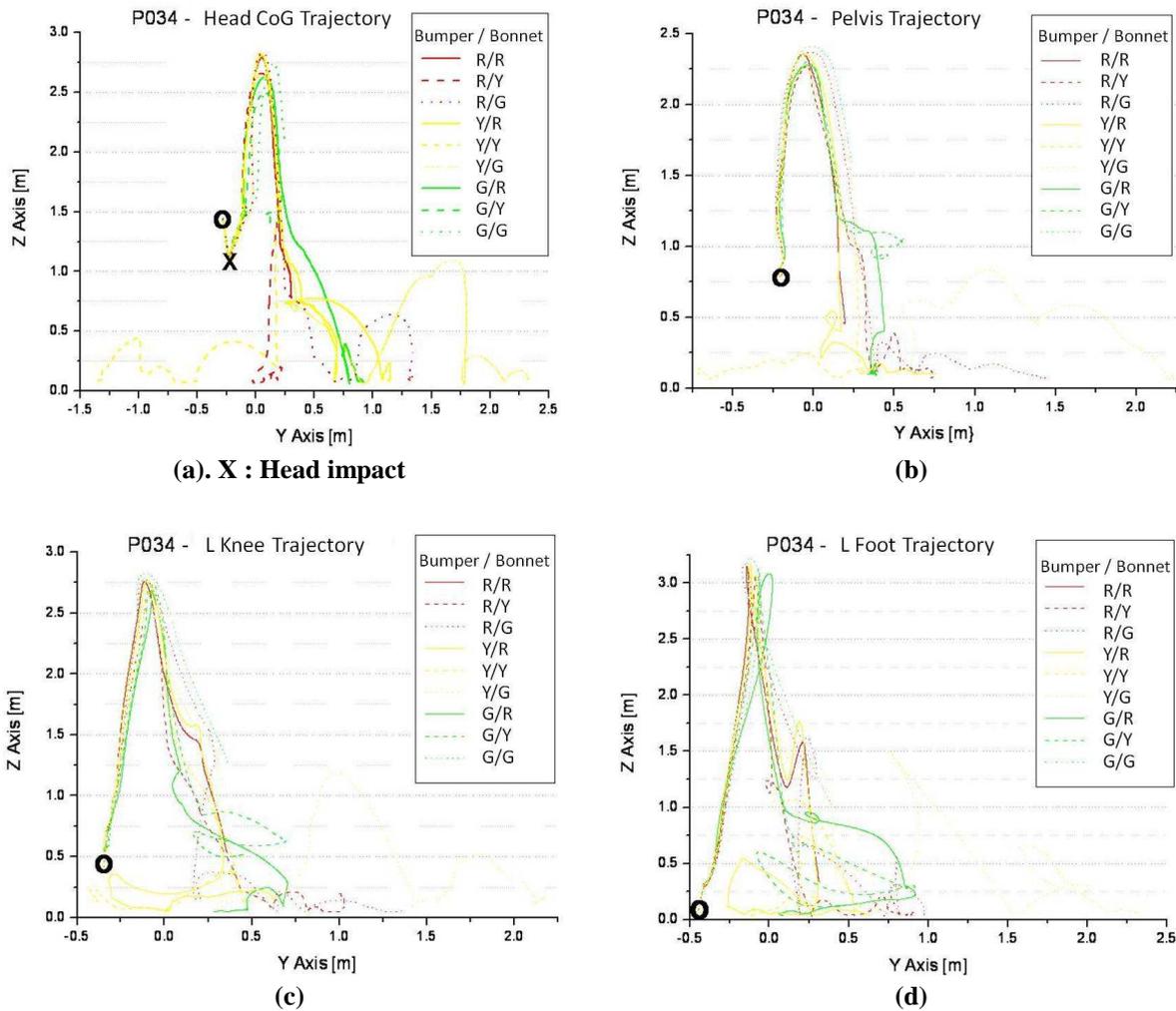


Figure 45. Trajectoires de : a. CdG de la tête, b. Pelvis, c. genou gauche, d. pied gauche pour le cas P034 à la posture 60% selon les raideurs des surfaces pare-choc et capot, avec raideurs R : Rouge, Y : Jaune, G : Vert, O : début de la simulation.

La figure 47 présente les distances de projection du piéton pour le cas P034 à la posture 60% pour toutes les raideurs envisagées pour la face avant du véhicule. Cette distance constitue un paramètre important pour la validation globale des simulations. En triangle bleu, sont représentés les cas conduisant à des chutes à droite du véhicule, chutes majoritaires correspondant à la chute du cas réel. Les chutes dans l'axe du véhicule sont représentées en croix jaune, les chutes à gauche du véhicule sont représentées en cercle rouge.

Les cas simulés conduisant à un arrêt de la simulation (amplitudes de mouvement au-delà des limites du modèle) sont marquées en triangle inversé vert. Un grand nombre de cas a résulté en une chute sur le véhicule, cas en violet (signe plus). La distance de projection est de 23 m en moyenne pour les simulations contre une distance réelle de 20 m.

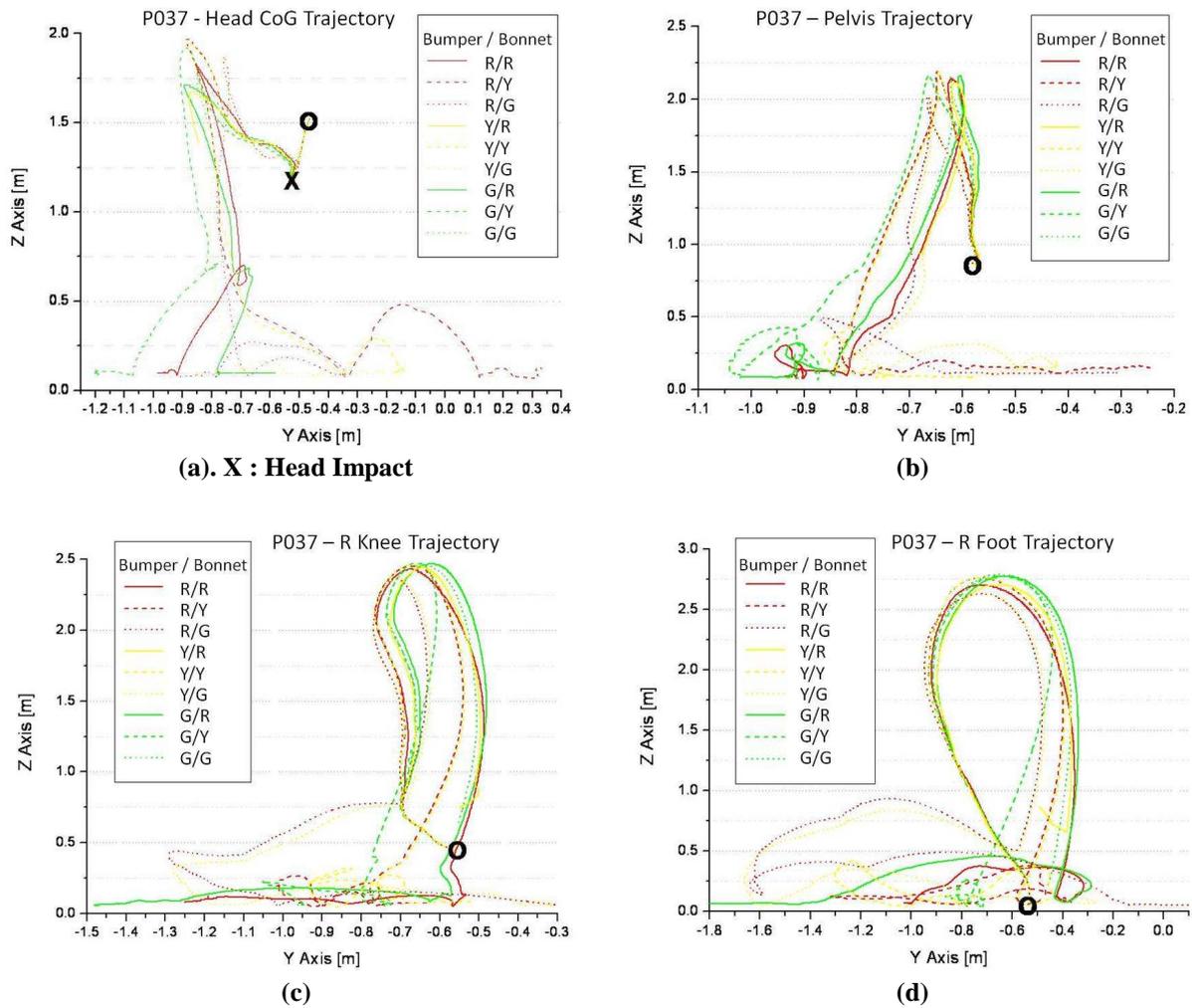
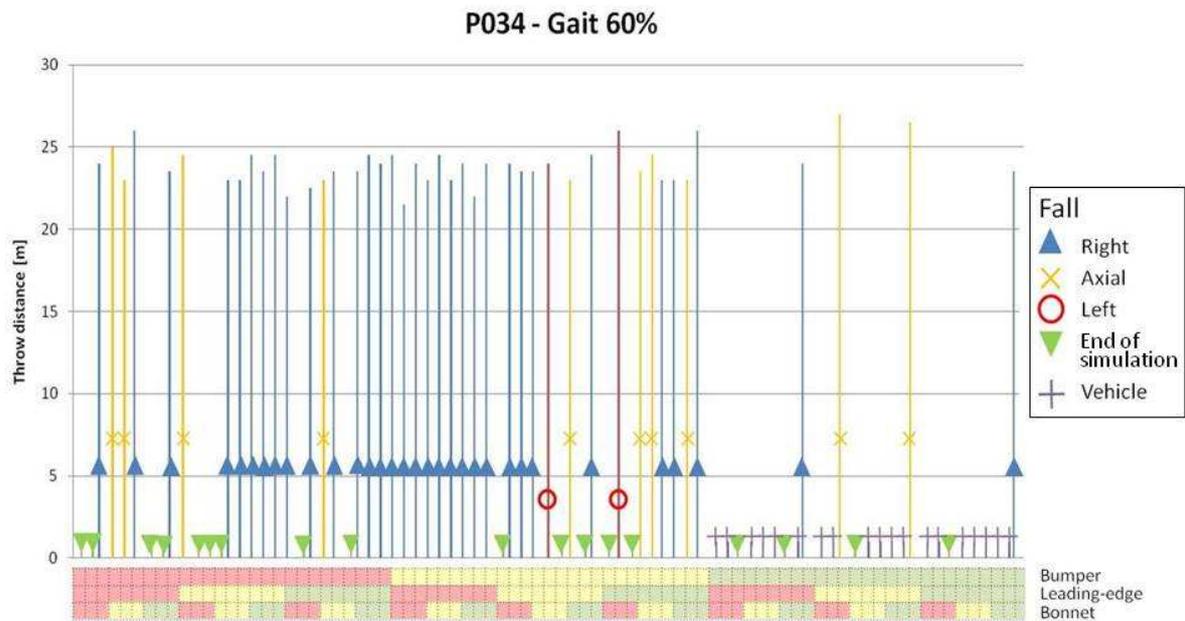


Figure 46. Trajectoires de : a. CdG de la tête, b. Pelvis, c. genou gauche, d. pied droit pour le cas P037 à la posture 20% selon les raideurs des surfaces pare-choc et capot avec raideurs R : Rouge, Y : Jaune, G : Vert, O : début de la simulation.

L'utilisation d'un pare-choc de raideur verte (dernier tiers de l'histogramme) conduit dans la plupart des cas à une chute sur le véhicule. Cette tendance est retrouvée pour le pare-choc de raideur verte pour la posture initiale à 70%, elle reste beaucoup moins marquée pour la posture à 30%. Pour le cas P037 (non représenté ici), dans la quasi-totalité des configurations simulées (toutes raideurs sur toutes surfaces), le piéton est projeté du côté réel à distance raisonnable quelle que soit sa position initiale.

Case		P034			P037		
Gait		60%	30%	70%	20%	40%	70%
WAD	R	2050	2050	2050	2134	1934	2130
	Y	2050	2050	2050	2134	1934	2130
	G	2050	2050	2040	2134	1934	2130

Tableau 9. WAD en mm de l'impact de la tête pour les cas P034 et P037, pour différentes raideurs du pare-choc et du capot, R : Rouge, J : Jaune, V : Vert.



**Figure 47. Distance de projection du piéton pour le cas P034 à la posture 60%.
(cas réel : chute à droite à 20 m).**

Conclusion

Deux cas d'accidents réels reconstruits ont servi de base pour une étude paramétrique sur les raideurs des différentes surfaces impactées du véhicule. Les accidents ont été reconstruits avec le modèle piéton TNO. Une étude préliminaire à cette étude paramétrique a permis de définir les trois positions initiales du piéton donnant les résultats les plus proches du cas réel pour chacun des deux cas. L'étude paramétrique a consisté à implémenter à chaque surface du véhicule (pare-choc, grille, capot et pare-brise) trois raideurs différentes. Chacun des deux cas d'accident a donc été simulé pour chaque posture avec toutes les combinaisons possibles de raideurs implémentées aux quatre surfaces du véhicule. Les résultats observés sont donnés en termes de cinématique globale du piéton avant et après impact, de vitesse de la tête à l'impact, de WAD de l'impact tête et de distance de projection du piéton. Il n'apparaît pas d'influence significative des raideurs du pare-choc ou du capot sur la vitesse de la tête à l'impact. L'influence de la raideur du capot sur cette vitesse ne dépasse pas 3.5% par rapport à une raideur moyenne. La raideur du pare-choc a montré une influence sur la distance de projection, notamment pour le cas P034 à une vitesse d'impact du véhicule de 60 km/h. Dans ce cas, le pare-choc de raideur vert absorbe l'impact et le piéton rechute sur le véhicule, ce qui n'est pas le cas lors de l'accident réel. Il apparaît ainsi une influence de la raideur sur la cinématique du piéton, sans toutefois retrouver de tendance générale selon les raideurs implémentées dans le véhicule.

Cette étude ne concerne que deux reconstructions d'accident, utilisant le même modèle de véhicule. L'influence des raideurs des surfaces impactées serait à étudier avec d'autres véhicules de types et de profils différents à différentes vitesses d'impact. Les raideurs implémentées dans le modèle de véhicule sont obtenues à une vitesse d'impact de 11 m/s différente des deux cas réels reconstruits.

3. Evaluation des modèles piétons

Introduction

Une reconstruction fidèle de la cinématique du piéton lors d'un impact nécessite l'utilisation d'un modèle de piéton validé. Comme il a été montré dans le premier chapitre, tous les modèles multicorps de piéton sont largement validés à travers des tests d'impact sur cadavres.

Le but de cette partie de la thèse est d'évaluer les modèles piétons disponibles à travers une reconstruction d'un test utilisant des PMHS. Le test PMHS est celui réalisé dans le cadre d'un projet sur l'amélioration de la protection des piétons en cas d'accident, cas expérimental d'un piéton contre un véhicule bien défini. Les modèles multicorps disponibles sont les modèles piétons du CASR, de Chalmers et du TNO. Les modèles seront ensuite évalués entre eux et comparés au test expérimental en termes de cinématique globale, de trajectoires de segments corporels, d'accélération du centre de gravité de la tête et enfin en termes de vitesse de la tête à l'impact.

3.4 Méthodologie pour l'évaluation des modèles piétons

Dans le cadre du projet sur l'Amélioration de la Protection des Piétons en cas d'Accident - APPA, des essais standards ont été réalisés sur des cadavres (Masson et al. 2007). Un essai est repris dans cette étude afin d'évaluer le comportement des modèles piéton lors de la reconstruction numérique de la cinématique du PMHS.

Pour cet essai, le sujet est masculin, âgé de 80 ans, de taille 1,68 m pour un poids de 70 kg. Le sujet est positionné comme un piéton traversant une route, dans la position dite « réglementaire », impact latéral avant droit centré sur le véhicule. Le sujet est suspendu à une potence, les deux pieds touchant le sol. La jambe droite est positionnée en avant, les pieds sont disposés de telle sorte que le talon droit soit aligné avec le bout du pied gauche. Il est maintenu en position debout à l'aide d'un système électromagnétique fixé à un collier. Il est rendu libre 10 ms avant l'impact. Des accéléromètres tri axes sont fixés à différents endroits du sujet, notamment dans la cavité nasale, sur le fémur et tibia droit. La vitesse d'impact est de 39.8 km/h. La distance de freinage du véhicule est de 12.5 m. Le sujet retombe sur le côté gauche. Le HIC est de 1234 à l'impact de la tête contre le pare-brise et 3433 à l'impact au sol.

Les lésions subies par le sujet sont des fractures multiples au thorax et des fractures et lésions ligamentaires des membres inférieurs. Il n'y a aucune lésion à la tête ni au cou.

Les courbes d'accélération linéaires de la tête du PMHS sont présentées en figure 50a. L'accélération résultante maximale est de 297 g. La vitesse d'impact de la tête est de 8.3 m/s.

Au niveau du véhicule, la calandre ne présente aucune déformation. Le capot est déformé à l'avant du véhicule sur l'axe médian. Le pare-brise est brisé par l'impact de la plaque dorsale du SHPM ou par la tête.

Les modèles piétons évalués dans cette partie sont les modèles du TNO, de Chalmers et du CASR. Le modèle de véhicule correspond à celui du test PMHS, reconstruit en multicorps sous forme d'ellipsoïdes pour une reconstruction numérique sous Madymo®. Chaque surface du véhicule est implémentée par une raideur caractéristique de la surface, raideur issue de Martinez et al. (2007). Après les conclusions de l'étude précédente, les raideurs implémentées sont les raideurs jaunes moyennes, représentées dans le chapitre 1, en figure 21.

Les positions initiales des modèles de piétons sont identiques au cadavre, et représentées en figure 48.

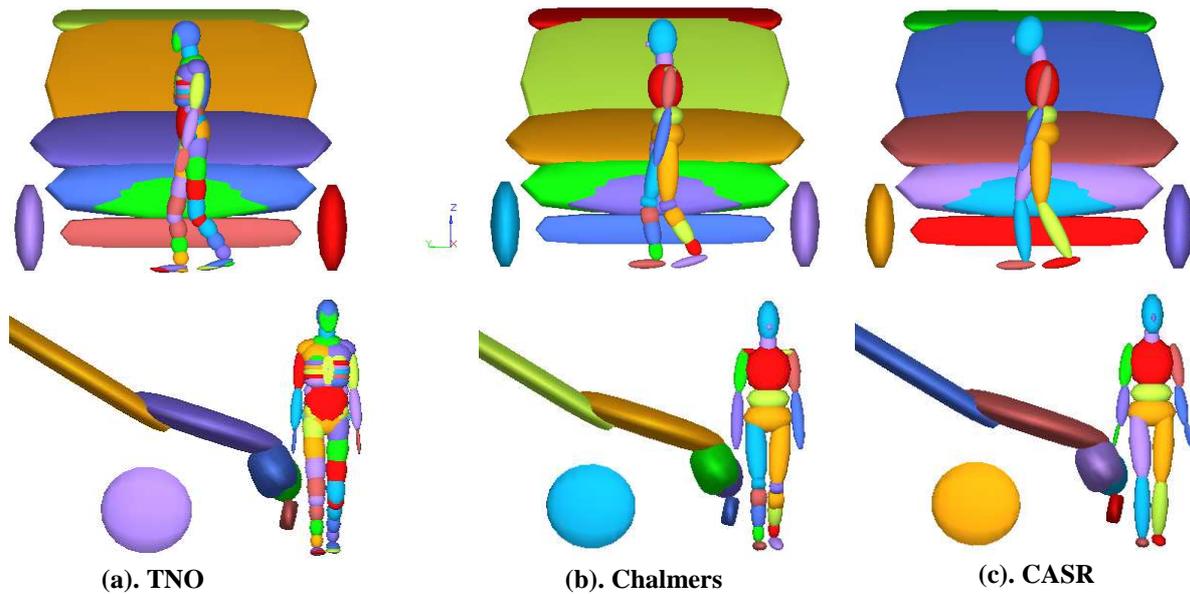


Figure 48. Positions initiales des modèles piétons (a): TNO, (b): Chalmers et (c): CASR, lors de leur validation sur tests PMHS Vel Satis APPA.

Les résultats de ces reconstructions numériques sont dans un premier temps observés et comparés au test PMHS en termes de cinématique globale du piéton après l'impact, de vitesse d'impact de la tête, d'accélération linéaire du centre de gravité de la tête, et de HIC. Les modèles sont ensuite évalués en termes de trajectoires du centre de gravité de la tête, du pelvis, du genou et du pied.

Résultats

Les différentes séquences observées de la cinématique lors de l'essai PMHS sont les suivantes :

- 16 ms : contact de la hanche sur le capot, légèrement masqué par le contact du bras droit.
- 70 ms : appui du coude sur le capot.
- 112 ms : contact de l'épaule sur le haut du capot.
- 126 ms : contact de la tête sur le pare-brise.
- de 140 à 230 ms : le sujet glisse sur le capot et le pare-brise.
- 224 ms : le bassin se décolle du capot et commence à tourner vers le côté gauche du véhicule.
- entre 231 et 508 ms : le sujet pivote vers l'extérieur gauche du véhicule avec entre 381 et 508 ms, un unique contact de la tête avec le véhicule (haut du pare-brise)
- à partir de 508 ms : le SHPM n'est plus en contact du véhicule et se trouve du côté gauche du véhicule en vol libre.
- 1338 ms : la tête du sujet impacte le sol après impact du corps.

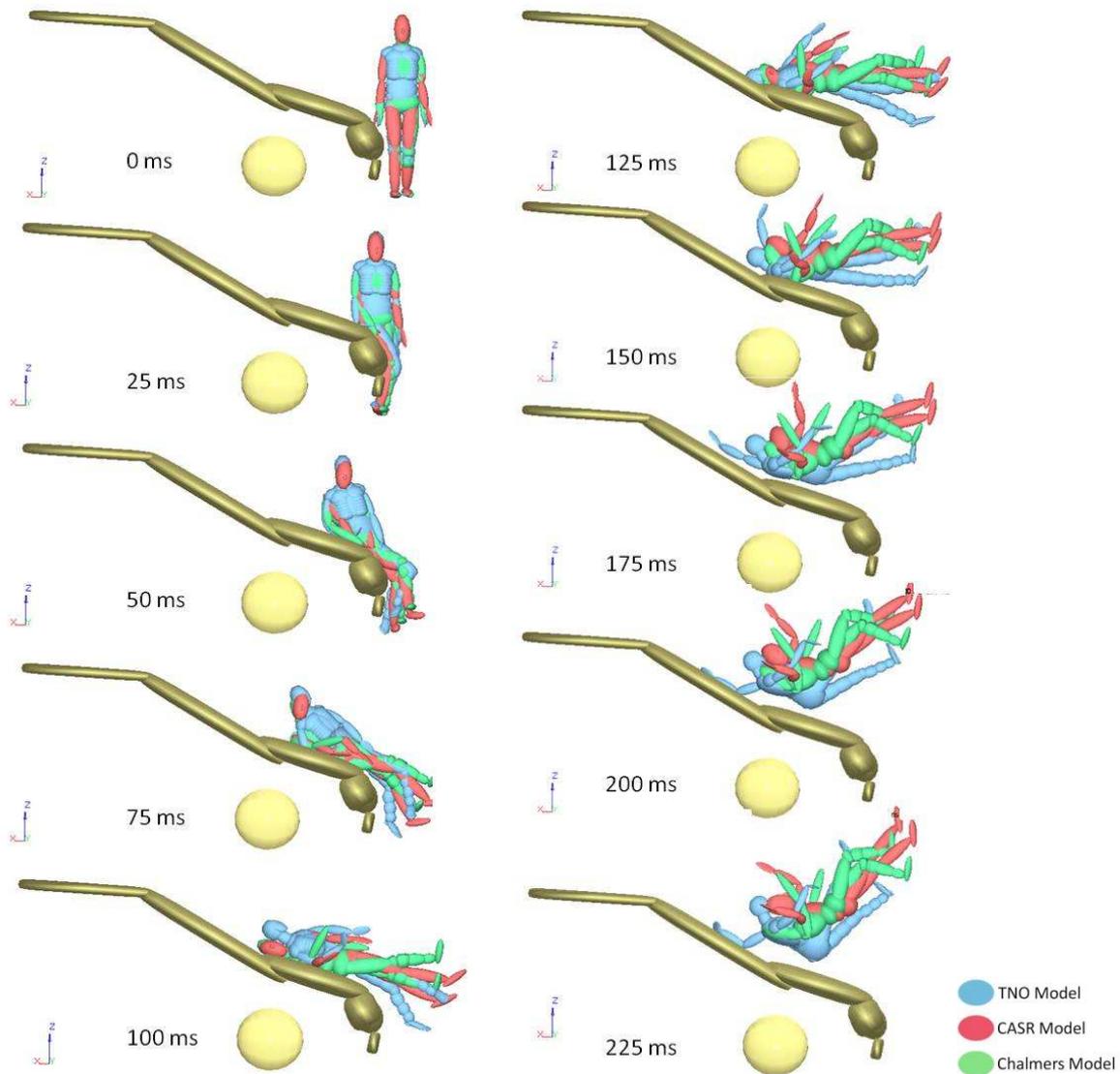


Figure 49. Cinématique des modèles multicorps de piéton lors de l'essai APPA.

La figure 49 représente la cinématique des modèles multicorps piétons TNO, Chalmers et CASR. Pour les trois modèles décrits, le contact du coude sur le capot se fait aux alentours de 60 ms. L'épaule et la tête des modèles Chalmers et CASR contactent le véhicule respectivement à 100 ms et 110 ms du début de la simulation. Le modèle TNO, malgré une stature identique aux autres modèles, impacte la tête plus tardivement vers 125 ms, temps d'impact plus proche de celui du test PMHS et à un WAD plus proche du test. Les modèles Chalmers et CASR ont un impact latéral de la tête, le modèle TNO, un impact arrière avec un pivotement du corps vers le côté gauche du véhicule. Pour tous les modèles, dès le contact tête/pare-brise, le bassin se décolle du véhicule, contrairement au cadavre. Tous les modèles multicorps se retrouvent, en fin de trajectoire, à une distance similaire au cadavre. La cinématique globale du modèle TNO se rapproche le plus de la cinématique du cadavre par le timing et la localisation de l'impact de la tête.

Le tableau 10 résume les résultats obtenus en termes de vitesse de la tête à l'impact et d'accélération linéaire maximale du centre de gravité de la tête pour les trois modèles multicorps de piétons, comparés au PMHS. Les vitesses de la tête des modèles à l'impact sont toutes du même ordre de

grandeur avec une valeur moyenne de 12.2m/s à 47% supérieure à celle de la tête du cadavre. Les valeurs d'accélération maximales des modèles TNO et CASR sont diminuées de moitié par rapport à la valeur du cadavre. Seul le modèle Chalmers présente une accélération maximale proche de celle du cadavre.

		PMHS	TNO	CASR	Chalmers
Vhead	m/s	8,3	11,8	12,2	12,5
Error	%		36	47	51
y _{max}	g	297	129	141	237

Tableau 10. Tableau résumant les résultats obtenus pour l'évaluation des modèles piétons au cas APPA.

La figure 50 représente les courbes temporelles d'accélération linéaire du centre de gravité de la tête du PMHS et des modèles TNO, Chalmers et CASR. La figure 51 représente les résultantes de ces accélérations linéaires du centre de gravité de la tête. Les impacts de la tête des modèles CASR et Chalmers conduisent à des courbes d'accélération du centre de gravité de la tête très similaires avec une même orientation de la tête à l'impact. Les courbes d'accélération résultante des modèles (figure 51) montrent un impact sur le pare-brise plus long et plus 'mou' que l'impact de la tête du PMHS.

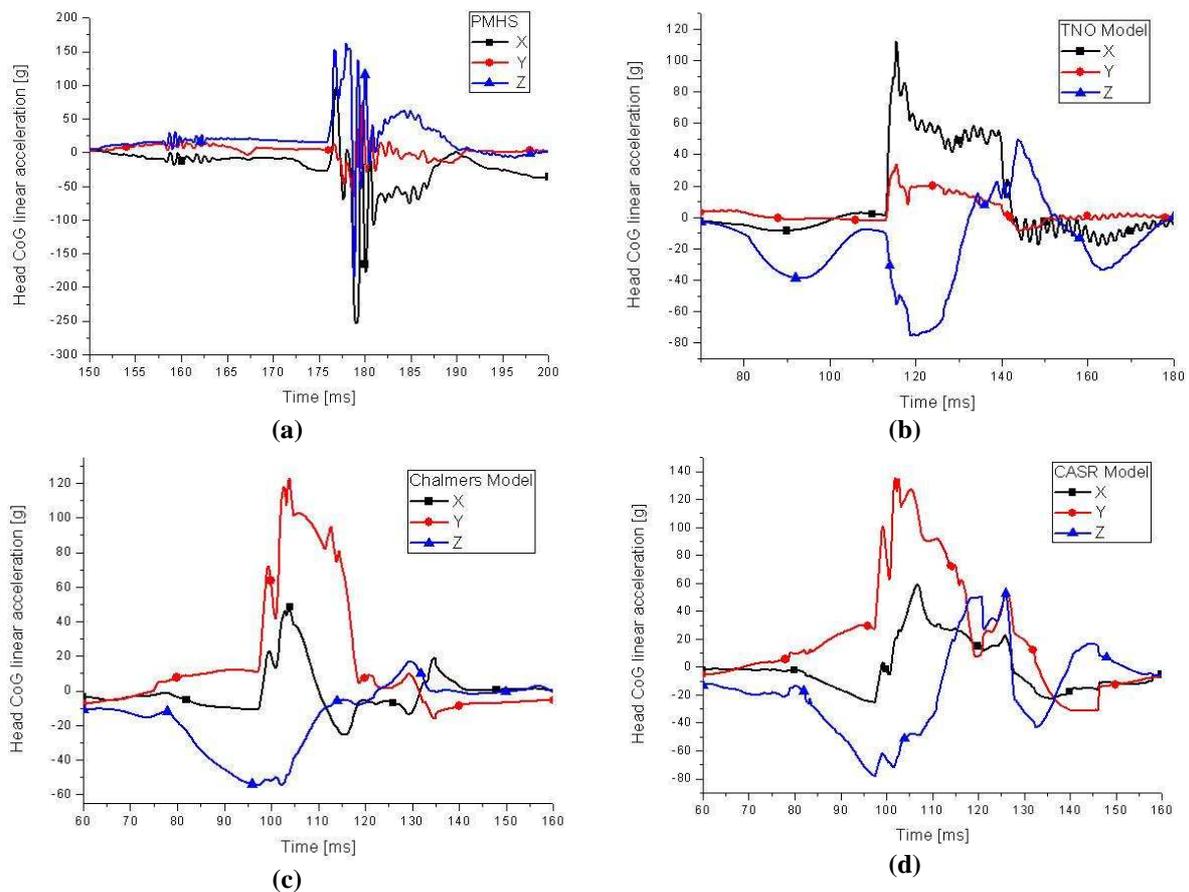


Figure 50. Accélération linéaire du centre de gravité de la tête (a) du PMHS et des modèles (b) TNO, (c) Chalmers et (d) CASR dans le cas Vel Satis APPA.

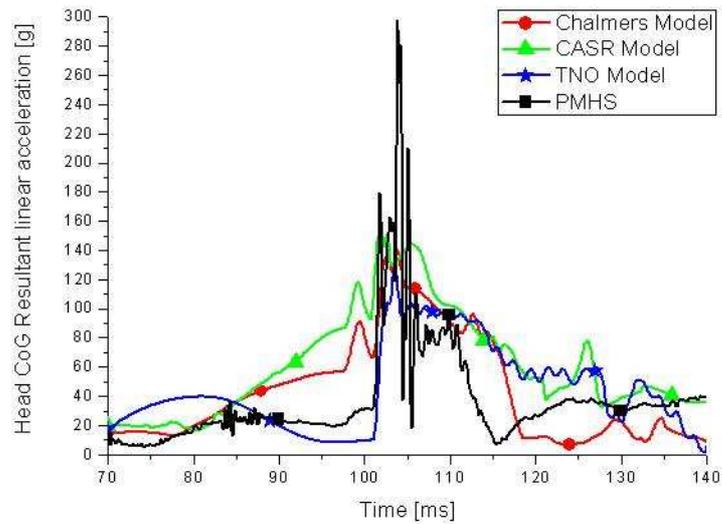


Figure 51. Courbes temporelles d'accélération linéaire résultante du centre de gravité de la tête des modèles piétons TNO, CASR et Chalmers et du PMHS pour la simulation du cas Vel Satis APPA.

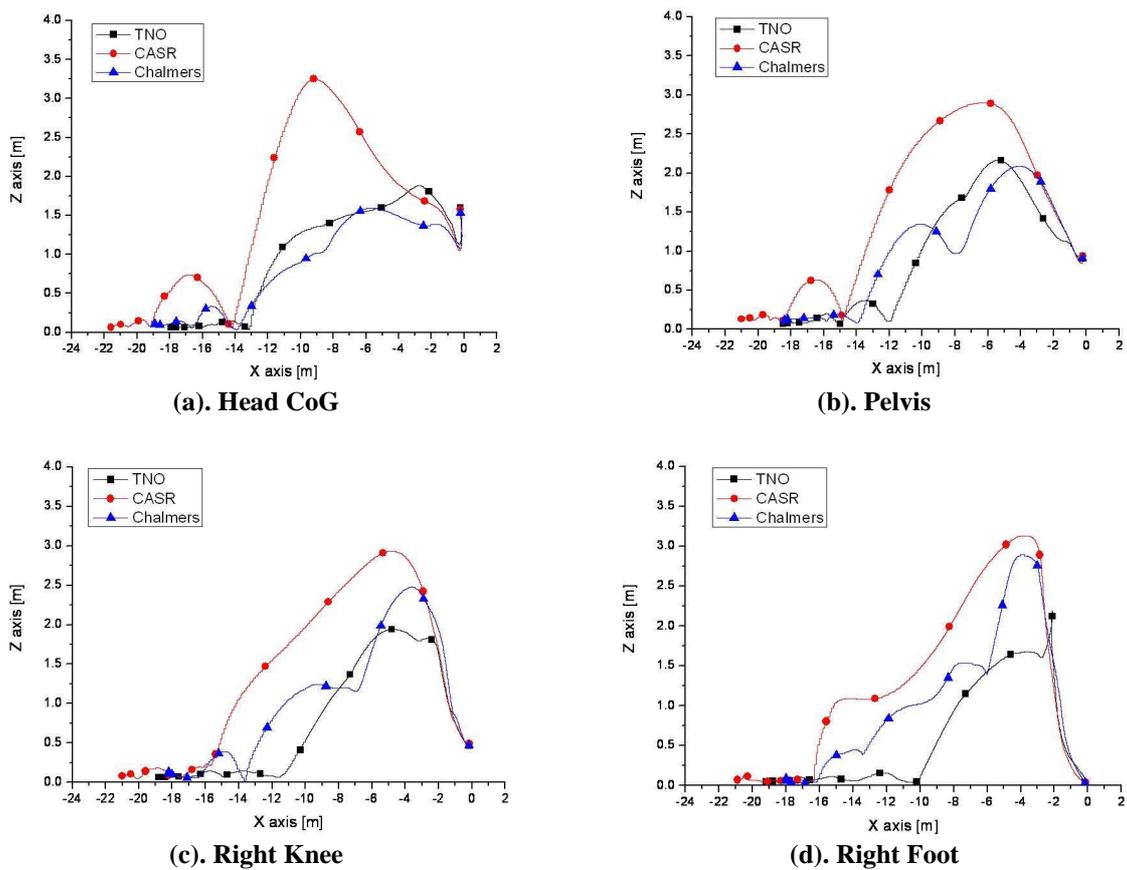


Figure 52. Trajectoires de : a. CdG de la tête, b. Pelvis, c. genou droit, d. pied droit des modèles piétons TNO, CASR et Chalmers pour la simulation du cas Vel Satis APPA.

La figure 52 représente les trajectoires du centre de gravité de la tête, du pelvis, du genou gauche et du pied gauche lors de la simulation du cas APPA avec les modèles TNO, Chalmers et CASR. Le modèle CASR présente une trajectoire beaucoup plus haute quelque soit le segment anatomique, malgré un poids similaire aux deux autres modèles, et impacte le sol plus tardivement. Les deux autres modèles (TNO et Chalmers) montrent des trajectoires quasi-similaires, excepté pour la trajectoire du pied.

Conclusion

Trois modèles multicorps, TNO, Chalmers et CASR, ont été évalués à travers une reconstruction d'un cas PMHS bien documenté. Les modèles ont été évalués en termes de cinématique globale du piéton pendant l'impact, d'accélération du centre de gravité de la tête, de vitesse de la tête à l'impact et de trajectoires de différents segments anatomiques. Les trois modèles multicorps de piétons suivent plus ou moins les différentes séquences de la cinématique observée pour le PMHS. Cependant, les têtes des modèles Chalmers et CASR contactent le pare-brise en impact latéral alors que l'impact est occipital pour la tête TNO. Les vitesses d'impact de la tête calculées sont toutes supérieures à celle de la tête du cadavre à des valeurs de 36%, 47% et 51% pour les modèles TNO, CASR et Chalmers respectivement (tableau 11).

Le modèle TNO, modèle piéton le plus complexe, montre une cinématique proche du modèle Chalmers en termes de trajectoires de segments anatomiques.

		PMHS	TNO	CASR	Chalmers
Vhead	m/s	8,3	11,8	12,2	12,5
Error	%		36	47	51

Tableau 11. Vitesse de la tête à l'impact pour l'évaluation des modèles piétons au cas PMHS.

4. Evaluation des modèles de cou

4.1 Introduction

L'objectif de ce paragraphe est d'évaluer les modèles de cou des différents modèles multicorps de piétons disponibles dans le cadre de la reconstruction de la cinématique du piéton. Les modèles de cou évalués sont les modèles du CASR, de Chalmers et du TNO. Ces modèles de cou seront de même évalués avec le modèle multicorps de cou HIII, modèle de base souvent utilisé lors de reconstructions physiques. Plusieurs méthodes d'évaluation seront mises en œuvre dans cette partie.

La première méthode d'évaluation est l'analyse modale multidirectionnelle des différents modèles de cou. Cette méthode permet d'identifier les modes fréquentiels du système tête-cou dans le domaine linéaire aux petits déplacements. Ces résultats seront ainsi comparés aux résultats obtenus selon la même méthode avec des volontaires humains lors de tests expérimentaux d'analyse modale rapportés par Gunzel (2009). Les résultats seront également comparés aux résultats obtenus avec le modèle éléments finis du système tête-cou rapporté par Meyer *et al.* (2004).

La seconde méthode d'évaluation sera réalisée dans le domaine temporel sur la base des tests N.B.D.L. (Ewing *et al.* 1968), tests d'accélération frontales et latérales réalisés sur sujets volontaires humains. A cette fin, les conditions de test seront reproduites numériquement pour les différents modèles multicorps de cou.

Toujours dans le but d'évaluer l'influence de la jonction tête-cou sur la réponse de la tête du piéton au moment du choc, une dernière partie de ce paragraphe consistera à simuler des cas de chute avec deux conditions aux limites de la tête au moment du choc, la tête fixée au corps et la tête seule.

4.2 Modèles de cou

Les modèles de cou évalués sont les modèles de cou du modèle piéton CASR, Chalmers, TNO et du modèle HIII. Dans ce paragraphe, une présentation des modèles multicorps de cou est proposée. Les résultats étant également comparés au modèle EF de l'Université de Strasbourg (Meyer *et al.* 2004) dans les différentes études, une brève présentation de ce modèle EF sera exposée dans un premier temps.

Le modèle éléments finis du cou a été développé au sein du laboratoire des Systèmes Biomécaniques: Transport et Sécurité de l'Université de Strasbourg par Meyer *et al.* (2004).

Ce modèle est construit à partir de la géométrie d'un volontaire humain à l'aide de coupes scanner. La création du maillage est obtenue avec le logiciel Hypermesh après avoir reconstruit la colonne cervicale osseuse en format stéréolithographique. Les vertèbres cervicales sont modélisées par des éléments coque. Les disques intervertébraux sont représentés par trois couches en éléments brique. Les différents et nombreux ligaments sont modélisés par des éléments ressort. Ces ligaments sont insérés sur le corps vertébral ainsi que sur les processus épineux des vertèbres cervicales. Les muscles et les tissus mous sont modélisés par des éléments brique. Le modèle ainsi défini est constitué de 12460 éléments (figure 53).

Les caractéristiques mécaniques affectées aux différents constituants musculaires et ligamentaires sont issues de la littérature. Les vertèbres cervicales sont définies en corps rigide, le but du modèle n'étant pas de reproduire les fractures mais les lésions modérées du rachis cervical. Afin de reproduire le comportement du muscle, une loi passive a été modélisée. Une description plus exhaustive de ces propriétés mécaniques peut être trouvée dans la publication de Meyer *et al.* (2004).

Afin de valider ce modèle, le cou est couplé au modèle de tête SUFEHM. Le modèle couplé a été validé à partir :

- d'impacts frontaux, obliques et latéraux de tests NDBL réalisés par Ewing (1968, 1977) sur volontaires,
- de tests d'impacts arrière réalisés par Prasad (1997) sur des cadavres.

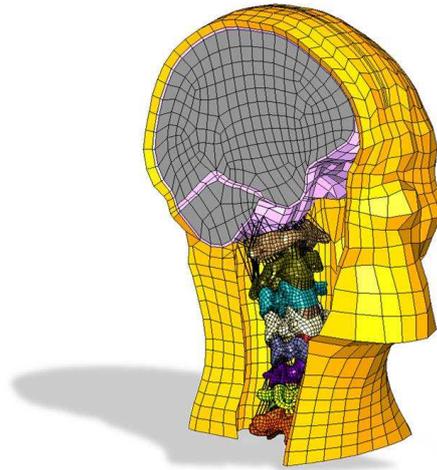


Figure 53. Modèle Eléments Finis du système Tête-Cou de l'Université de Strasbourg (Meyer *et al.* 2004).

Ces validations ont été effectuées en termes d'accélération linéaire et angulaire et de déplacement du centre de gravité de la tête.

En plus de cette validation dans le domaine temporel, une caractérisation modale du système tête-cou a été réalisée dans le domaine fréquentiel. La méthode d'analyse modale sur le cou humain est décrite plus largement dans les travaux de Bourdet (2004). Cette analyse modale numérique est superposée à une analyse modale expérimentale réalisée sur sujets humains volontaires au sein de l'Université de Strasbourg.

Le modèle tête-cou reproduit fidèlement les deux premières déformées modales du cou. Le premier mode de flexion-extension apparaît à une fréquence de résonance de 1.6 Hz contre 1.4 Hz pour les volontaires. Le deuxième mode de rétraction du cou apparaît à une fréquence de résonance de 8 Hz contre 8.8 Hz sur les sujets humains.

Les modèles multicorps de cou considérés dans ce chapitre sont les modèles de cou des modèles piéton CASR, Chalmers, TNO et du modèle HIII. Les schémas des modèles de cou multicorps sont représentés sur la figure 54. A l'exception du modèle du TNO, tous les modèles peuvent être considérés comme étant bi-articulés autorisant au minimum deux rotations. La particularité du modèle TNO est qu'il est le seul à autoriser une élongation de la colonne cervicale, avec l'utilisation de liaisons dites 'libres' à 6 degrés de liberté (ddl).

A chaque ddl de chaque liaison est attribuée une raideur. La figure 55 représente les raideurs des liaisons au niveau de la jonction occipitale (CO) et thoracique (T1) pour le modèle du cou du TNO. Les raideurs de déplacement de ces deux liaisons du TNO ne sont pas représentées, étant cryptées sous le logiciel MADYMO. Toutes les raideurs des différentes liaisons du modèle HIII sont de même cryptées et donc non accessibles. La figure 56 représente les raideurs des liaisons du cou du modèle CASR. Ce modèle est le seul qui prend en compte une courbe de déchargement et à différencier les raideurs des liaisons CO et T1. La figure 57 représente les raideurs des liaisons du cou du modèle Chalmers. Les raideurs sont du même ordre de grandeur quel que soit le mouvement, flexion/extension, flexion latérale ou rotation. Pour les modèles TNO et Chalmers, les raideurs sont les mêmes au niveau des liaisons CO et T1.

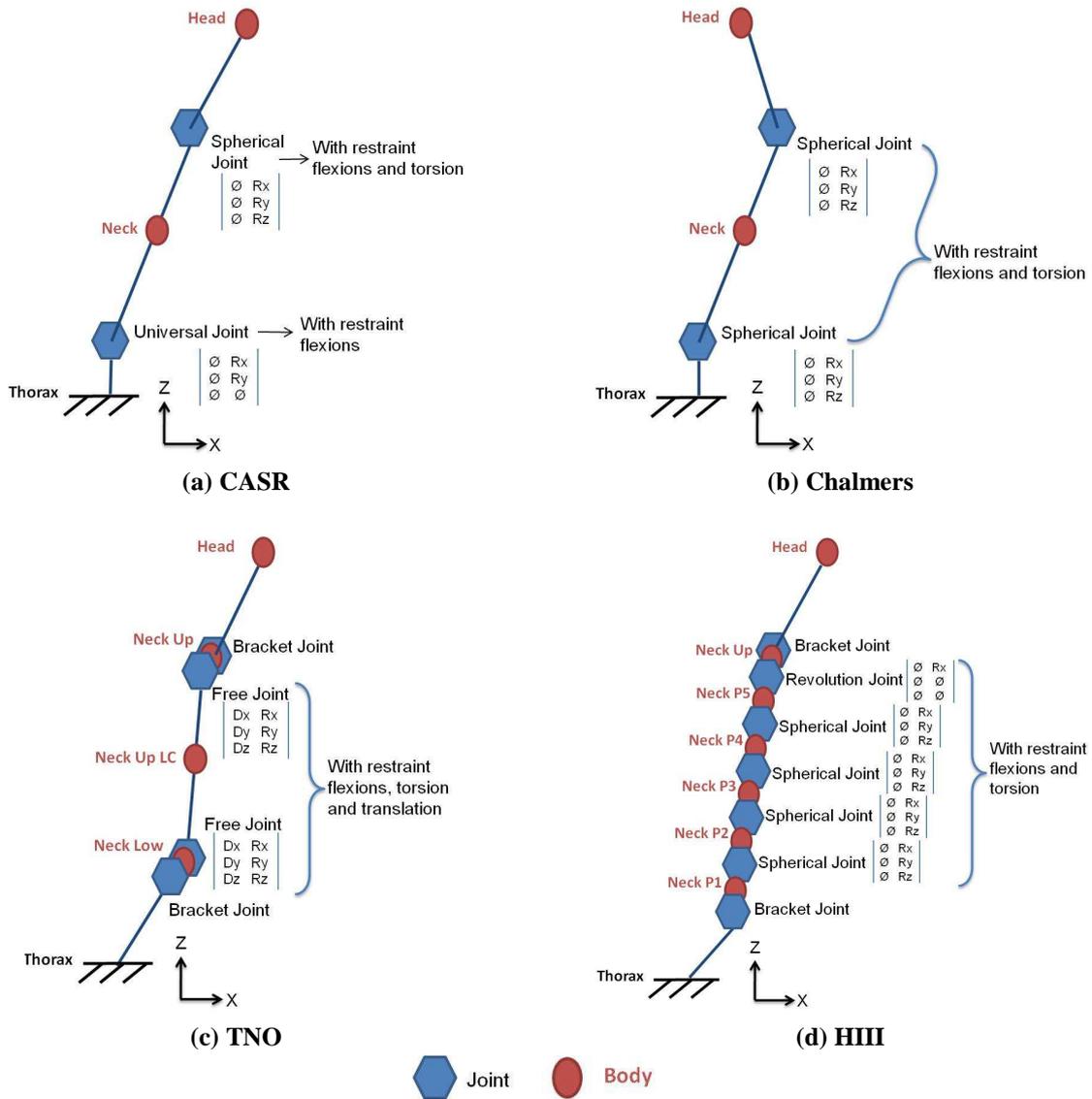


Figure 54. Schémas des modèles de cou (a) CASR, (b) Chalmers, (c) TNO, (d) HIII.

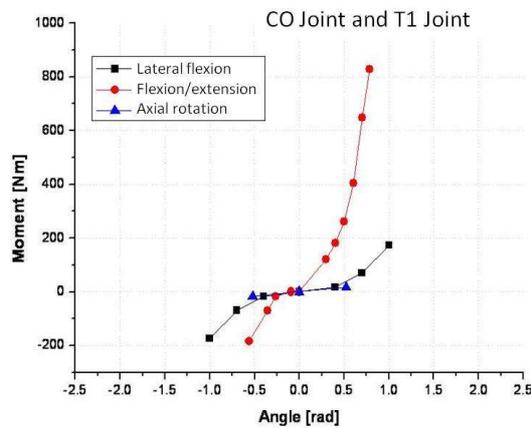


Figure 55. Courbes de raideur des liaisons du cou du modèle TNO.

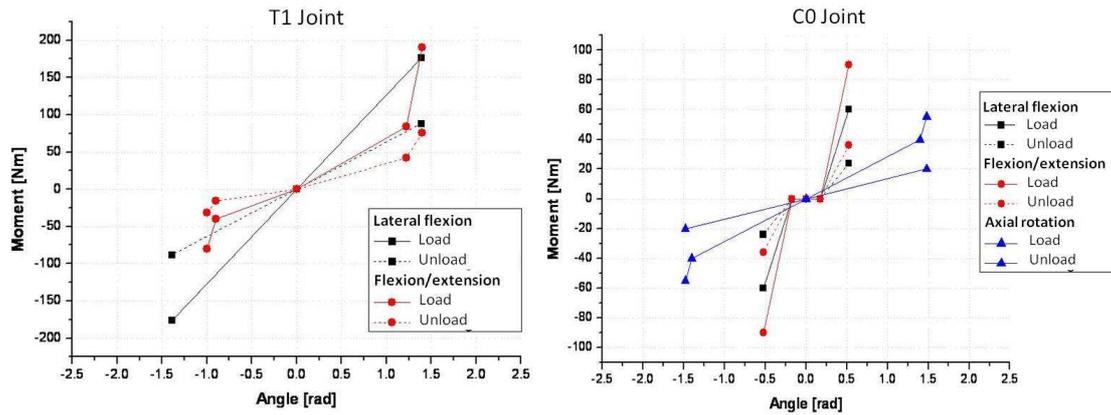


Figure 56. Courbes de raideurs des liaisons du cou du modèle CASR.

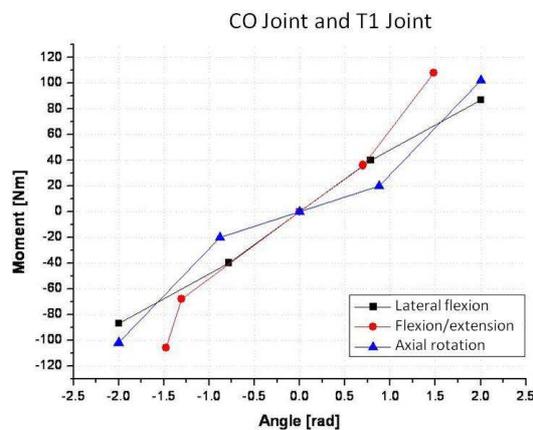


Figure 57. Courbes de raideurs des liaisons du cou du modèle Chalmers.

Model	Pedestrian weight kg	pedestrian Height cm	Head mass kg	Head Inertia kg.m ²	Neck mass kg	Head-neck mass kg
CASR	79	178	4,21	0,0204; 0,0233; 0,0151; 0; 0; 0	1,02	5,23
Chalmers	78	178	4,19	0,0202; 0,0230; 0,0151; 0; 0; 0	1,03	5,22
TNO	78	178	4,95	0,0200; 0,0222; 0,0145; 0; 0; 0	2,94	7,89
HIII	78	178	4,5	0,0220; 0,0210; 0,0149; 0; 0; 0	1,14	5,64

Tableau 12. Dimensions des modèles piétons dans l'étude de l'évaluation des cous.

Les dimensions des modèles multicorps de piéton et de cou retenus pour l'évaluation des modèles de cou sont rappelées dans le tableau 12. Tous les modèles de piéton présentent les mêmes dimensions corporelles, en taille et en poids. Seul le modèle TNO présente un écart de masse important pour le cou, avec une masse de 2.94kg. Cet écart de masse est du au programme de redimensionnement Madyscale du modèle piéton TNO. Cette option de redimensionnement étant une caractéristique du modèle TNO, cette différence de masse du cou est à considérer pour l'évaluation des modèles de cou.

4.3 Analyse modale multidirectionnelle des modèles de cou

4.3.1 Introduction

Les méthodes d'analyse modale sont des méthodes non destructives d'investigation largement utilisées, qui ont été mises en œuvre pour établir et (ou) améliorer la connaissance du modèle dynamique des structures réelles. En effet, les paramètres significatifs permettant de représenter le comportement dynamique d'une structure linéaire quelle que soit sa complexité sont concentrés dans un nombre de paramètres modaux caractéristiques: fréquences propres, amortissements modaux et formes propres ou déformées modales associées.

La recherche constante de l'amélioration de la qualité dans tous les domaines où intervient la mécanique a conduit les concepteurs à utiliser l'analyse modale expérimentale comme un outil privilégié pour accéder à une meilleure connaissance du comportement dynamique des structures. Toute une méthodologie s'est ainsi développée en aval de l'analyse modale par exemple la sous-structuration dynamique ou le recalage des modèles de calcul par éléments finis par rapport à la structure réelle.

4.3.2 Théorie de l'analyse modale

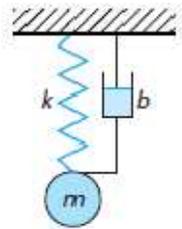
L'analyse modale est une méthode d'identification, non destructive, très souvent utilisée dans l'ingénierie pour la caractérisation dynamique des structures mécaniques. Elle permet d'extraire des paramètres mécaniques sous forme de réponses en fréquence (ou fonctions de transfert), de fréquences propres, d'amortissement modaux et de déformées modales. Notre approche va donc être d'utiliser cette technique pour caractériser les modèles de cou.

Afin de pouvoir réaliser une analyse modale, la structure doit vérifier quatre hypothèses :

- La structure est supposée linéaire, c'est-à-dire que la réponse de la structure à une combinaison de forces appliquées simultanément est la somme des réponses individuelles à chacune des forces appliquée seule. Dans le cas de structures non-linéaires, on considère que le modèle linéaire obtenu avec l'analyse modale est une approximation raisonnable du comportement de la structure.
- La structure est invariante dans le temps, c'est-à-dire que les paramètres que l'on cherche à déterminer sont constants.
- La structure vérifie la réciprocité de Maxwell, c'est-à-dire qu'une force appliquée au degré de liberté (ddl) p cause une réponse au ddl q qui est la même que celle du ddl p lorsqu'on applique la même force au ddl q .
- La structure est observable, c'est-à-dire que les mesures effectuées contiennent assez d'informations pour établir un modèle comportemental adéquat de la structure.

Afin de comprendre l'analyse modale, une compréhension complète d'un système à un ddl est nécessaire. En particulier, l'étude de ce système dans les domaines temporel et fréquentiel (ou domaine de Fourier) sert de base pour la plupart des modèles utilisés dans l'estimation des paramètres modaux. L'importance de cette approche à un ddl réside dans le fait qu'un système à plusieurs ddl peut être considéré comme une superposition linéaire de plusieurs systèmes à un ddl.

On prendra pour système à un ddl de base le cas simple d'un système masse-ressort à amortissement visqueux, représenté en Figure 58. En supposant que l'amortissement se traduit par une force proportionnelle à la vitesse, on obtient l'équation différentielle du mouvement de la masse décrite en équation eq. 1,



$$m\ddot{x}(t) + c\dot{x}(t) + kx(t) = f(t) \quad \text{Eq. 1}$$

Figure 58. Système masse-ressort.

Où m représente la masse, c l'amortissement et k la raideur du système.

Une équation équivalente à l'équation eq. 1 est déterminée dans le domaine fréquentiel ou de Fourier. Cette représentation a l'avantage de convertir une équation différentielle en une équation algébrique. En prenant la transformée de Fourier de l'équation eq. 1, on obtient l'équation eq. 2.

$$[-m\omega^2 + jc\omega + k] X(\omega) = F(\omega) \quad \text{Eq. 2}$$

Que l'on peut réécrire sous la forme :

$$X(\omega) = H(\omega)F(\omega), \text{ où } H(\omega) = \frac{1}{-m\omega^2 + jc\omega + k} \quad \text{Eq. 3}$$

En considérant la structure étudiée comme une boîte noire, le schéma de principe de ce modèle est donné en figure 59.

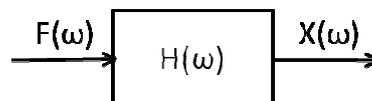


Figure 59. Représentation schématique du modèle avec l'entrée $F(\omega)$, la fonction de transfert $H(\omega)$ et la sortie $X(\omega)$.

La quantité $H(\omega)$ est appelée fonction de transfert du système. Le dénominateur de l'équation eq. 3 est l'équation caractéristique du système et est de la même forme que l'équation eq. 1. En termes de paramètres modaux, les valeurs caractéristiques de cette équation sont appelées fréquences modales. En considérant l'entrée F comme une force et la sortie X comme étant une accélération, la fonction de transfert est alors appelée inertance du système.

L'étape suivante consiste à tracer la fonction de transfert H dans le plan de Nyquist, en traçant la partie imaginaire en fonction de la partie réelle de la fonction. Au voisinage d'une fréquence de résonance, le

lieu de Nyquist est assimilable à un cercle de centre et de diamètre dont les coordonnées dépendent du coefficient d'amortissement du système à un ddl (figure 60).

Il existe différentes approches afin de définir la résonance du système à partir du diagramme de Nyquist, approches décrites par Ewins en 1984. La méthode la plus naturelle est de définir l'angle entre deux points de la solution exacte appartenant à la solution approchée du cercle du plan de Nyquist. La fréquence de résonance se situera entre les fréquences des deux points dont l'angle est le plus grand. La précision de la fréquence est donnée à $\pm 5\%$.

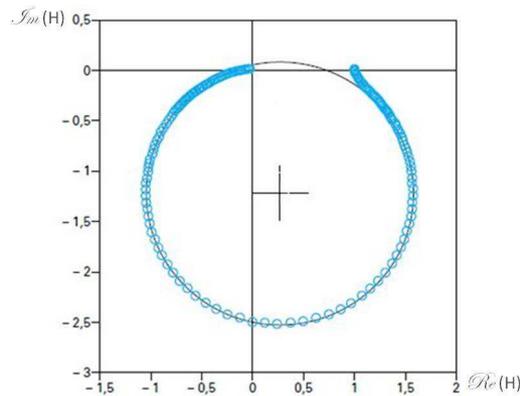


Figure 60. Exemple de diagramme de Nyquist d'un système à un ddl.
(O solution exacte, _ solution approchée)

4.3.3 Procédure des tests

Les tests numériques de caractérisation modale dans le plan sagittal et frontal du cou s'appuient sur les travaux expérimentaux de thèse de Nicolas Bourdet (2004) et de Klaus Gunzel (2009). Ils consistent à impacter un ballon de basket sur le front ou la zone temporale de la tête du volontaire. Un capteur de force situé en zone frontale ou latérale de la tête du volontaire permet d'enregistrer la force. Des accéléromètres tri-axes sont disposés sur la tête du volontaire afin d'enregistrer les accélérations. Un exemple de ces deux mesures est présenté en figure 61. La figure 62 représente les dispositifs expérimentaux d'analyse modale du système tête-cou en frontal et latéral tel que développé par Bourdet ainsi que leur simulation par une modélisation multicorps.

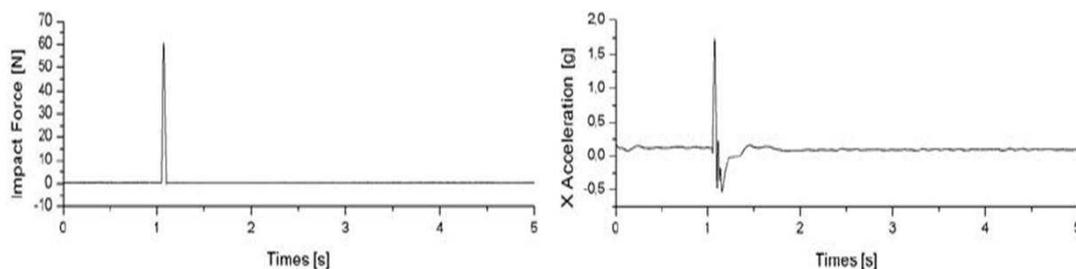


Figure 61. Courbes de force et d'accélération linéaire du centre de gravité de la tête en excitation frontale.

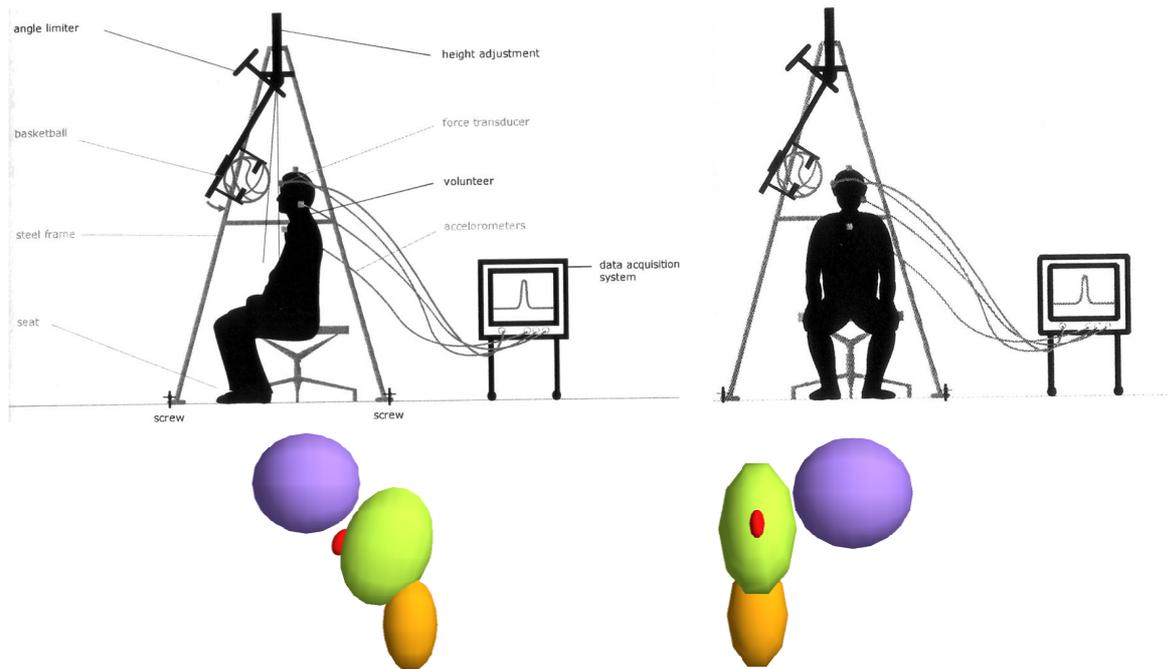


Figure 62. Dispositif expérimental et numérique d'analyse modale du système tête-cou en frontal et latéral.

Gunzel, dans le cadre de sa thèse à l'Université de Strasbourg en 2009, s'appuie sur les travaux de Bourdet, et détermine des fréquences de résonance pour les déformées modales du cou humain en excitation frontale et latérale (figure 63) sur plusieurs volontaires. Les déformées modales sont la flexion-extension et la rétraction frontale dans le plan antéropostérieur, et l'inclinaison et la rétraction latérale dans le plan frontal.

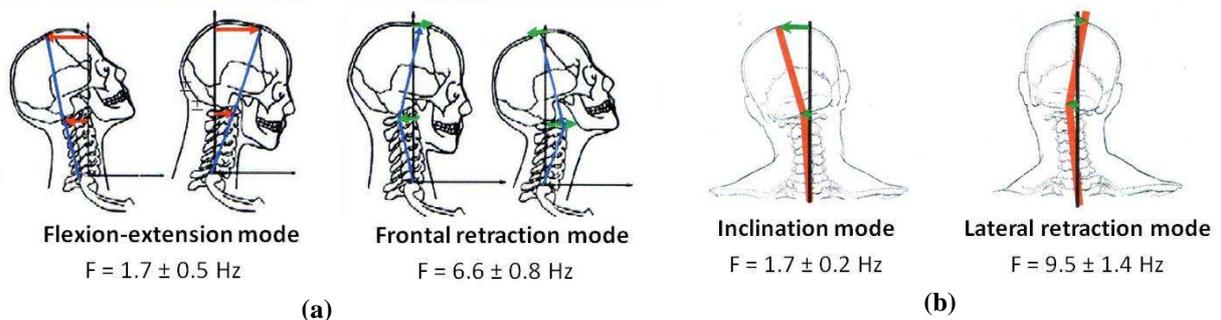


Figure 63. Résultats de l'analyse modale expérimentale en excitation (a) frontale et (b) latérale réalisée par Gunzel (2009).

Pour l'analyse numérique dans le plan sagittal, la force d'excitation et les accélérations linéaires antéropostérieures du vertex et de la liaison atlanto-occipitale des modèles sont considérés. Pour l'analyse du comportement dynamique dans le plan frontal, la force appliquée en latéral ainsi que les deux accélérations linéaires du vertex et de la liaison atlanto-occipitale en latéral sont enregistrées. Ces signaux sont enregistrés et convertis dans le domaine fréquentiel par l'application de transformées de Fourier. Selon le schéma de principe représentée en figure 59, on considère pour cette étude la sortie X comme étant l'accélération et l'entrée R comme étant la force d'excitation. La fonction de

transfert H est alors calculée en termes d'inertance entre les réponses accélérométriques au niveau du vertex et de la jonction atlanto-occipitale et la force d'impact. La partie imaginaire de la fonction de transfert ainsi que le diagramme de Nyquist sont ensuite tracés. Ces courbes nous permettront de définir les fréquences de résonance correspondant aux déformées modales du cou.

4.3.4 Résultats de l'analyse modale multidirectionnelle

Dans cette partie, nous allons décrire les résultats de la caractérisation modale des systèmes tête-cou des quatre modèles CASR, Chalmers, TNO et HIII, en excitation frontale et latérale.

Excitation frontale

La figure 64 montre la partie imaginaire des deux fonctions de transfert au niveau du vertex et au niveau de la liaison atlanto-occipitale en excitation frontale pour les quatre modèles multicorps tête-cou du CASR, Chalmers, TNO et HIII. Les diagrammes de Nyquist des fonctions de transfert des modèles de cou sont représentés en figure 65.

Au vu de ces résultats, nous pouvons observer qu'aucun modèle ne présente de courbes similaires. Les ordres de grandeur des fréquences de résonance du premier mode sont clairement observables sur les courbes des parties imaginaires en figure 64, avec une fréquence de résonance de 2.1Hz et 4.9Hz pour les modèles CASR et Chalmers pour le premier mode de flexion-extension. Les modèles TNO et HIII présentent une première fréquence de résonance de 16.1 Hz et 3.9 Hz pour ce deuxième mode. La deuxième fréquence de résonance est plus difficilement observable sur les courbes des parties imaginaires. A partir des diagrammes de Nyquist en figure 65, on observe clairement les cercles avoisinant les fréquences de résonance. Les fréquences modales de 20.6Hz, 25.1Hz et 27.4Hz pour les modèles respectifs CASR, TNO et HIII font apparaître le deuxième mode de rétraction frontale. Le modèle Chalmers ne présente pas de fréquence de résonance pour le deuxième mode.

Excitation latérale

La figure 66 montre la partie imaginaire des deux fonctions de transfert au niveau du vertex et au niveau de la liaison atlanto-occipitale en excitation latérale pour les quatre modèles multicorps tête-cou du CASR, Chalmers, TNO et HIII. Les diagrammes de Nyquist des fonctions de transfert des modèles de cou sont représentés en figure 67.

Les premières fréquences de résonance peuvent être observées sur les courbes des parties imaginaires. Seules les courbes du modèle Chalmers, en figure 66b, ne font apparaître clairement aucune fréquence de résonance pour le premier mode. Les premières fréquences de résonance apparaissent à 2.6Hz, 27.2Hz et 4.9 Hz pour les modèles CASR, TNO et HIII. Ces premières fréquences correspondent au mode d'inclinaison latérale du cou.

Seuls les modèles CASR et Chalmers présentent une deuxième fréquence de résonance de 24.8Hz et 26.9Hz respectivement.

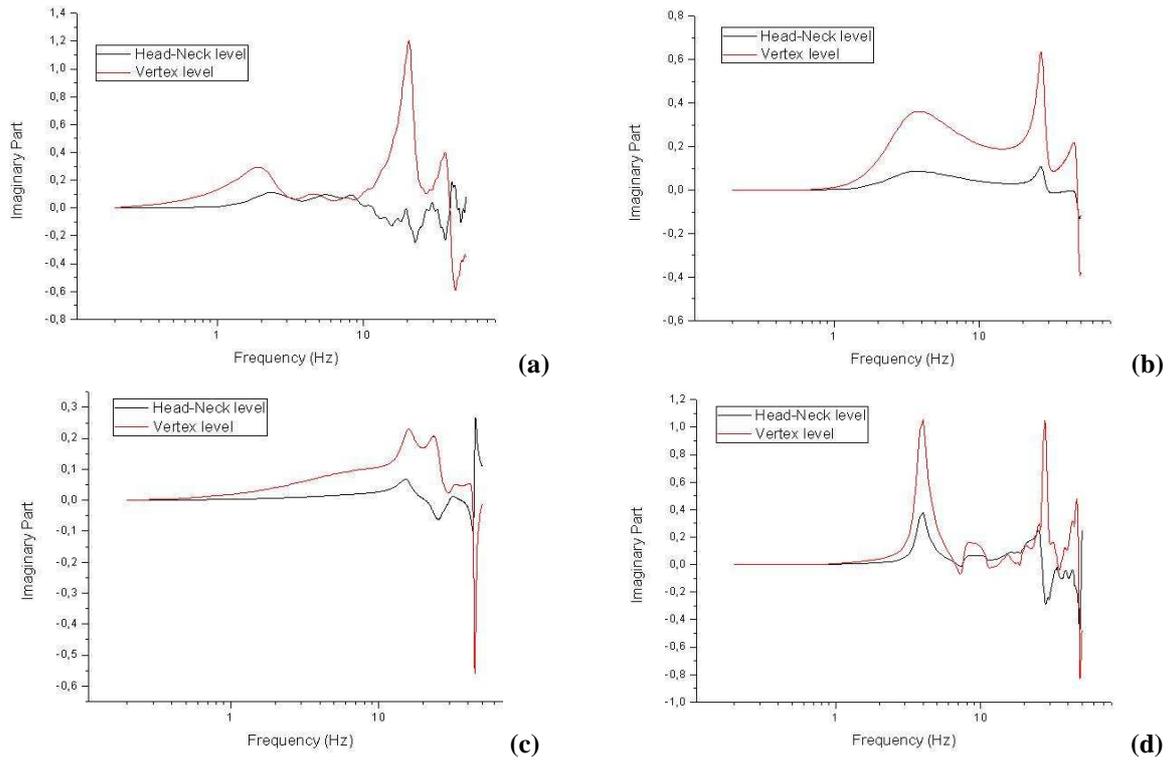


Figure 64. Courbes des parties imaginaires des fonctions de transfert des modèles de cou (a) CASR, (b) Chalmers, (c) TNO et (d) HIII en excitation frontale.

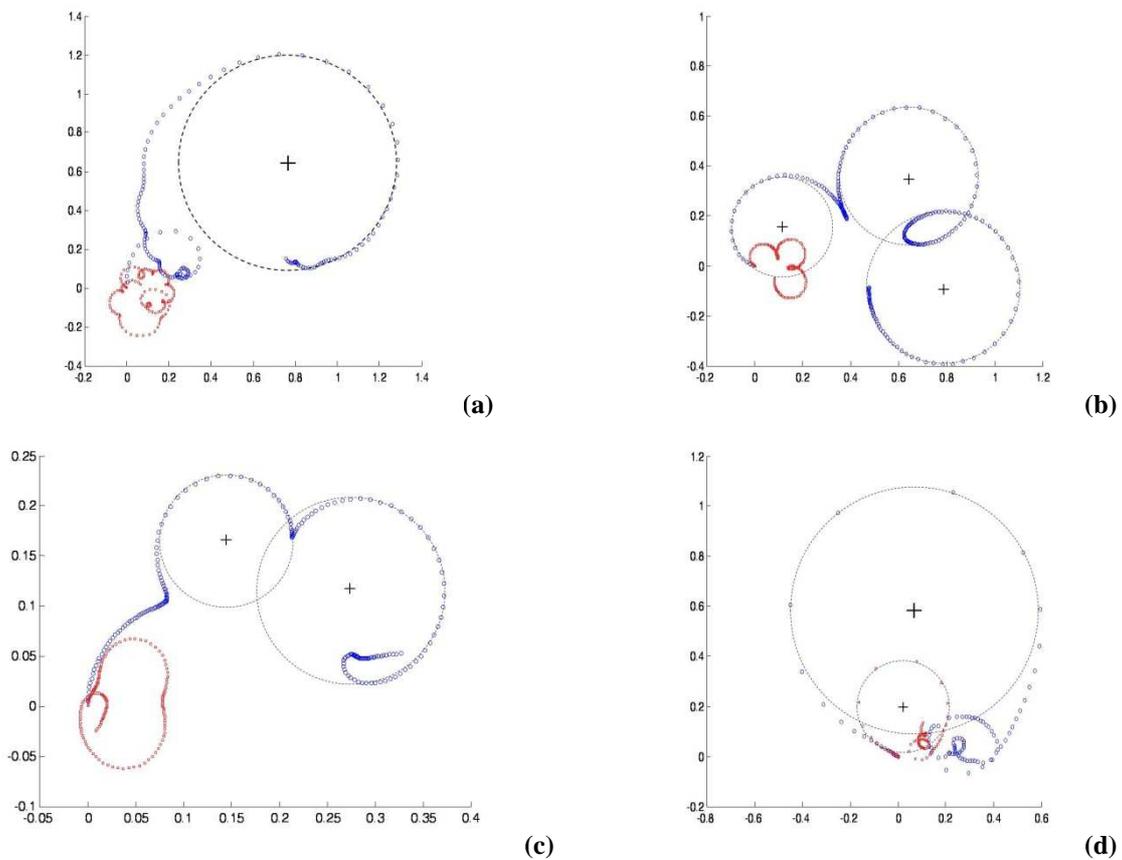


Figure 65. Diagrammes de Nyquist des fonctions de transfert des modèles de cou (a) CASR, (b) Chalmers, (c) TNO et (d) HIII en excitation frontale, partie imaginaire en fonction de la partie réelle, en bleu : au niveau du vertex, en rouge : au niveau de la liaison atlanto-occipitale.

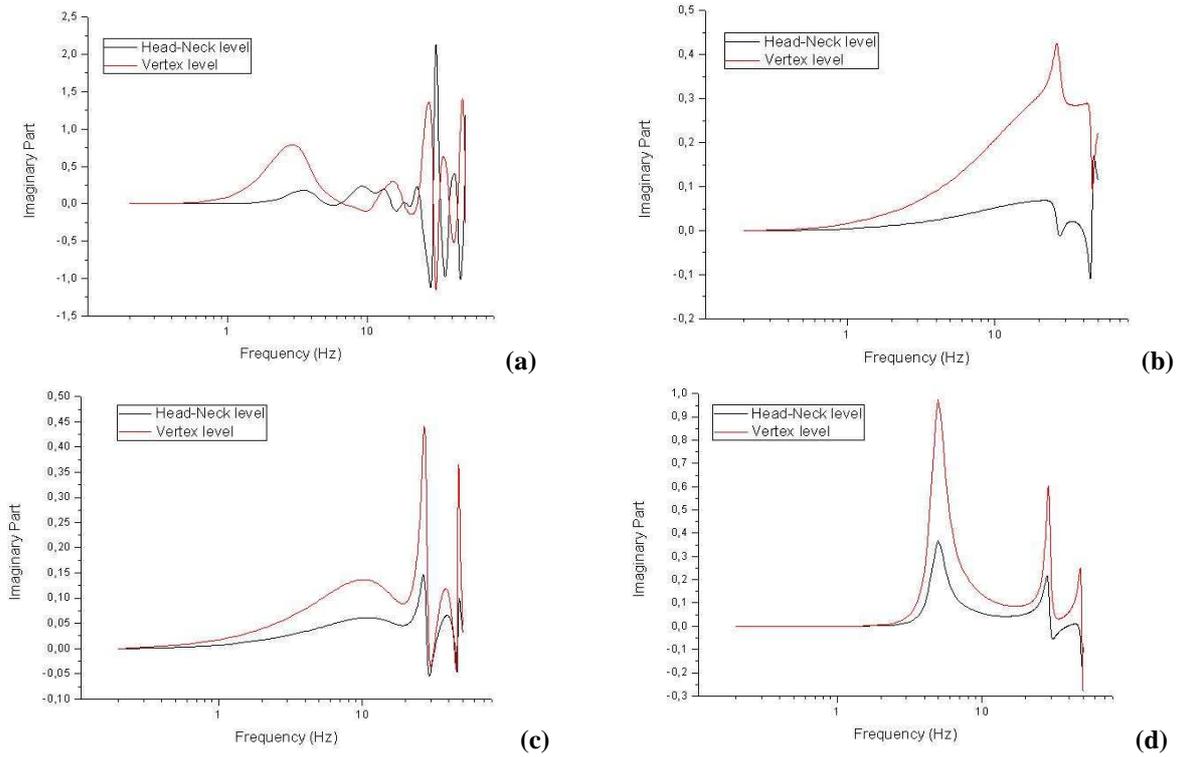


Figure 66. Courbes des parties imaginaires des fonctions de transfert des modèles de cou (a) CASR, (b) Chalmers, (c) TNO et (d) HIII en excitation latérale.

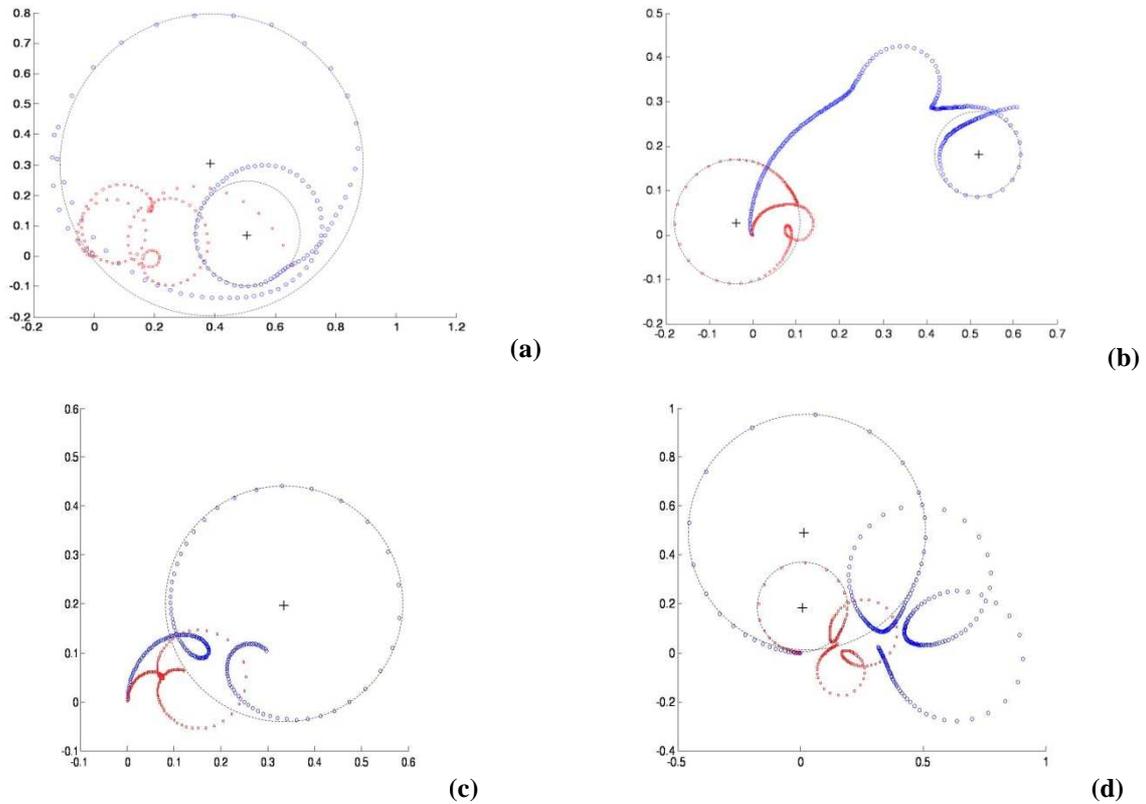


Figure 67. Diagrammes de Nyquist des fonctions de transfert des modèles de cou (a) CASR, (b) Chalmers, (c) TNO et (d) HIII en excitation latérale, partie imaginaire en fonction de la partie réelle, en bleu : au niveau du vertex, en rouge : au niveau de la liaison atlanto-occipitale.

4.3.5 Synthèse et conclusion

L'objectif de ce paragraphe a été d'évaluer les modèles multicorps de cou des modèles piétons CASR, Chalmers, TNO ainsi que du modèle HIII par une analyse modale multidirectionnelle en excitation frontale et latérale. Les résultats en termes de fréquences de résonance pour les deux premiers modes de chaque excitation sont présentés dans le tableau 13. L'excitation frontale fait apparaître deux modes de flexion-extension et de rétraction frontale. L'excitation latérale fait apparaître deux modes d'inclinaison et de rétraction latérale. Les résultats des modèles EF de Meyer et al. (2004) et du cou humain de Gunzel (2009) y sont de même répertoriés.

mode		Multibody models				MEF	HUMAN
		CASR	Chalmers	TNO	HIII		
Flexion-Extension	frequency [Hz]	2,1	4,9	16,1	3,9	1,6	1,7
Frontal retraction	frequency [Hz]	20,6	-	25,1	27,4	8	6,6
Inclination	frequency [Hz]	2,6	-	27,7	4,9	2,6	1,7
Lateral retraction	frequency [Hz]	24,8	26,9	-	-	9,6	9,5

Tableau 13. Synthèse des fréquences de résonances des différents modes de vibration des systèmes tête-cou pour les différents modèles multicorps , MEF et humain.

On remarque que seul le modèle CASR se rapproche du modèle humain en termes de fréquence de résonance pour les premiers modes de flexion-extension (2.1Hz) et d'inclinaison latérale (2.6Hz). De plus ce modèle est le seul à faire apparaître les quatre modes. Le modèle de cou TNO montre des résultats très éloignés du modèle de cou humain avec des fréquences de résonance très importantes. Afin de diminuer les fréquences de résonance, notamment pour le deuxième mode de rétraction frontale, Meyer propose en conclusion de ces travaux de diminuer la raideur des ligaments hauts du cou pour le modèle EF, ce qui correspond à une diminution de la raideur de la liaison atlanto-occipitale pour un modèle multicorps. Afin d'améliorer la réponse de ces modèles, une telle modification serait à envisager en perspective.

4.4 Analyse multidirectionnelle des modèles de cou dans le domaine temporel

4.4.1 Introduction

Les tests expérimentaux d'impacts frontaux et latéraux réalisés par le N.B.D.L. (National BioDynamics Laboratory) rapportés par Ewing et al. (1968, 1977) sont fréquemment utilisés comme base pour la validation des modèles éléments finis de cou ou de mannequins. Ces tests ont été réalisés sur volontaires humains avec des impacts de fortes intensités mettant en avant le domaine non-linéaire du cou. Les conditions de test seront reproduites numériquement dans cette étude pour les différents modèles multicorps de cou. Les résultats en termes d'accélération et de déplacements du centre de gravité de la tête seront calculés et comparés à la réponse du modèle éléments finis du cou rapporté par Meyer *et al.* (2004).

Une deuxième analyse des modèles de cou dans le domaine temporel nous permettra d'évaluer l'influence des cous en situation de chute du piéton. Les résultats en termes d'accélération linéaire et angulaire du centre de gravité de la tête seront donnés en cas d'impact du piéton corps entier et en cas d'impact de la tête seule sur deux surfaces de raideurs différentes.

4.4.2 Evaluation vis-à-vis des tests NBDL

Les différents modèles multicorps de cou ont été évalués à partir des corridors de tests N.B.D.L. frontal et latéral (Ewing *et al.* 1968) réalisés sur volontaires. Les résultats ont été comparés à la réponse du modèle élément finis de cou validé par Meyer *et al.* (2004) avec ces tests. Les vitesses imposées au niveau de T1 la première vertèbre thoracique sont représentées en figure 68 pour le test frontal et en figure 69 pour le test latéral. L'évaluation des modèles est réalisée en superposant les résultats d'accélération et de déplacement du centre de gravité de la tête des modèles multicorps avec les résultats N.B.D.L. Les résultats en impact frontal sont reportés de la figure 70 à la figure 73 pour les quatre modèles multicorps (CASR, Chalmers, TNO et HIII). La figure 74 rapporte les résultats obtenus par Meyer sur le modèle éléments finis de cou en impact frontal. Les résultats des modèles multicorps de cou en impact latéral sont reportés de la figure 75 à la figure 78. La figure 79 montre les résultats du modèle éléments finis en impact latéral.

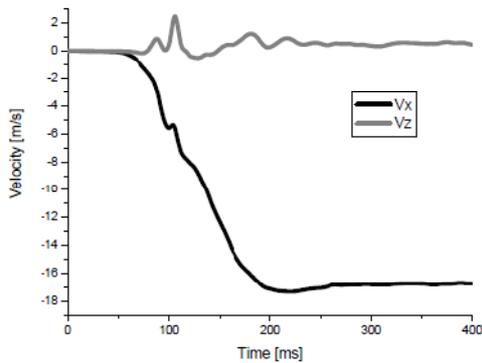


Figure 68. Vitesse imposée à T1 dans le cas d'un impact frontal (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

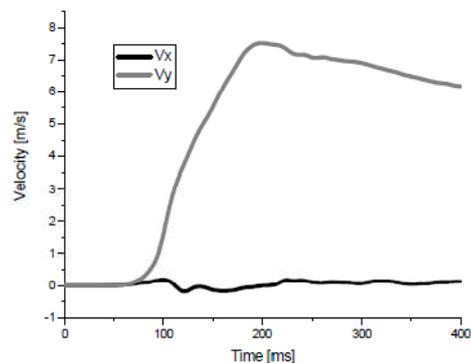


Figure 69. Vitesse imposée dans le cas d'un impact latéral (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

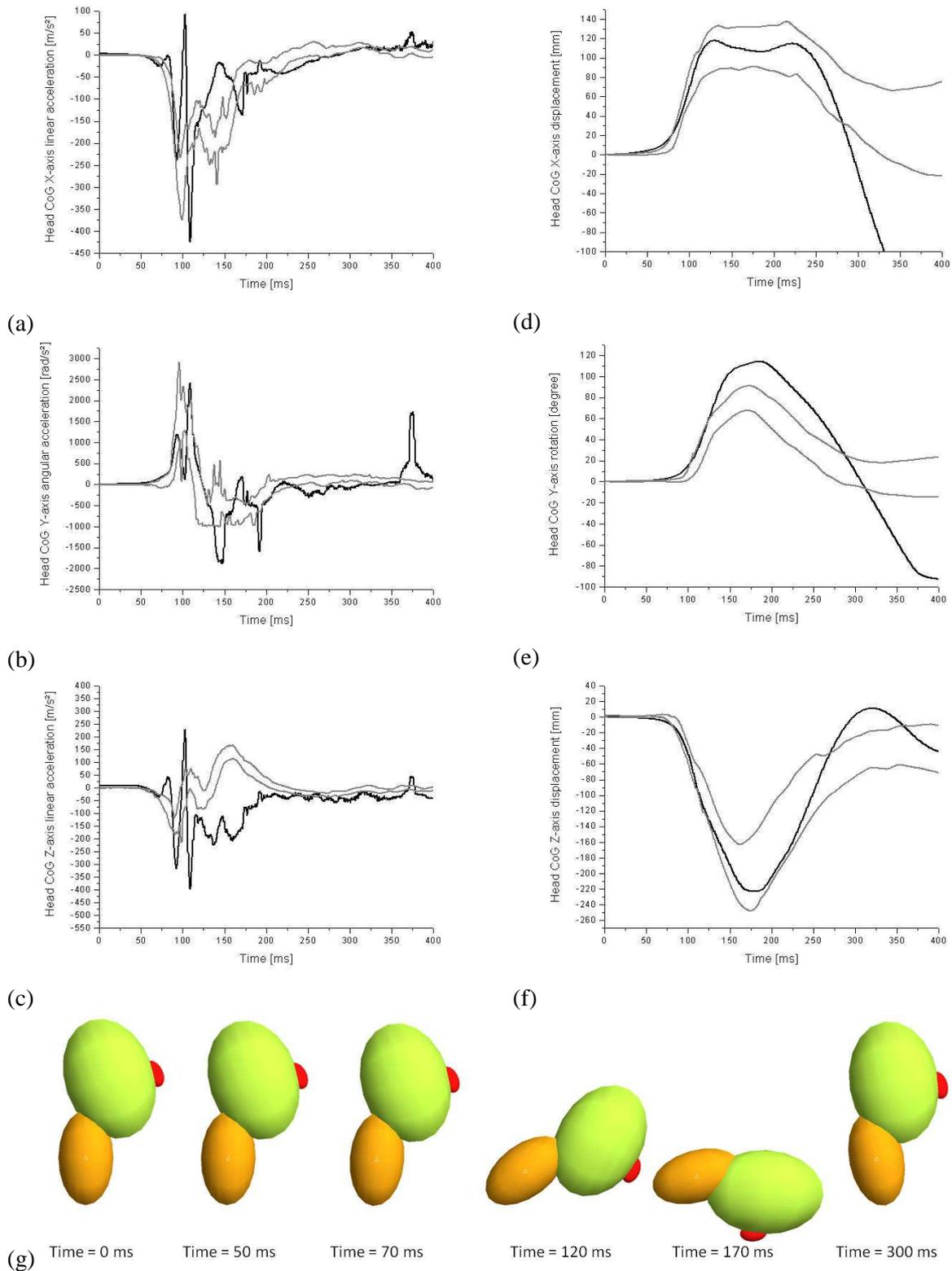


Figure 70. Résultats de l'impact frontal: (a) accélération linéaire selon l'axe X du CdG de la tête, (b) accélération angulaire selon l'axe Y de la tête, (c) accélération linéaire selon l'axe Z de la tête, (d) déplacement selon X de la tête, (e) rotation selon Y de la tête, (f) déplacement selon Z de la tête et (g) réponse cinématique du modèle tête-cou multicorps CASR pour un impact frontal (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

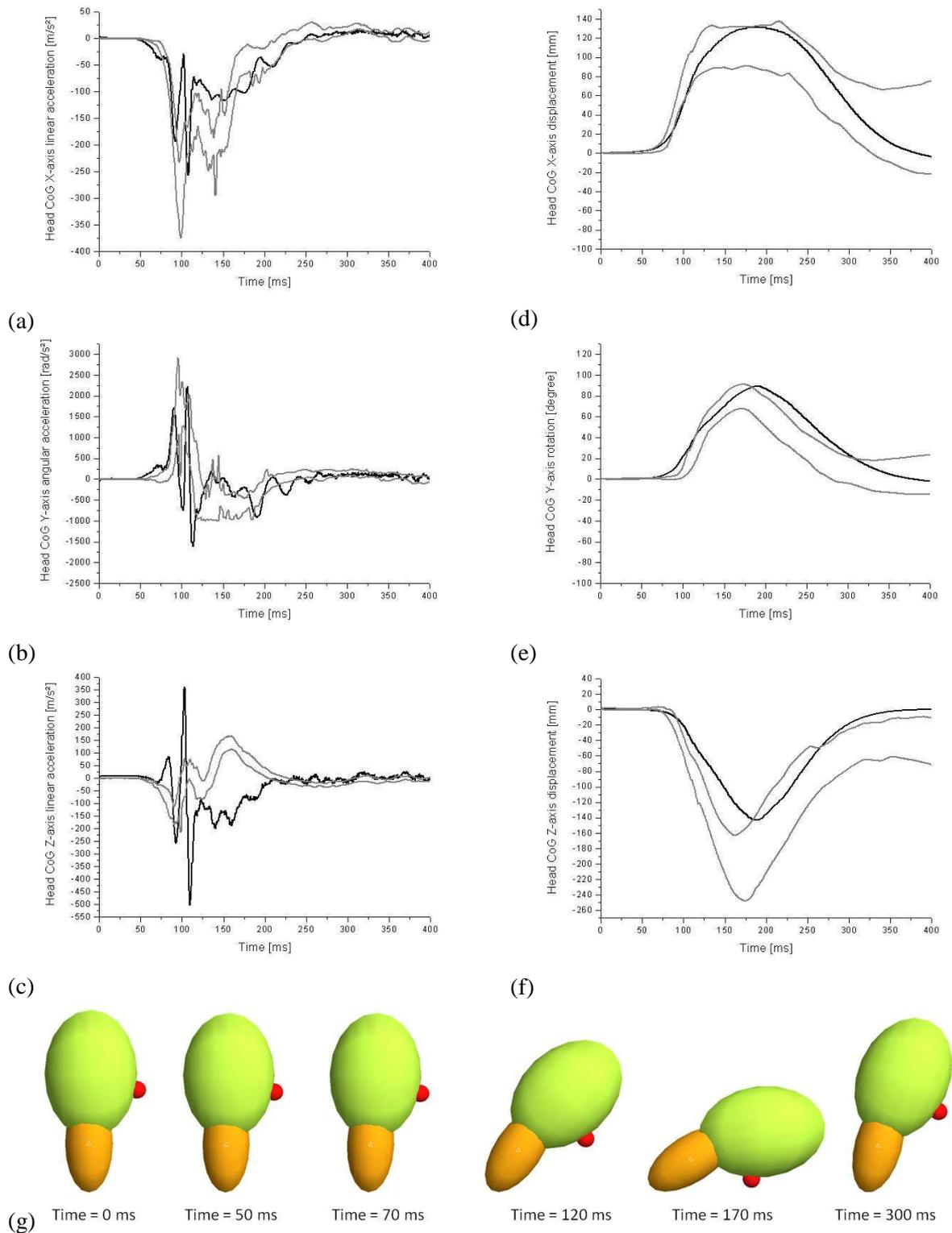


Figure 71. Résultats de l'impact frontal: (a) accélération linéaire selon l'axe X du CdG de la tête, (b) accélération angulaire selon l'axe Y de la tête, (c) accélération linéaire selon l'axe Z de la tête, (d) déplacement selon X de la tête, (e) rotation selon Y de la tête, (f) déplacement selon Z de la tête et (g) réponse cinématique du modèle tête-cou multicorps Chalmers pour un impact frontal (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

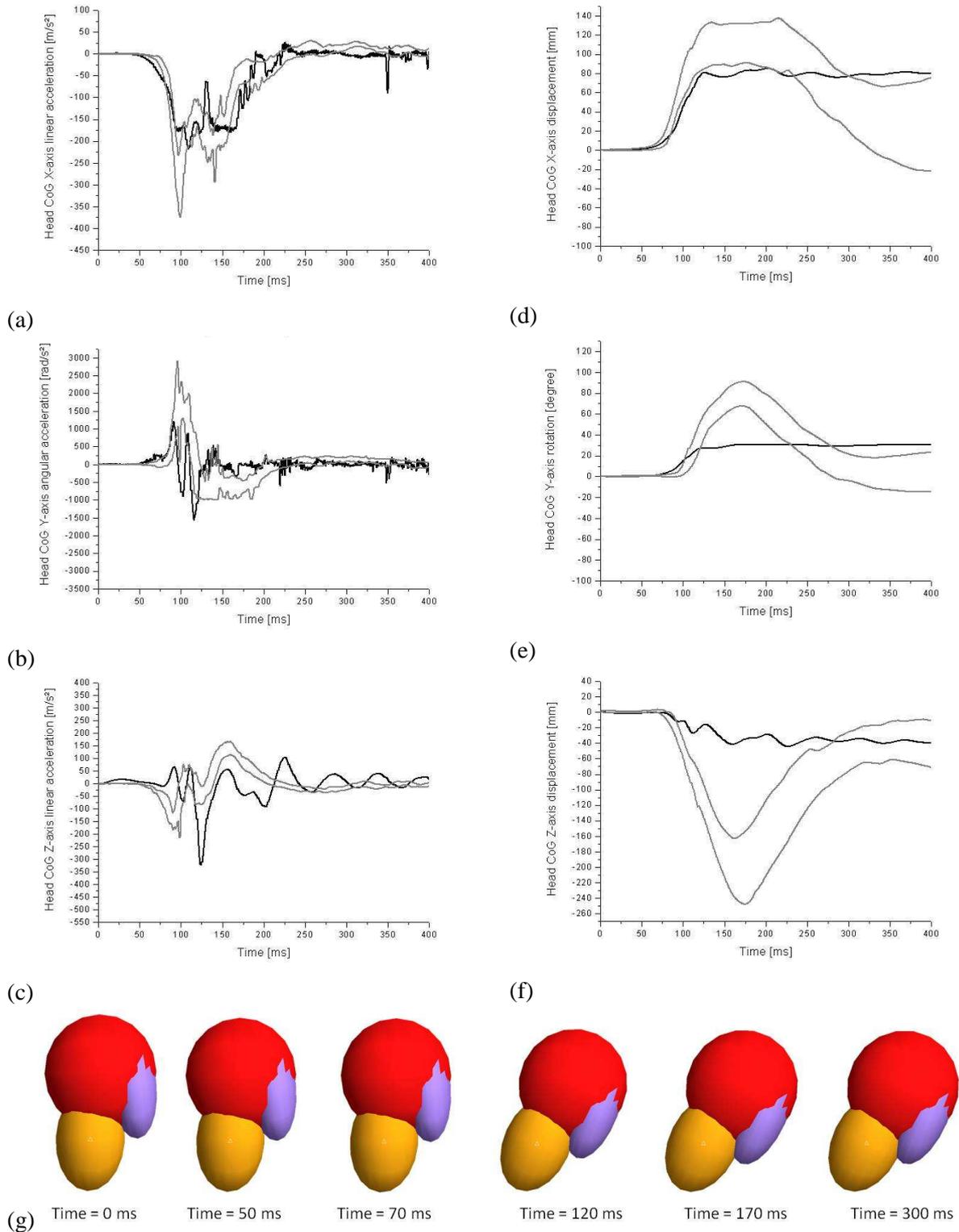


Figure 72. Résultats de l'impact frontal: (a) accélération linéaire selon l'axe X du CdG de la tête, (b) accélération angulaire selon l'axe Y de la tête, (c) accélération linéaire selon l'axe Z de la tête, (d) déplacement selon X de la tête, (e) rotation selon Y de la tête, (f) déplacement selon Z de la tête et (g) réponse cinématique du modèle tête-cou multicorps TNO pour un impact frontal (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

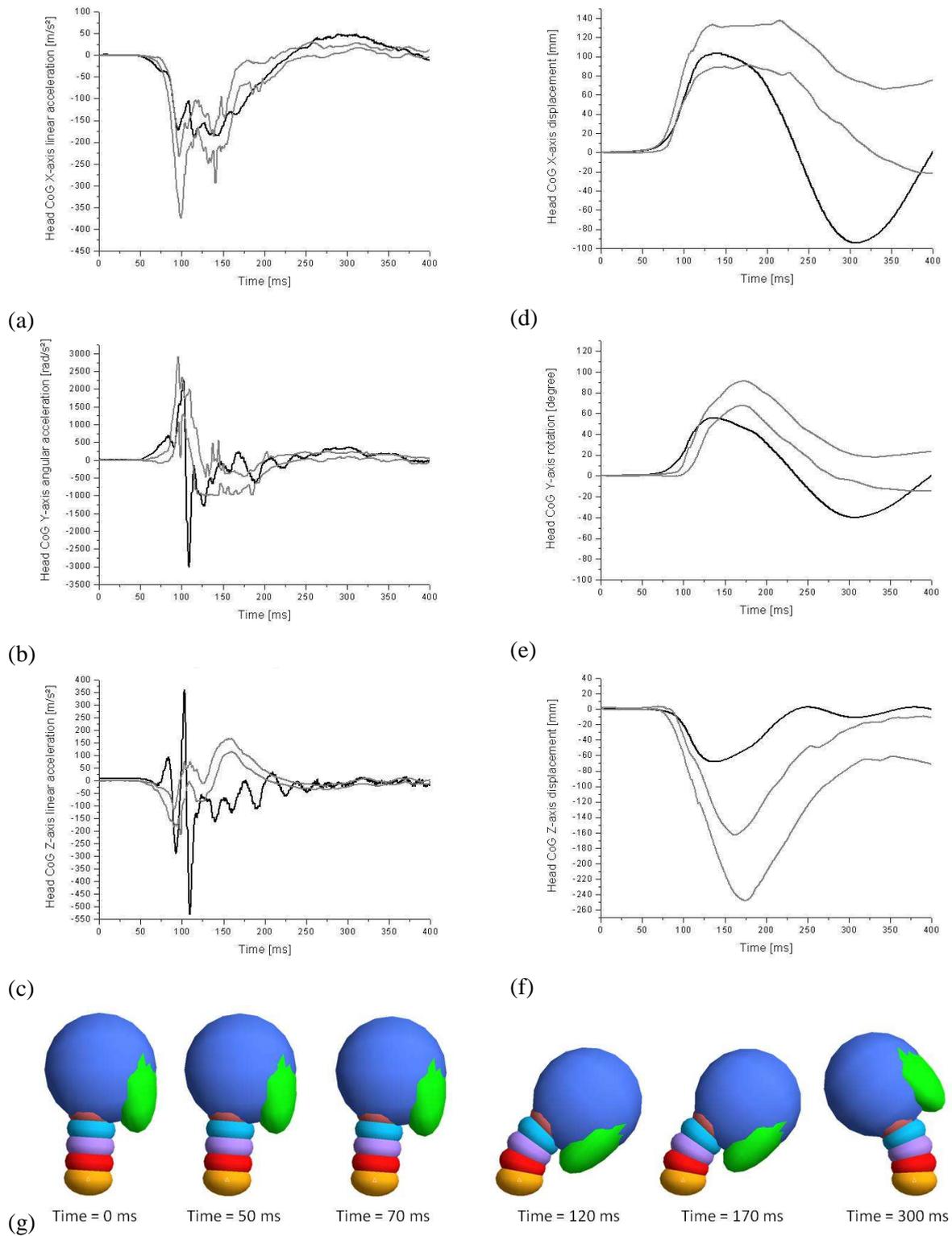


Figure 73. Résultats de l'impact frontal: (a) accélération linéaire selon l'axe X du CdG de la tête, (b) accélération angulaire selon l'axe Y de la tête, (c) accélération linéaire selon l'axe Z de la tête, (d) déplacement selon X de la tête, (e) rotation selon Y de la tête, (f) déplacement selon Z de la tête et (g) réponse cinématique du modèle tête-cou multicorps HIII pour un impact frontal (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

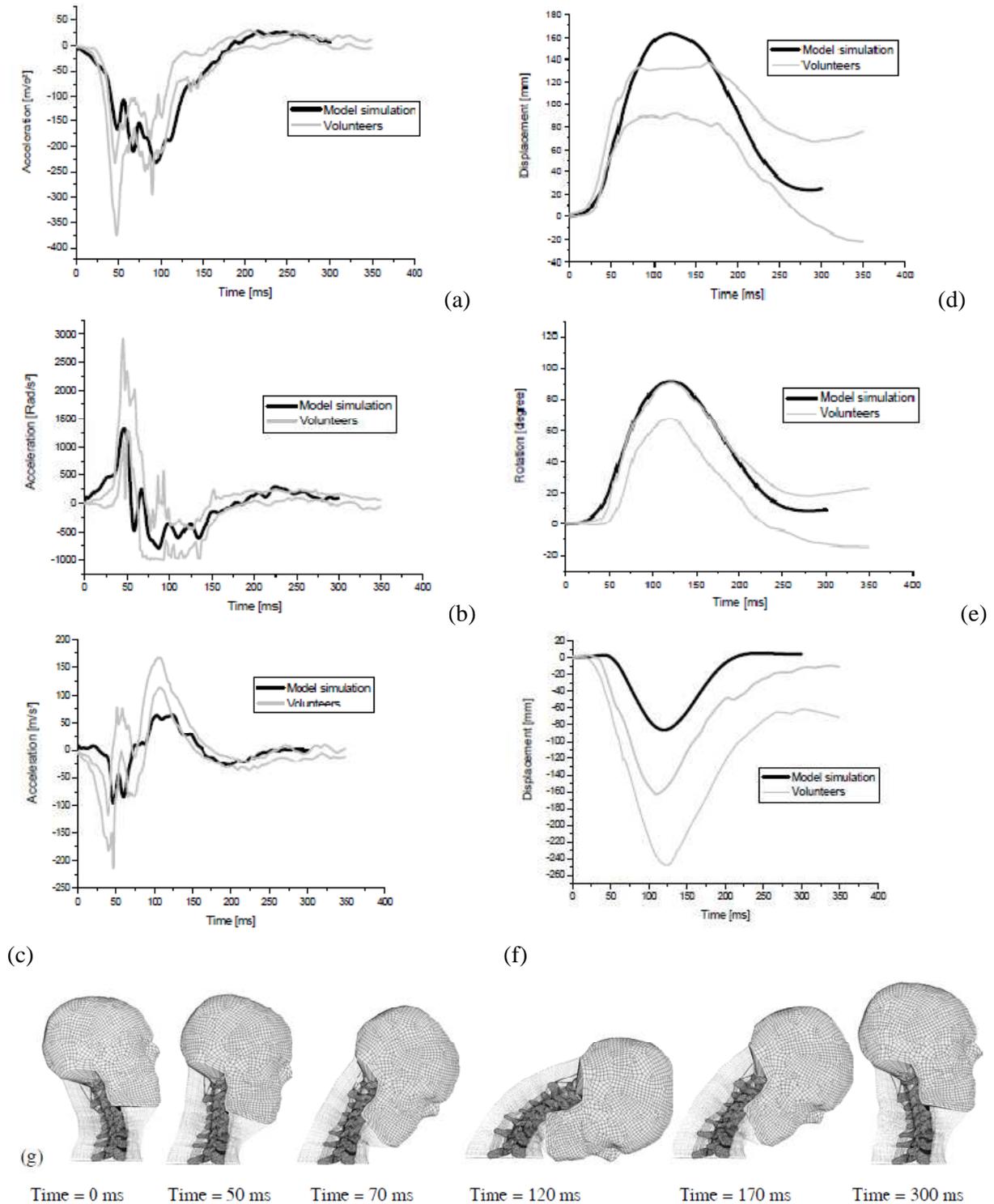


Figure 74. Résultats de l'impact frontal: (a) accélération linéaire selon l'axe X du CdG de la tête, (b) accélération angulaire selon l'axe Y de la tête, (c) accélération linéaire selon l'axe Z de la tête, (d) déplacement selon X de la tête, (e) rotation selon Y de la tête, (f) déplacement selon Z de la tête et (g) réponse cinématique du modèle tête-cou éléments finis pour un impact frontal (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

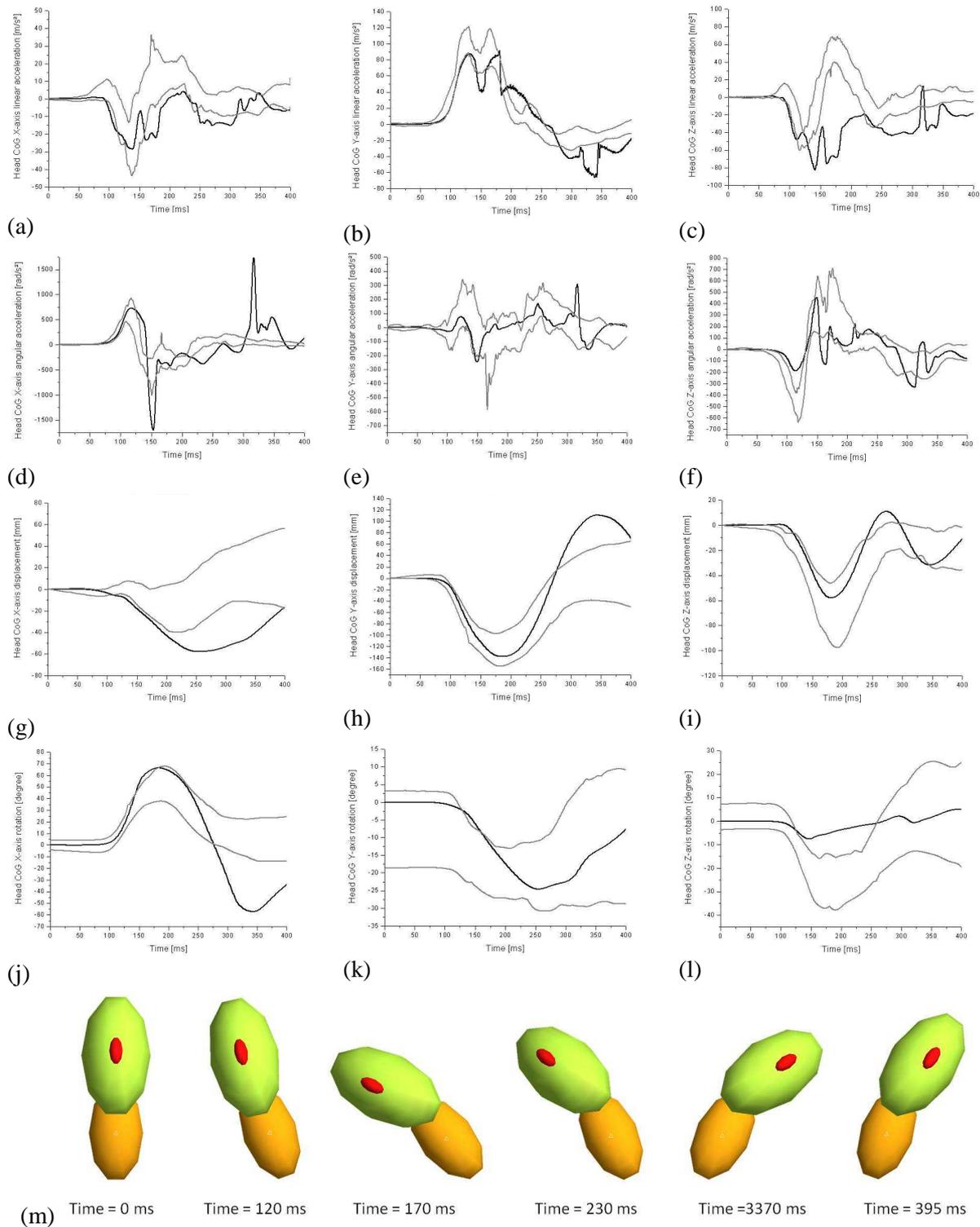


Figure 75. Résultats sous impact latéral: (a) accélération linéaire selon l'axe X du CdG de la tête, (b) accélération linéaire selon l'axe Y de la tête, (c) accélération linéaire selon l'axe Z de la tête, (d) accélération angulaire selon l'axe X de la tête, (e) accélération angulaire selon l'axe Y de la tête, (f) accélération angulaire selon l'axe Z de la tête, (g) déplacement selon X de la tête, (h) déplacement selon Y de la tête, (i) déplacement selon Z de la tête, (j) rotation selon X de la tête, (k) rotation selon Y de la tête, (l) rotation selon Z de la tête (m) réponse cinématique du modèle tête-cou multicorps CASR pour un impact latéral (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

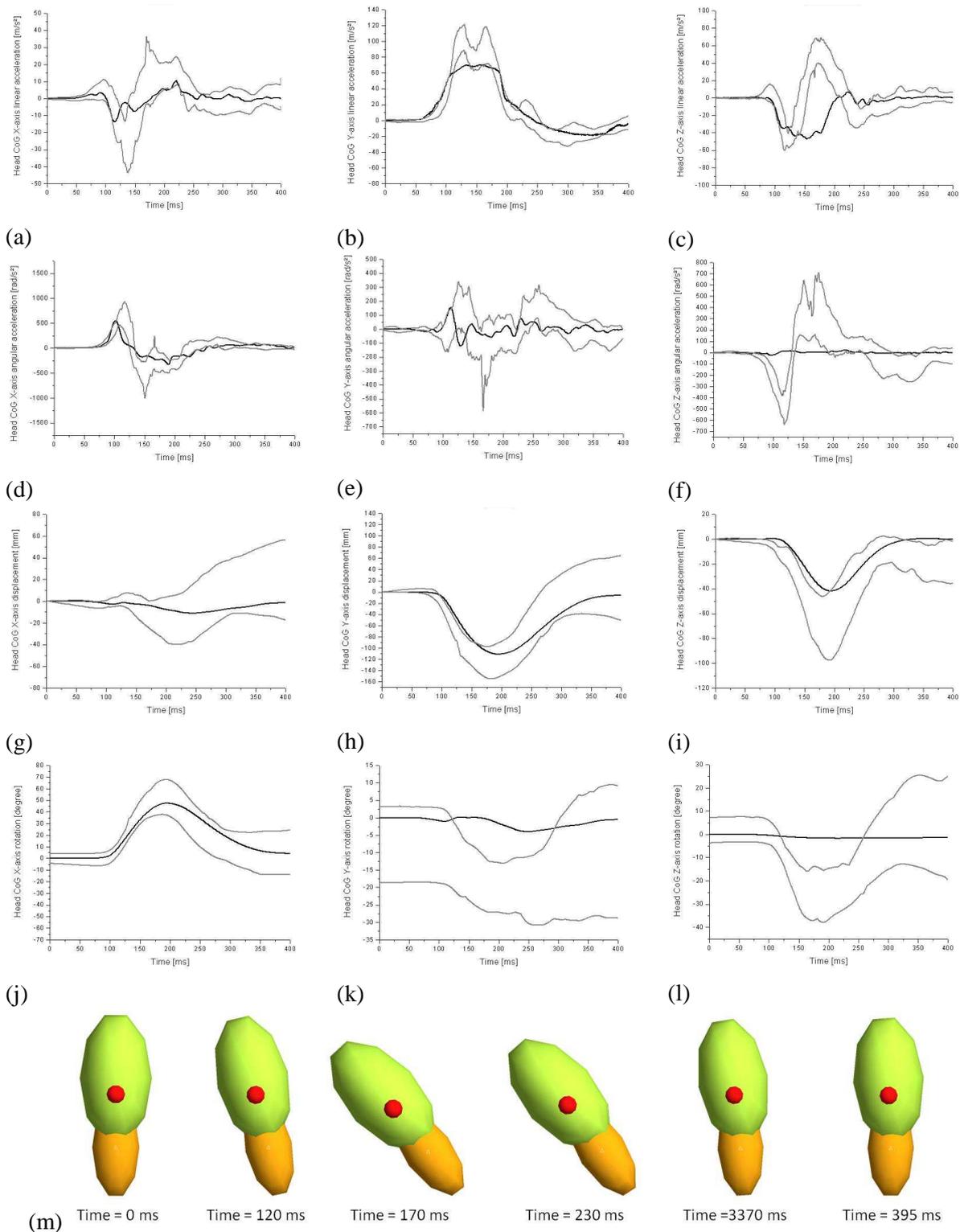


Figure 76. Résultats sous impact latéral: (a) accélération linéaire selon l'axe X du CdG de la tête, (b) accélération linéaire selon l'axe Y de la tête, (c) accélération linéaire selon l'axe Z de la tête, (d) accélération angulaire selon l'axe X de la tête, (e) accélération angulaire selon l'axe Y de la tête, (f) accélération angulaire selon l'axe Z de la tête, (g) déplacement selon X de la tête, (h) déplacement selon Y de la tête, (i) déplacement selon Z de la tête, (j) rotation selon X de la tête, (k) rotation selon Y de la tête, (l) rotation selon Z de la tête (m) réponse cinématique du modèle tête-cou multicorps Chalmers pour un impact latéral (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

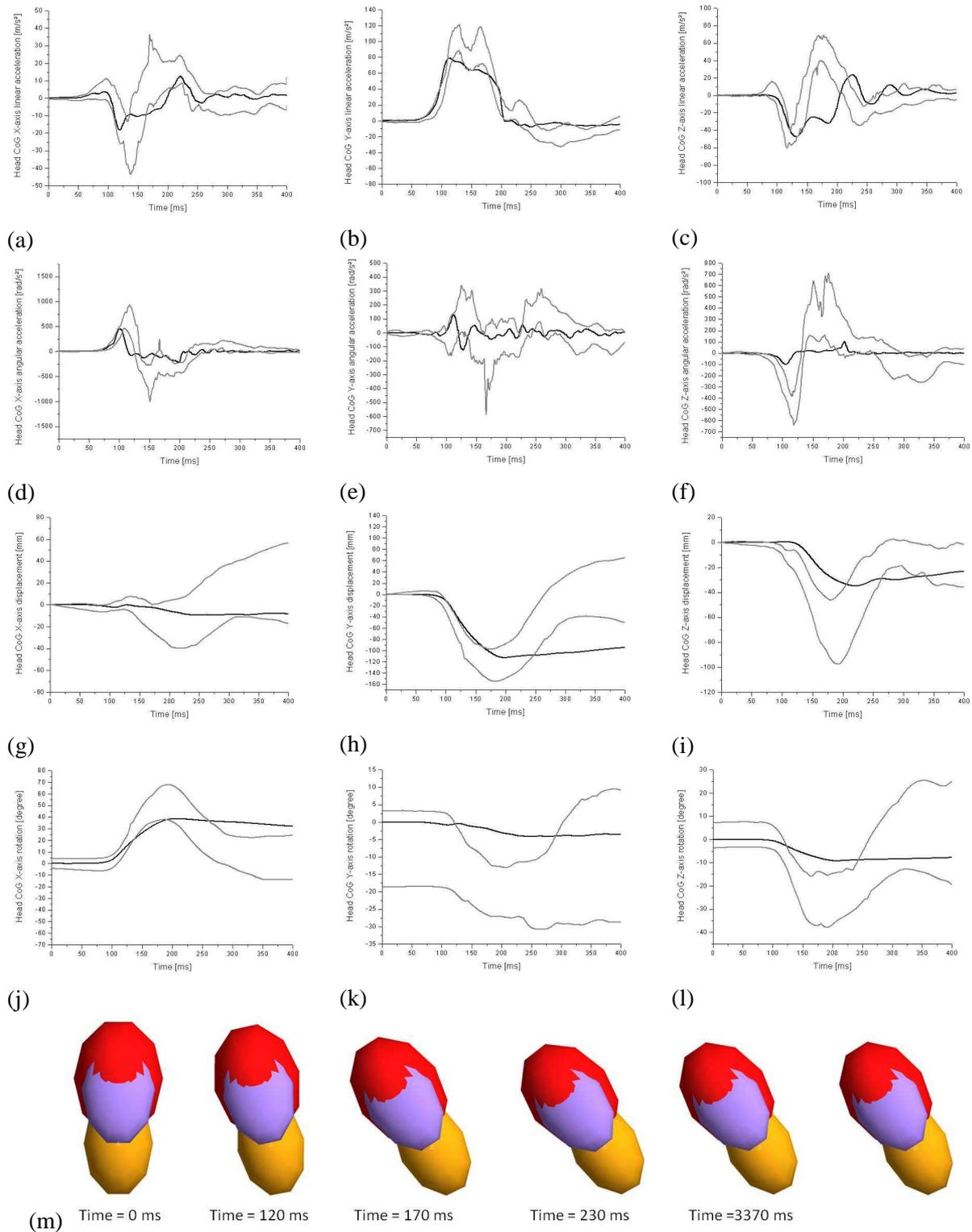


Figure 77. Résultats sous impact latéral: (a) accélération linéaire selon l'axe X du CdG de la tête, (b) accélération linéaire selon l'axe Y de la tête, (c) accélération linéaire selon l'axe Z de la tête, (d) accélération angulaire selon l'axe X de la tête, (e) accélération angulaire selon l'axe Y de la tête, (f) accélération angulaire selon l'axe Z de la tête, (g) déplacement selon X de la tête, (h) déplacement selon Y de la tête, (i) déplacement selon Z de la tête, (j) rotation selon X de la tête, (k) rotation selon Y de la tête, (l) rotation selon Z de la tête (m) réponse cinématique du modèle tête-cou multicorps TNO pour un impact latéral (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

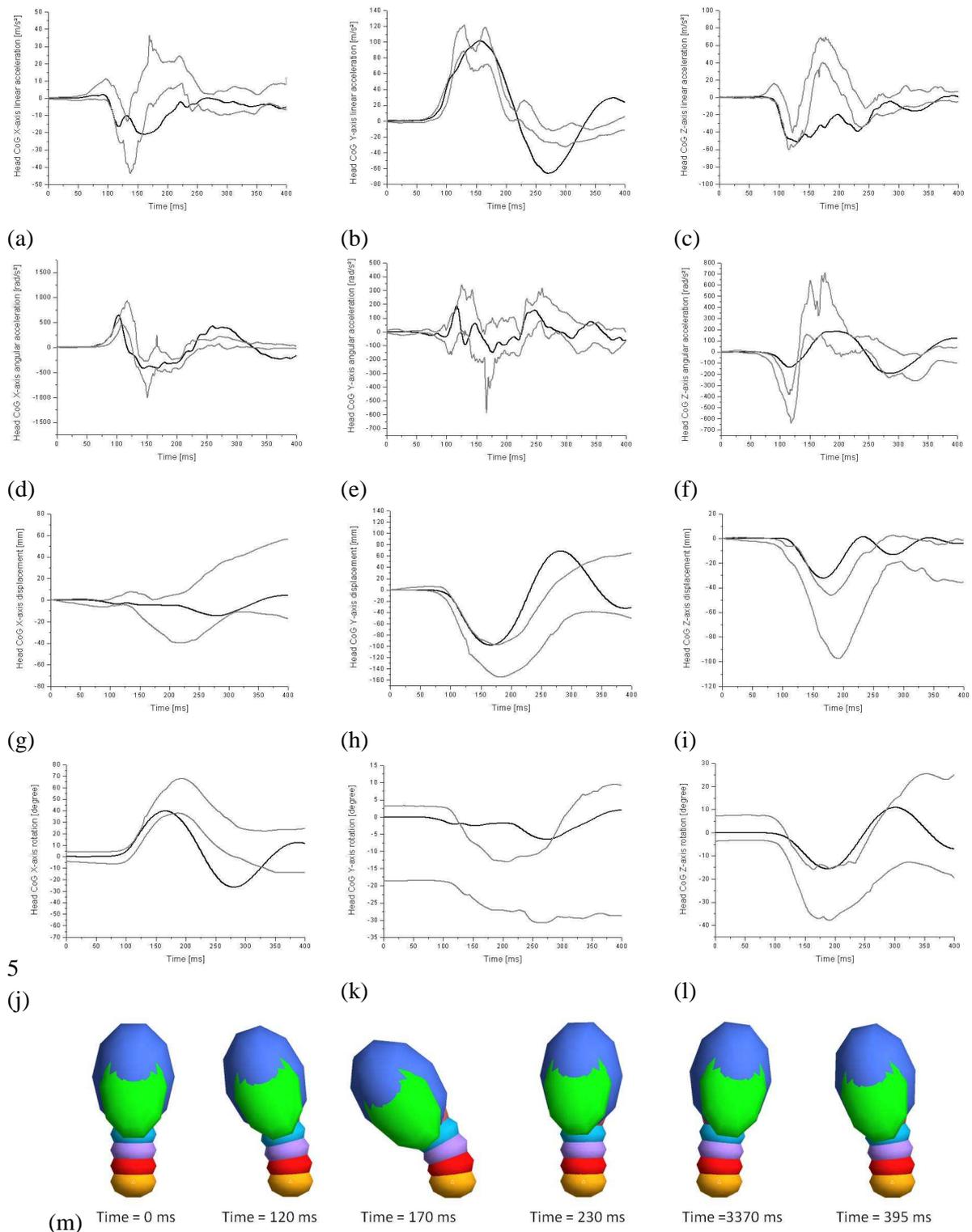


Figure 78. Résultats sous impact latéral: (a) accélération linéaire selon l'axe X du CdG de la tête, (b) accélération linéaire selon l'axe Y de la tête, (c) accélération linéaire selon l'axe Z de la tête, (d) accélération angulaire selon l'axe X de la tête, (e) accélération angulaire selon l'axe Y de la tête, (f) accélération angulaire selon l'axe Z de la tête, (g) déplacement selon X de la tête, (h) déplacement selon Y de la tête, (i) déplacement selon Z de la tête, (j) rotation selon X de la tête, (k) rotation selon Y de la tête, (l) rotation selon Z de la tête (m) réponse cinématique du modèle tête-cou multicorps HIII pour un impact latéral (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

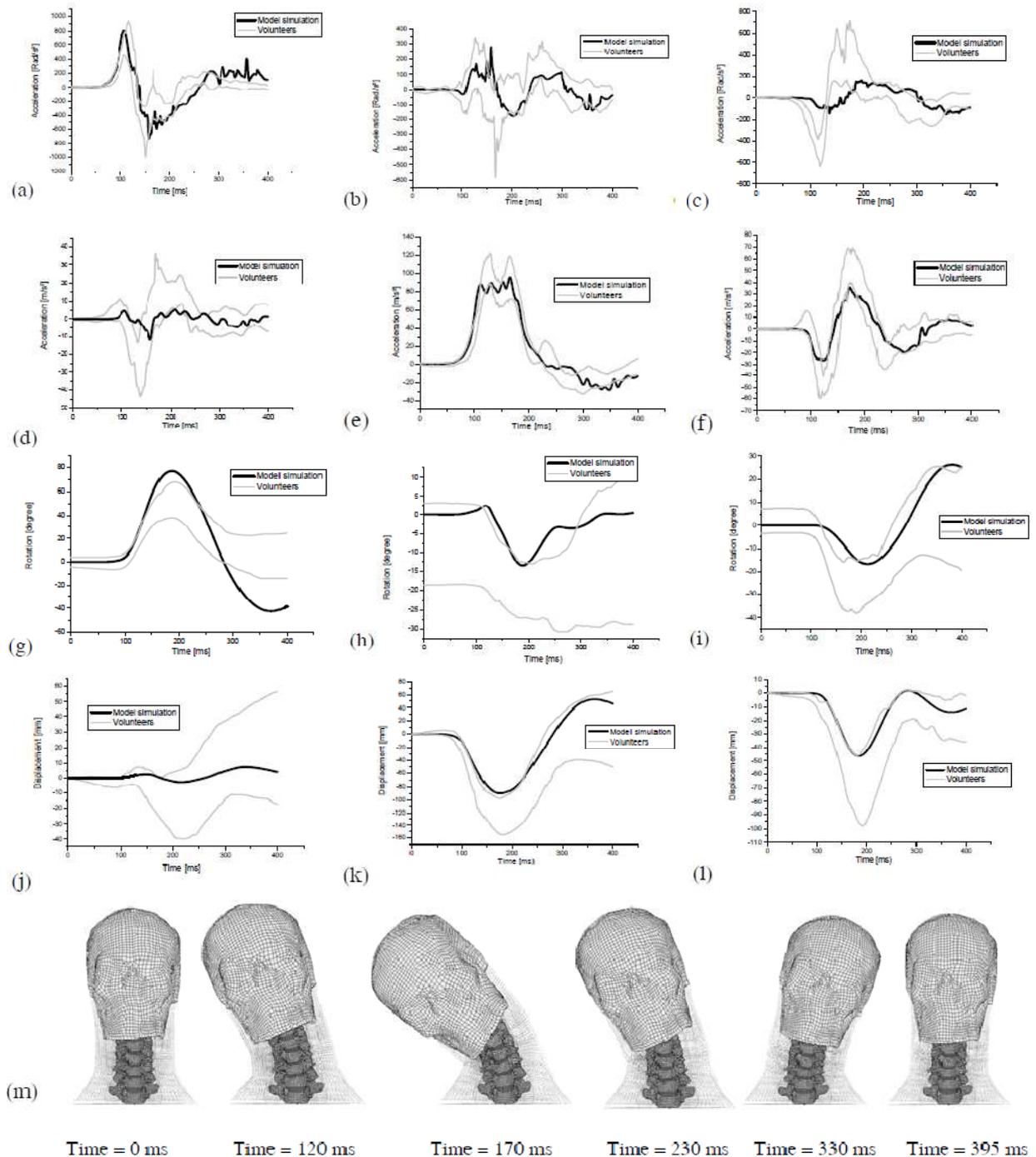
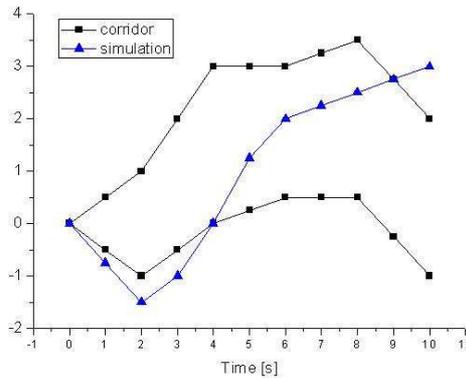


Figure 79. Résultats sous impact latéral: (a) accélération linéaire selon l'axe X du CdG de la tête, (b) accélération linéaire selon l'axe Y de la tête, (c) accélération linéaire selon l'axe Z de la tête, (d) accélération angulaire selon l'axe X de la tête, (e) accélération angulaire selon l'axe Y de la tête, (f) accélération angulaire selon l'axe Z de la tête, (g) déplacement selon X de la tête, (h) déplacement selon Y de la tête, (i) déplacement selon Z de la tête, (j) rotation selon X de la tête, (k) rotation selon Y de la tête, (l) rotation selon Z de la tête (m) réponse cinématique du modèle tête-cou éléments finis pour un impact latéral (N.B.D.L., Ewing *et al.* 1968, 1977).

Afin de comparer la réponse des différents modèles avec les résultats expérimentaux, une analyse quantitative est réalisée pour les deux impacts selon l'étude de Meyer (2004). Chaque courbe est échantillonnée à 2000 Hz comme les données expérimentales. Cette méthode statistique consiste à déterminer le nombre de points situés dans le corridor expérimental comme illustré en figure 80. Les valeurs ainsi obtenues pour chaque modèle exprimées en pourcentage sont données dans le tableau 14 pour l'impact frontal et dans le tableau 15 pour l'impact latéral.



N : nombre total de points, N=10
 n : nombre de points compris dans le corridor, n=7
 S : Score en pourcentage

$$S = (n / N) \times 100$$

Soit pour cet exemple : $S = (7/10) \times 100 = 70\%$

Figure 80. Exemple d'application de la méthode statistique.

	Acc-X	Acc-Z	Aca-Y	DX	DZ	RY	Mean
CASR	26,6	9,1	29,5	56,2	64,5	24,5	35,1
Chalmers	54,3	16,4	45,7	96	36,2	58,8	51,2
TNO	45,4	15,6	37,1	38,3	78	33,2	41,3
HIII	44,4	27,1	42,1	46,1	17,1	60,9	39,6
MEF	57,4	53,4	74,3	67,9	9	71,3	55,6

With Acc- α : α -Axis linear acceleration, Aca- α : α -Axis angular acceleration,
 Da : α -Axis displacement, Ra : α -Axis rotation.

Tableau 14. Tableau récapitulatif des scores en pourcentage obtenus pour l'étude statistique en impact frontal pour les quatre modèles multicorps de cou, pour les six paramètres de validation.

	Acc-X	Acc-Y	Acc-Z	Aca-X	Aca-Y	Aca-Z	DX	DY	DZ	RX	RY	RZ	Mean
CASR	50,2	44,4	32,1	44,2	86	64,4	28	69,2	69,8	59,7	92,3	66,5	58,9
Chalmers	93,1	74	75,5	67,9	84,1	54,2	100	85,3	49,9	100	57,1	65,5	75,6
TNO	87,4	54,2	66,5	64,9	84,1	54,4	100	46,7	48,7	52,1	57,9	70	65,6
HIII	71,7	40,8	53,4	48,7	86,3	52,2	100	64	47,9	63,2	60,9	67,2	63,0
MEF	83,9	75,4	85,9	51,2	87,7	58,9	93,9	69,4	79,8	50,5	71,3	72,3	73,4

With Acc- α : α -Axis linear acceleration, Aca- α : α -Axis angular acceleration,
 Da : α -Axis displacement, Ra : α -Axis rotation.

Tableau 15. Tableau récapitulatif des valeurs en pourcentage obtenus pour l'étude statistique en impact latéral pour les quatre modèles multicorps de cou, pour les 12 paramètres de validation.

On peut observer en figure 70f, en impact frontal, une bonne corrélation du modèle CASR en termes de déplacement sur Z (64.5%). Seulement 29.5% de la réponse du modèle CASR en terme d'accélération linéaire est inclus dans le corridor expérimental (figure 70c). Le modèle Chalmers montre des résultats mieux corrélés avec un maximum de 96% de points de la courbe de déplacement selon X compris dans le corridor (figure 71d). De plus ce dernier est le modèle qui reproduit le plus fidèlement l'accélération à 54.3% (figure 71a). On peut observer également une bonne corrélation du modèle TNO en termes de déplacement selon Z en figure 72f (78%).

Les images représentées en figure 70g, 71g, 72g et 73g montrent les cinématiques des systèmes tête-cou des différents modèles. Le modèle CASR (figure 70g) montre une flexion importante du cou pour un impact frontal, flexion plus importante que la flexion physiologique proposée par Ewings (corridor de la figure 70e). Le modèle TNO quant à lui, montre une cinématique quasi immobile en figure 72g, avec un cou rapidement 'bloqué' en mouvement.

Seul le modèle Chalmers se rapproche en moyenne des résultats du modèle éléments finis avec une corrélation de 51.2% contre 55.6% pour le modèle EF. Le modèle CASR donne le score moyen le plus faible avec une corrélation de 35.1% avec les corridors humains.

Les résultats en impact latéral montrent une meilleure corrélation des modèles multicorps de cous avec les volontaires humains avec la plus basse valeur de 58.9% en moyenne pour le modèle CASR et la plus haute corrélation de 75.6% pour le modèle Chalmers. Cependant ce modèle Chalmers montre des résultats très pauvres sur la rotation et l'accélération angulaire selon l'axe Z malgré des scores avoisinants les 60%. Tous les modèles, excepté Chalmers, montrent des amplitudes très peu marquées en déplacement selon X et rotation autour de l'axe Y. Les figure 75m, 76m, 77m et 78m représentent les cinématiques des modèles en impact latéral. On retrouve les grandes amplitudes de mouvement du modèle Chalmers (figure 76m) et le cou 'bloqué' en mouvement du modèle TNO (figure 77m).

4.4.3 Evaluation vis-à-vis d'une chute de piéton

Méthodologie

Cette partie s'intéresse à l'évaluation des modèles multicorps de cous dans le domaine temporel en situation de chute. Les modèles de cous sont les modèles multicorps du CASR, de Chalmers, du TNO et du HIII.

Deux configurations de choc sont retenues pour cette étude : une configuration corps entier, et une configuration tête seule venant impacter une surface horizontale à un angle de 45° selon le schéma représenté en figure 81. La surface impactée est implémentée de deux raideurs différentes représentées en figure 82, l'une correspondant à une raideur de pare-brise issue de Martinez et al. (2007) (raideur verte moyenne), la seconde raideur correspondant à un sol rigide. Chaque piéton, dans les deux configurations décrites plus haut, viennent impacter la surface avec une vitesse initiale normale au plan de 2 m/s.

Les réponses de ces simulations sont exprimées en termes d'accélération linéaire et angulaire du centre de gravité de la tête, d'accélération linéaire maximale et de HIC.

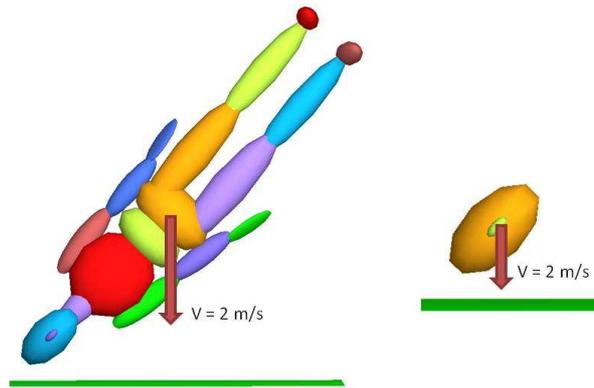


Figure 81. Conditions initiales des modèles piétons pour des impacts corps entier et tête seule.

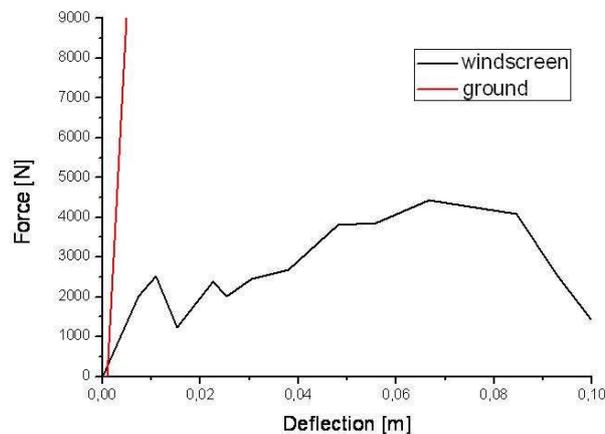


Figure 82. Raideurs des deux surfaces impactées pour l'évaluation des modèles de cou en cas de chute.

Résultats

Le tableau 16 présente les résultats obtenus en termes de HIC et d'accélération linéaire maximale du centre de gravité de la tête pour le premier impact au sol ou sur pare-brise pour les quatre modèles. On retrouve naturellement que les valeurs de HIC et d'accélération maximale sont plus importantes pour un impact au sol, surface nettement plus rigide. Pour les modèles CASR et TNO, les impacts du corps entier résultent en des valeurs plus basses que dans le cas d'un impact tête seule. En revanche, pour les modèles Chalmers et HIII, les valeurs de HIC et d'accélération maximale sont plus importantes pour la configuration corps entier et ce quelle que soit la surface considérée.

		Ground		Windscreen	
		Head & Body	Head only	Head & Body	Head only
CASR	HIC	966	1882	41	74
	acc max [m/s ²]	3098	4337	341	491
TNO	HIC	2730	3336	66	85
	acc max [m/s ²]	4526	4895	365	479
Chalmers	HIC	1264	724	37	30
	acc max [m/s ²]	3587	2791	341	307
HIII	HIC	1911	1405	20	12
	acc max [m/s ²]	3539	2767	261	150

Tableau 16. Tableau récapitulatif des résultats obtenus en termes de HIC et de maxima d'accélération linéaire du centre de gravité de la tête pour un impact sur le sol ou pare-brise pour différents modèles multicorps de piéton.

Les figure 83 et figure 84 représentent les courbes d'accélération linéaire du centre de gravité de la tête pour un impact au sol et sur le pare-brise pour les quatre différents modèles aux deux configurations. On peut observer sur ces deux figures que les courbes d'accélération sont similaires quelle que soit la configuration d'impact (corps entier ou tête seule) avec des pulses de formes similaires et des durées d'impact identiques et ce pour les deux surfaces impactées (sol ou pare-brise). L'impact dure en moyenne 1.5 ms pour un impact sur le sol et 11 ms pour un impact sur le pare-brise. La configuration corps entier pour le modèle Chalmers (figure 83b et figure 84b) présente une accélération du centre de gravité de la tête résiduelle après le pulse principal.

Cette accélération résiduelle est également présente pour le modèle HIII mais reste plus marquée pour un impact au sol. Sur les courbes du modèle TNO (figure 83c), on observe une accélération oscillante autour de 400 m/s² après le pulse principal de l'impact au sol. Cette oscillation est de même présente pour un impact contre le pare-brise.

L'influence du cou peut être observée en partie sur les différences de valeurs maximales entre les deux configurations. Un rapport entre les valeurs de HIC ou d'accélération maximale de la configuration tête seule sur celles de la configuration corps entier a ainsi été calculé. Ces rapports sont rappelés sur les histogrammes en figure 85 présentant les résultats en termes de HIC et d'accélération maximale pour un impact au sol ou sur pare-brise. On retrouve ces rapports supérieurs à 1 pour les modèles CASR et TNO. Ces rapports sont inférieurs à 1 pour les modèles Chalmers et HIII. Le TNO présente un rapport proche de 1 ($r=1.08$) pour un impact sur le sol (figure 85c), ce qui correspond à une faible influence du cou sur la réponse de la tête à l'impact pour un choc dur. On trouve également un rapport proche de 1 pour le modèle Chalmers pour un impact sur le pare-brise ($r=0.9$ en figure 85c). Les rapports les plus importants sont observés pour le modèle CASR avec des valeurs $r=1.4$ et $r=1.44$ pour des impacts respectifs sur le sol et le pare-brise.

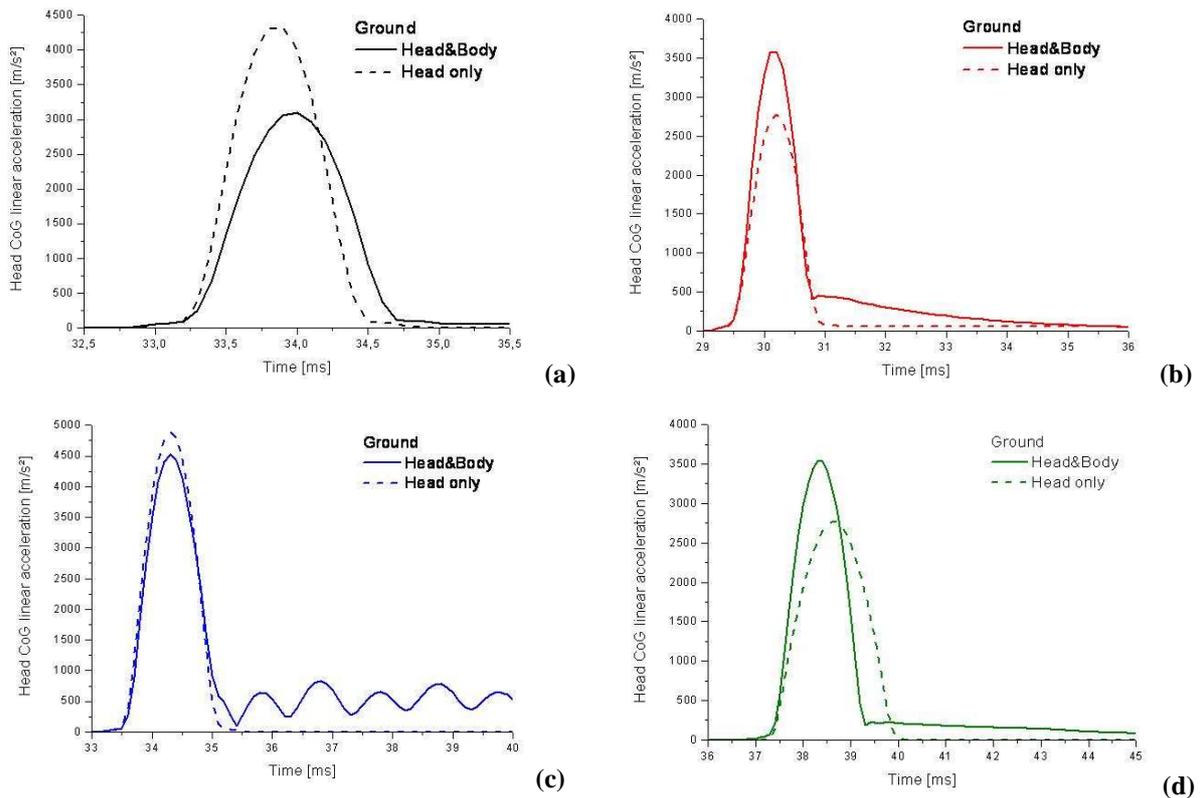


Figure 83. Courbes temporelles d'accélération linéaire du centre de gravité de la tête pour un impact au sol pour les modèles (a) CASR, (b) Chalmers, (c) TNO et (d) HII.

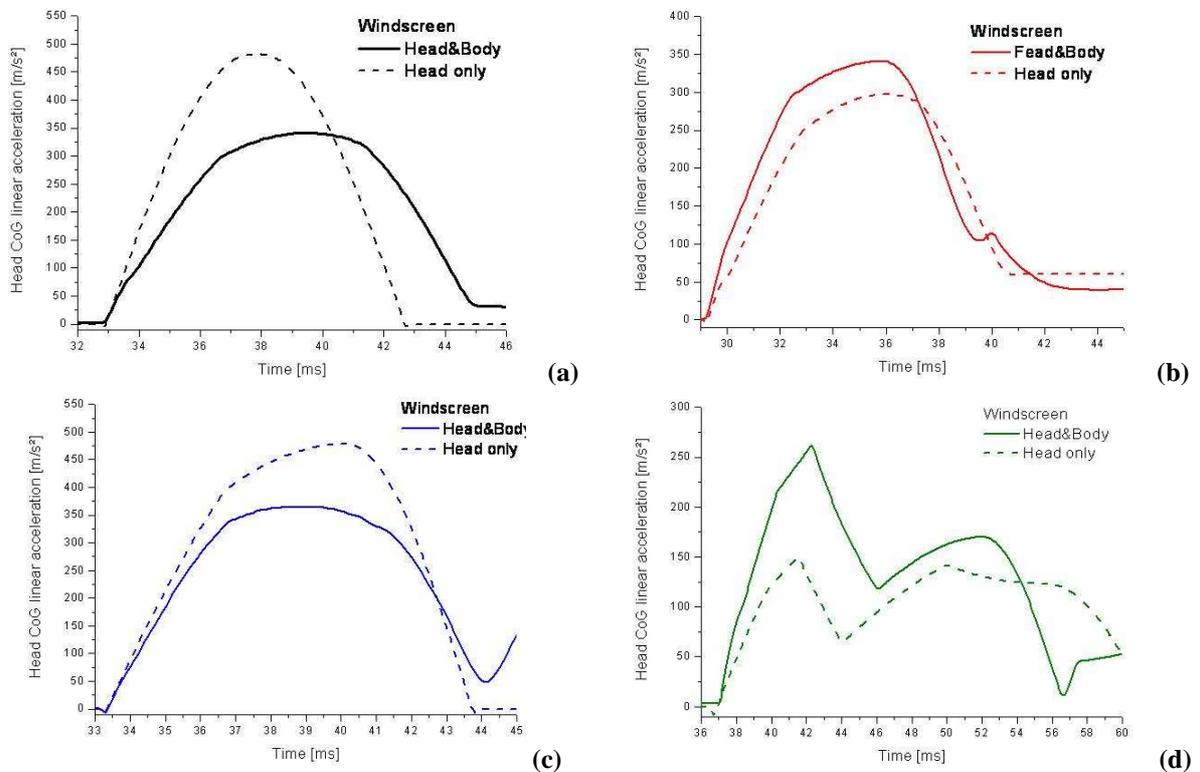


Figure 84. Courbes temporelles d'accélération linéaire du centre de gravité de la tête pour un impact sur pare-brise pour les modèles (a) CASR, (b) Chalmers, (c) TNO et (d) HII.

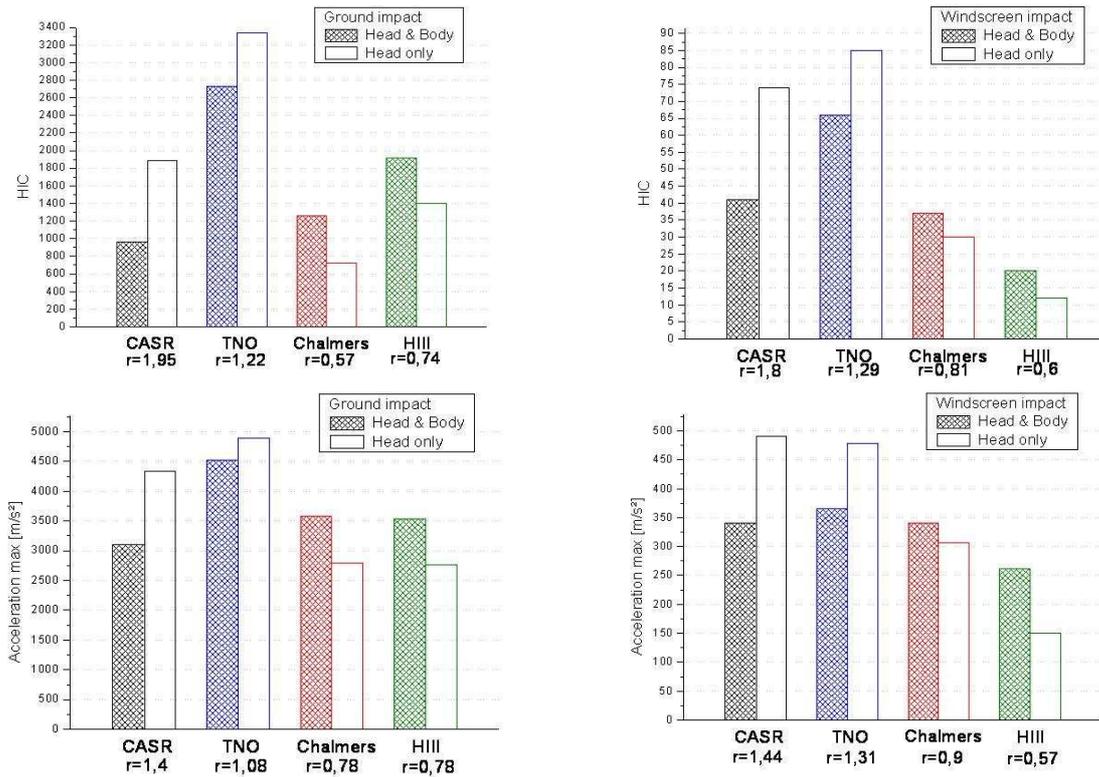


Figure 85. Histogrammes montrant les résultats obtenus en termes de HIC et de maxima d'accélération linéaire du centre de gravité de la tête pour un impact sur le sol ou pare-brise pour différents modèles multicorps de piéton ainsi que les rapports r des valeurs correspondant à la configuration tête seule sur la configuration corps entier.

4.4.4 Conclusion

L'objectif de ce paragraphe a été d'évaluer les modèles multicorps de cou des modèles piétons CASR, Chalmers, TNO et Hill en situation d'impact dans le domaine temporel.

Une première évaluation a été menée vis-à-vis de tests expérimentaux d'impacts frontaux et latéraux réalisés par le N.B.D.L. sur volontaires humains. Les conditions de test ont été reproduites numériquement pour les différents modèles multicorps de cou et les résultats ont été évalués en regard des corridors expérimentaux en termes d'accélération et de déplacement du centre de gravité de la tête. Le modèle Chalmers montre les meilleurs résultats avec 51.2% et 75.6% de corrélation pour les impacts frontaux et latéraux. Le modèle TNO montre une cinématique du cou peu physiologique, avec un mouvement d'amplitude très limité.

Une deuxième méthode d'analyse des modèles de cou dans le domaine temporel nous a permis d'évaluer les cou en situation de choc. Cette évaluation des cou s'est faite à partir des résultats obtenus en cas d'impact du piéton corps entier et en cas d'impact de la tête seule sur un pare-brise ou sur le sol en termes d'accélération linéaire et angulaire de la tête. La plus grande influence de la présence du corps rattaché à la tête du modèle a été observée pour le modèle CASR avec un écart d'accélération maximale de près de 50% selon la configuration quelle que soit la surface impactée. Le modèle TNO ne présente que très peu d'influence des conditions aux limites de la tête avec des variations de 8% selon les configurations pour un impact sur le sol.

4.5 Conclusion

Cette partie du chapitre présente l'évaluation des modèles multicorps de cou des modèles piéton CASR, Chalmers, TNO et du modèle HIII. Une description des modèles multicorps de cou ainsi que du modèle par éléments finis du cou de l'Université de Strasbourg a été présentée. L'évaluation des cous a été menée dans le domaine fréquentiel en petits déplacements par une analyse modale multidirectionnelle et dans le domaine temporel en grandes déformations à travers des tests d'accélération N.B.D.L. et en situation de choc. Ces modèles ont été évalués en regard de résultats obtenus pour le vivant et ont également été comparés à un MEF de cou.

En ce qui concerne l'évaluation des modèles par analyse modale, les principales conclusions montrent que seul le modèle de cou CASR est capable de reproduire l'ensemble des déformées modales du vivant, avec des fréquences modales proches de l'humain pour les modes de flexion-extension et d'inclinaison. Les résultats du modèle TNO sont les plus éloignés du modèle in-vivo en termes de fréquences propres. Le modèle TNO se révèle comme étant le modèle le plus raide en petits déplacements.

Le modèle CASR donnant les meilleurs résultats en petits déplacements présente des résultats moyens en analyse des grandes déformations en situation d'impact. Pour ce qui est des tests N.B.D.L., le modèle Chalmers présente les meilleurs résultats à 63% en moyenne similaires aux résultats humains, contre 47% pour le modèle CASR et 53% et 51% respectivement pour les modèles TNO et HIII. L'influence des modèles de cou a également été analysée à partir de la réponse de la tête sous deux configurations d'impact (corps entier et tête seule). Le modèle CASR a donné les résultats les plus variables selon les configurations. L'influence des conditions initiales de chargement de la tête la plus faible a été observée par le modèle TNO.

Le prochain paragraphe a pour but d'étudier les conditions aux limites de la tête lors de reconstructions d'accidents réels. Pour ce faire et selon les conclusions de cette étude sur l'évaluation des cous, on se placera dans les conditions les plus défavorables en prenant le modèle de cou le mieux corrélé au modèle humain et qui a donné les résultats les plus variables en grandes déformations c'est-à-dire le modèle CASR.

5. Conditions d'impact de la tête en situation d'accident réel

5.1 Introduction

L'objectif de cette étude est d'examiner l'influence des conditions aux limites de la tête sur la réponse de la tête à l'impact lors de reconstructions d'accidents réels impliquant un piéton et un véhicule. Ainsi, deux conditions limites différentes avec des chargements différents appliqués à la tête sont considérées sur le modèle de piéton du CASR sous simulation multicorps et sous méthode éléments finis (EF). Les conditions d'impact de la tête en termes d'accélération linéaires et angulaires, sont implémentées dans le modèle Eléments Finis de la Tête de l'Université de Strasbourg (SUFEHM) sous code Radioss.

5.2 Méthodologie

Les reconstructions multicorps ont été réalisées avec le logiciel MADYMO® afin de reproduire la cinématique du piéton pour chaque cas d'accident. Les reconstructions éléments finis ont été simulées à l'aide du logiciel RADIOSS®. Les accélérations linéaires et angulaires des têtes estimées par les reconstructions multicorps ont été implémentées dans les reconstructions EF. Huit cas d'accidents piétons ont été reconstruits et deux configurations différentes des conditions aux limites de la tête ont été implémentées dans les deux modèles, multicorps et éléments finis. Les réponses mécaniques de la tête en termes d'accélérations linéaires et angulaires maximales de la tête, de HIC et de critères SUFEHM – ont été évaluées pour chaque cas à chaque configuration corporelle.

La méthodologie appliquée dans cette étude comporte plusieurs phases :

- Collecte des données d'accident,
- Modélisation multicorps de la collision,
- Reconstruction physique de l'impact tête et jambe à l'aide de tests d'impacteurs afin de caractériser la raideur des surfaces impactées du véhicule,
- Simulation multicorps afin d'estimer l'accélération de la tête et autres paramètres mécaniques nécessaires,
- Simulation EF de l'impact de la tête afin de déterminer la réponse intracrânienne pour chaque cas,
- Simulations multicorps et EF complémentaires afin d'étudier l'effet des conditions limites de la tête sur la cinématique et les réponses intracrâniennes du piéton.

Les trois premiers points de la méthodologie de cette étude ont été réalisés par l'équipe du CASR (Centre for Automotive Safety Research d'Adélaïde – Australie). Les trois derniers points ont été réalisés au sein de l'Université de Strasbourg dans le cadre de cette thèse.

Les cas utilisés pour cette étude proviennent d'une série de 77 collisions de piétons examinées sur site par le CASR. Les données collectées sur le site de l'accident incluent les traces évidentes (traces de freinage du véhicule, localisations du point d'impact et position finale du piéton, débris et autres marques), le descriptif des lésions et/ou l'autopsie provenant des données de l'hôpital, les dimensions du piéton et autres interviews. Toutes ces données ont été approuvées par le comité d'éthique humaine de l'université australienne. Le véhicule mis en cause dans l'accident a été inspecté et toute trace de contact avec le piéton a été relevé et mesuré.

Huit cas ont été retenus pour cette étude et leurs caractéristiques sont reprises dans le tableau 17. Ces cas ont été simulés et reconstruits par le CASR sur la base des données obtenues sur site.

Case	Pedestrian age and sexe	Head injuries	Maximum AIS (Head injuries)	Make, model, year of vehicle
P030	75 male	Head laceration and subdural hematoma	1, (4 (SDH) after 2 month delay)	1987 Ford Falcon sedan
P031	24 male	Subarachnoid haemorrhage, concussion and facial fractures	3	1981 Holden Commodore sedan
P032	47 male	Laceration to scalp	1	1986 Mitsubishi Colt hatchback
P034	17 female	Multiple serious head injuries, including SDH, DAI	5	1995 Ford Festiva
P036	28 male.	Superficial head injuries	1	1986 Ford Laser
P037	60-70 female	Laceration to head, LOC* (5 min)	2	1991 Ford Festiva
P038	80 female	Minor laceration	1	1990 Honda Integra
P039	13 female	Fatal head injuries	5	2001 Mazda Tribute

Tableau 17. Détails des cas d'accident piéton. *LOC: Perte de conscience

Le modèle multicorps du piéton développé par le CASR a été utilisé pour la première partie de cette étude dans le but de simuler la cinématique des piétons. Le modèle a nécessité une mise à l'échelle pour chacun des cas de cette étude.

L'étape suivante dans le processus de simulation a été de déterminer la position initiale du piéton avant impact. La vitesse du piéton et les vitesses des jambes pendant la marche ont été négligées dans cette étude. L'orientation générale du piéton relative au véhicule est connue pour chaque cas. Cette orientation est déterminée à partir des données obtenues par le piéton lui-même, par le conducteur ou par différents témoins ou encore en relevant les marques d'impact sur le corps du piéton ou sur le véhicule. Les marques du pare-choc ou de la grille indiquent souvent l'orientation du piéton, les positions des jambes et du thorax à l'impact. Dans certains cas, une première modélisation sous Madymo a été nécessaire afin de déterminer l'orientation du piéton. La présence de fracture de la cheville, probablement apparue suite à une déformation de type inversion/éversion a permis de définir la jambe d'appui du piéton à l'impact. Chaque reconstruction ainsi déterminée a été vérifiée par rapport aux traces physiques relevées sur le piéton.

Deux configurations corporelles représentant deux conditions aux limites de la tête (figure 86) ont été implémentées dans les reconstructions multicorps. La configuration *tête* a été obtenue en désactivant certaines liaisons du modèle 5 ms avant l'impact de la tête. Les liaisons désactivées permettent de déconnecter la région proximale du corps de la région distale intéressée. Aucune force n'est ainsi transmise par la liaison, et la partie distale est libre de tout mouvement indépendant du reste du corps. Les deux configurations sont décrites ainsi :

- Configuration *Corps* : le corps entier impacte le véhicule.
- Configuration *Tête* : la liaison supérieure du cou est désactivée. La tête seule impacte le véhicule.

Les réponses mécaniques de la tête pour chaque simulation sont données en termes d'accélération linéaire et angulaire maximale mesurée au centre de gravité de la tête. Le critère de lésion de la tête, HIC a été calculé à partir des courbes temporelles d'accélération linéaire.



Figure 86. Exemple des deux configurations des conditions aux limites de la tête pour le piéton à 5 ms avant impact de la tête: (a) conf. corps, (b) conf. tête.

Les véhicules correspondant à la marque, modèle et année mis en cause dans chaque accident ont été obtenus pour le processus de reconstruction physique au sein du CASR. Un programme digital a permis de relever les principales géométries du véhicule. Ces géométries ont servies de base pour la création de modèles sous Madymo, géométries définies par des plans, cylindres ou ellipsoïdes.

Les propriétés de contact pour les interactions entre le piéton et les surfaces du véhicule, pare-choc, grille, capot et pare-brise ont été déterminées par des tests sur le véhicule pour chaque cas. Des simulations préliminaires sur Madymo ont défini des vitesses d'impact et énergies mises en jeu dans les différents contacts entre le corps du piéton et les surfaces impactées du véhicule. Les données ont été répliquées dans un laboratoire de tests avec des impacteurs EEVC WG17, impacteurs jambe, cuisse et tête ISO enfant et adulte.

Tous les paramètres des propriétés de contact ont été déterminés à partir de tests expérimentaux et méthodes décrites par Anderson *et al.* (2009). Les raideurs obtenues sont dépendantes de la vitesse d'impact.

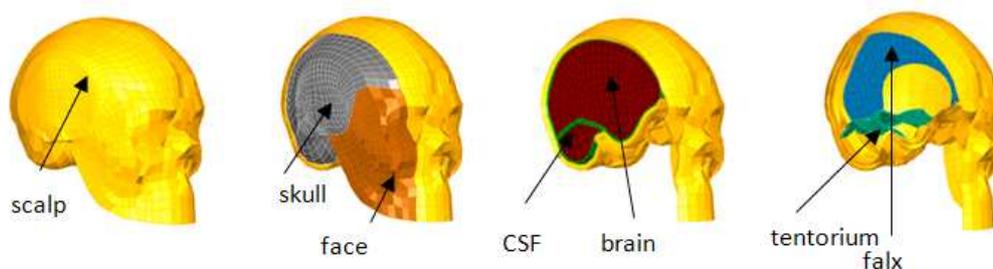


Figure 87 . Modèle Eléments Finis de la tête de l'Université de Strasbourg SUFEHM.

Le modèle de tête utilisé pour cette étude est le modèle Eléments Finis de la tête de l'Université de Strasbourg (SUFEHM), modèle EF développé par Kang *et al.* (1997) sous code RADIOSS®.

Comme représenté sur la figure 87, ce modèle de la tête comprend les principaux composants anatomiques de la tête comme le crâne, la faux, la tente, l'espace subarachnoïdien (dure-mère, liquide cérébro-spinal LCR et arachnoïde) et les hémisphères cérébraux. Les propriétés mécaniques sont détaillées dans Kang *et al.* (1997). Ce modèle de tête anatomique a été validé par Willinger *et al.* (1999) à partir de tests expérimentaux (Nahum *et al.* 1977, Trosseille *et al.* 1992, Yoganandan *et al.* 1994). Des limites de tolérance ont été définies pour ce modèle à partir de reconstructions de 68 cas d'accident réels. Ces limites de tolérance sont spécifiques à des mécanismes de lésions définis. Le premier paramètre mécanique correspond à la pression minimale dans le Liquide Cérébro-spinal (LCR), paramètre corrélé à l'hématome sous-dural ou sous-arachnoïdien. Le second paramètre est la

contrainte de Von Mises du cerveau corrélée à la lésion axonale diffuse (DAI). Les limites de tolérance proposées (Deck *et al.* 2008) pour 50 % de risque de lésion d'un hématome sousdural, d'un DAI modéré ou sévère sont respectivement de -135 kPa, 26 kPa et 33 kPa.

Il est précisé que les paramètres de lésion peuvent être définis soit par simulation d'un impact direct sur une structure impactante, soit en implémentant le modèle avec un champ d'accélération appliqué à un crâne rigide. La seconde solution a été utilisée dans cette étude. Le champ d'accélération consiste en trois accélérations linéaires et trois accélérations angulaires du centre de gravité de la tête obtenues des reconstructions multicorps. Etant donné l'utilisation d'un crâne rigide, aucune considération n'a été faite sur la déformation et les fractures du crâne.

5.3 Résultats

5.3.1 Résultats en termes de cinématique globale de la tête

Les résultats multicorps sont donnés en termes d'accélération linéaire et angulaire maximal du centre de gravité de la tête et en critère de lésion HIC. Tous les cas présentés sont classés par HIC croissant obtenus pour la configuration *corps*. Une différence en pourcentage est calculée pour la configuration *tête* par rapport à la configuration *corps* selon l'équation eq. 4 représentée ci-dessous:

$$R = \left[\left(\frac{X_{tête}}{X_{body}} \right) - 1 \right] \cdot 100 \quad \text{Eq. 4}$$

La figure 88 représente l'accélération linéaire maximale du centre de gravité de la tête après reconstruction multicorps par cas et par configuration ainsi que les différences en pourcentage R de l'accélération linéaire de la configuration *tête*. Les valeurs de l'accélération linéaire maximale vont de 90 g pour le cas P038 en configuration *corps*, à 363 g pour le cas P034 en configuration *tête*. Les configurations *tête* conduisent à des plus grandes valeurs d'accélération linéaire maximale exceptée dans le cas P039. Les cas de P038 à P032 ayant un AIS maximal de 2 sont clairement différenciés des cas P039, P031 et P034 avec des AIS supérieur à 3. On note une différence maximale de 25% pour le cas P030 et une différence minimale de $\pm 5.1\%$ pour les cas P037 et P039.

La figure 89 représente l'accélération angulaire maximale du centre de gravité de la tête après reconstruction multicorps par cas et par configuration ainsi que les différences en pourcentage R de l'accélération angulaire de la configuration *tête*. Les valeurs de l'accélération angulaire maximale vont de 7.3 krad/s² pour le cas P036 dans la configuration *corps*, à une valeur de 42.8 krad/s² pour le cas P034 à la même configuration *corps*. Comme pour l'accélération linéaire, les cas avec un AIS max de 2 sont clairement différenciés sur le graphe de l'accélération angulaire maximale des cas P039, P031 et P034 avec AIS supérieur à 3. On observe une différence de près de 60% entre les deux configurations. La moitié des cas conduit à des valeurs d'accélération angulaire supérieures pour la configuration *tête* par rapport à la configuration *corps*.

La figure 90 représente les valeurs du critère HIC par cas et par configuration ainsi que les différences en pourcentage R du HIC de la configuration *tête*. Les valeurs du HIC vont de 84 pour le cas P038 à la configuration *corps* à 6554 pour le cas P031 à la configuration *tête*. Le cas P031 présente une marge de valeurs plus importante que pour les autres cas. La différence en pourcentage la plus élevée est observée pour le cas P031 avec une valeur de 86%. Dans tous les cas, excepté le cas P039, le HIC est surestimé pour la configuration *tête* avec des rapports en pourcentage positifs.

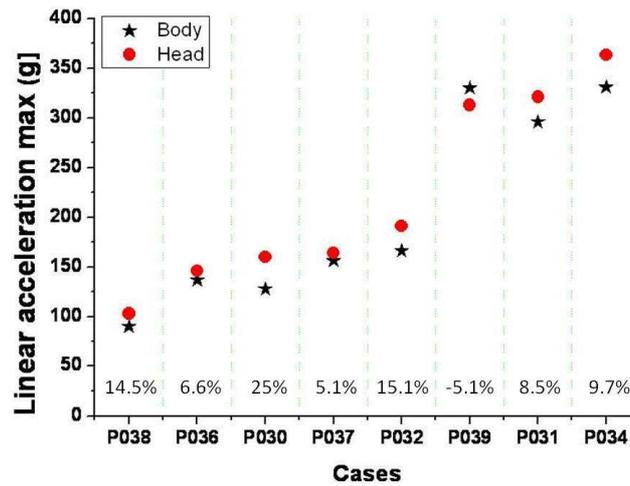


Figure 88. Accélération linéaire maximale de la tête pour les deux configurations *corps* et *tête* pour chaque cas, et différence en pourcentage de la conf. *tête* par rapport à la conf. *corps*, classés par HIC croissant obtenus pour la conf. *corps*.

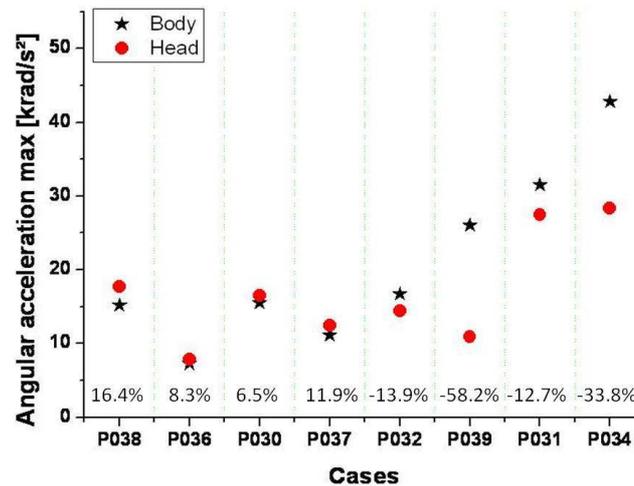


Figure 89. Accélération angulaire maximale de la tête pour les deux configurations *corps* et *tête* pour chaque cas et différence en pourcentage de la conf. *tête* par rapport à la conf. *corps*, classés par HIC croissant obtenus pour la conf. *corps*.

La figure 91 représente l'accélération linéaire maximale du centre de gravité de la tête en fonction de la durée d'impact par cas et par configuration. La courbe de tolérance de la Wayne State (WSUTC) y est de même reportée en trait discontinu. La WSUTC, définie par Gadd en 1966, représente la limite de tolérance de lésion cérébrale. Tous les résultats obtenus dans cette étude se situent au-dessus de cette courbe de tolérance. Pour les cas avec AIS supérieurs à 3 (P034, P031, P039), les durées d'impact ne dépassent pas 10 ms et les valeurs d'accélération linéaire maximale sont au-dessus de 290 g.

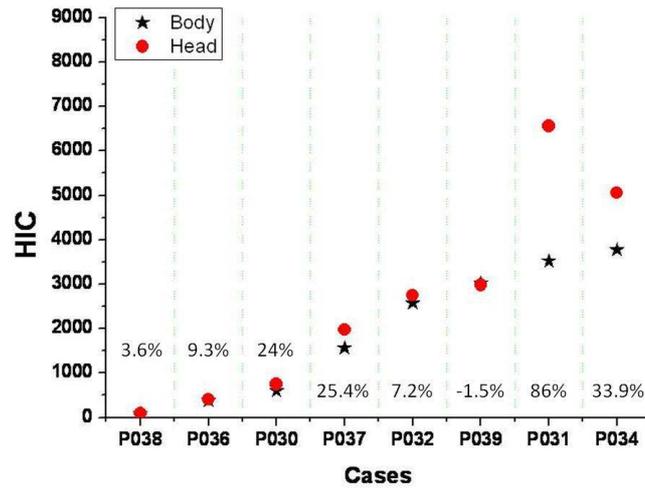


Figure 90. HIC pour les deux configurations *corps* et *tête* pour chaque cas et différence en pourcentage du HIC pour de la conf. *tête* par rapport à la conf. *corps*, classés par HIC croissant obtenus pour la conf. *corps*.

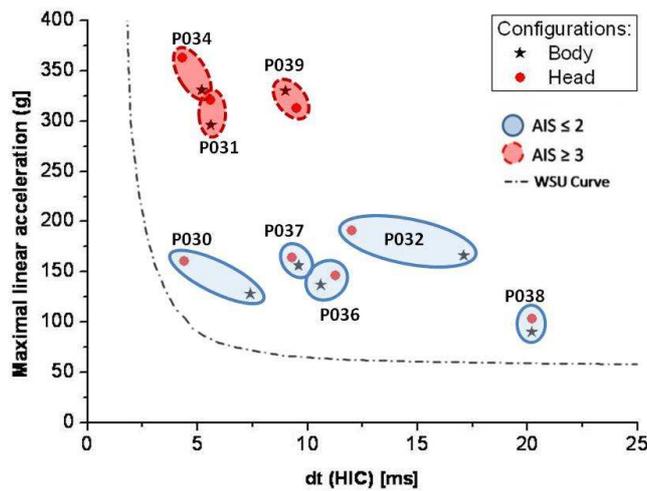


Figure 91. Accélération linéaire maximale du centre de gravité de la tête en fonction de la durée d'impact, par cas pour les deux configurations.

5.3.2 Résultats en termes de paramètres intracrâniens (modélisation EF)

Les résultats des paramètres intracrâniens sont présentés pour tous les cas d'accidents pour les deux configurations, *corps* et *tête*. Les résultats des simulations EF sont donnés en termes de pression minimum du LCR et de contrainte de Von Mises maximum du cerveau. Les cas d'accident sont classés par AIS croissant. Une différence en pourcentage y est de même calculée pour la configuration *tête* par rapport à la configuration *corps*.

La figure 92 représente la pression minimale du LCR par cas et par configuration ainsi que les différences en pourcentage R de la pression minimale de la configuration *tête*. La pression minimale du LCR présente des valeurs allant de 84 kPa pour le cas P036 à la configuration *tête* à une valeur de

182 kPa pour le cas P034 à la même configuration. Les cas avec AIS3 sont clairement différenciés avec des valeurs importantes pour la pression minimale du LCR. On note des différences maximales de pression de 10.2% et -8% pour les cas P030 et P037 entre les deux configurations. Le paramètre de pression du LCR pour les cas gravement lésés ($AIS \geq 3$) n'est que faiblement influencé par les conditions aux limites de la tête, avec des rapports inférieurs à 2.2%.

La figure 93 représente les contraintes de Von Mises du cerveau par cas et par configuration ainsi que les différences en pourcentage R des contraintes de la configuration *tête*. Les valeurs de la contrainte de Von Mises vont de 17.5 kPa pour le cas P036 à la configuration *tête* à 102 kPa pour le cas P031 à la configuration *corps*. Dans ces cas, le score AIS ne peut être corrélé au paramètre de contrainte de Von Mises. Le cas P031 (AIS3) conduit à des valeurs plus importantes que le cas P039 avec AIS5. Pour le cas P031, présentant des fractures faciales non reproduites avec le modèle EF, les valeurs importantes ont pu être surestimées. On note des différences maximales de contraintes de Von Mises de -36%, -33.6% et 31% pour les cas P039, P037 et P030 respectivement. La contrainte de Von Mises se montre beaucoup plus influencée que le critère de pression minimal du LCR par les conditions aux limites de la tête.

Certains cas présentent des caractéristiques particulières à l'impact qui peut expliquer les résultats obtenus. Le cas P031 présente plusieurs fractures faciales ne pouvant être reproduites avec l'utilisation d'un crâne rigide. Les paramètres estimés pour cet impact ont pu être surestimés, notamment pour le HIC et la valeur de contrainte de Von Mises du cerveau. Le cas P039 présente des tendances différentes par rapport aux autres cas, surtout en ce qui concerne les données d'accélération. Dans ce cas, la tête du piéton a impacté le capot. La tête, dans les autres cas, a impacté le pare-brise ou les piliers du pare-brise. Enfin, le cas P032, pour lequel le piéton présente seulement des lacérations au cuir chevelu, donne en simulation une valeur de HIC autour de 2700. Il est supposé que la vitesse d'impact pour ce cas a été surestimée du fait du manque de données récoltées et disponibles sur le site de l'accident.

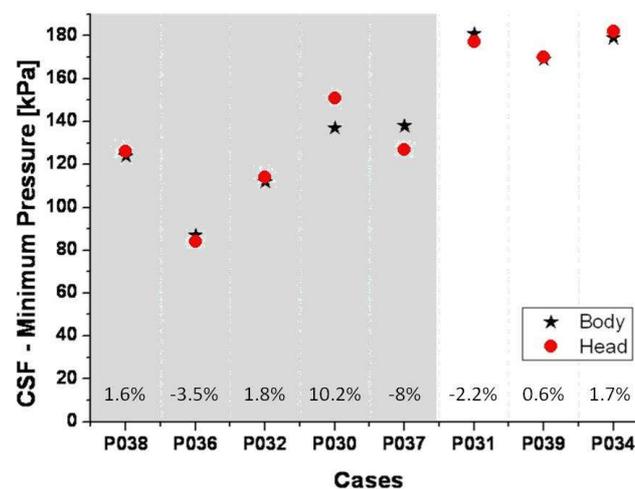


Figure 92. Pression minimale du LCR par cas et par configuration et différence en pourcentage de la pression minimale de la conf. *tête* par rapport à la conf. *corps*, classés par AIS croissant. En fond gris, cas avec $AIS \leq 2$, en fond blanc cas avec $AIS \geq 3$.

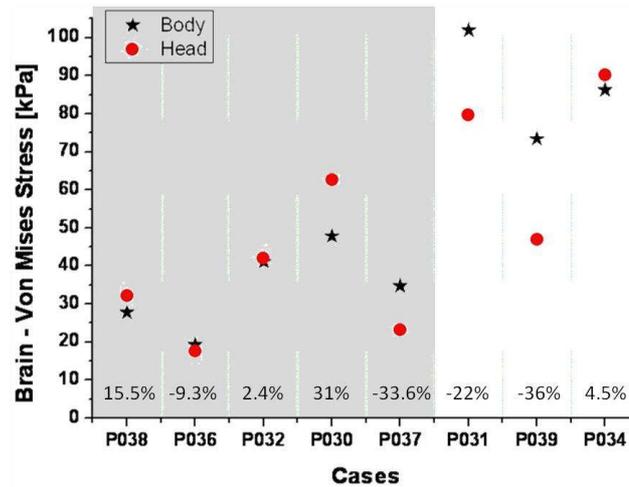


Figure 93. Contrainte de Von Mises du cerveau par cas et par configuration et différence en pourcentage de la contrainte de la conf. tête par rapport à la conf. corps, classés par AIS croissant. En fond gris, cas avec AIS \leq 2, en fond blanc cas avec AIS \geq 3.

Une réflexion est nécessaire sur l'utilisation d'un crâne rigide dans les simulations EF. Une étude publiée par Deck *et al.* (2007) montre que l'utilisation d'un tel crâne influence la réponse du modèle pour les impacts courts. Les impacts dits courts (durée inférieure à 5 ms) correspondent à un impact sur une surface rigide dans quel cas la déformation du crâne a une influence sur le comportement mécanique intracrânien. En perspective de cette étude, il serait utile d'étudier les forces d'interaction entre le crâne et les surfaces impactées en parallèle avec le chargement du cou en plus de l'étude de la cinématique de la tête. Cet abord pourrait aider à compléter les connaissances concernant l'influence des conditions aux limites de la tête sur l'estimation du risque de lésion de la tête.

5.4 Conclusion

Dans cette étude, l'influence des conditions aux limites de la tête sur la réponse de celle-ci a été évaluée lors d'impact de la tête. Pour huit cas d'accident réel piéton, deux différentes conditions aux limites de la tête ont été simulées sous Madymo en multicorps (tête seule et corps entier). Ce travail montre que les conditions aux limites de la tête influencent de manière significative la réponse de la tête à l'impact en termes de champ d'accélération, de HIC et de paramètres EF et donc influent sur l'estimation de prédictions de lésion de la tête. L'accélération linéaire varie jusqu'à 25% en fonction du chargement au niveau du cou. Le HIC et l'accélération angulaire varient à hauteur de 60% et 86% au maximum pour la configuration *tête* par rapport à celle du *corps*. Les valeurs d'accélération linéaire sont généralement surestimées quand la tête est considérée seule à l'impact. En ce qui concerne le comportement intracrânien de la tête, les résultats ont été comparés après simulation EF avec le modèle SUFEHM sous code Radioss. Il a été montré que la contrainte de Von Mises estimée après modélisation EF du cerveau est de même influencée par ces conditions aux limites à hauteur de 36%. Le dernier paramètre observé, la pression minimale du liquide cérébro-spinal, est le paramètre le moins influencé par les conditions aux limites de la tête.

6. Conclusion

L'objectif de ce chapitre était d'étudier l'influence des conditions aux limites de la tête lors de la simulation d'accidents de piétons.

Avant d'étudier les conditions aux limites de la tête, il a fallu déterminer les différents outils nécessaires à une reconstruction numérique, tels que les modèles multicorps véhicule et piéton. Une première étude paramétrique a porté sur les raideurs à implémenter au niveau des différentes surfaces du véhicule impactées lors des accidents. Les conclusions de cette étude montrent qu'il n'apparaît aucune influence significative des raideurs du pare-choc ou du capot ni sur la vitesse de la tête à l'impact ni sur la cinématique globale du piéton. L'influence de la raideur du capot sur la vitesse de la tête ne dépasse pas 3.5% par rapport à une raideur moyenne.

Une deuxième étude nous a permis de valider et d'évaluer les modèles multicorps de piétons disponibles en regard d'un test expérimental réalisé sur cadavre. Il ressort de cette étude que les trois modèles CASR, Chalmers et TNO suivent plus ou moins les séquences de la cinématique du cadavre et ces modèles impactent la tête avec des vitesses similaires.

Ensuite, une première étude sur les conditions aux limites de la tête a porté sur l'évaluation des modèles multicorps de cou en premier lieu dans le domaine fréquentiel, puis dans le domaine temporel.

La première méthode d'évaluation a été l'analyse modale multidirectionnelle des différents modèles de cou. Cette méthode a permis d'identifier les fréquences et déformées modales du cou dans le domaine fréquentiel et de les comparer au sujet humain in-vivo. Seul le modèle CASR a fait apparaître les quatre modes de flexion-extension, rétraction frontale, inclinaison et rétraction latérale. Les résultats obtenus pour chaque modèle de cou ont ainsi été comparés aux résultats obtenus selon la même méthode avec des volontaires humains lors de tests expérimentaux et avec le modèle éléments finis du cou développé à l'Université de Strasbourg. Le modèle CASR a montré les meilleurs résultats avec des fréquences modales les plus proches des fréquences humaines.

La seconde méthode d'évaluation a été réalisée dans le domaine temporel avec des tests N.B.D.L. (Ewings 1968), tests d'accélération frontales et latérales réalisés sur sujets volontaires humains. Les conditions de test ont été reproduites numériquement pour les différents modèles multicorps de cou. Lors de cette évaluation, c'est le modèle multicorps de cou Chalmers qui a montré les meilleurs résultats en termes de respect du corridor expérimental.

Enfin, la dernière méthode nous a permis d'évaluer les cous à partir de la réponse de la tête sous deux configurations d'impact (corps entier et tête seule). Le modèle CASR a révélé la plus importante influence du cou selon les configurations. L'influence des conditions initiales de chargement de la tête la plus faible a été observée par le modèle TNO.

Enfin, les conditions aux limites de la tête ont été étudiées en situation d'accident réel. Deux conditions limites différentes avec des chargements différents appliqués à la tête ont été considérées sur le modèle de piéton CASR sous simulation multicorps et sous méthode éléments finis. Les conditions d'impact de la tête ainsi définies sous Madymo ont été implémentées dans le modèle Eléments Finis de la Tête de l'Université de Strasbourg (SUFEHM) sous code Radioss. Cette dernière étude nous a permis d'étudier l'influence des conditions aux limites de la tête sur la réponse de celle-ci en cas de reconstruction cinématique d'un accident réel. Ce travail a montré que les conditions aux limites de la tête influencent de manière significative sur la réponse de la tête à l'impact en termes de champ d'accélération, de HIC et de paramètres EF et donc influent sur l'estimation de prédictions de lésion de la tête.

**CHAPITRE 3. DEVELOPPEMENT
D'UNE METHODE DE
RECONSTRUCTION DE LA
CINEMATIQUE DU PIETON**

1. Introduction

Dans le but de reconstruire des traumatismes crâniens avec un modèle éléments finis de tête, il est nécessaire d'obtenir les conditions initiales de la tête à l'impact, en termes d'orientation et de vitesse du centre de gravité de la tête par rapport à la surface impactante. Ces données sont obtenues après une reconstruction physique ou numérique de la cinématique de la victime entraînant un traumatisme crânien, tel que des accidents sportifs, automobiles, ou même des chutes. Dans le cadre de cette thèse, nous nous cantonnerons à l'accident impliquant un piéton et un véhicule, comme nous l'avons vu jusqu'ici. Afin de reconstruire un accident piéton le plus fidèlement possible, il existe différents moyens telle la reconstruction physique avec mannequin ou cadavre ou la reconstruction numérique. Les reconstructions physiques nécessitent un nombre important de moyens technique et financiers. La modélisation numérique reste un outil plus accessible. Comme nous l'avons vu en fin du premier chapitre, il existe deux approches numériques, la modélisation par éléments fins ou la modélisation multicorps. Cette deuxième modélisation est de nos jours très utilisée pour les reconstructions d'accidents piéton. L'avantage du multicorps est d'obtenir une cinématique réaliste du piéton avec un gain de temps important par rapport à la modélisation éléments finis, notamment à travers l'étude paramétrique du problème.

L'objectif de ce troisième et dernier chapitre est de développer une méthode de reconstruction automatisée de la cinématique du piéton par la modélisation multicorps. Cette méthode est basée sur un outil automatique nommé BioPed comprenant une partie de prétraitement et une partie d'analyse de résultats dans un module de post-traitement. Le module de prétraitement permet d'analyser les différentes données sur les circonstances de l'accident concernant le scénario, le piéton, le véhicule, et permet ainsi la mise en place des différents modèles correspondants. Le modèle multicorps de piéton utilisé dans BioPed est le modèle TNO, modèle multicorps le plus complet en termes de critères biomécaniques. De plus ce modèle humain est disponible sous MADYMO® avec un module de redimensionnement selon les dimensions et masses des victimes des accidents reconstruits.

Une fois l'outil BioPed présenté, une application sera réalisée sur une base de données de 8 accidents réels piéton/véhicule provenant d'un centre de recherche sur la sécurité automobile d'Australie.

Cette méthodologie de reconstruction sera enfin évaluée en regard des données de l'accident réel et en regard d'une autre méthodologie de reconstruction utilisée par le centre de recherche australien.

2. Outil de reconstruction d'accidents - BioPed

2.1 Introduction

Plusieurs paramètres nécessaires à la simulation, tels que la position du piéton avant impact, les propriétés de la structure impactante, la localisation de l'impact *etc.*, restent des paramètres influents sur la cinématique du piéton. Dans ce chapitre, la méthode choisie pour la reconstruction de la cinématique est de simuler un grand nombre de scénarios possibles en lançant une étude paramétrique automatisée. La préparation et le lancement de ces simulations se font ici de manière automatique par un programme qui va générer les différents scénarios en faisant varier les paramètres choisis. Le scénario le plus probable est alors obtenu par post-traitement des simulations en comparant les données directement observées sur le site de l'accident telles que les localisations des différentes zones impactées et l'ordre dans lequel ces impacts se sont déroulés.

Dans un premier temps, nous présenterons les différentes méthodes d'analyse paramétrique et plus particulièrement celle qui nous paraîtra la plus pertinente à utiliser pour obtenir le scénario le plus

probable en un minimum de simulations. Ensuite, nous exposerons l'outil de pré et post-traitement qui permettra de positionner le modèle humain en situation initiale d'accident et de contrôler les paramètres à varier pour évaluer leur influence ainsi que d'analyser l'ensemble des simulations réalisées pour extraire les influences des différents facteurs et déterminer la combinaison optimale.

2.2 Plans d'expérience

Il est nécessaire, pour obtenir une simulation valide, de connaître le maximum de paramètres liés aux conditions initiales de l'accident ainsi que ceux observées sur le site de l'accident. Un grand nombre de ces paramètres reste souvent mal contrôlé. La méthode consiste donc à faire varier ces facteurs jusqu'à obtenir le scénario de l'accident le plus probable. La manière la plus simple pour faire varier les paramètres est de suivre un plan d'expérience. Ce plan d'expérience, en plus de déterminer le niveau optimal des paramètres pour le scénario le plus probable, est également un outil capable de déterminer les paramètres les plus influents et les plus robustes. Le choix des paramètres à faire varier et leurs niveaux fixent les limites de l'analyse paramétrique et déterminent le « domaine expérimental ». Il existe au moins quatre méthodes permettant d'explorer ce « domaine expérimental » :

- « Construire-essayer-modifier »
- « Un seul paramètre à la fois »
- Plan factoriel complet
- Plan fractionnaire orthogonal

La méthode « Construire-essayer-modifier » est une méthode économiquement inefficace qui conduit à des temps de développement longs et à une mauvaise reproductibilité. Elle est très dépendante de la compétence de la personne qui va réaliser les simulations. Cette méthode est complètement inadéquate pour deux raisons :

- Il est impossible de savoir si l'on aboutit à un véritable optimum, puisque le cycle est achevé dès qu'un scénario probable est obtenu.
- Cette méthode est par nature lente puisqu'elle nécessite de la chance et une bonne intuition. Elle conduit à recommencer sans cesse une nouvelle simulation.

La méthode « un seul facteur à la fois » est la méthode traditionnellement utilisée par les scientifiques et les ingénieurs dans les universités et les industries. Elle consiste à étudier un paramètre de manière minutieuse sous conditions fixées. Une fois ses effets caractérisés, un autre paramètre est alors étudié et ainsi de suite pour l'ensemble des paramètres. Cette méthode permet d'obtenir des solutions optimales et une compréhension scientifique des effets de chaque paramètre, contrairement à la méthode précédente. En revanche, elle reste une méthode lente et ne corrige pas tous les défauts de la méthode « Construire-essayer-modifier ». En effet, elle ne donne pas d'information sur la façon dont l'effet d'un facteur est modifié lorsque les autres facteurs changent. Elle ne prend donc pas en compte la notion d'interaction entre les facteurs. Par ailleurs, un autre problème inhérent à cette méthode, est que les paramètres ne sont pas testés le même nombre de fois suivant leur niveau.

La méthode factorielle complète est la méthode la plus complète puisqu'elle explore toutes les combinaisons possibles des niveaux des facteurs. Le nombre total de combinaisons pour x facteurs à y niveaux est de y^x . La probabilité de trouver le résultat le plus favorable est maximum. La grande faiblesse de cette méthode réside dans le fait qu'elle conduit à un nombre excessif de simulations.

Ainsi par exemple, une étude avec 13 paramètres à 3 niveaux comportera 1 594 323 combinaisons. D'où l'utilité des techniques d'inférence statistique qui devraient permettre de trouver le niveau optimum des facteurs en examinant leur effet moyen sur la réponse sans avoir à essayer toutes les combinaisons.

Les tables orthogonales permettent de n'utiliser qu'une fraction de l'ensemble des combinaisons du plan factoriel complet. Les combinaisons sont choisies afin de fournir une information suffisante pour déterminer l'effet des facteurs à l'aide de l'analyse des moyennes. La méthode statistique la plus largement utilisée et la plus complète de nos jours est la méthode Taguchi (Goupy 2001). Cette méthode utilise des tables orthogonales standards et équilibrées, c'est à dire que dans les combinaisons retenues, tous les niveaux ont le même poids. En fait, l'orthogonalité implique que l'effet de chaque facteur peut être évalué mathématiquement indépendamment des effets des autres facteurs. Ainsi quand une table complète donne 128 combinaisons pour une analyse paramétrique de 7 facteurs à 2 niveaux, la table orthogonale n'en sélectionnera que 8. Le plan orthogonal présente donc la manière la plus efficace pour mener un plan d'expériences ou une analyse paramétrique.

C'est pourquoi dans la suite de cette étude nous nous focaliserons sur les tables orthogonales.

Comme pour les plans factoriels complets et fractionnaires, il est nécessaire de définir un modèle associé au plan d'expérience de l'analyse paramétrique. Ainsi, après avoir choisi les facteurs que l'on considère comme ayant une influence sur la réponse de l'expérience, soit dans notre cas, une influence sur la cinématique de la victime considérée, nous devons proposer un modèle correspondant à l'hypothèse qui nous semble la plus probable.

Le modèle est en général une combinaison linéaire de la variable réponse en fonction des facteurs et des interactions que l'on suppose avoir un effet sur la réponse cinématique. Les coefficients du modèle sont obtenus après la simulation de l'ensemble des combinaisons du plan. Voici un exemple de modèle décrit en équation eq. 5 qui met en évidence l'effet Y des facteurs F_1 , F_2 , F_3 et F_4 ainsi que les interactions F_1F_3 et F_2F_4 , ℓ étant le terme constant:

$$Y = \ell + F_1 + F_2 + F_3 + F_4 + F_1F_3 + F_2F_4 \quad \text{Eq. 5}$$

Si n_i est le nombre de niveaux du facteur F_i et n_j celui du facteur F_j le degré de liberté (ddl) du facteur F_i est égal à $n_i - 1$ et le ddl de l'interaction F_iF_j est égal au produit $(n_i - 1)(n_j - 1)$. Le degré de liberté du modèle (ddl_M) est égal à la somme des ddl des éléments le constituant.

Une table, ou matrice, orthogonale est une table fractionnaire avec des propriétés particulières. On dit que deux facteurs sont orthogonaux dans une table d'expérience si tous les couples de niveaux de ces facteurs existent et sont en nombre identiques, ce nombre est appelé constante d'orthogonalité des facteurs.

Si les facteurs F_i et F_j sont orthogonaux dans une table, alors le nombre de combinaisons T (nombre de ligne de la table) doit vérifier les conditions de l'équation eq. 6 :

$$T = kPPCM(n_i, n_j, i \neq j), k \text{ entier} \geq 1 \quad \text{Eq. 6}$$

$$T \geq \text{ddl}_M$$

Avec n_i nombre de niveaux du facteur F_i ,
 n_j nombre de niveaux du facteur F_j ,
PPCM Plus Petit Commun Multiple

Dans le paragraphe précédent, nous avons écrit de manière symbolique un exemple de modèle, sans coefficients, pour décrire l'influence des facteurs ou paramètres étudiés. Dans cette section nous allons décrire comment calculer l'effet des paramètres sur la variable réponse c'est-à-dire les coefficients du modèle.

Soit une étude comportant deux facteurs F_1 et F_2 comportant respectivement 2 et 3 niveaux. Supposons l'interaction F_1F_2 négligeable. Soit le modèle utilisé, décrit en équation eq. 7 et définissant la variable réponse Y :

$$Y = \ell + F_1 + F_2 \quad \text{Eq. 7}$$

Après avoir réalisé les essais selon une table de Taguchi, le modèle peut s'écrire suivant l'équation eq. 8 avec les coefficients calculés à partir des résultats des essais:

$$Y = \ell + [a_1, a_2]F_1 + [b_1, b_2, b_3]F_2 \quad \text{Eq. 8}$$

Le coefficient a_i ou b_i d'un facteur à un niveau est égal à la différence entre la moyenne des réponses quand le facteur est fixé à ce niveau et la moyenne totale ℓ .

La robustesse de chaque niveau de facteur est également calculée en définissant un rapport entre signal et bruit (S/N). Plus ce rapport S/N est grand, plus le niveau du facteur est robuste

Ainsi, si l'on désire minimiser la variable réponse Y , on sélectionne le niveau des paramètres qui minimise le modèle tout en étant robuste.

L'analyse de la variance par la technique ANAVAR, permet de déterminer si le facteur est significatif ou non. Cet outil statistique consiste à expliquer la variance totale de l'ensemble du plan d'expérience en fonction de la variance due aux facteurs et de la variance résiduelle non expliquée par le modèle. La première étape consiste à calculer la somme des carrés des écarts (SCE ou Sum Square SS) pour tous les résultats obtenus pour chaque facteur et pour l'ensemble du plan d'expérience. On calcule ensuite la variance pour chaque facteur en pondérant le SS par leur degré de liberté (dof) respectifs. Le degré de liberté d'un facteur correspond au nombre de niveau associé moins 1. On définit ainsi un rapport entre la variance de chaque facteur et la variance résiduelle (équation 9.). Ce facteur est noté F_{test} . La variance résiduelle correspond à la variance du plan d'expérience moins la somme des variances des facteurs. Les résultats de l'analyse de la variance ANAVAR sont résumés sous forme de table représentée en tableau 18.

Variation source	Sum Square	dof	Variance	F_{test}
F1	SS_{F1}	DOF_{F1}	SS_{F1} / DOF_{F1}	$Var_{F1} / Var_{\text{Residue}}$
F2	SS_{F2}	DOF_{F2}	SS_{F2} / DOF_{F2}	$Var_{F2} / Var_{\text{Residue}}$
Total (Model)	ΣSS_{Fi}	ΣDOF_{Fi}		
Residue	SS_{Residue}	DOF_{Residue}	$SS_{\text{Residue}} / DOF_{\text{Residue}}$	
TOTAL (Experience)	SS_{Exp}	DOF_{Exp}		

Tableau 18. Table d'ANAVAR.

Afin de vérifier si un facteur est significatif, le rapport F_{test} pour chaque facteur doit suivre la loi de Fisher F_α et doit donc vérifier l'hypothèse suivante :

$$F_{test} = \frac{SS_f / dof_f}{SS_{res} / dof_{res}} \geq F_\alpha(dof_f, dof_m) \quad \text{avec} \quad dof_m = \sum dof_f \quad \text{Eq. 9}$$

A partir des résultats de la table d'ANAVAR, il est également possible de définir l'influence des facteurs sur la variable réponse Y. L'influence est définie par le rapport en pourcent entre la somme des carrés des écarts du facteur (SS_{Fi}) et la somme des carrés des écarts du modèle ($\sum SS_{Fi}$).

2.3 Module de prétraitement

Une des difficultés des reconstructions cinématiques du piéton en situation d'accident à l'aide de simulations multicorps, est de préparer un ensemble de simulations qui va permettre d'évaluer les effets de différents facteurs ou paramètres tels que la posture avant impact, la vitesse du véhicule, les coefficients de frottement *etc.* Il s'avère alors nécessaire de faire appel à un outil capable de procéder à la mise en place de ces modèles et d'aider à traiter l'ensemble des résultats des simulations obtenues. Dans un premier temps nous ferons une description du module permettant la mise en place des simulations, puis nous exposerons le traitement effectué pour le post-traitement et l'analyse des simulations.

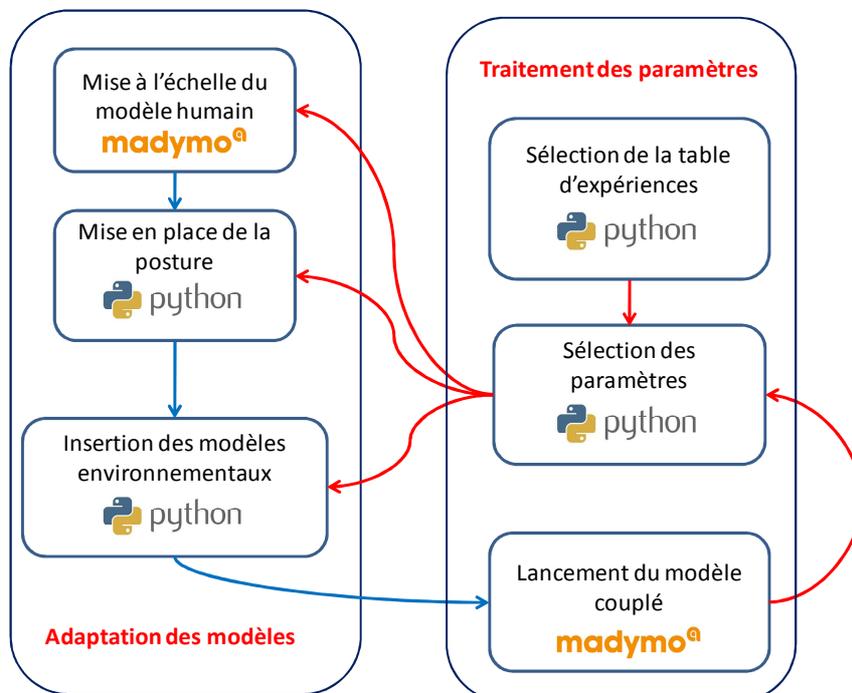


Figure 94. Organigramme de fonctionnement du module de prétraitement.

Le module de prétraitement peut se diviser en deux parties, comme représenté dans le même organigramme illustré en figure 94 :

- Une partie - Adaptation des modèles - qui consiste à adapter le modèle humain en situation initiale d'accident.
- Une deuxième partie – Traitement des paramètres - permettant la sélection et la modification des paramètres étudiés.

Le module de mise à l'échelle est un module de Madymo® utilisant les données GEBOD (GEnerator of BOdy Data) en indiquant le genre, la taille et la masse du modèle humain à simuler. En revanche le module de mise en place de la posture est développé sous le langage Python. Il permet d'orienter les membres supérieurs et inférieurs correspondant à la posture de marche choisie. Pour cela une base de données d'orientations des différentes liaisons pour chaque posture (figure 95) a été implémentée.

La position du modèle est alors calculée pour chaque posture et est dépendante de la taille du modèle. Il est nécessaire d'extraire la longueur des membres inférieurs et calculer leur projection sur l'axe vertical comme illustré en figure 96.

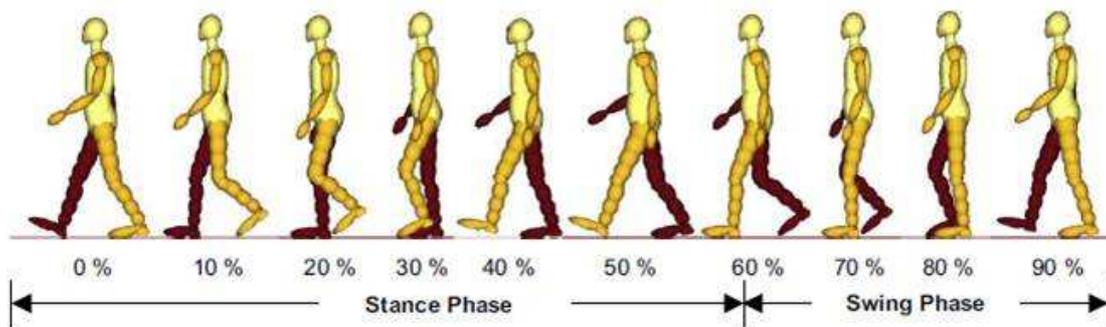


Figure 95. Présentation des différentes postures de piéton.

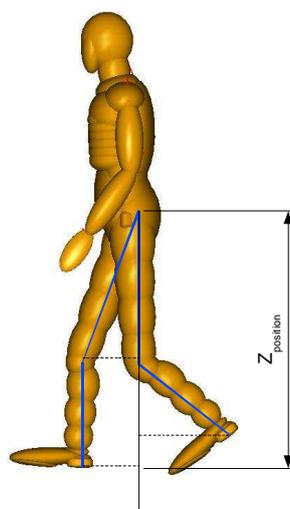


Figure 96. Calcul de la position du modèle par rapport au sol.

L'insertion des modèles environnementaux (piéton, véhicule, ...) se fait également par une routine en langage Python qui va inclure, dans le fichier principal contenant le modèle humain et l'espace de référence (ReferenceSpace), les modèles sous forme d'*inclusion*, comme illustré en figure 97. On peut ainsi modifier l'orientation et la position de l'*inclusion* indépendamment du modèle principal. Cette routine va également détecter toutes les surfaces de l'*inclusion* et créer tous les contacts entre le modèle humain et celui du modèle environnemental, après avoir indiqué les conditions initiales en termes de vitesse et de distance de freinage ou même de déplacement dans le cas où l'on désire imposer un déplacement du véhicule.

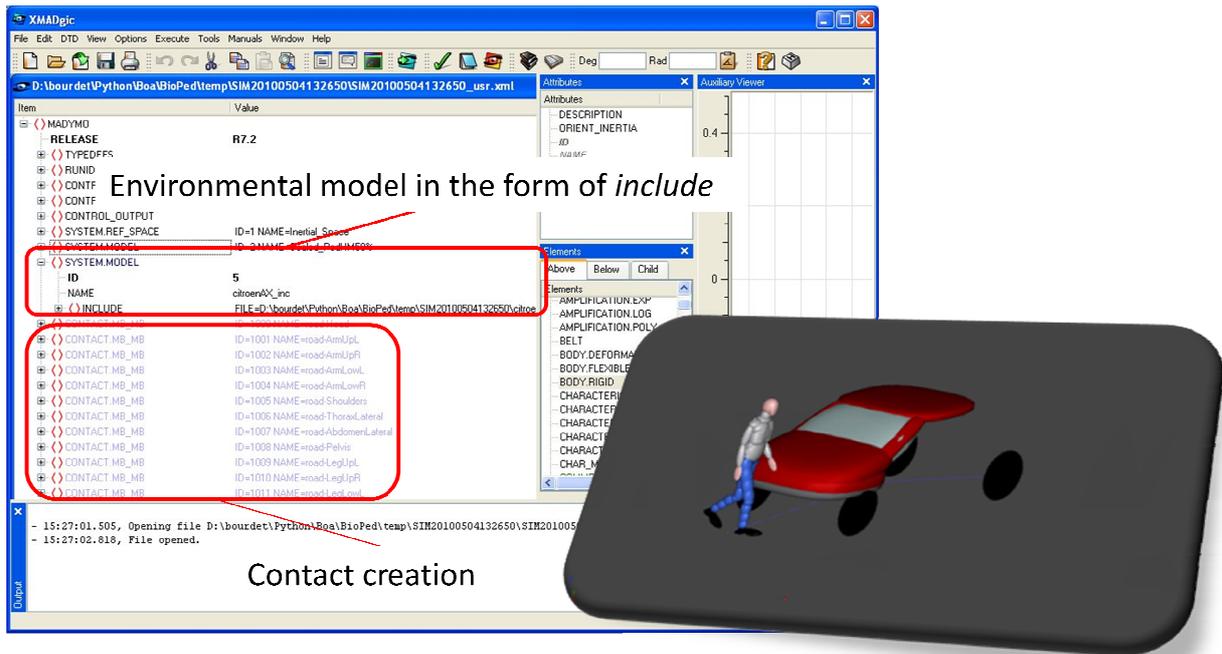


Figure 97. Représentation des éléments créés dans le fichier principal du modèle sous XMagic®.

L'interface qui permet de générer le modèle couplé est représentée en figure 98. Nous pouvons sélectionner le genre, la taille et la masse du modèle humain ainsi que sa posture. Le bouton « *Include File* » nous permet d'insérer le modèle environnemental (une voiture par exemple) et de modifier les propriétés des surfaces de contact, puis les conditions initiales avant choc. Nous avons toujours la possibilité de visualiser le modèle sous XMagic®. Puis une fois le modèle vérifié, le bouton « *Add to List* » met en queue la simulation à exécuter.

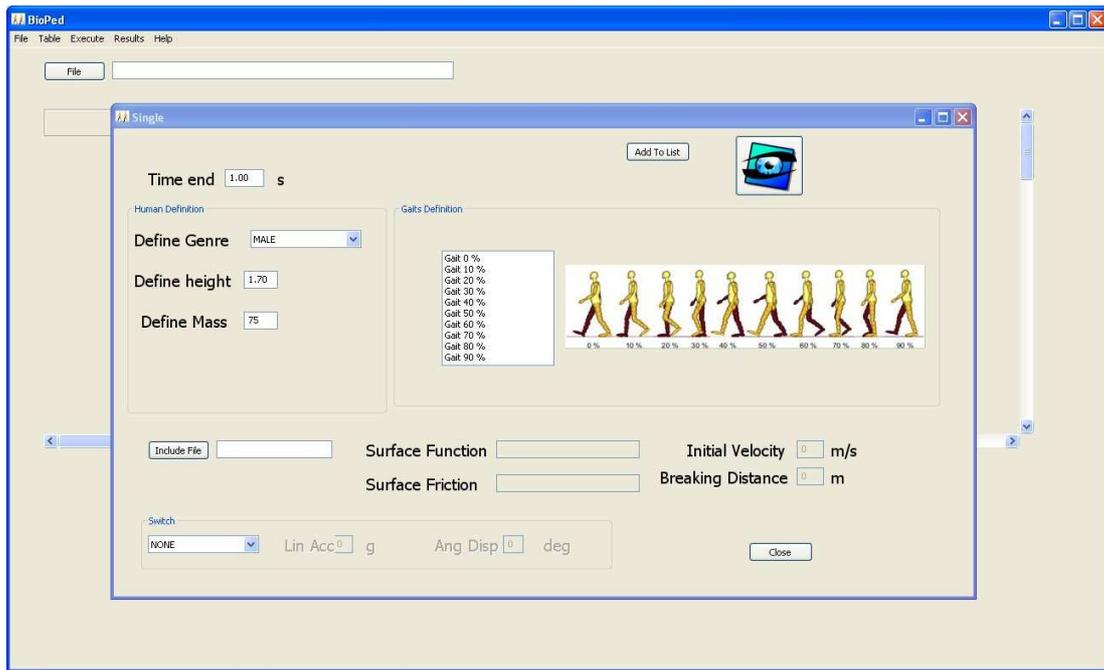


Figure 98. Représentation de l'interface permettant la génération du modèle couplé.

En ce qui concerne la deuxième partie du module de prétraitement, il va nous permettre de sélectionner une table d'expérience prédéfinie (par exemple une table de Taguchi) et de choisir les paramètres à faire varier ainsi que les valeurs des niveaux afin d'étudier leur influence sur le comportement de la cinématique du piéton (figure 99). L'ensemble des combinaisons est résumé dans la fenêtre des listes des tâches et est prêt à être exécuté (figure 100).

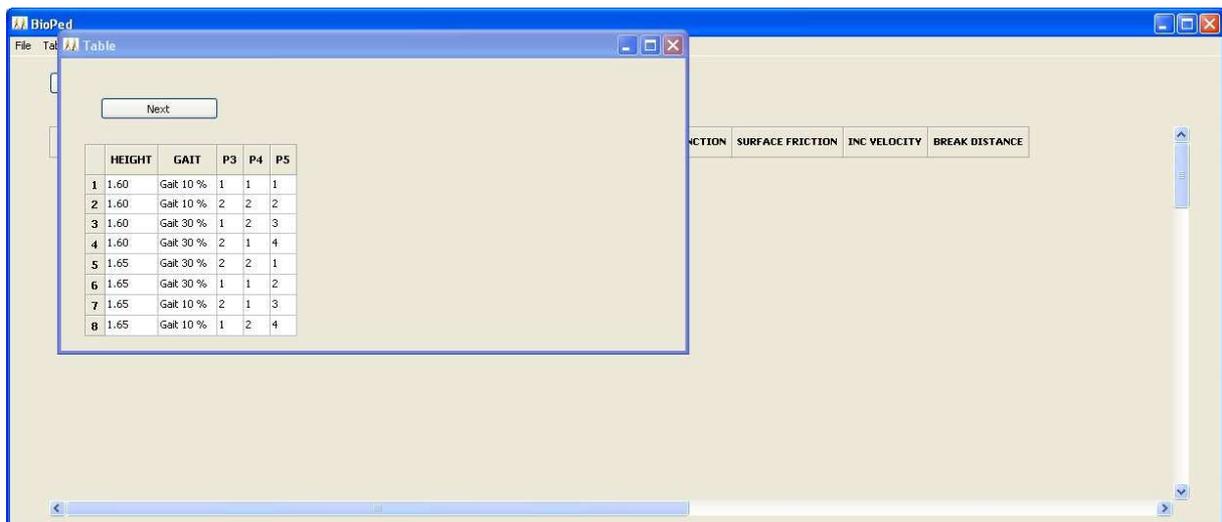


Figure 99. Représentation d'une table d'expérience sélectionnée et des facteurs à étudier.

The screenshot shows the BioPed software window with a menu bar (File, Table, Execute, Results, Help) and a 'File' button. Below is a table with 8 rows of simulation configurations. The columns are: ID, GENRE, HEIGHT, MASS, GAIT, INCLUDE, SWITCH, SWITCH LAC, SWITCH APS, TIME END, and SURFACE FUNCTION.

	GENRE	HEIGHT	MASS	GAIT	INCLUDE	SWITCH	SWITCH LAC	SWITCH APS	TIME END	SURFACE FUNCTION
1	MALE	1.60	75	Gait 10 %	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc.xml	NONE	0	0	1	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc_Surface_funcIni.sfc
2	MALE	1.60	75	Gait 10 %	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc.xml	NONE	0	0	1	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc_Surface_funcIni.sfc
3	MALE	1.60	75	Gait 30 %	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc.xml	NONE	0	0	1	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc_Surface_funcIni.sfc
4	MALE	1.60	75	Gait 30 %	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc.xml	NONE	0	0	1	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc_Surface_funcIni.sfc
5	MALE	1.65	75	Gait 30 %	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc.xml	NONE	0	0	1	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc_Surface_funcIni.sfc
6	MALE	1.65	75	Gait 30 %	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc.xml	NONE	0	0	1	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc_Surface_funcIni.sfc
7	MALE	1.65	75	Gait 10 %	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc.xml	NONE	0	0	1	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc_Surface_funcIni.sfc
8	MALE	1.65	75	Gait 10 %	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc.xml	NONE	0	0	1	D:\bourdet\Python\Boa\Pieton\citroenAX_inc_Surface_funcIni.sfc

Figure 100. Représentation de la liste des simulations à exécuter.

2.4 Module de post-traitement

Le module de post-traitement consiste à analyser les différentes simulations définies par la liste des tâches. Ce module peut se diviser en deux procédés :

- Une analyse d'une seule simulation à la fois,
- Une analyse d'un ensemble de simulations définies par la table d'expérience.

Pour étudier une simulation particulière, on charge le fichier texte qui résume toutes les informations concernant l'évolution de la simulation et le nom des fichiers Madymo® dans l'interface de résultat (figure 101). Le bouton « *Calcul* » permet d'extraire la ou les surfaces qui ont été en contact avec la tête. Une fois la surface sélectionnée, le module calcule la localisation du point de contact sur la tête et extrait la vitesse avant impact. Tous les contacts sont également résumés en ordre d'apparition. Le bouton « *Visual* » permet de visualiser le vecteur vitesse de la surface impactée sur la tête, comme illustré en figure 102.

Le module calcule également la distance entre une partie du corps, sélectionnée préalablement (par exemple la tête), et un point virtuel dont on connaît parfaitement les coordonnées (par exemple une zone du pare brise).

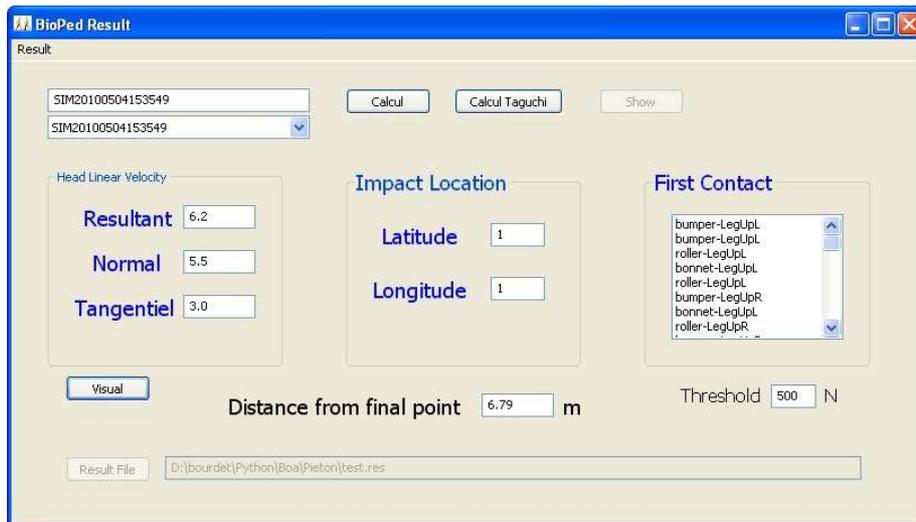


Figure 101. Représentation de l'interface de calcul pour une simulation seule.

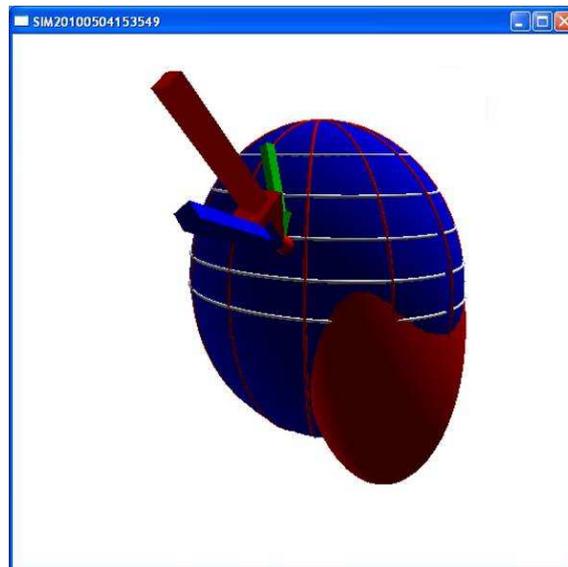


Figure 102. Représentation du vecteur vitesse de la surface impactée du véhicule sur la tête (en rouge: la résultante, en vert: la composante tangentielle, et en bleu: la composante normale).

En ce qui concerne l'analyse d'un ensemble de simulations établies selon une table d'expérience, le fichier texte contenant les informations sur l'évolution des simulations, contient également le nom de chaque simulation effectuée et la table d'expérience associée. Il apparaît alors une fenêtre comportant les résultats des simulations, comme illustrée en figure 103.

On peut visualiser, pour chaque variable réponse, les effets des paramètres étudiés ainsi que leur robustesse.

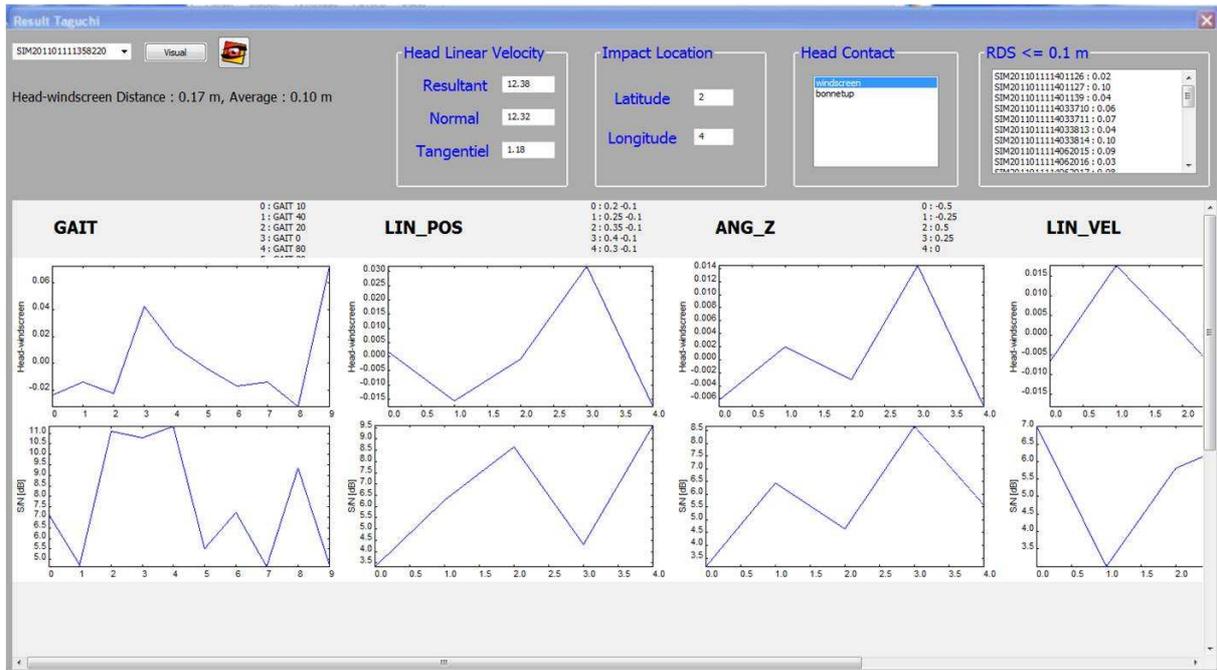


Figure 103. Représentation de la fenêtre de résultats d'un ensemble de simulation.

3. Application de BioPed

3.1 Introduction

La méthode de reconstruction automatisée de la cinématique par l'outil BioPed présenté dans le paragraphe précédent est ici appliquée sur une base de données de 8 accidents, déjà présentés en chapitre 2. Ces 8 cas considérés pour cette étude proviennent d'une série de 77 collisions de piétons examinées sur site par le CASR (Centre for Automotive Safety Research) dans la zone métropolitaine d'Adélaïde – Australie du Sud. Les données collectées sur le site de l'accident incluent les traces évidentes (traces de freinage du véhicule, localisations du point d'impact et position finale du piéton, débris et autres marques), le descriptif des lésions et/ou l'autopsie provenant des données de l'hôpital, les dimensions du piéton et autres interviews. Toutes ces données ont été approuvées par le comité d'éthique humaine de l'université australienne. Le véhicule mis en cause dans l'accident a été inspecté et toute trace de contact avec le piéton a été relevé et mesuré. Les caractéristiques principales des 8 cas retenus pour cette étude sont reprises dans le tableau 19.

Case	Pedestrian age and sexe	Head injuries	Maximum AIS (Head injuries)	Make, model, year of vehicle
P030	75 male	Head laceration and subdural hematoma	1, (4 (SDH) after 2 month delay)	1987 Ford Falcon sedan
P031	24 male	Subarachnoid haemorrhage, concussion and facial fractures	3	1981 Holden Commodore sedan
P032	47 male	Laceration to scalp	1	1986 Mitsubishi Colt hatchback
P034	17 female	Multiple serious head injuries, including SDH, DAI	5	1995 Ford Festiva
P036	28 male.	Superficial head injuries	1	1986 Ford Laser
P037	60-70 female	Laceration to head, LOC* (5 min)	2	1991 Ford Festiva
P038	80 female	Minor laceration	1	1990 Honda Integra
P039	13 female	Fatal head injuries	5	2001 Mazda Tribute

Tableau 19. Détails des cas d'accident piéton. *LOC: Perte de conscience

Les différentes lésions du piéton sont classées et codées à l'aide de l'AIS (Abbreviate Injury Scale). Cette classification a été créée en 1976 puis a évolué jusqu'en 1990. L'AIS a été développé pour fournir une méthode numérique simple afin de hiérarchiser et comparer les blessures par degré de sévérité. Dans l'AIS90, chaque lésion décrite est affectée d'un code numérique à 6 caractères en complément de la valeur AIS de la gravité de la lésion, comme on peut le voir schématisé en figure 104:

- Le premier caractère identifie la région corporelle [R],
- Le second caractérise le type de structure anatomique [T],
- Les 3èmes et 4èmes caractères identifient [S] :
 - o La structure anatomique spécifique, ou, dans le cas de lésions externes,
 - o La nature particulière de la blessure
- Les 5^{ème} et 6^{ème} caractères identifient le type d'atteinte lésionnelle au sein d'une même région corporelle et d'une même structure anatomique [N].
- Enfin, le dernier caractère, en gras donne le score AIS proprement dit, score associé au degré de sévérité de la lésion sur une échelle de 0 : aucune lésion à 6 : sévérité maximale (lésion fatale).

Exemple : *Un code AIS 1 4 06 02.3 décrit une lésion à la tête (R=1), lésion d'un organe interne (T=4), correspondant au cerveau (S=06). Le type d'atteinte lésionnelle est une contusion (N=02). Cette lésion est attribuée d'un AIS 3, lésion sérieuse.*

Pour la suite de ce paragraphe, un cas d'accident sera exposé en totalité, puis une description plus succincte des sept autres cas d'accidents et leur reconstruction sera présentée. Pour chacun des cas, les circonstances de l'accident ainsi que les données sur la victime et sur le véhicule mis en cause seront décrites. La mise en place du prétraitement ainsi que les résultats en post-traitement seront donnés pour chacun des cas. Une évaluation de la reconstruction en regard de l'accident réel et en regard d'une autre méthode de reconstruction du CASR nous permettra d'apprécier la méthode de reconstruction BioPed développée dans ce chapitre.

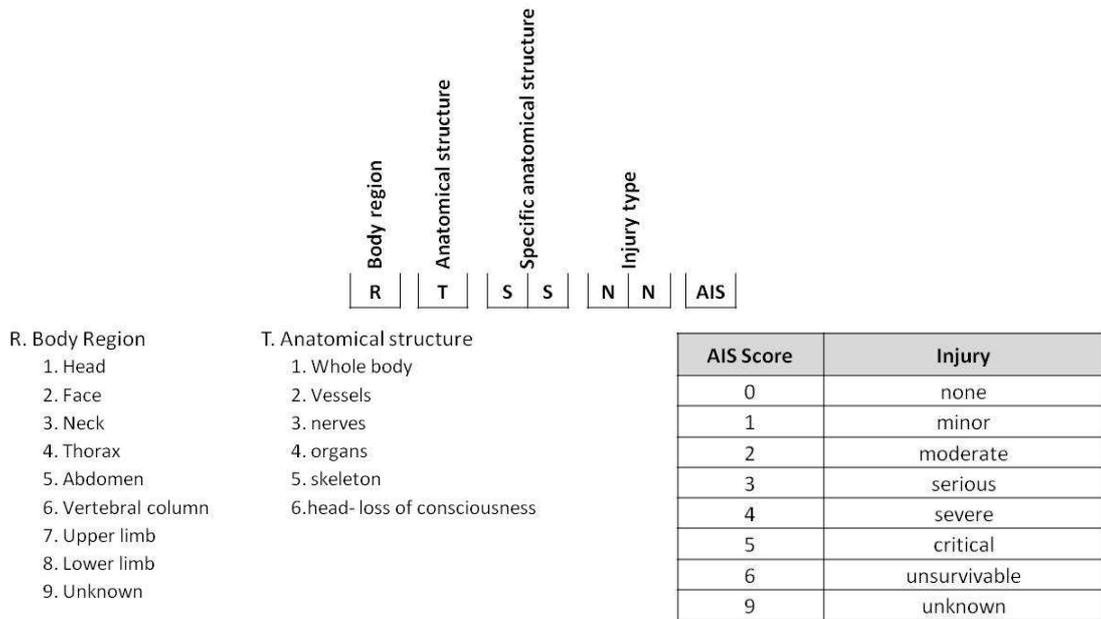


Figure 104. Codage AIS (AIS90)

3.2 Cas P034

3.2.1. Description de l'accident P034

Lieu de l'accident

Mois de la collision : Novembre

Heure de la collision : 21:15, nuit, rue éclairée

Description : Une femme alcoolisée de 17 ans marchait direction nord-sud sur une route à 6 voies. Une fois le terre-plein central traversé sur un passage piéton, la jeune femme a continué sa route vers le sud et a été percutée par un véhicule se déplaçant d'est en ouest. Elle a été projetée à environ 20m plein ouest à partir du point d'impact (figure 105). La collision s'est produite de nuit (figure 106).

Type de route : axe principal

Limitation de vitesse : 60 km/h

Conditions de route : bonne

Type de surface : bitume

Conditions météo : bonne

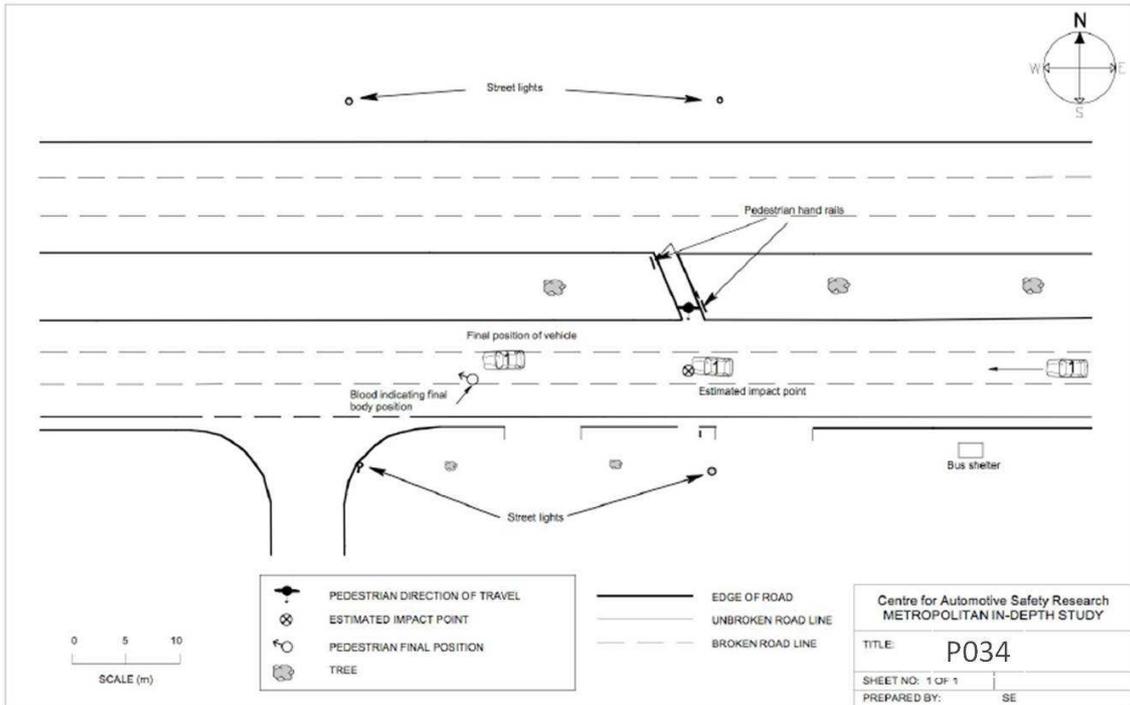


Figure 105. Schéma du site de l'accident pour le cas P034.



Figure 106. Vue du site de l'accident depuis le conducteur. Une personne indique la position du piéton lors de l'impact.

Le piéton

Le piéton est une jeune femme de 17 ans, mesurant 1.55m et pesant 44kg.

Lésions :

Les blessures sont reportées en figure 107 et dans le tableau 20. Le piéton a présenté des lésions sévères à la tête, incluant des hématomes cérébraux bilatéraux, un hématome sous-dural droit, une lésion axonale diffuse, une paralysie du 3^{ème} nerf crânien gauche, une pression intracrânienne prolongée et une hémiparésie gauche. Le piéton a de même présenté une lacération du cuir chevelu du

côté gauche, des lacérations au niveau de l'occiput, et des contusions à la cheville droite et le long de la jambe gauche. La victime a eu une fracture étendue du pelvis et une fracture du tibia gauche.

Posture à l'impact :

Le piéton marchait dans la direction sud à travers la route et avait son côté gauche en face du véhicule approchant.

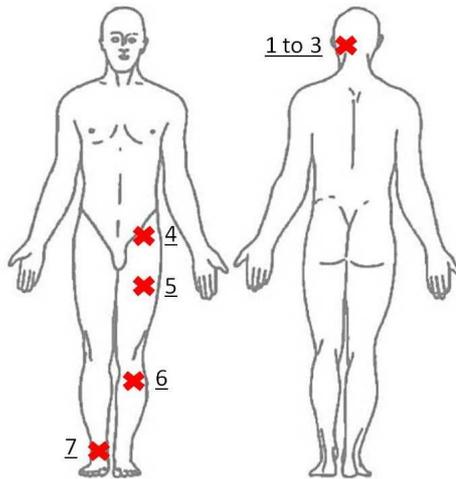


Figure 107. Localisations des lésions du piéton cas P034.

Injury Ref.	Injury description	AIS
-	multiple contusions	9 104 00 1
01a	bilateral cerebral haematomas	1 400 46 5
01b	bifrontal subdural haematoma	1 404 38 4
01c	diffuse axonal injury DAI	1 406 28 5
01d	L third cranial nerve palsy	1 308 99 2
02	2 lacerations to back of head and one to left side of head	1 106 00 1
03	residual L hemiparesis	1 602 12 5
04a	fractures to L pelvis	8 526 00 2
04b	L pubic rami fracture	8 526 02 2
05	lacerations to L thigh	8 106 02 1
06	fracture L fibula	8 516 05 2
07	abrasions R ankle	8 102 02 1

Tableau 20. Description des lésions du piéton cas P034.

Le véhicule

Véhicule : 1995 Ford Festiva Trio – 3 portes
 Vitesse de déplacement : 60 km/h (selon le conducteur)
 Vitesse d'impact : 60 km/h (selon le conducteur)

Les dommages causés au véhicule sont présentés en figure 108 et reportés sous forme de schéma en figure 109 et décrits dans le tableau 21.



Figure 108. Dommages causés au véhicule, cas P034.

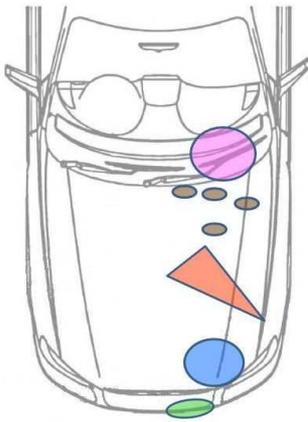


Figure 109. Schéma des localisations des dommages causés au véhicule, cas P034.

Evidence	Location	WAD	Body part
■ scuffed bumper	center left (200 mm)	500	L lower leg
■ dented leading-edge of bonnet	front left (260-290 mm)	700 - 965	L pelvis
■ triangular dent on bonnet	left side (170-290 mm)	910 - 1190	-
■ multiple small dents on bonnet	back left bonnet	1240 - 1670	-
■ broken windscreen and wiper (hair)	base left (360 mm)	1750	head

Tableau 21. Description des dommages causés au véhicule, cas P034.

3.2.2. Prétraitement du cas P034

Considérons le cas P034 qu'il s'agit de reconstruire afin de déterminer la cinématique et plus précisément la localisation et la vitesse de la tête à l'impact. Rappelons ici la description de l'accident: Un piéton traverse une chaussée en marchant lorsqu'un véhicule arrive sur son côté gauche à une vitesse d'environ 60 km/h. le véhicule percute le piéton latéralement, ce dernier s'allonge sur le capot et vient impacter la tête sur la base du pare-brise. La voiture s'arrête 18 m plus loin et le piéton est projeté vers l'avant gauche du véhicule à une distance de 19 m du lieu de l'impact. Le piéton mesure 1.55m pour une masse de 44 kg.

Nous avons recueilli comme données de l'accident une vitesse approximative du véhicule, environ 60 km/h, un sens de déplacement du piéton avec une vitesse de marche approximative de 4 km/h et un point d'impact sur le pare-brise. En revanche, nous ne connaissons pas exactement la posture du piéton à l'impact. Nous pouvons donc représenter notre étude paramétrique à l'aide d'un diagramme des paramètres comme illustré en figure 110. Les paramètres d'entrée sont au nombre de cinq et sont représentés en figure 111 et définis comme suit :

- La vitesse du véhicule, notée INCLUDE-VEL,
- La vitesse du piéton, notée LIN-VEL,
- La position du piéton par rapport au véhicule, notée LIN-POS,
- L'orientation angulaire du piéton, notée ANG-POS,
- La posture du piéton, notée GAIT.

Le paramètre de sortie du diagramme est la localisation du point d'impact de la tête sur le pare-brise, localisation représentée en figure 111.

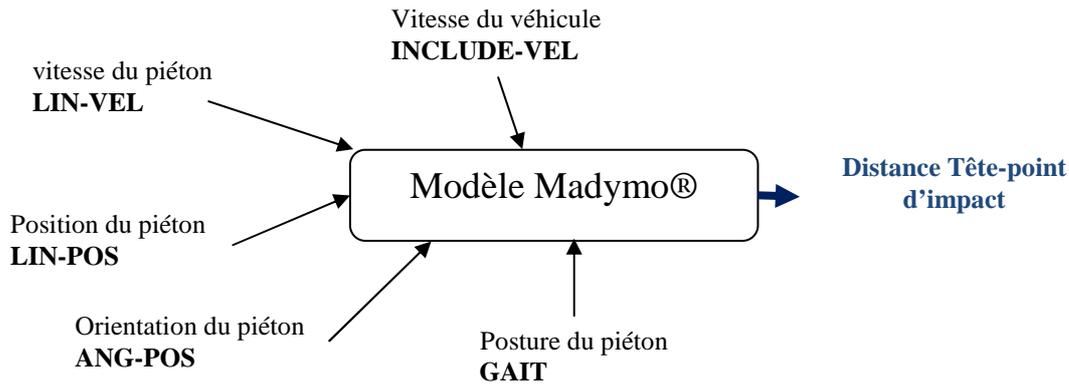


Figure 110. Représentation du diagramme définissant les paramètres supposés influents et la réponse mesurée.

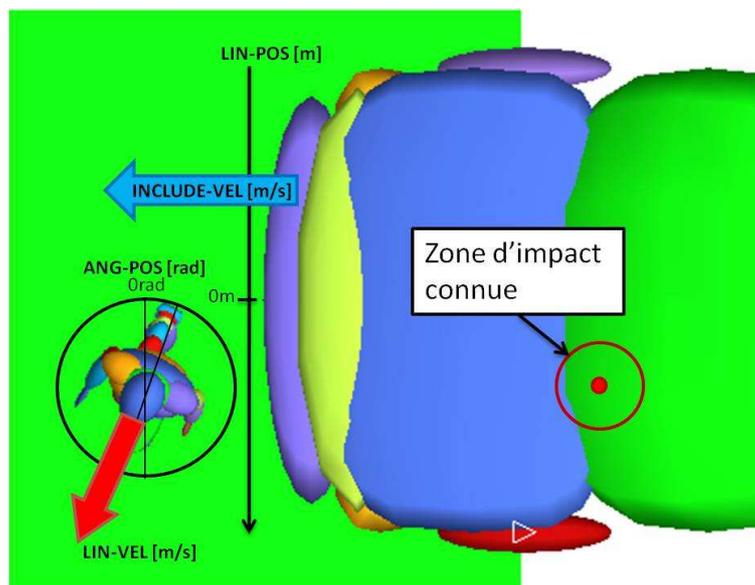


Figure 111. Paramètres d'entrée pour les reconstructions de la cinématique sous BioPed.

L'étape suivante consiste à choisir la table d'expérience correspondant au modèle d'optimisation de la simulation représenté ci-dessous (équation eq. 10) :

$$Y_{\text{dist}} = I_{\text{dist}} + \text{GAIT} + \text{LIN-POS} + \text{ANG-POS} + \text{LIN-VEL} + \text{INCLUDE-VEL} \quad \text{Eq. 10}$$

Le plan d'expérience qui en découle est la table de Taguchi $L_{50}(5^4 10^1)$ avec 1 facteur à 10 niveaux et 4 facteurs à 5 niveaux. Les niveaux des facteurs à faire varier sont définis comme suit :

- 1^{er} facteur : GAIT, posture du piéton à l'impact, facteur à 10 niveaux ayant pour valeurs 0% à 90% selon les positions définies en figure 95.
- 2^{ème} facteur : LIN-POS, la position du piéton à 5 niveaux. Les valeurs des niveaux de ce paramètre ont été définies à partir des dommages causés au véhicule. Pour le cas P034, les valeurs des niveaux sont : 0.2 ; 0.25 ; 0.3 ; 0.35 et 0.4 m.
- 3^{ème} facteur : ANG-POS, l'orientation du piéton. Les valeurs des cinq niveaux sont définies autour de la direction connue du piéton. Les valeurs des niveaux sont : -0.5 ; -0.25 ; 0 ; 0.25 et 0.5 rad.

- 4^{ème} facteur : LIN-VEL, la vitesse du piéton. Les valeurs des cinq niveaux de ce facteur sont : 0.8 ; 0.9 ; 1 ; 1.1 et 1.2 m/s.
- 5^{ème} facteur : INCLUDE-VEL, la vitesse du véhicule. Les valeurs des niveaux sont définies autour de la vitesse connue de 60 km/h et sont : 15 ; 15.5 ; 16 ; 16.5 et 17 m/s.

Le plan d'expérience ainsi défini est représenté dans le tableau 22. Cela correspond à 50 simulations pour l'accident considéré.

SIMULATION	P1	P2	P3	P4	P5
	GAIT	LIN_POS	ANG_POS	LIN_VEL	INCLUDE_VEL
SIM201101111358220	GAIT 0	0.2 -0.1	-0.5	0.8	15
SIM201101111358441	GAIT 0	0.25 -0.1	-0.25	0.9	15.5
SIM201101111358442	GAIT 0	0.3 -0.1	0	1	16
SIM201101111358453	GAIT 0	0.35 -0.1	0.25	1.1	16.5
SIM201101111358454	GAIT 0	0.4 -0.1	0.5	1.2	17
SIM201101111401125	GAIT 10	0.2 -0.1	-0.25	1	16.5
SIM201101111401126	GAIT 10	0.25 -0.1	0	1.1	17
SIM201101111401127	GAIT 10	0.3 -0.1	0.25	1.2	15
SIM201101111401128	GAIT 10	0.35 -0.1	0.5	0.8	15.5
SIM201101111401139	GAIT 10	0.4 -0.1	-0.5	0.9	16
SIM2011011114033710	GAIT 20	0.2 -0.1	0	1.2	15.5
SIM2011011114033711	GAIT 20	0.25 -0.1	0.25	0.8	16
SIM2011011114033812	GAIT 20	0.3 -0.1	0.5	0.9	16.5
SIM2011011114033813	GAIT 20	0.35 -0.1	-0.5	1	17
SIM2011011114033814	GAIT 20	0.4 -0.1	-0.25	1.1	15
SIM2011011114062015	GAIT 30	0.2 -0.1	0.25	0.9	17
SIM2011011114062016	GAIT 30	0.25 -0.1	0.5	1	15
SIM2011011114062017	GAIT 30	0.3 -0.1	-0.5	1.1	15.5
SIM2011011114062118	GAIT 30	0.35 -0.1	-0.25	1.2	16
SIM2011011114062119	GAIT 30	0.4 -0.1	0	0.8	16.5
SIM2011011114084620	GAIT 40	0.2 -0.1	0.5	1.1	16
SIM2011011114084621	GAIT 40	0.25 -0.1	-0.5	1.2	16.5
SIM2011011114084622	GAIT 40	0.3 -0.1	-0.25	0.8	17
SIM2011011114084723	GAIT 40	0.35 -0.1	0	0.9	15
SIM2011011114084724	GAIT 40	0.4 -0.1	0.25	1	15.5
SIM2011011114111225	GAIT 50	0.2 -0.1	-0.5	0.8	15
SIM2011011114111226	GAIT 50	0.25 -0.1	-0.25	0.9	15.5
SIM2011011114111227	GAIT 50	0.3 -0.1	0	1	16
SIM2011011114111328	GAIT 50	0.35 -0.1	0.25	1.1	16.5
SIM2011011114111329	GAIT 50	0.4 -0.1	0.5	1.2	17
SIM2011011114133630	GAIT 60	0.2 -0.1	-0.25	1	16.5
SIM2011011114133631	GAIT 60	0.25 -0.1	0	1.1	17
SIM2011011114133632	GAIT 60	0.3 -0.1	0.25	1.2	15
SIM2011011114133733	GAIT 60	0.35 -0.1	0.5	0.8	15.5
SIM2011011114133734	GAIT 60	0.4 -0.1	-0.5	0.9	16
SIM2011011114160235	GAIT 70	0.2 -0.1	0	1.2	15.5
SIM2011011114160236	GAIT 70	0.25 -0.1	0.25	0.8	16
SIM2011011114160237	GAIT 70	0.3 -0.1	0.5	0.9	16.5
SIM2011011114160338	GAIT 70	0.35 -0.1	-0.5	1	17
SIM2011011114160339	GAIT 70	0.4 -0.1	-0.25	1.1	15
SIM2011011114182540	GAIT 80	0.2 -0.1	0.25	0.9	17
SIM2011011114182641	GAIT 80	0.25 -0.1	0.5	1	15
SIM2011011114182642	GAIT 80	0.3 -0.1	-0.5	1.1	15.5
SIM2011011114182643	GAIT 80	0.35 -0.1	-0.25	1.2	16
SIM2011011114182744	GAIT 80	0.4 -0.1	0	0.8	16.5
SIM2011011114205345	GAIT 90	0.2 -0.1	0.5	1.1	16
SIM2011011114205346	GAIT 90	0.25 -0.1	-0.5	1.2	16.5
SIM2011011114205347	GAIT 90	0.3 -0.1	-0.25	0.8	17
SIM2011011114205448	GAIT 90	0.35 -0.1	0	0.9	15
SIM2011011114205449	GAIT 90	0.4 -0.1	0.25	1	15.5

Tableau 22. Plan d'expérience selon la table de Taguchi L₅₀ (1 facteur à 10 niveaux, 4 facteurs à 5 niveaux) pour la simulation du cas P034.

3.2.3. Post-traitement du cas P034

Les résultats du plan d'expérience sont observés en termes de vitesse et d'orientation de la tête à l'impact, d'écart de position du point d'impact de la tête et de la zone impactée et en termes d'effets des niveaux des différents facteurs sur ce paramètre d'écart de position du point d'impact. Une analyse de la variance va nous permettre d'étudier la fiabilité des paramètres d'entrée. Les résultats de la configuration retenue seront également présentés.

Le tableau 23 présente les résultats du plan d'expérience du cas P034 en termes de vitesses moyennes de la tête à l'impact en composante normale et tangentielle ainsi que les écart-types obtenues pour les 50 simulations. On trouve une vitesse résultante moyenne de la tête à l'impact de 12.31 ± 2.11 m/s avec une vitesse minimale de 7.86 m/s et une vitesse maximale de 17.61 m/s. La vitesse a principalement une composante normale.

		Tangential velocity	Normal velocity	Resultant velocity	
		m/s	m/s	min	max
P034	Average	2,06	12,08	12,31	7,86
	standard deviation	0,96	2,12	2,11	17,61

Tableau 23. Moyenne et écart-type des vitesses d'impact de la tête pour le cas P034.

La figure 112 représente la distribution de la localisation de l'impact de la tête en termes de latitude (bandes horizontales rouges) et longitude (bandes verticales bleues) parmi les simulations du plan d'expérience du cas P034. Cette distribution ne prend pas en compte le côté d'impact de la tête (droite ou gauche). Ainsi, on observe que 32 % des simulations conduisent à un impact de la tête en latitude 3. Par contre en termes de longitudes, aucune zone n'est principalement touchée, la distribution des localisations d'impact est quasi-équilibrée.

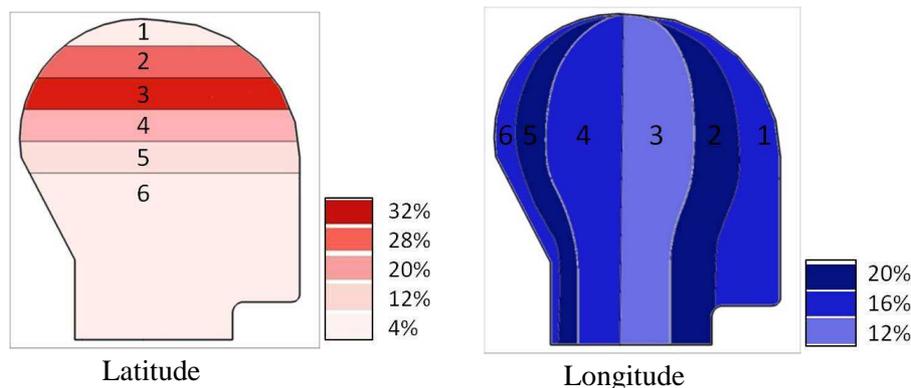


Figure 112. Répartition des latitudes et longitudes de l'impact tête pour le cas P034.

La moyenne des résultats en termes d'écart de position du point d'impact de la tête et de la zone impactée est de 0.10 m avec une distance minimale de 0.015 m et maximale de 0.23 m. Les effets des

différents paramètres sur l'écart de position du point d'impact sont tracés sur les graphiques de la figure 113. La figure 113 reporte également la robustesse des paramètres en termes de rapport signal/bruit en décibel. Plus ce rapport est élevé, plus le paramètre est robuste. Le choix des niveaux des paramètres minimisant l'écart de position d'impact est donc à définir en fonction de l'effet de ce niveau et en fonction de sa robustesse.

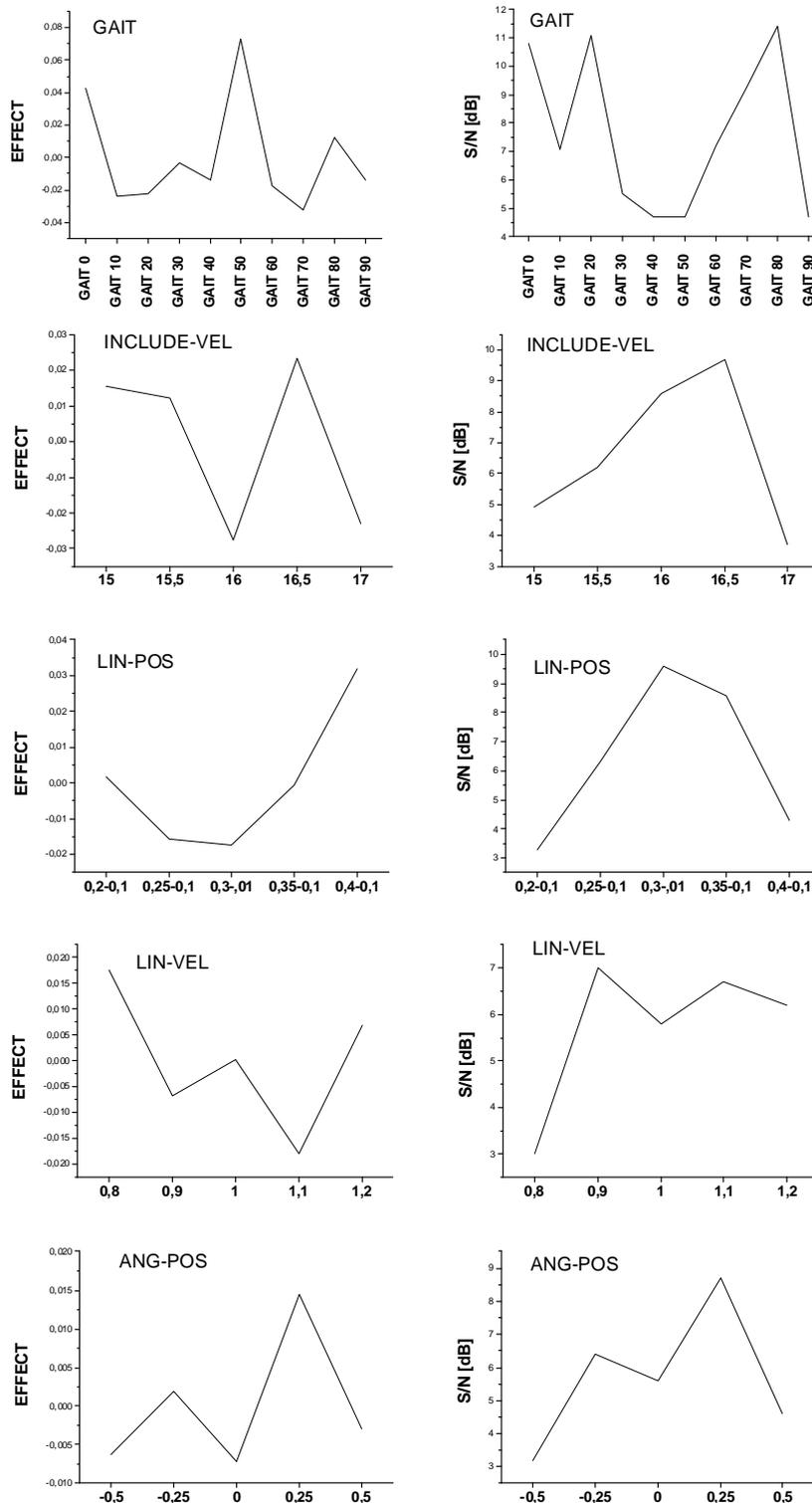


Figure 113. Effets (en m) et robustesse (S/N) des paramètres calculés sur l'écart de position du point d'impact de la tête.

La table d'ANAVAR de l'analyse des variances pour le plan d'expérience du cas P034 est présentée dans le tableau 24. On détermine les valeurs suivantes sur la table de la loi de Fisher :

- $F_{0,90}(9,25) = 1.89$ et $F_{0,90}(4,25) = 2.18$ avec un indice de confiance α de 90%.

On en conclue donc que les seuls facteurs significatifs sont la posture du piéton (GAIT), la position linéaire du piéton (LIN-POS) et la vitesse du véhicule (INCLUDE-VEL) avec des facteurs F_{test} supérieurs au facteur de Fisher. Les paramètres LIN-VEL et ANG-POS ne sont donc pas fiables quant aux résultats de l'étude statistique du plan d'expérience sur le calcul des effets.

Variation source	Sum Square	dof	Variance	F_{test}	$F_{0,90}$ (Fisher)
GAIT	5,03E-02	9	5,59E-03	4,95	1,89
LIN-POS	1,58E-02	4	3,95E-03	3,50	2,18
ANG-POS	3,11E-03	4	7,78E-04	0,69	2,18
LIN-VEL	7,27E-03	4	1,82E-03	1,61	2,18
INCLUDE-VEL	2,21E-02	4	5,53E-03	4,89	2,18
Total (Model)	9,86E-02	25			
Residue	2,71E-02	24	1,13E-03		
Total (expérience)	1,26E-01	49			

Tableau 24. Table d'ANAVAR pour le cas P034.

L'influence des paramètres sur l'écart de position du point d'impact a également été calculée. La posture du piéton se trouve comme étant le paramètre le plus influent à hauteur de 51%. La vitesse du véhicule et la position du piéton influent sur la localisation du point d'impact de la tête à hauteur de 22.5% et 16% respectivement. La vitesse et l'orientation du piéton n'influent que faiblement sur la localisation de l'impact tête avec des valeurs respectives de 7.4% et 3.2%.

D'après le modèle d'optimisation (figure 113), la combinaison des paramètres qui minimisent cet écart de position d'impact est :

- GAIT : 70%
- Vitesse du véhicule (INCLUDE-VEL) : 16 m/s
- Position du piéton (LIN-POS) : 0.3 m
- Vitesse du piéton (LIN-VEL) : 1.1 m/s
- Orientation du piéton (ANG-POS) : 0 rad

Au stade actuel de développement du programme BioPed, il n'est possible de calculer qu'un seul paramètre de sortie qui est l'écart de position du point d'impact de la tête. D'autres paramètres sont toutefois nécessaires pour le choix de la simulation optimisée, tels que la distance de projection ou l'orientation réelle de la tête à l'impact en fonction des lésions. De plus, les résultats des simulations ne prennent pas en compte les critères biomécaniques du modèle piéton TNO afin de valider les possibles fractures ou autres lésions du piéton lors du choc. Une visualisation de la cinématique reste nécessaire afin de valider la simulation vis-à-vis des lésions réelles observées.

De ce fait, le choix de la simulation optimisée s'est porté parmi un panel de simulations et non seulement en fonction du modèle d'optimisation. Parmi les 50 simulations du plan d'expérience de Taguchi, celles aboutissant à un impact de la tête dans une zone d'impact élargie (zone de 5 cm autour du point d'impact) ont été retenues et visualisées. Ainsi pour le cas P034, 9 simulations ont été retenues. La cinématique de la simulation présentant le plus petit écart de position d'impact ainsi qu'une orientation correcte de la tête à l'impact vis-à-vis des lésions et une distance de projection proche de la distance réelle a déterminé les paramètres d'entrée optimums de la simulation finale.

Le tableau 25 décrit la configuration obtenue pour la simulation donnant les résultats les plus proches des données réelles. Le piéton est dans une posture de 70% à l'impact, c'est-à-dire qu'il est en appui sur sa jambe gauche tendue, jambe droite fléchie en arrière. Le piéton a une vitesse initiale de 1 m/s, vitesse de marche. Le véhicule vient impacter le piéton à une vitesse de 17 m/s soit 61 km/h.

La cinématique du piéton est représentée en figure 114. La jambe gauche en appui tendue est impactée en premier par le véhicule. Celle-ci a présenté une fracture selon les données lésionnelles du piéton. On observe par la suite une cinématique du bras gauche correspondant aux dommages relevés sur le véhicule en figure 109, notamment au niveau du capot avec des enfoncements à WAD comparable. L'impact de la tête se fait essentiellement en zone occipitale ce qui correspond aux lésions observées à la tête (figure 107 et tableau 20). Le tableau 26 résume les résultats obtenus en termes de vitesse et d'orientation de la tête à l'impact et de distance de projection du piéton pour la reconstruction de ce cas. Les résultats obtenus au niveau de la tête en termes de vecteurs vitesse sont représentés en figure 115. On retrouve l'impact occipital de la tête dans une direction normale au pare-brise. Cette simulation montre un écart de position de l'impact de la tête au point d'impact sur le pare-brise de 0.03 m. Le piéton est projeté à une distance de 22 m contre une distance de 19 m dans la réalité.

SIMU	Pedestrian				Vehicle
	GAIT	LIN-POS	ANG-POS	LIN-VEL	INCLUDE-VEL
	[%]	[m]	[rad]	[m/s]	[m/s]
P034	70	0,35	-0,5	1	17

Tableau 25. Configuration de la simulation pour la reconstruction de la cinématique du cas P034.

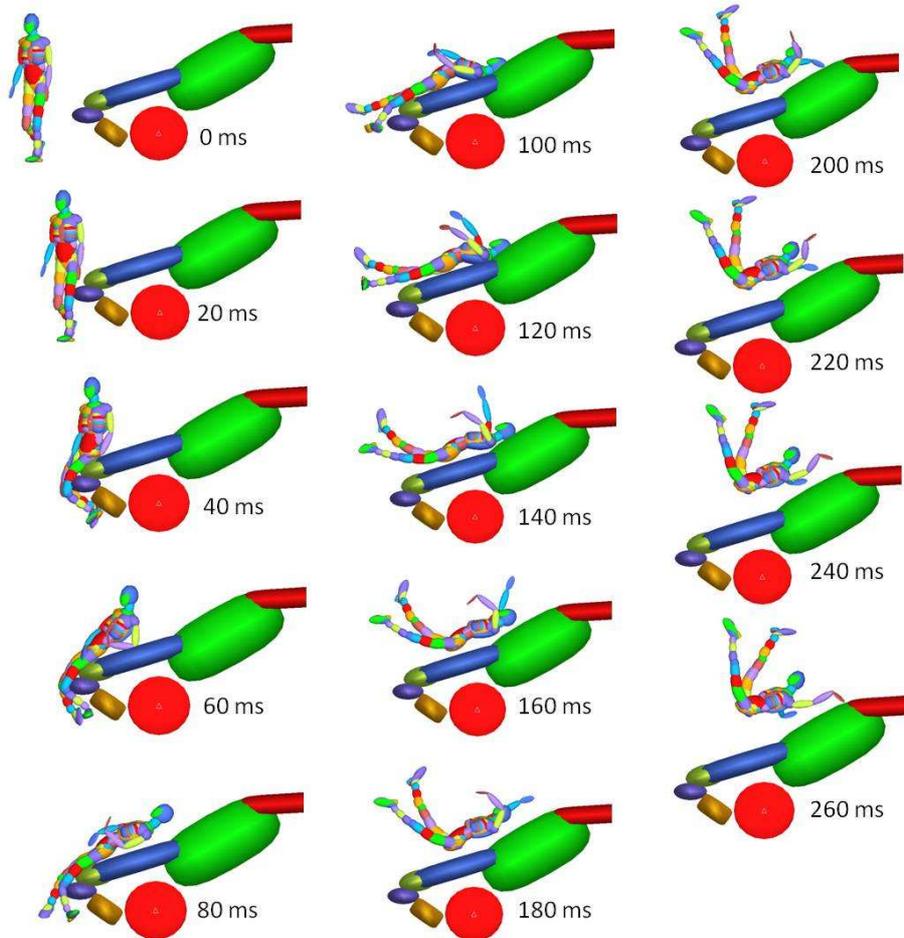


Figure 114. Cinématique la plus probable du piéton, cas P034.

SIMU	latitude	longitude	HEAD			Throw distance [m]
			normal	Tangential	Resultant	
P034	4	6	15,84	0,97	15,87	22

Tableau 26. Résultats de la reconstruction de la cinématique du cas P034.

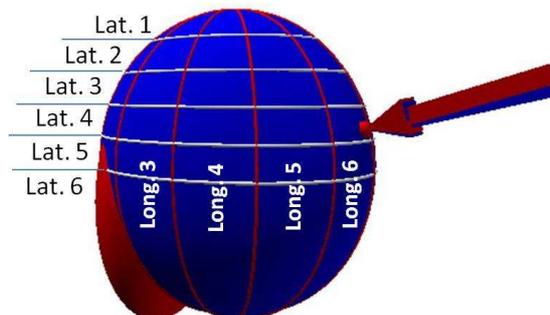


Figure 115. Vecteur vitesse et localisation de l'impact de la tête, cas P034, flèche bleue : vitesse normale, flèche rouge : vitesse résultante.

3.2.4. Evaluation et validation de la reconstruction du cas P034

Le but de ce paragraphe est d'évaluer la reconstruction de la cinématique du cas P034 en regard des données et informations du cas d'accident réel, mais aussi en regard de la reconstruction réalisée par le CASR.

Les figure 116 et figure 117 représentent la position initiale et la cinématique du piéton après reconstruction réalisée par les deux méthodes de reconstruction, par le CASR et par BioPed pour le cas P034. Les deux piétons présentent la même position initiale par rapport au véhicule. En revanche, l'orientation du corps et la posture diffèrent. Le véhicule vient impacter le modèle CASR sur son flanc gauche. Dans le cas de la reconstruction BioPed, le modèle TNO présente une orientation de 30 degrés comme représenté en figure 116. Les deux modèles présentent la jambe gauche en avant, plus ou moins tendue avec une posture 60% pour le modèle CASR et une posture 70% pour le modèle TNO.

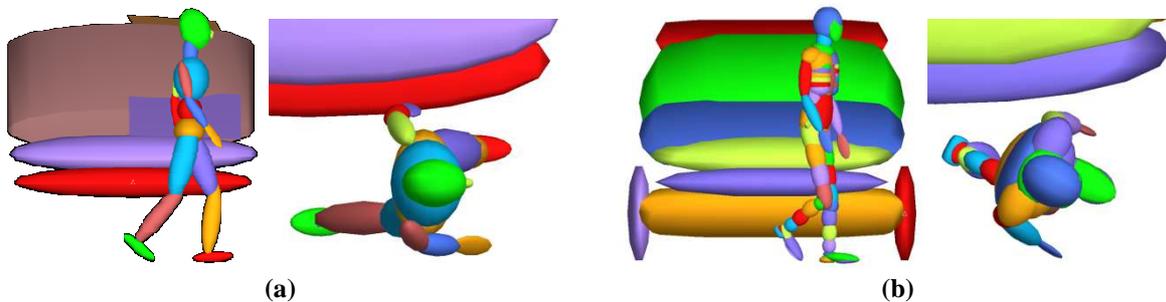


Figure 116. Position initiale du piéton pour la reconstruction du (a) CASR et de (b) BioPed.

En ce qui concerne la cinématique du piéton, de part leur position initiale, le véhicule vient impacter les deux jambes du modèle TNO au même moment alors que le modèle CASR est impacté une jambe après l'autre. Les deux modèles s'allongent sur le véhicule de manière synchronisée, avec une position plus latérale pour le modèle CASR. De ce fait, la tête du modèle piéton CASR se présente en choc latéral et le modèle TNO présente sa tête en choc occipital. Par la suite, le modèle TNO est projeté vers le haut, avec une cinématique des jambes apparaissant beaucoup plus souple. La projection des jambes du modèle CASR entraîne la rotation du corps en gardant le contact avec le véhicule, alors que le modèle TNO a tendance à ne pas garder le contact.

Le tableau 27 résume les résultats obtenus pour le cas réel et les reconstructions selon les méthodes du CASR et de BioPed en termes de vitesse d'impact du véhicule, de distance de projection et de vitesse et localisation de l'impact de la tête. Les valeurs de vitesse du véhicule à l'impact sont très proches avec 16.7 m/s et 17 m/s selon la méthode de reconstruction, vitesse proche de la réalité, aux dires des témoins. Les vitesses de la tête montrent également des valeurs peu différentes à l'impact. En revanche, la méthode de reconstruction de la cinématique par BioPed donne de meilleurs résultats en ce qui concerne la distance de projection, 22 m contre 19 m en réalité alors que la méthode de reconstruction du CASR résulte en une distance de projection du piéton de 30 m. On retrouve l'impact plus latéral de la tête pour la reconstruction CASR avec une longitude de 4 contre une longitude de 6 pour BioPed.

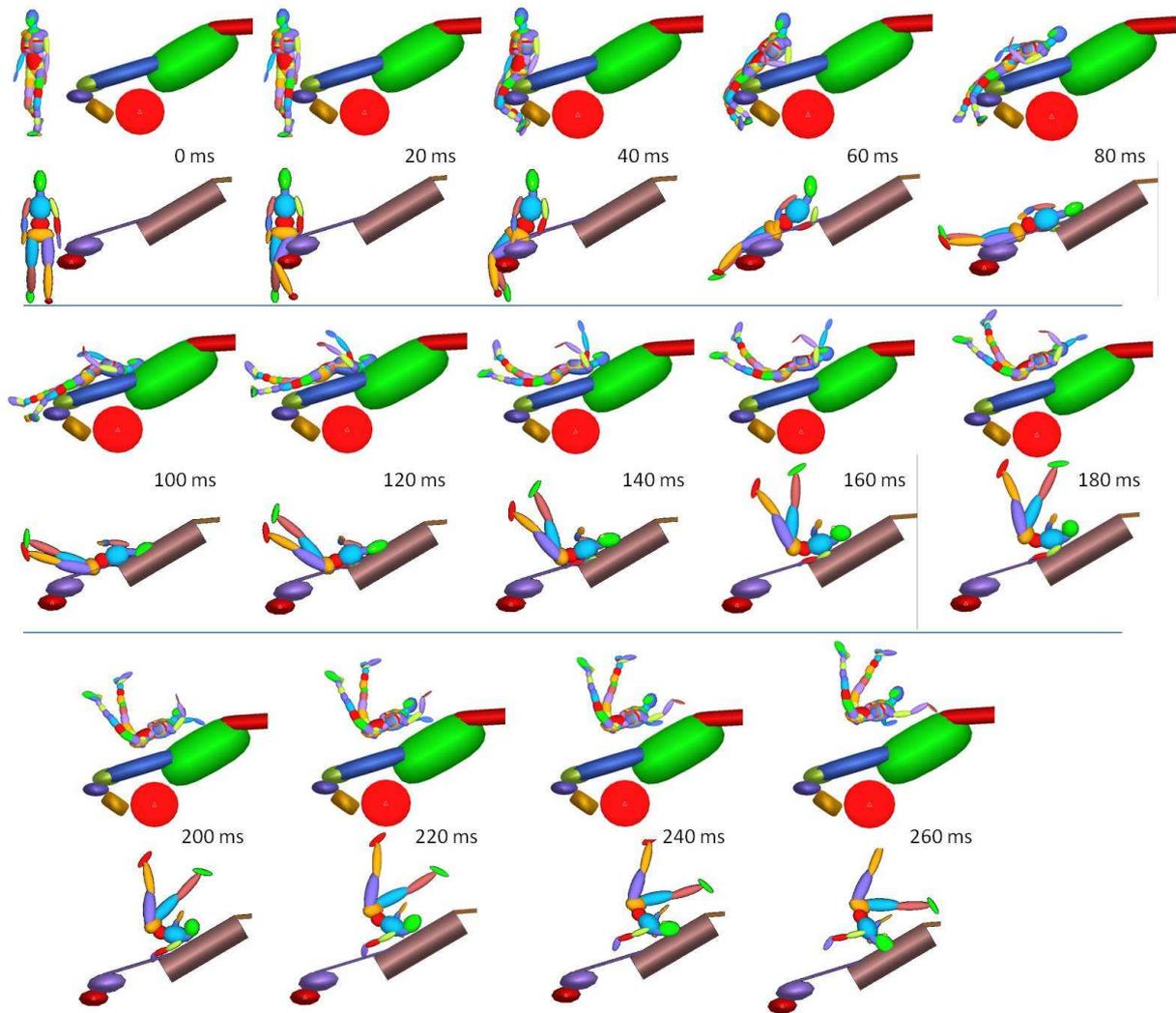


Figure 117. Cinématique du piéton, cas P034, reconstruction BioPed (en haut) et reconstruction CASR (en bas).

	car impact velocity [m/s]	Head impact			throw distance [m]
		latitude	longitude	velocity [m/s]	
Real	16,7	5-6	6	-	19
P034 CASR	16,7	4	4	16,6	30
BioPed	17	4	6	15,9	22

Tableau 27. Résultats des reconstructions selon les méthodes CASR ou BioPed pour le cas P034.

Cette évaluation permet de conclure que la méthode de reconstruction de la cinématique du piéton par l'outil BioPed est capable de fournir de façon automatique une configuration optimale. Cette configuration optimale se présente comme conforme aux données réelles de l'accident P034 telles que la localisation de l'impact de la tête sur le véhicule, la distance de projection ainsi que les témoignages sur la vitesse du véhicule à l'impact.

3.3 Autres cas d'accident

Dans la partie qui suit, une présentation plus succincte des autres sept cas d'accidents ainsi que le prétraitement de l'ensemble des cas est réalisée. La description d'un cas est présentée ci-dessous, cas P030. La description des autres cas peut être trouvée en annexe. Les résultats des différentes reconstructions de la cinématique du piéton sont également présentés dans la partie qui suit.

3.3.1. Description des cas d'accident

CAS P030 :

Description de l'accident :

Période :	Mai	Type de route :	bitume
Heure :	12 :50 PM	Limitation de vitesse :	60 km/h
Conditions météo :	sec	Vitesse d'impact :	30 km/h

L'accident a impliqué un véhicule circulant dans la direction Sud-Nord sur un axe à 6 voies (figure 118). Le piéton a traversé cette voie d'ouest en est. Une fois deux voies traversées, le piéton a hésité en voyant un véhicule arriver, changea de direction puis reprit sa direction originale vers le terre-plein central. Le conducteur bloqua ses freins, mais percuta le piéton de son côté droit sur l'avant du véhicule.

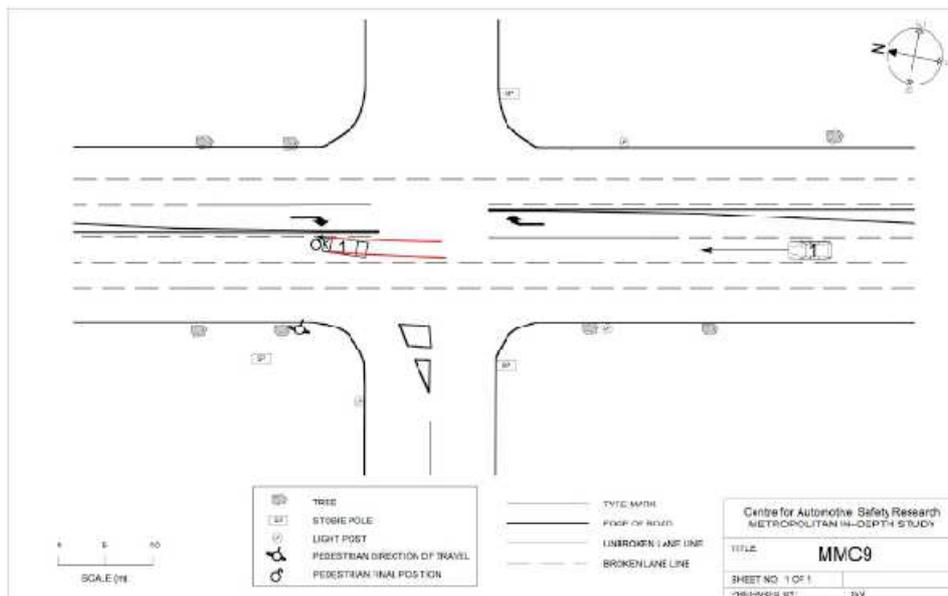


Figure 118. Schéma de description de l'accident P030.

Le piéton :

Le piéton est un homme de 75 ans mesurant 1.8 m pour 80 kg. Ses lésions sont décrites en figure 119 et dans le tableau 28.

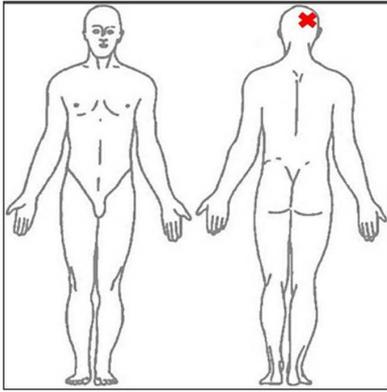


Figure 119. Localisations des lésions du piéton, cas P030.

Injury Réf.	Injury Description	AIS			Side of Body		
01a	laceration to top of scalp	1	1	06	02	1	head
01b	haematoma to scalp	1	1	04	02	1	head
01c	bilateral subdural haematoma (+2 months)	1	4	06	50	4	head

Tableau 28. Description des lésions du piéton, cas P030.

Le véhicule :

Le véhicule impliqué est une Ford Falcon de 1987. Les dommages du véhicule sont décrits en figure 120 et dans le tableau 29. Les photographies du véhicule endommagé sont présentées en figure 121.

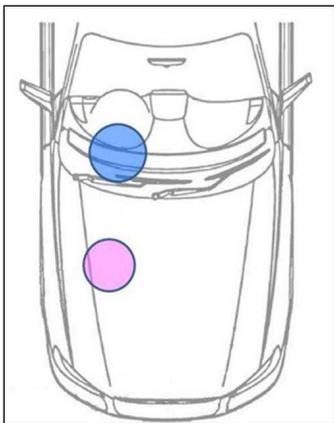


Figure 120. Dommages du véhicule, cas P030.

Evidence	Location	WAD
cracked windscreen	base of windscreen	-
minor dents on bonnet	right side	-

Tableau 29. Description des dommages du véhicule, cas P030.



Figure 121. Photographies du véhicule endommagé, cas P030.

3.3.2. Prétraitement des cas d'accident

Pour l'ensemble des cas reconstruits, le même diagramme que celui présenté en figure 110 est pris en compte avec les mêmes cinq paramètres d'entrée, la vitesse du véhicule et du piéton, les posture, position et orientation du piéton. Le paramètre de sortie du diagramme reste la localisation du point d'impact de la tête sur le pare-brise ou le capot selon les cas étudiés.

Le plan d'expérience pour chaque cas est la table de Taguchi $L_{50}(5^4 10^1)$ avec 1 facteur à 10 niveaux et 4 facteurs à 5 niveaux. Les niveaux des facteurs à faire varier sont définis à partir des informations relatives à l'accident réel. Cela représente 50 simulations pour chaque reconstruction.

A chaque reconstruction, toutes les postures sont testées, de la posture 0% à la posture 90%. L'orientation du piéton étant connue pour chaque cas, les valeurs des niveaux de ce paramètre sont définies autour de cette orientation. La position du piéton par rapport au véhicule est définie à partir des mesures d'endommagement du véhicule, notamment au niveau du pare-choc et de l'avant du capot. Afin de définir les valeurs des niveaux du paramètre de vitesse d'impact du véhicule, trois cas se présentent :

- La vitesse d'impact est connue, comme dans le cas P034 : les valeurs sont définies autour de cette vitesse.
- La vitesse d'impact n'est pas connue mais il y a eu mesure d'une distance de projection : La vitesse approximative d'impact est définie à partir de l'équation établie par Otte (2004) : $v = \sqrt{2.a.\omega}$, avec, v la vitesse du piéton à l'impact en m/s, ω la distance de projection du piéton à partir de l'impact en m, et a la décélération moyenne ayant pour valeur empirique 7.1 pour un piéton, en négligeant sa vitesse de déplacement. les valeurs des niveaux sont alors définies autour de cette vitesse calculée.
- Ni la vitesse d'impact, ni la distance de projection ne sont renseignées : une approche par dichotomie nous permet de définir cette vitesse.

Pour chaque cas, le calcul de la robustesse (signal/bruit en dB) ainsi qu'une analyse de la fiabilité par ANAVAR et de l'influence des paramètres sur l'écart de position d'impact de la tête ont été réalisés.

3.3.3. Post-traitement des cas d'accident

Le tableau 30 représente l'influence en pourcentage des paramètres d'entrée du plan d'expérience sur l'écart de position de la tête à l'impact. En vert sont indiqués les paramètres d'entrée significatifs selon la table de Fisher avec un indice de confiance de 90%. On remarque que la posture du piéton à l'impact (GAIT) est, quel que soit le cas d'accident traité, le paramètre le plus influent sur la position de la tête à l'impact avec des influences allant de 33.8% (P036) à 65.3% (P030). Dans le cas qui fait exception pour la posture (cas P031), le paramètre le plus influent est l'orientation du piéton à l'impact (77.1%). De manière générale, les paramètres de vitesse du piéton et du véhicule sont les paramètres les moins influents sur la position de la tête à l'impact. On retrouve la même tendance avec les résultats de l'analyse des variances ANAVAR et la table de Fisher. Les paramètres apparaissant les plus influents, sont les paramètres les plus fiables. En effet, excepté le cas P038, la posture du piéton est un paramètre significatif pour toutes les reconstructions, suivi du paramètre de position linéaire du piéton par rapport au véhicule (LIN-POS). Pour le cas P038, les paramètres GAIT et ANG-POS sont fiables selon la table de Fisher à partir avec un indice de confiance de 77% et 85% respectivement.

	GAIT	LIN-POS	ANG-POS	LIN-VEL	INCLUDE-VEL
P030	65,3	9	6,6	14,1	4,9
P031	-	5	77,1	12	5,9
P032	43	40,8	4	1,1	4,2
P034	51	16	3,2	7,4	22,5
P036	33,8	17	35,5	4,7	8,9
P037	58,2	23,4	9,9	5,1	3,5
P038	48,2	4,6	28,3	11,6	7,3
P039	51	21,4	15,5	9,2	2,8

Fisher table F _{0,90}
significant
not significant

Tableau 30. Influence en % et fiabilité des paramètres d'entrée sur l'écart de position de la tête à l'impact pour les reconstructions de la cinématique des cas piéton P030 à P039.

Le tableau 31 résume les valeurs moyennes des vitesses normale, tangentielle et résultante de la tête à l'impact obtenues pour toutes les simulations de chaque cas d'accident. Ce tableau présente également l'écart-type de ces moyennes et les valeurs minimales et maximales de la vitesse résultante. Les vitesses moyennes de la tête à l'impact vont de 5.15 ± 1.83 m/s dans le cas P030 à 14.06 ± 1.17 m/s dans le cas P031. Il est intéressant de noter que les cas conduisant à une fracture (P031 : fracture du sphénoïde, P039 : fracture du crâne côté droit) donnent les vitesses d'impact maximales avec 14.06 m/s pour le cas P031 et 13.8 m/s pour le cas P039 en moyenne. Il faut cependant noter que les têtes des piétons dans ces deux cas, viennent respectivement impacter le pilier du pare-brise et le capot au niveau du boc moteur.

		Tangential velocity	Normal velocity	Resultant velocity	
		m/s	m/s	min	max
P030	Average	2,21	4,36	5,15	8,85
	standard deviation	1,20	1,76	1,83	
P031	Average	2,73	13,66	14,06	17,31
	standard deviation	1,25	1,27	1,17	
P032	Average	2,07	10,90	11,23	16,07
	standard deviation	0,90	2,83	2,59	
P034	Average	2,06	12,08	12,31	17,61
	standard deviation	0,96	2,12	2,11	
P036	Average	3,55	9,66	10,69	17,46
	standard deviation	1,84	3,97	3,64	
P037	Average	1,62	7,76	8,10	12,12
	standard deviation	0,56	2,60	2,37	
P038	Average	1,44	3,82	4,28	7,94
	standard deviation	0,71	1,99	1,88	
P039	Average	4,25	13,09	13,80	17,90
	standard deviation	0,72	2,35	2,30	

Tableau 31. Moyenne et écart-type des vitesses d'impact de la tête pour les cas d'accidents P030 à P039.

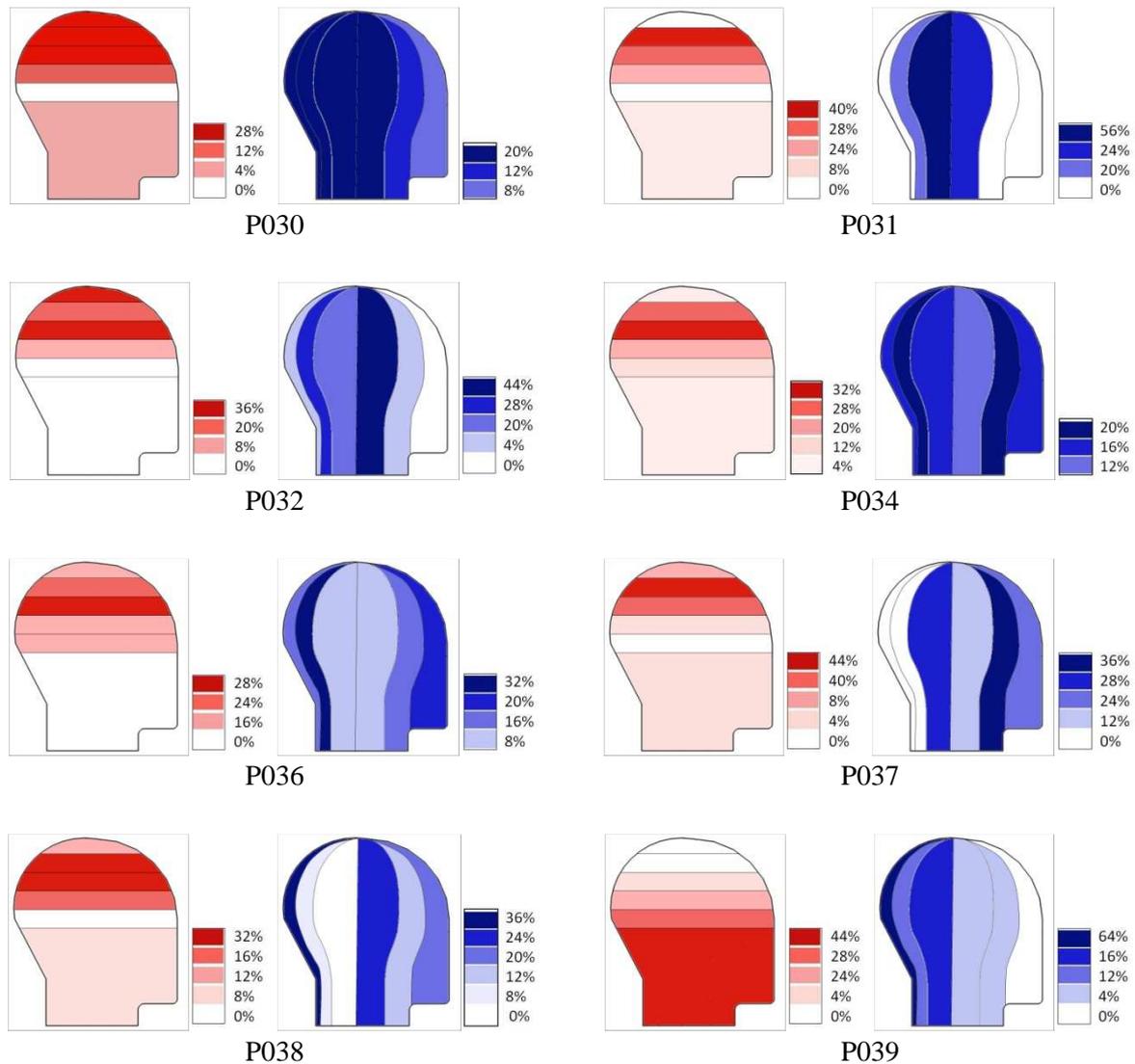


Figure 122. Répartition des latitudes (en rouge) et longitudes (en bleu) de l'impact tête selon le cas d'accident P030 à P039.

La figure 122 représente la distribution de la localisation de l'impact de la tête en termes de latitude (bandes horizontales rouges) et longitude (bandes verticales bleues) parmi les simulations du plan d'expérience propre à chaque cas d'accident. Cette distribution ne prend pas en compte le côté d'impact de la tête (droite ou gauche). Ainsi, on observe pour le cas P030 que 28% des simulations ont conduit à un impact de la tête en latitude 1 et que 20% des simulations ont conduit à un impact en longitude 3. Les impacts de la tête en longitude 3, 4, 5 ou 6 représentent 80% des configurations simulées du plan d'expérience. Pour le cas P031, les zones d'impact sur la tête sont limitées aux longitudes 3 à 5 et aux latitudes 2 à 4. Pour le cas P032, on ne retrouve aucun impact de face de la tête du piéton ni sous l'oreille (latitudes 5 et 6) avec 44% des cas conduisant à un impact latéral. Quel que soit la configuration de l'accident pour le cas P037, l'impact de la tête s'est fait soit de face soit en impact latéral (longitudes 1 à 4). Dans le cas P039, 72 % des simulations ont conduit à un impact de la tête en longitude 5 ou 6 et 92% en latitude 4 à 6.

Tel qu'il a été expliqué plus haut, le programme BioPed ne permet de calculer qu'un seul paramètre de sortie qui est l'écart de position du point d'impact de la tête. D'autres paramètres sont toutefois

nécessaires pour le choix de la simulation optimisée, tels que la distance de projection ou l'orientation réelle de la tête à l'impact en fonction des lésions. De plus, les résultats des simulations ne prennent pas en compte les critères biomécaniques du modèle piéton TNO afin de valider les possibles fractures ou autres lésions du piéton lors du choc.

Parmi les 50 simulations du plan d'expérience de Taguchi, celles aboutissant à un impact de la tête dans une zone d'impact élargie (zone de 5 cm autour du point d'impact) ont été retenues automatiquement puis visualisées une à une. La cinématique de la simulation présentant le plus petit écart de position d'impact ainsi qu'une orientation correcte de la tête à l'impact vis-à-vis des lésions et une distance de projection proche de la distance réelle a déterminé les paramètres d'entrée optimums de la simulation finale.

Le tableau 32 résume les configurations ainsi retenues pour les reconstructions des 8 cas d'accidents en termes de paramètres d'entrée du modèle d'optimisation. Le cas P031 a présenté une exception en ce qui concerne la posture du piéton à l'impact. En effet, aucune des postures déterminées au préalable ne convenait, une posture particulière a été définie, observable en figure 126.

SIMU	Pedestrian				Vehicle INCLUDE- VEL
	GAIT	LIN-POS	ANG-POS	LIN-VEL	
	[%]	[m]	[rad]	[m/s]	
P030	10	0,3	3,2	1,1	8,5
P031	-	-0,96	3,1	0,75	15,75
P032	60	-0,4	3,2	1,2	15
P034	70	0,35	-0,5	1	17
P036	60	-0,55	0	1,1	14
P037	0	-0,55	2,8	0,9	11
P038	50	-0,6	3,2	1	7,5
P039	20	-0,1	-2,5	0,8	14

Tableau 32. Configurations des reconstructions de la cinématique des cas piétons P030 à P039.

Les figure 124 à figure 136 représentent les cinématiques des piétons lors des reconstructions des cas d'accidents ainsi que les vecteurs vitesses et les localisations d'impact de la tête.

Le piéton du cas P030 présente sa jambe droite tendue à l'avant vers le véhicule (figure 124). Un pivotement du corps sur le dos amène la tête en impact arrière droit sur le pare-brise. Les données réelles relèvent un impact de la zone occipitale droite, ce qui correspond bien aux résultats du cas simulé. On observe un contact franc du coude sur le capot, contact observé sur les dommages du véhicule en figure 120.

Le cas P031 présente une exception sur la posture du piéton à l'impact. Une étude en aval en fonction des données réelles observées a permis de définir une posture particulière pour ce cas, présentée en figure 139. En effet, les dommages du véhicule indiquant un contact en coin du pare-choc et le long du capot et la fracture de la jambe gauche nous ont laissé penser à un impact de la jambe gauche seule sur le pare-choc. La tête vient percuter le pare-brise proche du pilier avec une vitesse essentiellement normale au plan. Le piéton a présenté une fracture de l'os sphénoïde situé en arrière de l'arcade sourcilière. Ce cas simulé montre des résultats proches du cas réel en termes d'orientation de la tête à l'impact.

Le piéton, lors de la reconstruction du cas P032, a sa jambe gauche en appui tendu à l'avant. La jambe gauche a été fracturée sous le genou selon les données relevées sur site. L'impact du corps reste latéral sur le véhicule avec un impact latéral du haut du crâne sur le pare-brise selon la figure 127.

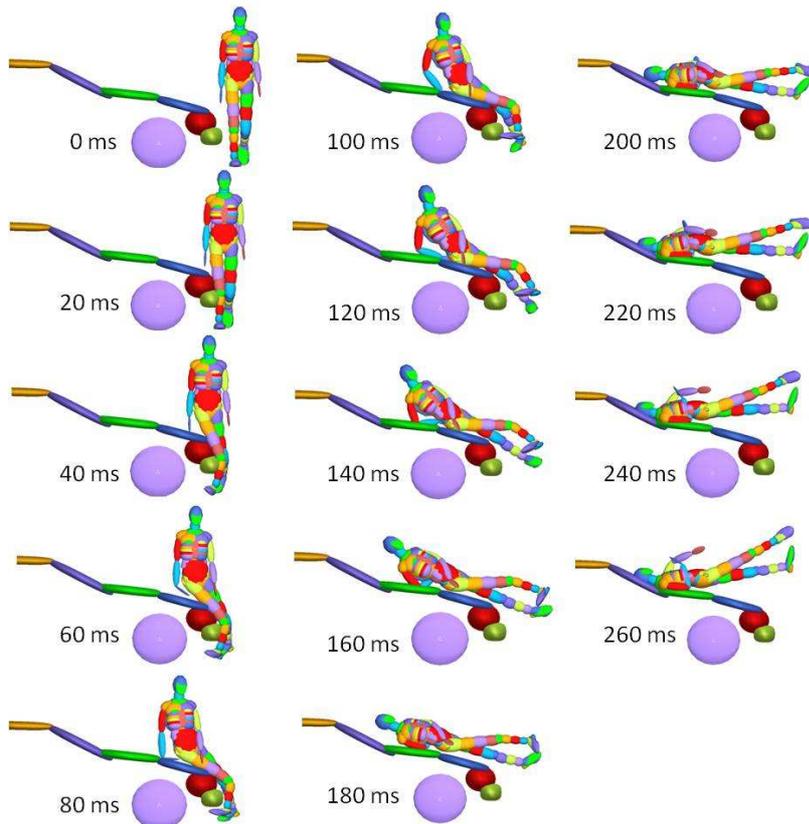


Figure 124. Cinématique du piéton, cas P030.

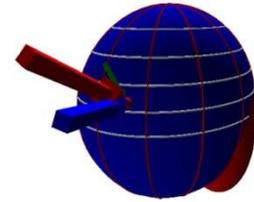


Figure 123. Vecteur vitesse et localisation de l'impact de la tête, cas P030, flèche bleue : vitesse normale, flèche verte : vitesse tangentielle, flèche rouge : vitesse résultante.

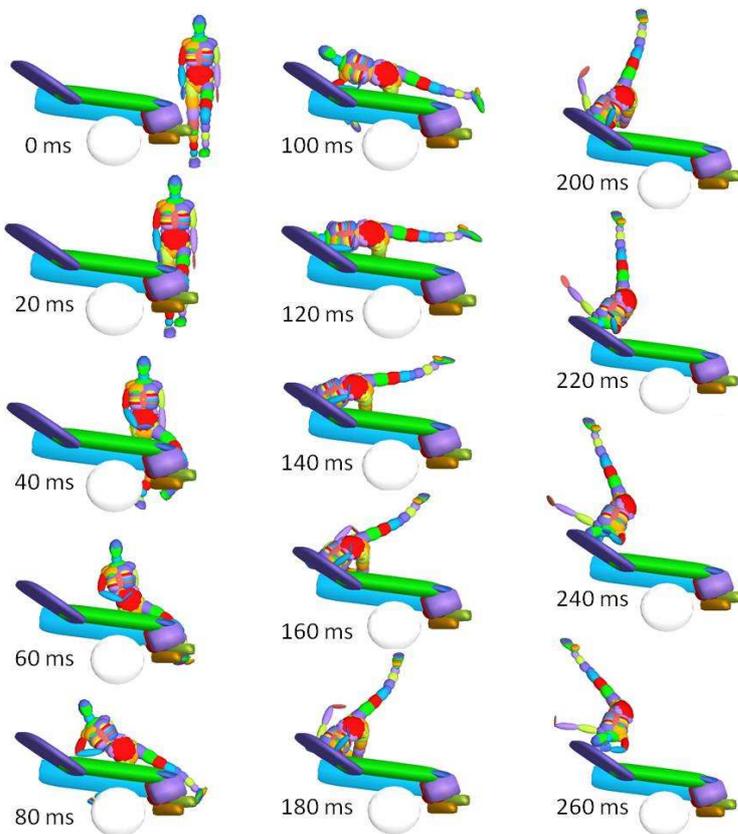


Figure 126. Cinématique du piéton, cas P031.

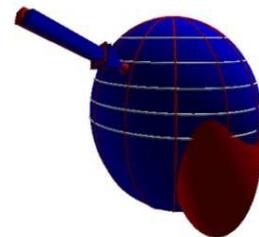


Figure 125. Vecteur vitesse et localisation de l'impact de la tête, cas P031, flèche bleue : vitesse normale, flèche verte : vitesse tangentielle, flèche rouge : vitesse résultante.

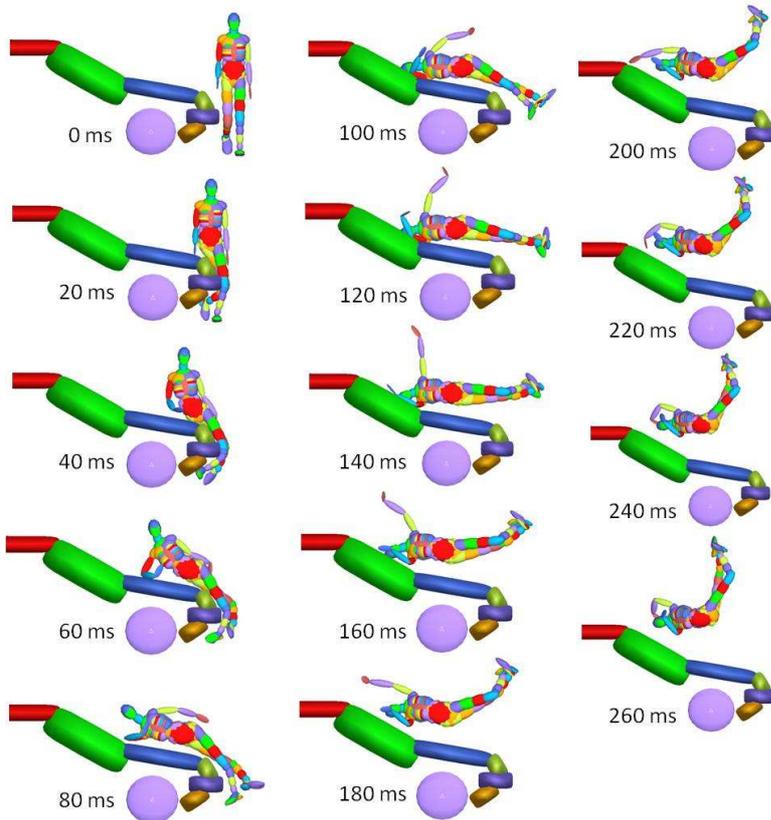


Figure 128. Cinématique du piéton, cas P032.

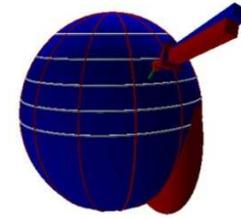


Figure 127. Vecteur vitesse et localisation de l'impact de la tête, cas P032, flèche bleue : vitesse normale, flèche verte : vitesse tangentielle, flèche rouge : vitesse résultante.

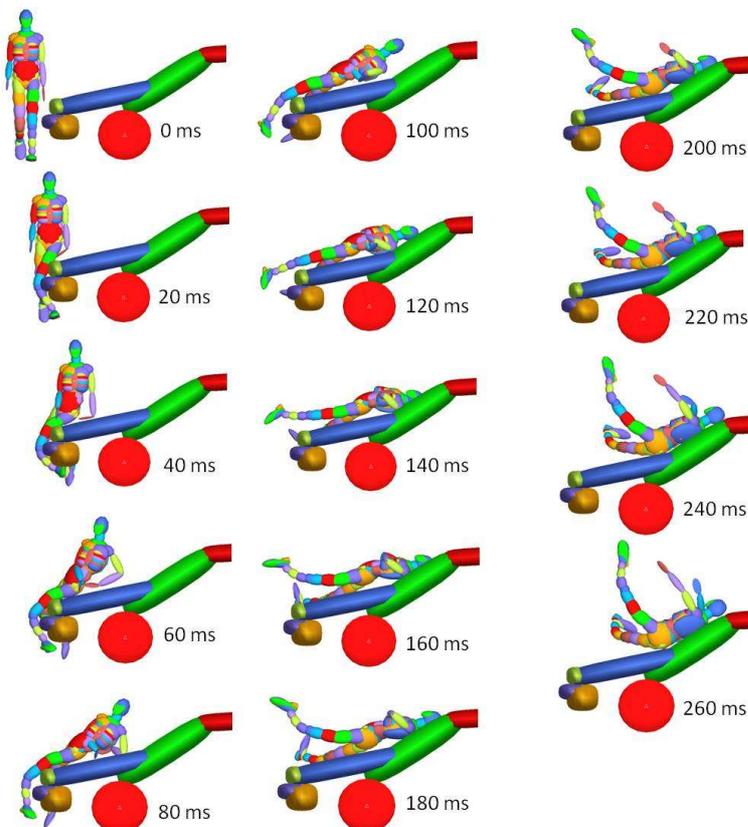


Figure 130. Cinématique du piéton, cas P036.

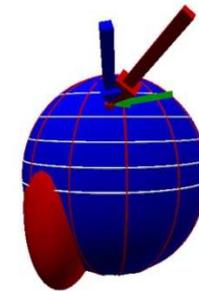


Figure 129. Vecteur vitesse et localisation de l'impact de la tête, cas P036, flèche bleue : vitesse normale, flèche verte : vitesse tangentielle, flèche rouge : vitesse résultante.

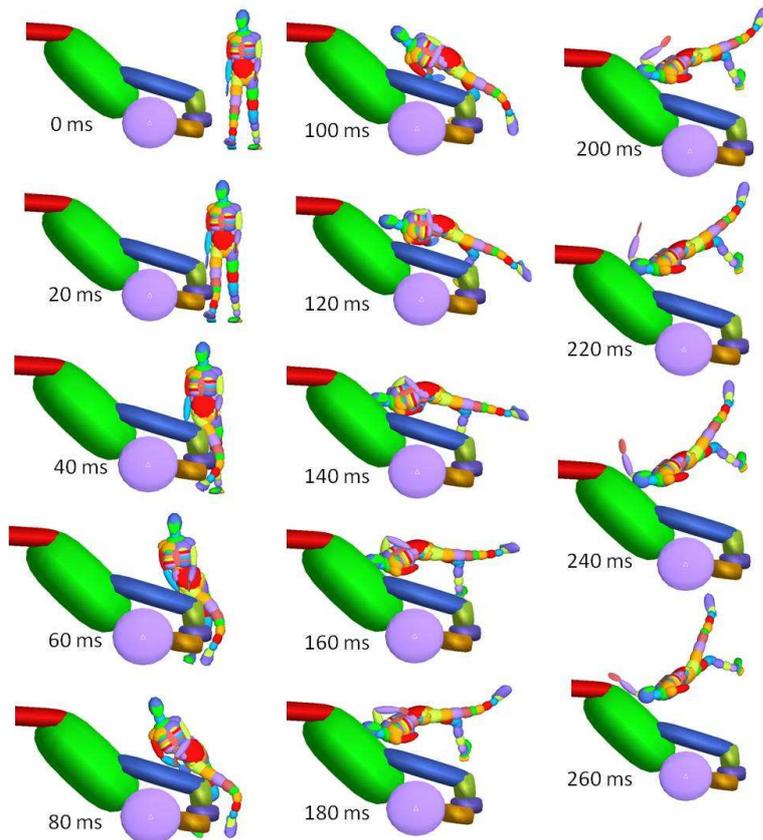


Figure 132. Cinématique du piéton, cas P037.

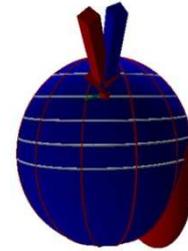


Figure 131. Vecteur vitesse et localisation de l'impact de la tête, cas P037, flèche bleue : vitesse normale, flèche verte : vitesse tangentielle, flèche rouge : vitesse résultante.

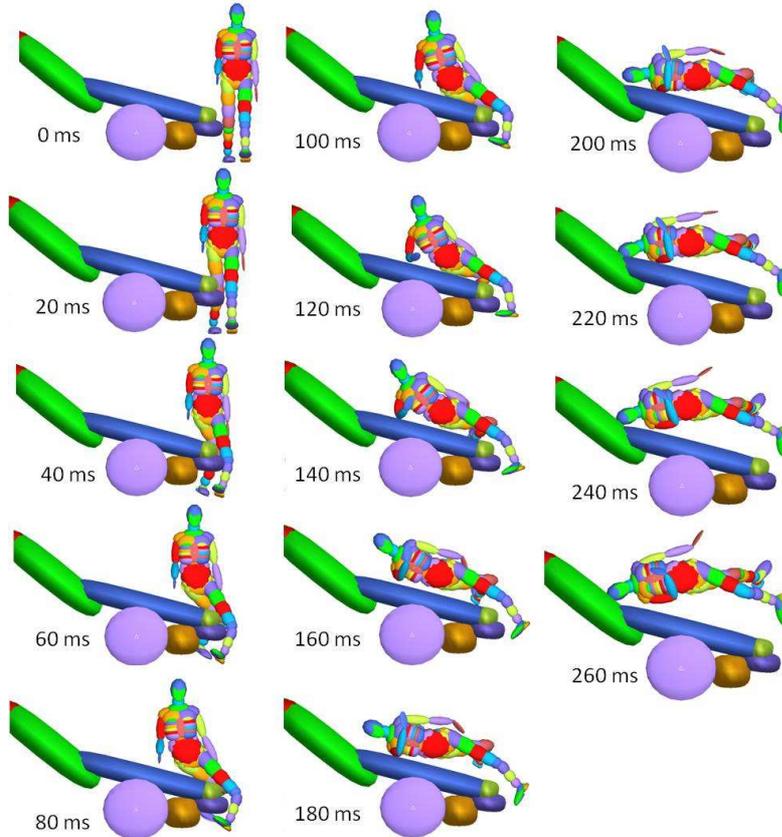


Figure 134. Cinématique du piéton, cas P038.

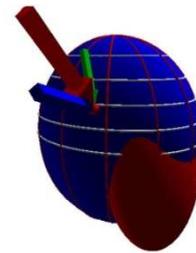


Figure 133. Vecteur vitesse et localisation de l'impact de la tête, cas P038, flèche bleue : vitesse normale, flèche verte : vitesse tangentielle, flèche rouge : vitesse résultante.

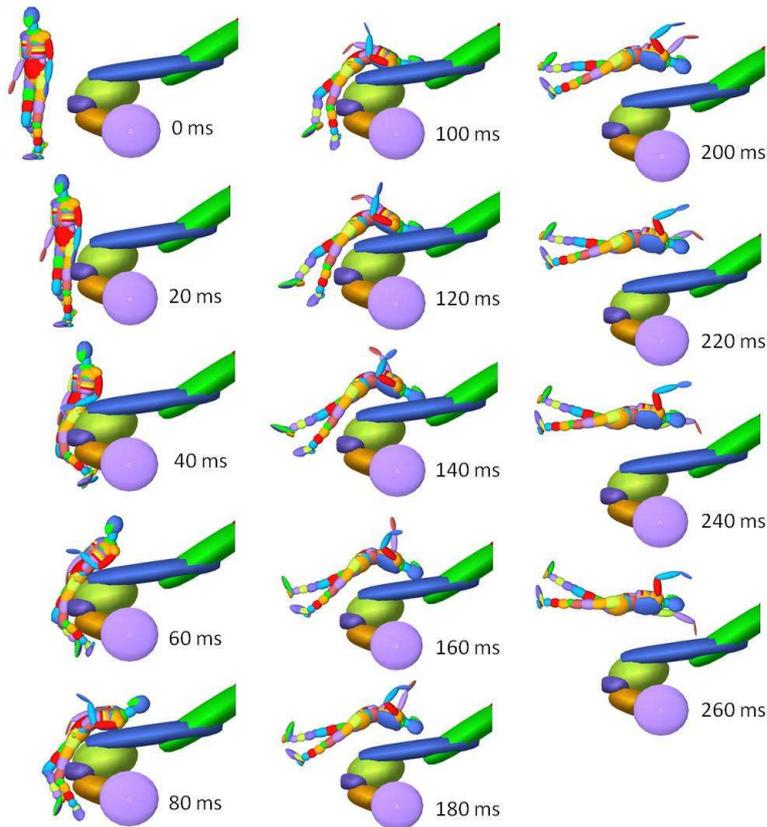


Figure 136. Cinématique du piéton, cas P039.

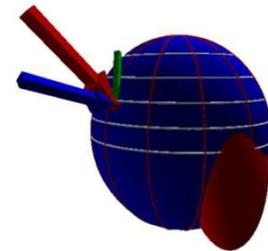


Figure 135. Vecteur vitesse et localisation de l'impact de la tête, cas P039, flèche bleue : vitesse normale, flèche verte : vitesse tangentielle, flèche rouge : vitesse résultante.

Le cas P036 montre un piéton avec sa jambe gauche en appui vers le véhicule approchant. Le cas a montré les meilleurs résultats en termes de localisations de la tête à l'impact et en termes de distance de projection malgré une orientation de la tête à l'impact ne correspondant pas aux lésions réelles de la tête. En effet le piéton a présenté des lacérations au niveau du front droit avec un impact simulé sur le côté latéral gauche. Néanmoins, au vu des photographies du véhicule en figure 148, les dommages importants du véhicule peuvent être provoqués par le contact prolongé du haut du dos et des épaules observé sur les animations en figure 130.

Le piéton dans le cas P037 se tient dans une posture présentant la jambe droite tendue en appui. Cette jambe droite a présenté une fracture selon les données lésionnelles. Le piéton s'allonge latéralement sur le véhicule (figure 132) conduisant à un impact latéral droit de la tête.

Le piéton du cas P038 présente également la jambe droite tendue en appui à l'approche du véhicule. Le piéton a de même présenté une fracture de la jambe. Le piéton s'allonge sur le véhicule et la tête vient impacter le pare-brise en impact latéral mais dans une position plus frontale (figure 133) que l'impact de la tête dans le cas P037.

Le cas P039 est le seul cas conduisant à un impact de la tête sur le capot au niveau du bloc moteur. Le piéton a présenté une dislocation au niveau du bassin gauche. Cette partie du corps est bien impactée lors de la simulation par l'avant du capot (figure 136). La tête vient impacter le capot en choc oblique arrière droit. On retrouve cette orientation de la tête à l'impact sur le rapport médico-légal de la victime avec une hémorragie importante au niveau de l'os temporal droit.

Le tableau 33 résume les résultats obtenus pour les reconstructions des cas d'accident en termes de localisation en latitude et longitude de l'impact à la tête, de vitesse normale, tangentielle et résultante de la tête à l'impact et de distance de projection.

SIMU	HEAD					Throw distance [m]
	latitude	longitude	Velocity [m/s]			
			normal	Tangential	Resultant	
P030	4	5	7,26	2,96	7,84	-
P031	3	4	13,96	1,71	14,07	15
P032	3	3	12,82	1,94	12,96	25
P034	4	6	15,84	0,97	15,87	22
P036	2	3	8,47	5,69	10,21	-
P037	2	4	10,51	1,94	10,69	13
P038	4	3	3,93	2,62	4,72	5
P039	5	6	14,73	3,14	15,06	21

Tableau 33. Résultats des reconstructions de la cinématique des cas piétons P030 à P039.

Le tableau 34 résume les résultats obtenus pour la reconstruction de la cinématique par la méthode BioPed ainsi que les données des accidents réels. A titre indicatif, les résultats obtenus par la méthode de reconstruction du CASR y sont de même répertoriés. Les vitesses d'impact du véhicule sont conformes aux informations récoltées sur site, et ce quelque soit la méthode de reconstruction. Pour tous les cas reconstruits avec la méthode BioPed, les vitesses d'impact de la tête sont inférieures à celles de la méthode CASR. De manière générale, la distance de projection du piéton simulée est plus proche de la distance réelle par la méthode BioPed.

	car impact velocity [m/s]	Head impact			throw distance [m]
		latitude	longitude	velocity [m/s]	
Real	8,3	3	4	-	-
P030 CASR	8,3	3	4	8,2	-
BioPed	8,5	4	5	7,8	-
Real	16,6	5	4	-	18
P031 CASR	16,6	4	3	16,6	12,5
BioPed	15,75	3	4	14,1	15
Real	15,3	1-3	(top)	-	17
P032 CASR	15,3	4	4	18,5	-
BioPed	15	3	3	13	25
Real	16,7	5-6	6	-	19
P034 CASR	16,7	4	4	16,6	30
BioPed	17	4	6	15,9	22
Real	12,5-14	2	2	-	-
P036 CASR	12,5	4	4-5	14,5	-
BioPed	14	2	3	10,2	-
Real	11,1	3	2	-	12
P037 CASR	11,1	4	2-3	13	14
BioPed	11	2	4	10,7	13
Real	7,5	2	3	-	6,5
P038 CASR	7,5	2	3	5,6	5,3
BioPed	7,5	4	3	4,7	5
Real	13,8-15,3	4	5	-	26
P039 CASR	13,9	4	6	18,3	16
BioPed	14	5	6	15,1	21

Tableau 34. Résultats des reconstructions selon les méthodes BioPed ou CASR ainsi que les données des accidents réels.

4. Conclusion

L'objectif de ce dernier chapitre a été de développer une méthode automatique de reconstruction de la cinématique du piéton à partir de données d'accidents réels, permettant à terme d'obtenir rapidement les conditions initiales réalistes de la tête pour simuler le traumatisme crânien en éléments finis.

Une présentation de cette méthodologie basée sur le développement du programme BioPed a été réalisée en décrivant les deux modules de pré et post traitement. Le module de pré traitement a permis de mettre en place une table d'expérience autour de différents paramètres ou facteurs de reconstruction de la cinématique définis à partir des données réelles de l'accident. Le choix du plan d'expérience s'est porté sur un plan fractionnaire orthogonal de Taguchi. Cette méthode permet d'étudier l'effet de chaque facteur indépendamment des autres facteurs en un minimum de combinaisons possibles. Cependant, le modèle de Taguchi retenu ici ne prend pas en compte les interactions des différents facteurs. Il est toutefois possible de définir des tables d'expérience complètes avec un temps important de simulations et de traitement des données. Ce module de prétraitement a également permis de mettre en place les différents modèles utilisés tels que le modèle de véhicule ou le modèle humain multicorps TNO redimensionnable.

Le second module de l'outil BioPed à savoir le post-traitement, a permis d'analyser les différentes simulations définies par le plan d'expérience. En fonction des résultats obtenus sur les effets des paramètres d'entrée sur les paramètres de sortie, il devient possible de définir la simulation la plus probable donnant les résultats les plus proches des données de l'accident réel.

Cet outil BioPed a été appliqué sur une base de données de huit cas d'accident réel de piéton. A partir de cinq paramètres d'entrée, la table d'expérience de 50 simulations pour chaque cas a permis de calculer l'effet de chacun de ces facteurs sur un seul paramètre de sortie qui est la localisation de l'impact de la tête sur le véhicule. Pour chaque accident, à partir des simulations donnant le plus petit écart de position entre l'impact de la tête et sa localisation réelle, la cinématique retenue a été celle donnant les résultats les plus proches des données réelles en termes de distance de projection et d'orientation de la tête à l'impact en regard des lésions réelles. Ces deux derniers paramètres ne sont pas automatisés dans l'outil et nécessitent une visualisation de la cinématique. En perspectives, il peut également être intéressant de prendre en compte les critères biomécaniques du modèle humain TNO afin de prédire les lésions réelles du piéton et de valider ainsi la reconstruction de la cinématique en termes de lésions. Chaque cinématique des huit cas d'accident a été reconstruite numériquement et les conditions initiales de la tête ont été définies en termes de vitesse et d'orientation de la tête à l'impact. Cet outil BioPed décrit dans ce dernier chapitre reste un outil ouvert vers d'autres types de reconstruction de la cinématique d'accidents tels que des accidents cyclistes ou motocyclistes. Il constitue un outil intéressant pour une définition rapide et réaliste des conditions initiales de l'impact crânien à destination de la modélisation éléments finis.

CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES

Cette thèse de doctorat s'inscrit dans le contexte de la simulation de l'accident de piéton, dans le but de déterminer sa cinématique puis à terme de modéliser le traumatisme crânien de façon réaliste. Une étude accidentologique a montré que les décès de piétons représentent encore un nombre important de décès parmi les usagers vulnérables de la route. De plus, ces statistiques montrent que la tête reste l'un des segments du corps le plus souvent et le plus sévèrement touché lors de collisions avec un véhicule. La compréhension des mécanismes de lésions du traumatisme crânien lors d'accidents piétons nécessite en amont tout un travail de reconstruction de la cinématique.

Au vu du nombre élevé de piétons tués lors d'accidents de la route, les instances nationales et internationales ont été amenées à proposer des tests et normes permettant d'évaluer l'agressivité des véhicules lors d'impacts, notamment l'avant du véhicule. Les différents véhicules présents sur le marché ont été catégorisés en groupes distincts fonction de leur forme avant. En effet le profil du véhicule, pare-choc, capot et pare-brise, influent sur la cinématique du piéton ainsi que sur les mécanismes de lésion du piéton à l'impact. Les tests normatifs présentés dans le premier chapitre ont été proposés par différents groupes tels qu'EEVC, ISO ou IHRA. Les tests similaires consistent en des tests d'impact de modèles physiques de jambe, cuisse et tête adulte et enfant. Ces tests ont notamment été repris par un organisme international EuroNCAP, pour une plus grande visibilité pour le grand public. Cependant de tels tests de sous-systèmes montrent des limites telles que la difficulté à déterminer le risque global du piéton pour un type donné de véhicule.

Parallèlement, de nombreuses équipes ont cherché à mieux comprendre les mécanismes de lésion du piéton en situation d'impact. Pour cela, ils ont développé des modèles mathématiques permettant de simuler sa cinématique. Les modèles mathématiques les plus utilisés de nos jours sont des modèles multicorps, permettant d'obtenir rapidement et de manière simplifiée, une cinématique plus ou moins réaliste de l'accident.

Avant d'étudier les conditions aux limites de la tête, il a fallu définir les différents outils nécessaires à une reconstruction numérique, tels que les modèles multicorps véhicule et piéton.

Deux cas d'accidents réels reconstruits ont servi de base pour une première étude sur les raideurs des différentes surfaces impactées du véhicule. L'étude paramétrique a consisté à implémenter à chaque surface du véhicule (pare-choc, grille, capot et pare-brise) trois raideurs différentes. Chacun des deux cas d'accident a donc été simulé pour différentes posture avec toutes les combinaisons possibles de raideurs implémentées aux quatre surfaces du véhicule. Il n'apparaît pas d'influence significative des raideurs du pare-choc ou du capot sur la vitesse de la tête à l'impact. L'influence de la raideur du capot sur cette vitesse ne dépasse pas 3.5% par rapport à une raideur moyenne.

Trois modèles multicorps, TNO, Chalmers et CASR, ont été évalués en regard d'un test expérimental d'un cas PMHS bien documenté. Les trois modèles multicorps de piéton suivent les différentes séquences de la cinématique observée pour le PMHS de façon plus ou moins acceptable. Cependant, les têtes des modèles Chalmers et CASR heurtent le pare-brise en impact latéral alors que l'impact est occipital pour la tête TNO. Les vitesses d'impact de la tête calculées sont supérieures à 47% en moyenne à celle de la tête du cadavre. Le modèle TNO, modèle piéton le plus complexe, montre une cinématique proche du modèle Chalmers en termes de trajectoires de segments anatomiques.

Ensuite, une première étude sur les conditions aux limites de la tête a porté sur l'évaluation des modèles multicorps de cou, dans le cadre du chapitre 2. Cette évaluation s'est faite en premier lieu en petites amplitudes de mouvement dans le domaine fréquentiel, puis dans le domaine temporel en explorant les grandes amplitudes de mouvement des modèles de cou.

La première évaluation des modèles de cou est basée sur l'analyse modale multidirectionnelle des différents modèles de cou. Cette méthode permet d'évaluer les caractéristiques modales des modèles de cou dans le domaine fréquentiel avec celles obtenues sur volontaires humains lors de tests

expérimentaux dans les plans frontaux et latéraux. L'excitation frontale fait apparaître deux modes de flexion-extension et de rétraction frontale. L'excitation latérale fait apparaître deux modes d'inclinaison et de rétraction latérale. Seul le modèle CASR a fait apparaître les quatre modes de flexion-extension, rétraction frontale, inclinaison et rétraction latérale. Les résultats obtenus pour chaque modèle de cou ont ainsi été comparés aux résultats obtenus selon la même méthode avec des volontaires humains lors de tests expérimentaux et avec le modèle éléments finis du cou développé à l'Université de Strasbourg. Le modèle CASR a montré les meilleurs résultats avec des fréquences modales les plus proches des fréquences humaines.

La seconde méthode d'évaluation a été réalisée dans le domaine temporel avec des tests d'accélération frontales et latérales réalisés sur sujets volontaires humains. Les conditions de test ont été reproduites numériquement pour les différents modèles multicorps de cou. Lors de cette évaluation, c'est le modèle multicorps de cou Chalmers qui a montré les meilleurs résultats en termes de respect du corridor expérimental.

Enfin, la dernière méthode, toujours dans le domaine temporel, nous a permis d'évaluer les cous à partir de la réponse de la tête en situation d'impact, sous deux configurations d'impact (corps entier et tête seule). Le modèle CASR a révélé la plus importante influence du cou selon les configurations. L'influence des conditions initiales de chargement de la tête la plus faible a été observée par le modèle TNO.

Une dernière étape de ce chapitre 2 a été d'étudier l'influence des conditions aux limites de la tête en situation d'accident réel de piéton. La modélisation multicorps est alors couplée à la modélisation par éléments finis. Les champs d'accélération de la tête à l'impact obtenus par la reconstruction multicorps de l'accident réel sont implémentés dans le modèle par éléments finis de la tête humaine permettant d'obtenir les paramètres intracrâniens. Deux configurations de conditions limites avec des chargements différents appliqués à la tête ont été considérées sur le modèle de piéton CASR. Ce travail a montré que les conditions aux limites de la tête influencent de manière significative sur la réponse de la tête à l'impact en termes de champ d'accélération, de HIC et de paramètres mécaniques intra-crâniens et donc influent sur l'évaluation du risque lésionnel de la tête.

Ces évaluations des modèles de cou permettront en perspectives de définir des conditions aux limites de la tête réalistes en développant un modèle de cou plus biofidèle.

L'objectif du dernier chapitre a été de développer une méthode automatique de reconstruction de la cinématique du piéton à partir de données d'accidents réels, permettant à terme d'obtenir rapidement les conditions initiales réalistes de la tête pour simuler le traumatisme crânien en éléments finis. C'est cette dernière étape qui permettra in fine d'extraire des critères de blessure de la tête plus précis que les critères actuellement en vigueur.

Cette méthode est basée sur un outil automatique nommé BioPed comprenant une partie de prétraitement et une partie d'analyse de résultats dans un module de post-traitement. Le module de prétraitement permet d'analyser à travers une table d'expérience les différentes données sur les circonstances de l'accident concernant le scénario, le piéton, le véhicule, et permet ainsi la mise en place des différents modèles correspondants. La méthodologie développée est ensuite appliquée à une série de huit cas d'accidents réels de piéton provenant du centre de recherche sur la sécurité automobile d'Adélaïde en Australie (Centre for Automotive Security Research – CASR). Le second module de l'outil BioPed à savoir le post-traitement, a permis d'analyser les différentes simulations définies par le plan d'expérience. En fonction des résultats obtenus sur les différents paramètres de reconstruction tels que la vitesse, la position du piéton *etc.*, il a été possible de définir la simulation la plus probable donnant les résultats les plus proches vis-à-vis des données de l'accident réel. L'outil est enfin comparé à la méthodologie utilisée par le CASR à travers les scénarios obtenus pour les huit cas d'accidents réels.

Cet outil BioPed décrit dans ce dernier chapitre reste un outil évolutif ouvert vers d'autres types de reconstruction de la cinématique d'accidents tels que des accidents de cyclistes ou de motocyclistes. Il constitue un outil intéressant pour une définition rapide et réaliste des conditions initiales de l'impact crânien à destination de la modélisation éléments finis.

Les perspectives de cette thèse se situent d'abord au niveau de l'intégration des recommandations qui découlent de l'étude de l'influence du cou dans les modèles multicorps des usagers vulnérables (piéton, cycliste et motocycliste) puis dans l'ouverture de l'outil de simulation automatique de la cinématique de la victime vers d'applications aux accidents de cyclistes et de motocyclistes. Enfin, une fois l'outil de simulation multicorps bien contrôlé, les résultats sur les conditions aux limites de la tête devront aussi être pris en compte lors de la modélisation éléments finis des traumatismes crâniens réels. Tous les éléments seront alors en place pour procéder à des reconstructions d'accidents en grand nombre afin de définir, sur des bases statistiques solides, des critères de blessure de la tête humaine.

Références Bibliographiques

- Aldman B., Thorngren L., Bunketorp O., Romanus B., *An experimental model for the study of the lower leg in car pedestrian impacts*, IRCOBI Conf., pp.180-193, 1980.
- Anderson R.W.G., Streeter L.D., Ponte G., Van de Griend M., Lindsay V.L., McLean A.J., *Pedestrian subsystem head impact results reflect the severity of pedestrian head injuries*, International of Vehicle Design, Vol. 31(1/2), pp.1-15, 2003.
- Anderson R.W.G, McLean A.J., Dokko Y., *Determining accurate contact definitions in multi-body simulations for DOE-Type reconstruction of head impacts in pedestrian accidents*, Proc. of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Washington DC., National Highway Traffic Safety Administration, paper 05-0175, 2005.
- Anderson R.W.G., Streeter L.D., Ponte G., McLean A.J., *Pedestrian reconstruction using multibody madymo simulation and the Polar-II dummy: a comparison of head kinematics*, Proc. of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Lyon, France, paper 07-0273, 2007.
- Anderson R.W.G., Long D.A., Serre T., *Phenomenological continuous contact-impact modelling for multibody simulations of pedestrian-vehicle contact interactions based on experimental data*, Journal of Nonlinear Dynamics, Vol. 58, pp.199-208, 2009.
- Appel H., Stuertz G., Gotzen L., *Influence of impact speed and vehicle parameters on injuries of children and adults in pedestrian accidents*, IRCOBI Conf., pp.83-100, 1975.
- Ashton S., Pedder J., Mackay G., *Pedestrian head injuries*, AAAM Conf., Ann Arbor, Michigan, pp.237-244, 1978.
- Ashton S., Mackay G., *A review of real-world studies of pedestrian injury*, Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Verkehrsmedizin, 1979.
- Ballesteros M., Dischinger P., Langenberg P., *Pedestrian injuries and vehicle type in Maryland*, Accident Analysis and Prevention, Vol. 36(2), pp.73-81, 2004.
- Baughman L.D., *Development of an interactive computer program to produce body description data*, AFAMRL-TR-83-058, 1983.
- Bourdet N., *Biomécanique de la colonne cervicale humaine in-vivo – Caractérisation modale et modélisation*, Thèse de doctorat de l'Université Louis Pasteur de Strasbourg, 2004.
- Crandall J., Bhalla K., Madeley N., *Designing road vehicles for pedestrian protection*, British Medical Journal, Vol.324, pp.1145-1148, 2002.
- De Lange R., Happee R., Liu X., *Validation and application of human pedestrian models*, Madymo China User's meeting, Shanghai, China, 2005.
- Deck C., Baumgartner D., Willinger R., *Influence of rotational acceleration on intracranial mechanical parameters under accidental circumstances*, IRCOBI Conf., Maastricht, The Netherlands, 2007.

- Deck C., Willinger R., *Improved head injury criteria based on head FE model*, Int. J. of Crashworthiness, Vol. 13(6), pp.667-679, 2008.
- Dokko Y., Anderson R., Manavis J., Blumburghs P., McLean J., Zhang L., Yang K.H., King A.I., *Validation of the human head FE model against pedestrian accident and its tentative application to the examination of the existing tolerance curve*, Proc. of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Nagoya, Japan, 2003.
- Evans A., Smith R., *Vehicle speed calculation from pedestrian throw distance*, Proc. IMechE., Vol. 213, pp.441-447, 1999.
- Ewing C., Thomas D., Patrick L., Beeler G., Smith M., *Dynamics response of the head and neck of the living human to -Gx impact acceleration*, Proc ; 12th Stapp Car Crash Conf., pp.424-439, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA., paper 680792, 1968.
- Ewing C. Thomas D., Lustick L., Muzzy III W., Willems G., Majewski P., *Dynamic response of the human head and neck to +Gy impact acceleration*, Proc. 21th Stapp Car Crash Conf., pp.549-586, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA, paper 770928, 1977.
- Ewins D.J., *Modal testing: theory and practice*, Tuanton, Somerset, England: Research Studies Press. LTD., 1984.
- Fildes B., Gabler H.C., Otte D., Linder A., Sparke L., *Pedestrian impact priorities using real-world crash data and harm*, IRCOBI Conf., Graz, Austria, pp.167-177, 2004.
- Frankel V.H., Nordin M., *Basic biomechanics of the skeletal system*, Lea & Febiger, Philadelphia, 1980.
- Gadd C.W., *Use of weighted-impulse criterion for estimating injury hazard*, Proc. of the 10th Stapp Car Crash Conf. pp.164-174, 1966.
- Garrett M., *Head impact modelling using computer accident simulation based on cadaver records*, 24th International workshop on human subjects for biomechanical research, Albuquerque, New Mexico, US Department of Transportation, National Highways Traffic Safety Administration, 1996.
- Garrett M., *Head impact modelling using MADYMO simulations of documented pedestrian accidents*, Conference on Pedestrian Safety, Melbourne, Victoria, VicRoads, RACV, Federal Office of Road Safety, Australian Hotels Association, 1998.
- Glasson E., Bonnoit J., Cavallero C., Basile F., *A numerical analysis of the car front end module regarding pedestrian lower limb safety*, Vehicle Safety, C567/016/2000, pp.79-91, 2000.
- Goupy J., *Introduction aux plans d'expériences*, seconde édition, Dunod, 2001.
- Gunzel K., *Caractérisation mécanique multidirectionnelle de la colonne cervicale humain*, Thèse de doctorat de l'Université de Strasbourg, 2009.
- Hardy B., Lawrence G., Carroll J., Donaldson W., Visvikis C., Peel D., *A study on the feasibility of measures relating to the protection of pedestrians and other vulnerable road users*, Transport Research Laboratory, Great Britain, 2006.
- Heer A., Appel H., *Reconstruction of pedestrian accidents with dummies and cadavers*, Proc. of the 8th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, Wolfsburg, Germany, pp.836-841, 1980.

- Hoof J., de Lange R., Wismans J., *Improving pedestrian safety using numerical human models*, Stapp Car Crash Journal, Vol. 47, pp.401-436, 2003.
- Ishikawa H., Kajzer J., Schroeder G., *Computer simulation of impact response of the human body in car-pedestrian accidents*, Proc. of the 7th Stapp Car Crash Conf., San Antonio, Warrendale, SAE, 1993.
- Kang H.S., Willinger R., Diaw B., Chinn B., *Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modelling*, Proc. of the 41th Stapp Car Crash Conf., SAE paper 973339, pp.329-338, 1997.
- Kapandji I.A., *The physiology of the joints, Volume One, Upper limb*, Press of the Churchill Livingstone, 1970a.
- Kapandji I.A., *The physiology of the joints, Volume Two, Lower limb*, Press of the Churchill Livingstone, 1970b.
- Kapandji I.A., *The physiology of the joints, Volume Three, The trunk and the vertebral column*, Press of the Churchill Livingstone, 1970c.
- Knudsen S., *Torsion elasticity of muscles*, Acta Physiologica Scandinavia, 1953.
- Lawrence G., Thornton S., *The development and evaluation of the TRL legform impactor*, Transport Research laboratory, Project report/VE/189/96, 1996.
- Liu X., Yang J., *Effects of vehicle impact velocity and front-end structure on the dynamic response of child pedestrians*, IRCOBI Conf., Munich, Germany, pp.19-30, 2002.
- Longhitano D., Henary B., Bhalla K., Ivarsson J., Crandall J., *Influence of vehicle body type on pedestrian injury distribution*, Transactions Journal of Passenger Cars – Mechanical Systems, Vol.114(6), pp.2283-2288, 2005.
- Maeno T., Hasegawa J., *Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to car-pedestrian impacts*, Proc. of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Amsterdam, The Netherlands, paper No.494, 2001.
- Martinez L., Guerra L.J., Ferichola G., Garcia A., Yang J., *Stiffness corridors of the european fleet for pedestrian simulations*, Proc. of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Lyon, France, paper No.07-0267, 2007.
- Masson C., Serre T., Cesari D., *Pedestrian-vehicle accident: analysis of 4 full scale tests with PMHS*, Proc. of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Lyon, France, paper No.07-0428, 2007.
- McElhaney J.H., Doherty B.J., Paver J.G., Myers B.S., Gray L., *Combined bending and axial loading responses of the human cervical spine*, Proc. of the 32nd Stapp Car Crash Conf., pp.21-28, 1988.
- McClellan A., *Car shape and pedestrian injury*, in Symposium on Road Safety, Department of Transportation, Canberra, 1972.
- Mertz H.J., Patrick L.M., *Strength and response of the human neck*, Proc. of the 15th Stapp Car Crash Conf., Coronado, New York, SAE, pp.207-255, 1971.

- Mertz H.J., Iwin A.L., Melvin J.W., Stalnaker R.L., Beebe M.S., *Size weight and biomechanical impact response requirements for adult size small female and large mal dummies*, SAE-890756, 1989.
- Meyer F., Bourdet N., Deck C., Willinger R., Raul J.S., *Human neck finite element model development and validation against original experimental data*, Stapp Car Crash Journal, Vol.48, pp.177-206, 2004.
- Mizuno K., Kajzer J., *Compatibility problems in frontal, side, single car collisions and car to pedestrian accidents in Japan*, Accident Analysis and Prevention, Vol.31(4), pp.381-391, 1999.
- Mizuno Y., *Summary of IHRA pedestrian safety working group activities (2003) – Proposed test methods to evaluate pedestrian protection offered by passenger cars*, Proc. of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Nagoya, Japan, paper No.580, 2003.
- Mizuno Y., *Summary of IHRA pedestrian safety working group activities (2005) – Proposed test methods to evaluate pedestrian protection offered by passenger cars*, Proc. of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Washington, US, paper No.05-0138-O, 2005.
- Nahum A.M., Smith R., Ward C.C., *Intracranial pressure dynamics during head impact*, Proc. of the 21th Stapp Car Crash Conf., SAE paper 770922, pp.339-366, 1997.
- Neale M.S., Hardy B.J., Lawrence G., *Development and review of the IHRA (JARI) and TNO pedestrian models*, Proc. of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Nagoya, Japan, paper No.499, 2003.
- Nyquist G.W., Murton C.J., *Static bending response of the human lower torso*, Proc. of the 19th Stapp Car Crash Conf., pp.513-541, 1975.
- Osvalder A.L., *Static and dynamic load response of the lumbar spine in flexion*, Ph.D. dissertation, Department of Injury Prevention, Chalmers University of Technology, Goteborg, Sweden, 1992.
- Otte D., Pohlemann T., *Analysis and load assessment of secondary impact to adult pedestrians after car collisions on roads*, IRCOBI Conf., Isle of Man, UK, 2001.
- Otte D., *Use of throw distances of pedestrians and bicyclists as part of a scientific accident reconstruction method*, SAE paper 200401-1216, 2004.
- Otte D ; Haasper C., *Technical parameters and mechanisms for the injury risk of the knee joint or vulnerable road users impacted by cars and traffic accidents*, IRCOBI Conf., Prague, pp.281-298, 2005.
- Otte D., *Possibilities of head protection analysis on the basis of accident data*, Medical University Hannover.
- Parenteau C.S., *Foot-ankle joints responses: epidemiology, biomechanics and mathematical modelling*, Ph.D. dissertation, Department of Injury Prevention, Chalmers University of Technology, Sweden, 1996.
- Prasad P., Kim A., Weerappuli D.P.V., *Biofidelity of anthropomorphic test devices for rear impact*, Proc. of the 41th Stapp Car Crash Conf., pp.387-415, SAE, Warrendale, PA, paper 973342, 1997.
- Pritz H., Hassler C., Herridge J., Weis E.J., *Experimental study of pedestrian injury minimisation through vehicle design*, In SAE paper No.751166, 1975.

- Ravani B., Brougham D., Mason R.T., *Pedestrian post-impact kinematics and injury patterns*, SAE paper 811024, 1981.
- Rodmell C., Lawrence G.J.L., *Further pedestrians accident reconstructions with the upper legform impactor*, EEVC WG17 document 113 revision 1, 1998.
- Rozen E., Sander U., *Pedestrian fatality risk as a function of car impact speed*, Accident Analysis and Prevention, Vol.41, pp.536-542, 2009.
- Schneider L.W., Robbins D.H., Pflüg M.A., Snyder R.G., *Development of anthropometrically based design specifications for an advanced adult anthropomorphic dummy family*, Vol.1, Report No.UMTRI-83-53-1, Michigan, 1983.
- Schroeder G., Konosu A., Ishikawa H., Kajzer J., *Injury mechanism of pedestrians during a front-end collision with a late model car*, Japanese SAE, 2000.
- Searle J., *The physics of throw distance in accident reconstruction*, In SAE Conf., SAE paper No.930659, 1993.
- Seidl A., *Das Menschmodel RAMSIS: Analyse, Synthese und Simulation dreidimensionaler Körperhaltungen des Menschen*, Ph.D dissertation, technical University of Munich, Germany, 1994.
- Serre T., Masson C., Perrin C., Chalandon S., Llari M., Cavallero C., Py M., Cesari D., *Pedestrian and cyclist accidents: a comparative study using in-depth investigation, multibody simulation and experimental test*, IRCOBI Conf., Madrid, Spain, 2006.
- Simms C.K., Wood D.P., Walsh D.G., *Confidence limits for impact speed estimation from pedestrian projection distance*, Int. J. of Crashworthiness, Vol. 9(2), pp.219-228, 2004.
- Simms C.K., Wood D.P., *Pedestrian risk from cars and sport utility vehicles – a comparative analytical study*, Journal of Automobile Engineering, Vol.220(8), pp.1085-1100, 2006a.
- Simms C.K., Wood D.P., *Effects of pre-impact pedestrian position and motion on kinematics and injuries from vehicle and ground contact*, Int. Journal of Crashworthiness, Vol.11(4), pp.345-355, 2006b.
- Simms C.K., Wood D.P., *Pedestrian and cyclist impact - A biomechanical perspective*, Solid Mechanics and its Application, Vol.166, 2009.
- Takahashi Y., Kikuchi Y., Konosu A., Ishikawa H., *Development and validation of the finite element model for the human lower limb of pedestrians*, Proc. of the 44th Stapp Car Crash Conf., paper No. 2000-01-Sc22, 2000.
- TNO Human models manual version 6.0. TNO Automotive, Delft, The Netherlands, 2001.
- Trosseille X., Tarrière C., Lavaste F., Guillon F., Domont A., *Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol*, Proc. of the 36th Stapp Car Crash Conf., pp.235-253, 1992.
- Untaroiu C.D., Meissner M.U., Crandall J.R., Takahashi Y., Okamoto M. Ito O., *Crash reconstruction of pedestrian accidents using optimization techniques*, International Journal of Impact Engineering, Vol. 36, pp.210-219, 2009.

- White A.A., Panjabi M.M., *Biomechanics of the spine*, Lippincott, Philadelphia, 1978.
- White A.A., Panjabi M.M., *Clinical biomechanics of the spine*, in L. Publisher (Ed.), Philadelphia, PA, 1990.
- Willinger R., Kang H.S., Diaw B., *Three-Dimensional Head finite-element model validation against two experimental impacts*, Annals of Biomedical Engineering, Vol.27, pp.403-410, 1999.
- Wismans J.S., Spenny C., *Performance requirements of mechanical neck in lateral flexion*, Proc. of the 27th Stapp Car Crash Conf., SAE, Warrendale, PA, 1983.
- Wismans J., Van Dorschot H., Waltring H.J., *Omni-directional human head-neck response*, Proc. of the 30th Stapp Car Crash Conf., SAE, Warrendale, PA, 1986.
- Wittek A., Konosu A., Matsui Y., Ishikawa H., Hams T., McDonald J., *A new legform impactor for evaluation of car aggressiveness in car-pedestrian accidents*, Proc. of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Amsterdam, The Netherlands, paper No.184, 2001.
- Wood D., Simms C., *A hybrid model for pedestrian impact and projection*, Int. Journal of Crashworthiness, Vol.5(4), pp.257-269, 2000.
- Yang J.K., Kajzer J., *Computer simulation of impact response of the human knee joint in car-pedestrian accidents*, Journal of Passenger Cars, V101-6, SAE Warrendale, PA, USA, 1993.
- Yang J.K., Kajzer J., Cavallero C., Bonnoit J., *Computer simulation of shearing and bending response of the knee joint to a lateral impact*, Proc. of the 39th STAPP Car Crash Conf., Coronado, California, USA, pp.251-264, 1995.
- Yang J.K., Lövsund P., *Development and validation of a human-body mathematical model for simulation of car-pedestrians impact*, IRCOBI Conf., pp.133-149, 1997.
- Yang J.K., Lövsund P., Cavallero C., Bonnoit J., *A human-body 3D mathematical model for simulation of car-pedestrian impacts*, Journal of Crash Prevention and Injury Control, Vol.2(2), pp.131-149, 2000.
- Yoganandan N., *Biomechanics of skull fracture*, Proc. of Head Injury 94 Symposium, Washington DC, 1994.
- Yoshida S., Matsuhashi T., Matsuoka Y., *Simulation of car-pedestrian accident for evaluate car structure*, Proc. of the 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Windsor, Ontario, Canada, paper No.98-S10-W-18, 1998.
- REGULATION (EC) No 78/2009 of the European Parliament and of the Council on the type-approval of motor vehicles with regard to the protection of pedestrians and other vulnerable road users, amending Directive 2007/46/EC, Official Journal of the European Union, 2009.
- EEVC Working Group 17 Report, Improved test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars (December 1998 with September 2002 updates), 2002.
- ISO TC 22/SC 10/WG 2, Pedestrian impact test procedure.
- UNECE, Proposed draft global technical regulation (GTR) on pedestrian protection. <http://unece.org/trans/doc/2004/wp29grsp/ps-116.pdf>, 2007.

ANNEXE: Description des cas d'accident

CAS P031 :

Description de l'accident :

Période :	Juillet	Type de route :	bitume
Heure :	11 :55 PM	Limitation de vitesse :	60 km/h
Conditions météo :	sec	Vitesse d'impact :	60 km/h

L'accident a impliqué un véhicule circulant dans la direction Sud-Nord sur un axe à 4 voies (figure 137). Le piéton a traversé cette voie d'ouest en est en marchant et a été percuté par le véhicule sur son côté droit. Le piéton a été projeté sur l'aile du véhicule et a chuté sur la voie de gauche.

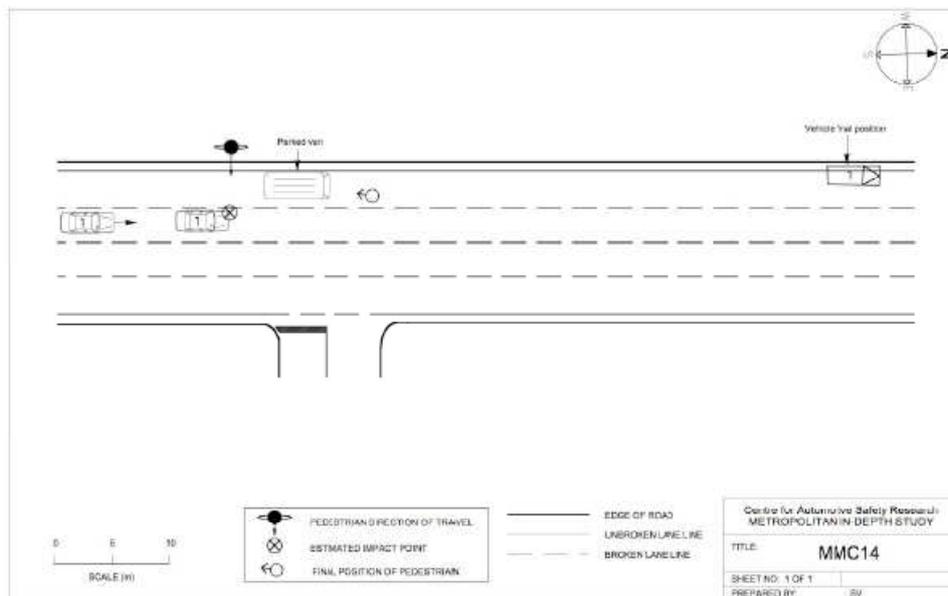


Figure 137. Schéma de description de l'accident P031.

Le piéton :

Le piéton est un homme de 24 ans mesurant 1.78 m pour 79 kg. Ses lésions sont décrites en figure 138 et dans le tableau 35.

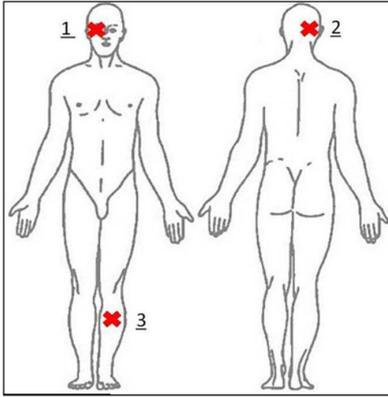


Figure 138. Localisations des lésions du piéton, cas P031.

Injury Réf.	Injury Description	AIS	Side of Body
01a	laceration and contusions over R orbit	2 1 06 02	1 face
01b	comminuted fracture R lateral orbital wall	2 5 12 04	3 face
01c	fracture R zygomatic arch	2 5 18 00	2 face
01d	fracture R maxillary antrum	2 5 08 00	2 face
02a	subarachnoid haemorrhage	1 4 04 66	3 head
02b	fracture R lateral plate Sphenoid	2 5 08 00	2 head
02c	unconsciousness	1 6 08 10	3 head
03a	fracture L fibula shaft	8 5 16 06	2 L low leg
03b	fracture L tibia shaft	8 5 34 22	3 L low leg
03c	laceration behind the L knee	8 2 06 04	2 L knee

Tableau 35. Description des lésions du piéton, cas P031.

Le véhicule :

Le véhicule impliqué est une Holden Commodore SL/E de 1981. Les dommages du véhicule sont décrits en figure 139 et dans le tableau 36. Les photographies du véhicule endommagé sont présentées en figure 140.

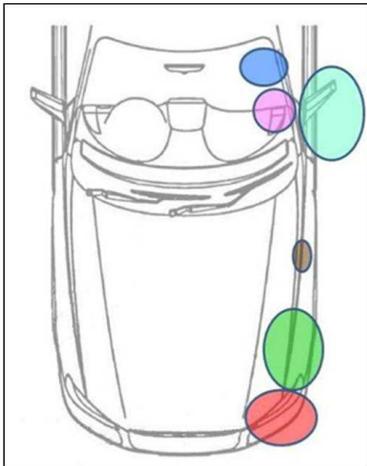


Figure 139. Dommages du véhicule, cas P031.

Evidence	Location	WAD
scuff on bumper	bottom left (480)	585
broken highlight	left corner (650 to 790)	650 - 790
left mirror detached	-	~750
dent in A-pillar	left side (620 - 720)	2260 - 2760

Tableau 36. Description des dommages du véhicule, cas P031.



Figure 140. Photographies du véhicule endommagé, cas P031.

CAS P032 :Description de l'accident :

Période :	Juillet	Type de route :	bitume
Heure :	1 :35 PM	Limitation de vitesse :	60 km/h
Conditions météo :	sec	Vitesse d'impact :	55 km/h

L'accident a impliqué un véhicule circulant sur la voie de droite d'une route à 4 voies (figure 141). Un piéton a tenté de traverser la voie en courant dans la direction est-ouest lorsqu'il a été percuté par l'avant gauche du véhicule. Le piéton a été projeté par-dessus le toit du véhicule et a chuté sur la voie à environ 17 m du point d'impact.

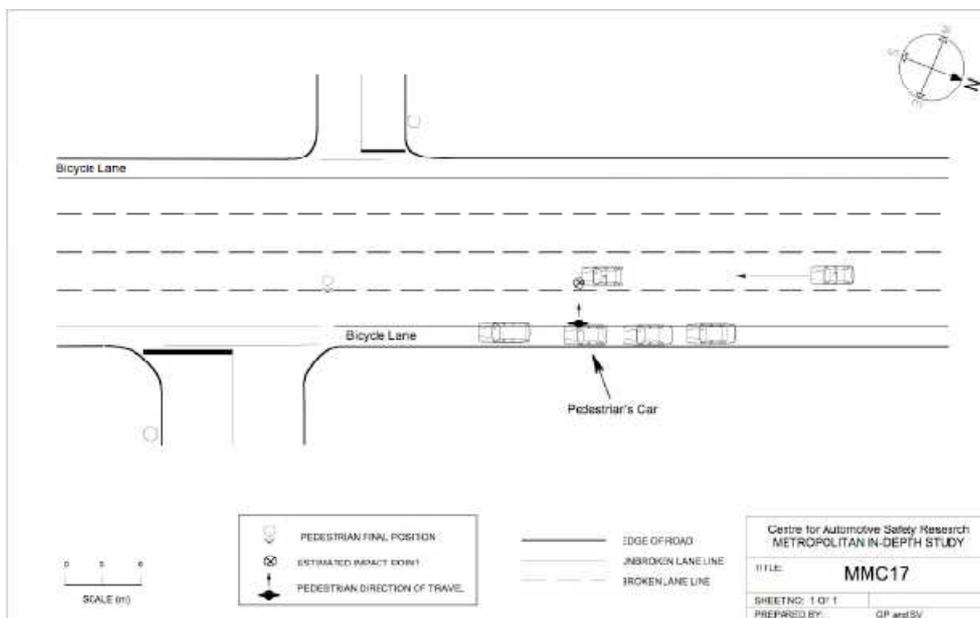


Figure 141. Schéma de description de l'accident P032.

Le piéton :

Le piéton est un homme de 47 ans mesurant 1.77 m pour 64 kg. Ses lésions sont décrites en figure 142 et dans le tableau 37.

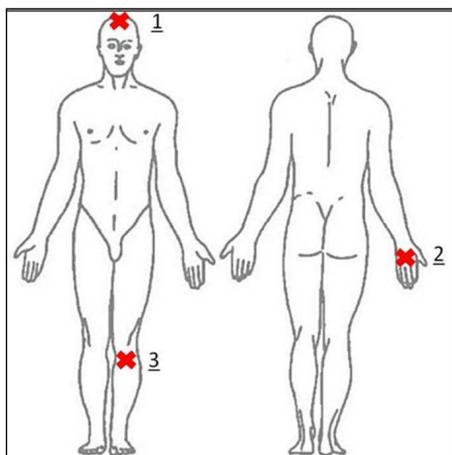


Figure 142. Localisations des lésions du piéton, cas P032.

Injury Réf.	Injury Description	AIS	Side of Body
01	laceration to top of scalp	1 1 06 02	1 head
02a	deep lacerations R hand	7 1 06 04	2 R hand
02b	multi tendon damage R hand	7 4 02 10	1 R hand
03	avulsion fracture to L tibial plateau	8 5 34 08	3 L low leg

Tableau 37. Description des lésions du piéton, cas P032.

Le véhicule :

Le véhicule impliqué est une Toyota Corolla de 1985. Les dommages du véhicule sont décrits en figure 143 et dans le tableau 38. Les photographies du véhicule endommagé sont présentées en figure 144.

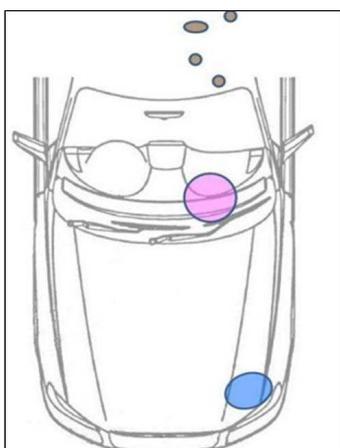


Figure 143. Dommages du véhicule, cas P032.

Evidence	Location	WAD
disloped bumper	front left corner	380 - 510
dent on bonnet	front left corner (530)	760 - 850
broken windscreen	base (260)	1900
dents on roof	(100 - 400)	2650 - 3650

Tableau 38. Description des dommages du véhicule, cas P032.



Figure 144. Photographies du véhicule endommagé, cas P032.

CAS P036 :Description de l'accident :

Période :	Mai	Type de route :	bitume
Heure :	10 :20 PM	Limitation de vitesse :	50 km/h
Conditions météo :	sec	Vitesse d'impact :	45-50 km/h

Un véhicule tourna à gauche sur la seconde voie d'une route à 4 voies dans la direction nord (figure 145). Un piéton traversa la route en venant de l'est et a été percuté par l'avant droit du véhicule. Le conducteur a freiné après avoir percuté le piéton.

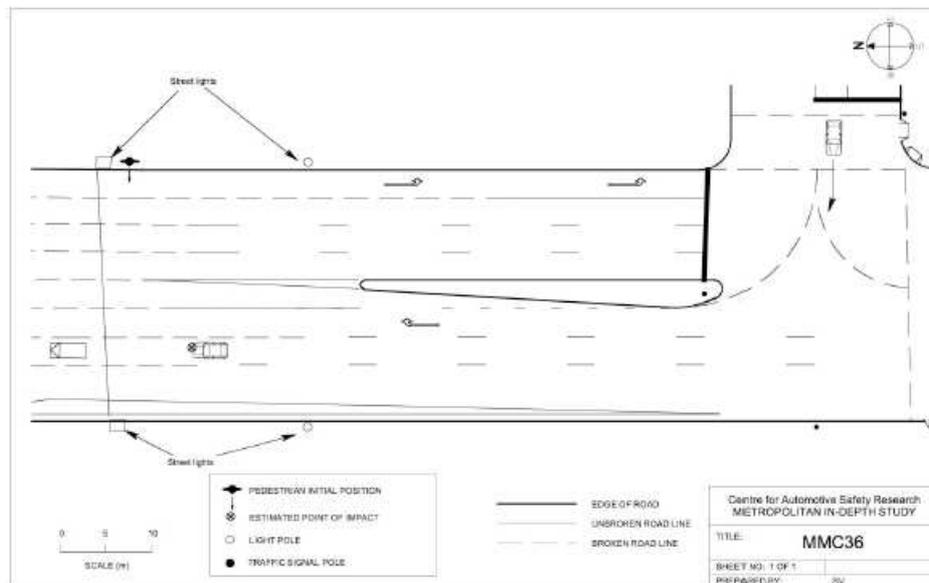
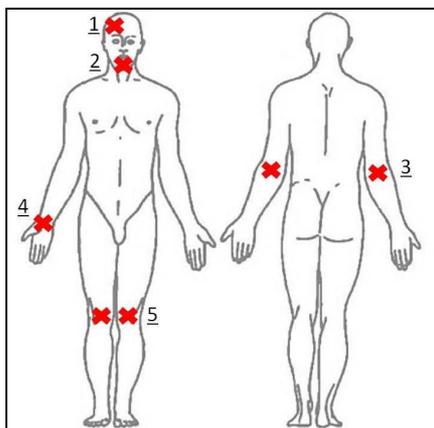


Figure 145. Schéma de description de l'accident P036.

Le piéton :

Le piéton est un homme de 28 ans mesurant 1.755 m pour 70 kg. Ses lésions sont décrites en figure 146 et dans le tableau 39.



Injury Réf.	Injury Description	AIS	Side of Body
01	contusions to R forehead	2 1 04	02 1 face
02	lacerations to R forehead	2 1 06	00 1 face
03	abrasions to elbows	7 1 02	02 1 arms
04	abrasions to hands and R wrist	7 1 02	02 1 hands
05	abrasions and contusions to knees	8 1 04	02 1 knees

Figure 146. Localisations des lésions du piéton, Tableau 39. Description des lésions du piéton, cas P036.

cas P036.

Le véhicule :

Le véhicule impliqué est une Ford Laser de 1986. Les dommages du véhicule sont décrits en figure 147 et dans le tableau 40. Les photographies du véhicule endommagé sont présentées en figure 148.

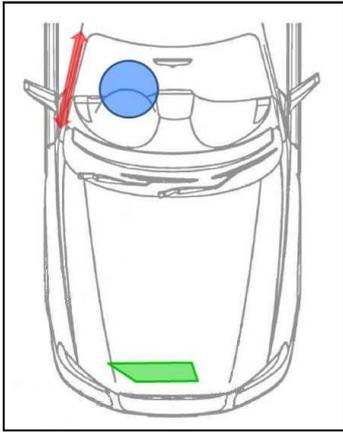


Figure 147. Dommages du véhicule, cas P036.

Evidence	Location	WAD
scuff on leading edge	center	670
broken windscreen	right center (400)	2040
mark on A-pillar	right side	-

Tableau 40. Description des dommages du véhicule, cas P036.



Figure 148. Photographies du véhicule endommagé, cas P036.

CAS P037 :Description de l'accident :

Période :	Mai	Type de route :	bitume
Heure :	11 :55 PM	Limitation de vitesse :	60 km/h
Conditions météo :	sec	Vitesse d'impact :	40 km/h

Le véhicule impliqué circulait vers l'ouest sur un axe principal lorsqu'une vieille dame marchait sur la route en regardant la direction du nord (figure 149). L'avant gauche du véhicule percuta le piéton qui a alors été projeté vers l'avant et la gauche du véhicule près du trottoir.

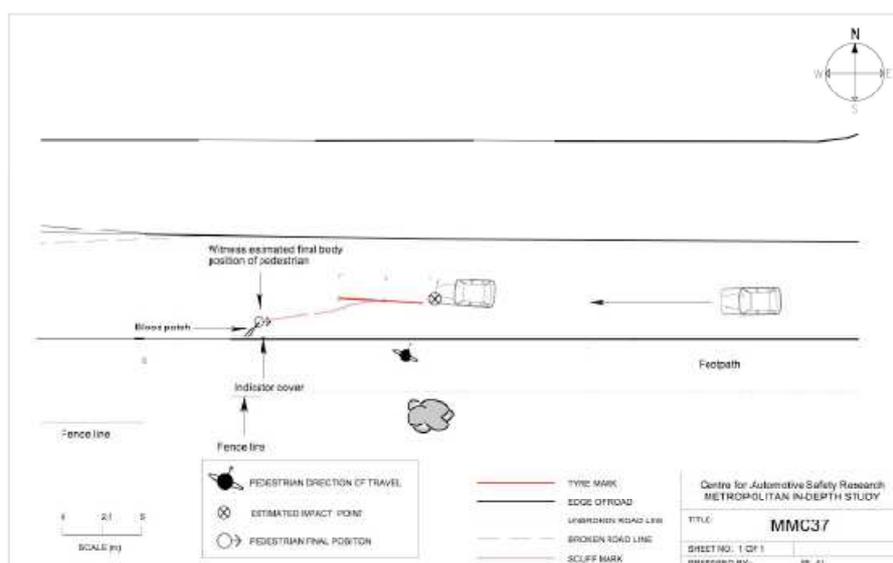


Figure 149. Schéma de description de l'accident P037.

Le piéton :

Le piéton est une femme de 65 ans mesurant 1.59 m pour 58 kg. Ses lésions sont décrites en figure 150 et dans le tableau 41.

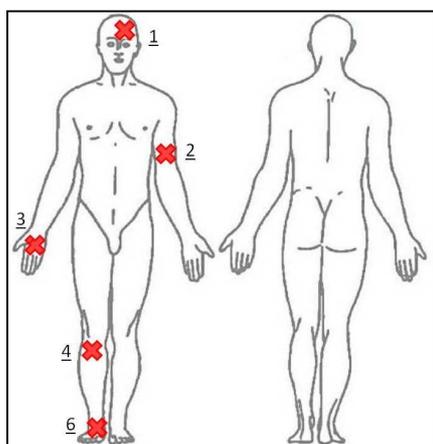


Figure 150. Localisations des lésions du piéton, cas P037.

Injury Réf.	Injury Description	AIS	Side of Body
01a	large laceration L forehead	2 1 06 04	2 face
01b	unconsciousness (5 min)	1 6 04 14	2 head
02	open fracture to L humerus with damage to radial nerve	7 5 26 06	3 L arm
03	contusions to R hand	7 1 04 02	1 R hand
04	fracture R fibula	8 5 16 06	2 R low leg
05	abrasions to dorsum R foot	8 1 02 02	1 R foot

Tableau 41. Description des lésions du piéton, cas P037.

Le véhicule :

Le véhicule impliqué est une Ford Festiva de 1991. Les dommages du véhicule sont décrits en figure 151 et dans le tableau 42. Les photographies du véhicule endommagé sont présentées en figure 152.

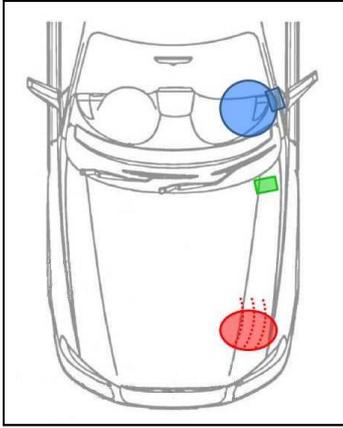


Figure 151. Dommages du véhicule, cas P037.

Evidence	Location	WAD
scuff marks on bumper	left side	450
mark on bonnet	front right (410 - 620)	840 - 1270
broken windscreen	right side (530)	2000

Tableau 42. Description des dommages du véhicule, cas P037.



Figure 152. Photographies du véhicule endommagé, cas P037.

CAS P038 :Description de l'accident :

Période :	Juillet	Type de route :	bitume
Heure :	1 :50 PM	Limitation de vitesse :	60 km/h
Conditions météo :	sec	Vitesse d'impact :	27 km/h

Le véhicule impliqué (no.1, figure 153) circulait en direction du sud sur un axe principal sur la voie de gauche. A l'avant du véhicule, un piéton mâle traversa la route en direction du nord, sur un passage piéton au signal piéton rouge et est rentré en contact avec un autre véhicule (no.2). Le piéton mâle tomba à terre et sa femme courra sur la route afin de le rejoindre. Le conducteur du premier véhicule (no.1) voulut faire un écart afin d'éviter la femme mais ne put à cause de l'homme à terre. Le conducteur freina, évita l'homme à terre mais percuta la femme à l'avant gauche de son véhicule.

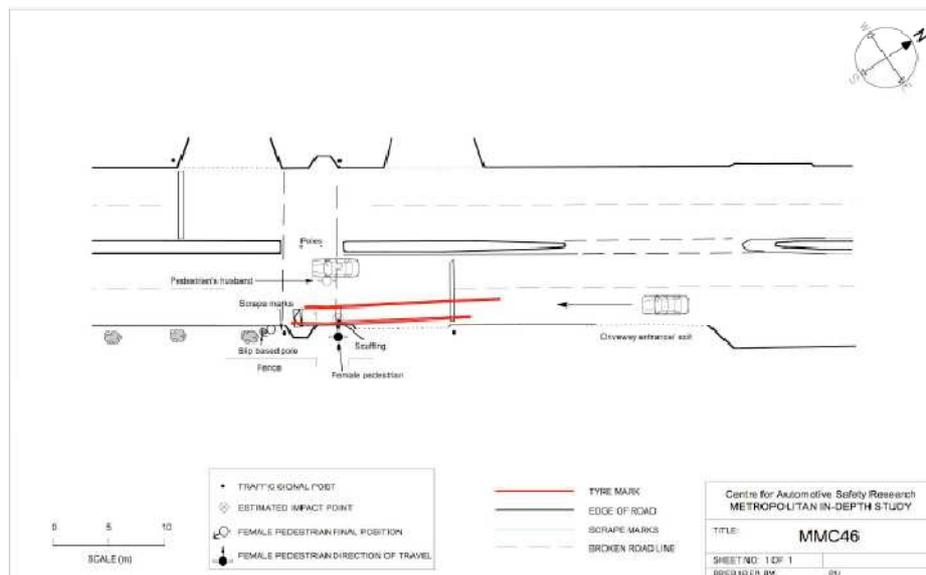


Figure 153. Schéma de description de l'accident P038.

Le piéton :

Le piéton est une femme de 80 ans mesurant 1.63 m pour 65 kg. Ses lésions sont décrites en figure 154 et dans le tableau 43.

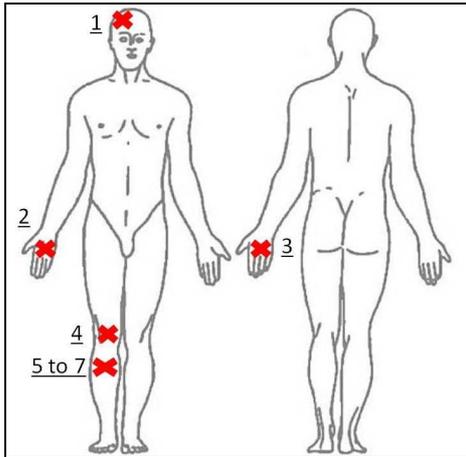


Figure 154. Localisations des lésions du piéton, cas P038.

Injury Réf.	Injury Description	AIS	Side of Body
01	lacerations to R side of scalp	1 1 06 02	1 head
02	contusions to R hand	7 1 04 02	1 R hand
03	minor degloving to dorsum L hand	7 1 08 02	1 L hand
04	abrasions to R knee	8 1 02 02	1 R knee
05	undisplaced fracture to proximal shaft of R fibula	8 5 16 06	2 R low leg
06	undisplaced fracture to r tibia	8 5 34 20	2 R low leg
07	haematoma to R lower leg	8 1 04 02	1 R low leg

Tableau 43. Description des lésions du piéton, cas P038.

Le véhicule :

Le véhicule impliqué est une Honda Integra de 1990. Les dommages du véhicule sont décrits en figure 155 et dans le tableau 44. Les photographies du véhicule endommagé sont présentées en figure 156.

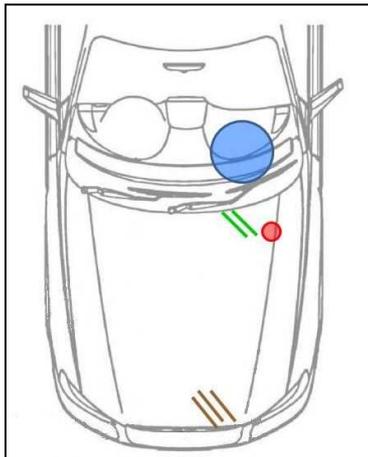


Figure 155. Dommages du véhicule, cas P038.

Evidence	Location	WAD
-	bumper	410-490
scuff marks on bonnet	front right (35-70)	630-900
broken windscreen	right side (480)	1900

Tableau 44. Description des dommages du véhicule, cas P038.



Figure 156. Photographies du véhicule endommagé, cas P038.

CAS P039 :Description de l'accident :

Période :	Octobre	Type de route :	bitume
Heure :	7 :40 PM	Limitation de vitesse :	50 km/h
Conditions météo :	sec	Vitesse d'impact :	50-55 km/h

Le véhicule impliqué circulait en direction du nord lorsqu'une adolescente traversa la route et fut percuté par l'avant centre droit du véhicule (figure 157). Le piéton avait d'abord commencé à traversé la route en ligne droite puis a continué obliquement vers son ami se situant sur le trottoir opposé. Elle fit une pause et se fit percuté par le véhicule. Le véhicule ne fit aucune manœuvre essayant d'éviter le piéton et freina une fois le piéton percuté. Le véhicule s'immobilisa environ 23 m après le point d'impact. Le piéton percuta le capot du véhicule et fut projeté à environ 18 m avant de glisser sur le sol jusqu'à une distance de 2-3 m devant la position finale du véhicule.

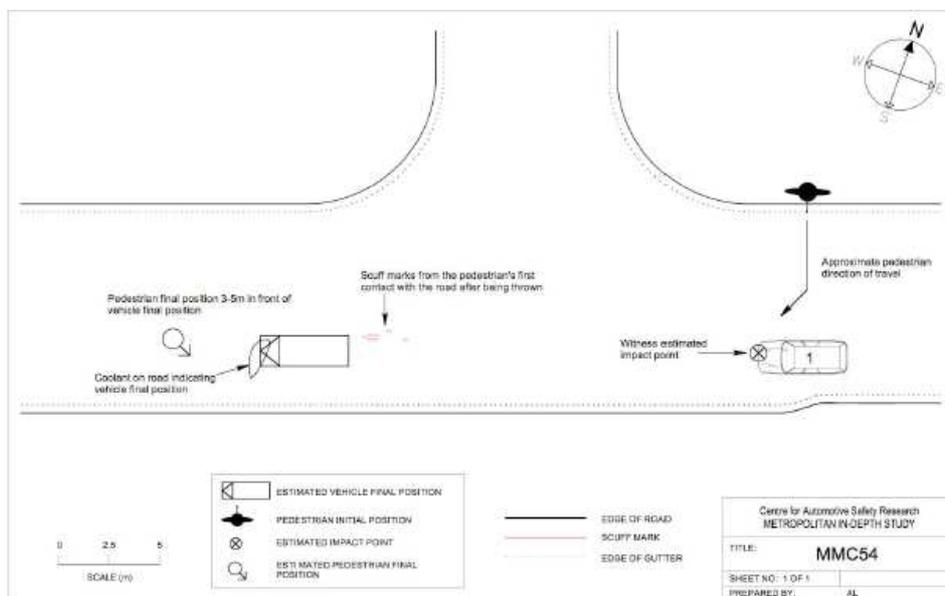


Figure 157. Schéma de description de l'accident P039.

Le piéton :

Le piéton est une adolescente de 13 ans mesurant 1.60 m pour 54 kg. Ses lésions sont décrites en figure 158 et dans le tableau 45.

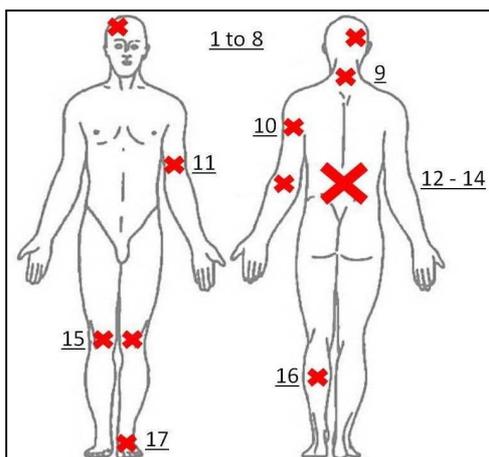


Figure 158. Localisations des lésions du piéton, cas P039.

Evidence	Location	WAD
front plate pushed back	bumper center	652
dent leading edge	center	833-1257
scuff marks on bonnet	front right (152-231)	1350-1430
dents on bonnet	centre (75)	1684

Tableau 45. Description des lésions du piéton, cas P039.

Le véhicule :

Le véhicule impliqué est une Mazda Tribute de 2001. Les dommages du véhicule sont décrits en figure 159 et dans le tableau 46. Les photographies du véhicule endommagé sont présentées en figure 160.

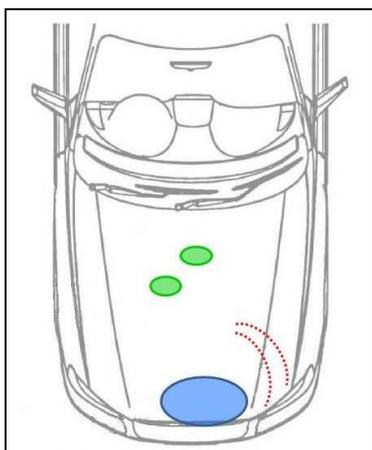


Figure 159. Dommages du véhicule, cas P039.

Evidence	Location	WAD
front plate pushed back	bumper center	652
dent leading edge	center	833-1257
scuff marks on bonnet	front right (152-231)	1350-1430
dents on bonnet	centre (75)	1684

Tableau 46. Description des dommages du véhicule, cas P039.



Figure 160. Photographies du véhicule endommagé, cas P039.