

THESE

pour obtenir le grade de

Docteur

de

**Aix-Marseille Université**

**Spécialité : Sciences du Mouvement Humain**

Option : Biomécanique

Présentée et soutenue publiquement par

**Damien Montoya**

le 12 Décembre 2017

---

Analyse des facteurs déterminants sur le bilan  
lésionnel d'un enfant piéton accidenté

---

*Directeur de thèse : Michel BEHR*

*Co-directeur de la thèse : Lionel THOLLON*

Jury:

Pascal DRAZETIC,  
Yannick TILLIER,  
Karine BRUYERE,  
Dominique CESARI,  
Lionel THOLLON,  
Michel BEHR

**Laboratoire de Biomécanique Appliquée**

Aix-Marseille Université, IFSTTAR, Université de la Méditerranée-Aix-Marseille, LBA, F-13916 Marseille  
Faculté de Médecine - Secteur Nord, Boulevard P. Dramard 13916 Marseille Cedex 20, France



# **Avant-propos**

Cette thèse a été financée par l'Université d'Aix-Marseille et supervisée par l'Ecole Doctorale 463 Science du Mouvement Humain. Cette recherche a été réalisée au Laboratoire de Biomécanique Appliquée à Marseille qui est une Unité Mixte de Recherche de l'IFSTTAR et de l'Université d'Aix-Marseille.



# Table des matières

Avant-propos.....	3
Table des matières.....	5
Table des Figures .....	9
Table des Tableaux .....	11
Introduction.....	13
<b>Partie A Problématique de l'enfant piéton .....</b>	<b>17</b>
<b>1.1 Données accidentologiques .....</b>	<b>18</b>
1.1.1 Généralités sur l'accident piéton à travers le monde.....	18
1.1.2 Focus sur un pays .....	19
1.1.3 Représentativité de l'âge de l'enfant dans l'accidentologie piéton .....	20
1.1.4 Un critère principal du risque lésionnel : la vitesse .....	21
1.1.5 La situation d'impact.....	22
1.1.6 Types de véhicules impliqués .....	23
<b>1.2 Données épidémiologiques .....</b>	<b>24</b>
1.2.1 Principaux segments lésionnels touchés et lésés sérieusement .....	24
1.2.2 Types de blessures.....	25
1.2.3 Comparaison avec l'adulte.....	25
<b>1.3 Données sur les véhicules .....</b>	<b>26</b>
1.3.1 Caractéristiques géométriques d'un avant de véhicule .....	26
1.3.2 Dimensions d'un avant de véhicule.....	27
1.3.3 Propriétés mécaniques d'un avant de véhicule .....	28
<b>1.4 Bilan de la Partie A.....</b>	<b>30</b>
<b>Partie B Modélisation et critère de lésion .....</b>	<b>31</b>
<i>Chapitre B.1 Les modèles d'enfant piéton .....</i>	<i>32</i>
<b>1.1 Anatomie de l'enfant .....</b>	<b>33</b>
<b>1.2 Critères de blessures à la tête .....</b>	<b>35</b>
1.2.1 HIC (Head Injury Criterion) .....	36
1.2.2 HIP (Head Impact Power).....	37
1.2.3 SIMon (Simulated Injury Monitor) .....	38
1.2.4 ULP criteria (Université Louis Pasteur).....	39
1.2.5 Capacités prédictives des différents critères .....	40
<b>1.3 Les mannequins enfants .....</b>	<b>41</b>
<b>1.4 Les modèles d'enfants piétons numériques .....</b>	<b>43</b>
1.4.1 Les modèles enfant piéton multi-corps.....	43
1.4.2 Les modèles éléments finis d'enfants.....	45
1.4.3 Segments corporels éléments finis.....	46
<b>1.5 Etudes paramétriques d'accidents d'un enfant piéton .....</b>	<b>47</b>
<b>1.6 Bilan de la partie B.1.....</b>	<b>50</b>
<i>Chapitre B.2 Développement d'un critère de blessure tête .....</i>	<i>51</i>
<b>2.1 Problématique et choix de l'approche.....</b>	<b>51</b>
2.1.1 Collecte de cas d'accidents piétons.....	52
2.1.2 Reconstruction des scénarios d'accidents.....	53

2.1.3	<i>Simulation numérique des scénarios d'accidents</i> .....	54
2.1.4	<i>Calculs des indicateurs de blessures</i> .....	55
2.1.5	<i>Analyse statistique</i> .....	57
<b>2.2</b>	<b>Résultats</b> .....	58
<b>2.3</b>	<b>Discussion des résultats</b> .....	61
<b>2.4</b>	<b>Bilan de la partie B2</b> .....	66
<b>Partie C Analyse paramétrique</b> .....		<b>67</b>
<i>Chapitre C.1 Développement d'une approche d'analyse paramétrique</i> .....		68
<b>1.1</b>	<b>Problématique et choix de la méthode</b> .....	68
<b>1.2</b>	<b>Analyse paramétrique</b> .....	69
1.2.1	<i>Principe</i> .....	69
1.2.2	<i>Schéma de fonctionnement général</i> .....	70
1.2.3	<i>Schéma de fonctionnement détaillé</i> .....	72
<b>1.3</b>	<b>Modélisation multi-corps</b> .....	78
1.3.1	<i>Fichier de référence</i> .....	78
1.3.2	<i>Modélisation d'un véhicule</i> .....	80
1.3.3	<i>Modélisation du piéton</i> .....	81
1.3.4	<i>La simulation</i> .....	82
1.3.5	<i>Frottements</i> .....	83
1.3.6	<i>Vitesse du véhicule</i> .....	84
1.3.7	<i>Freinage du véhicule</i> .....	84
1.3.8	<i>Position du piéton</i> .....	85
1.3.9	<i>Vitesse du piéton</i> .....	86
1.3.10	<i>Angle de traversée</i> .....	86
1.3.11	<i>Bilan des paramètres d'entrée</i> .....	86
1.3.12	<i>Mesures</i> .....	87
1.3.13	<i>Fichier Template</i> .....	87
<b>1.4</b>	<b>Modélisation éléments-finis</b> .....	89
1.4.1	<i>Isoler un modèle Tête à partir de FEMOCS6</i> .....	89
1.4.2	<i>Modélisation du capot</i> .....	90
1.4.3	<i>Contact</i> .....	92
1.4.4	<i>Création du fichier Template</i> .....	92
<b>1.5</b>	<b>Bilan de la partie C1</b> .....	94
<i>Chapitre C.2 Réalisation de l'étude paramétrique</i> .....		95
<b>2.1</b>	<b>Principe</b> .....	95
<b>2.2</b>	<b>Choix du plan d'expérience</b> .....	95
<b>2.3</b>	<b>Choix de l'outil d'analyse paramétrique</b> .....	95
<b>2.4</b>	<b>Choix du scénario d'accidents</b> .....	96
2.4.1	<i>Age de l'enfant</i> .....	96
2.4.2	<i>Comportement de l'enfant</i> .....	96
2.4.3	<i>Vitesse et comportement du véhicule</i> .....	96
<b>2.5</b>	<b>Choix de paramètres géométriques</b> .....	97
<b>2.6</b>	<b>Bilan des paramètres</b> .....	97
<b>2.7</b>	<b>Mesures enregistrées</b> .....	98
2.7.1	<i>Mesures cinématiques et mesures de contraintes</i> .....	98
2.7.2	<i>Utilisation du modèle de prédiction de la gravité des lésions</i> .....	99
<i>Chapitre C.3 Analyse des résultats</i> .....		100
<b>3.1</b>	<b>Analyse de la cinématique générale</b> .....	100
<b>3.2</b>	<b>Résultats du groupe Réponse 1</b> .....	101
3.2.1	<i>Matrice de corrélation</i> .....	101
3.2.2	<i>Diagrammes de Pareto</i> .....	102
3.2.3	<i>Analyse de la variance</i> .....	103
<b>3.3</b>	<b>Résultats du groupe Réponse 2</b> .....	104
3.3.1	<i>Matrice de corrélation</i> .....	104

3.3.2	<i>Diagramme de Pareto</i> .....	105
3.3.3	<i>Analyse de la variance</i> .....	106
3.4	<b>Discussion</b> .....	107
	<b>Bilan de la partie C</b> .....	109
	<b>Discussion générale</b> .....	<b>111</b>
	<i>Choix du scénario d'accident</i> .....	111
	<i>Modélisation et analyse paramétrique</i> .....	115
	<i>Modèle de prédiction de la gravité des lésions</i> .....	117
	<i>Influence du Design d'un véhicule</i> .....	120
	<b>Conclusion générale</b> .....	<b>123</b>
	<i>Problématique de l'enfant</i> .....	123
	<i>Approche d'analyse paramétrique</i> .....	124
	<i>Influence du design</i> .....	125
	<b>REFERENCES</b> .....	<b>127</b>
	<b>ANNEXE A : Géométrie paramétrée d'un avant de véhicule pour MADYMO</b> .....	<b>133</b>
	<b>ANNEXE B : Les angles de Bryant</b> .....	<b>137</b>
	<b>ANNEXE C : Collecte de cas d'accidents</b> .....	<b>139</b>
	<b>ANNEXE D : Courbes force/déplacement de la structure avant de véhicules</b> .....	<b>143</b>
	<b>ANNEXE E : Plan d'expérience détaillé</b> .....	<b>145</b>
	<b>ANNEXE F : Tableau de résultats de l'analyse paramétrique</b> .....	<b>149</b>
	<b>COMMUNICATIONS</b> .....	<b>151</b>





# Table des Figures

Figure 1. Base de données de l'IRTAD à travers le monde (en vert d'après <a href="https://www.itf-oecd.org/IRTAD">https://www.itf-oecd.org/IRTAD</a> ).....	18
Figure 2. Décès par âge et par type d'usager (D'après IRTAD) .....	19
Figure 3. Rapport tués/ blessés 2000-2010 (D'après IRTAD) .....	20
Figure 4. Part des accidents chez l'enfant en fonction de l'âge (Fontaine et al. 1995) .....	21
Figure 5. Evaluation du point d'impact en fonction de l'âge. (Serre et al. 2010) .....	21
Figure 6. Synthèse des situations d'impact.....	23
Figure 7. Principaux segments anatomiques touchés et lésés sérieusement (AIS>3) .....	24
Figure 8. Caractéristiques géométriques d'un avant de véhicule léger .....	26
Figure 9. Tests EuroNCAP. Image de Martinez et al. 2007 .....	28
Figure 10. Courbes Force/ Déplacement pour le pare-chocs, la calandre et la base du capot. Image de Martinez, 2007. ....	29
Figure 11. Croissance relative des segments corporels. Image de Burdi et al. (1969). ....	33
Figure 12. Proportion de mesures anthropométriques significativement différentes entre les sexes. D'après la base de données de Serre et al. (2009). ....	34
Figure 13. Comparaison des proportions de la face et la boîte crânienne entre un nouveau-né et un adulte. La ligne horizontale passe par les mêmes repères anatomiques. Image de Burdi et al. (1969). ....	34
Figure 14. Crâne fœtal. Image de Marieb et Hoehn, 2005. ....	35
Figure 15. Evolution des mannequins (P6 à gauche, Q6 à droite) .....	42
Figure 16. Famille piéton MADYMO. Image du manuel MADYMO.....	44
Figure 17. Modèle FEMOCS6.....	46
Figure 18. Cinématique du choc avec l'enfant de 6 ans à 40km/h. ....	48
Figure 19. Courbe de risque pour le HIC .....	37
Figure 20. Qualité de l'estimation des critères de blessures pour chaque type de blessure. Image de Marjoux et al, 2008. ....	40
Figure 21. Modélisation d'un véhicule à partir de mesures sur plan.....	53
Figure 22. Modélisation multi-corps (à gauche) et éléments-finis (à droite) .....	55
Figure 23. Cercle factoriel issu de l'ACP .....	60
Figure 24. Evolution de l'erreur moyenne sur la base de validation en fonction du nombre d'indicateurs utilisés .....	65
Figure 25. Schéma du fonctionnement de l'approche d'analyse paramétrique.....	70

Figure 26. Contenu du Fichier Paramètres.xls.....	72
Figure 27. Schéma de fonctionnement détaillé de l’outil paramétrique .....	77
Figure 28. Illustration de la paramétrisation du modèle .....	79
Figure 29. Les paramètres géométriques d’une structure avant de véhicule léger .....	80
Figure 30. Modélisation d’un avant de véhicule sous MADYMO.....	81
Figure 31. Modélisation d’un enfant piéton de 6 ans. Image du manuel MADYMO.....	82
Figure 32. Positionnement du piéton face à la structure avant du véhicule .....	82
Figure 33. Comportement mécanique de la structure avant du véhicule.....	83
Figure 34. Comparaison des profils avec et sans assiette de freinage .....	85
Figure 35. Différentes phases du cycle de la course.....	85
Figure 36. Cinématique de l’enfant de 6 ans heurté par un véhicule léger .....	88
Figure 37. Comparaison de l’évolution de l’accélération linéaire au niveau de la tête en noir Yao et al (2006) et en rouge notre modèle multi-corps .....	89
Figure 38. Considération de la tête du modèle FEMCOS6 de manière isolée .....	90
Figure 39. Modélisation classique du capot par éléments-finis.....	91
Figure 40. Modélisation rigide du capot.....	91
Figure 41. Récapitulatif des transformations spatiales .....	93
Figure 42 .Cinématique générale de l’enfant de 6 ans impacté par une voiture à 26,2 km/h (0, 60 et 90ms) .....	101
Figure 43. Diagramme de Pareto pour chacune des 5 mesures .....	103
Figure 44. Surface de réponse sur HIC en fonction des paramètres Hauteur du pare-chocs (BCH) et Hauteur du capot (HEH) .....	104
Figure 45. Diagramme de Pareto pour l’AIS .....	105
Figure 46. Surface de réponse sur l’AIS tête en fonction des paramètres Hauteur du pare-chocs (BCH) et Hauteur du capot (HEH) .....	106
Figure 47. Surface de réponse sur l’AIS tête en fonction des paramètres Hauteur du capot (HEH) et Angle du capot (HA).....	107
Figure 48. Schéma du véhicule Madymo .....	133

# Table des Tableaux

Table 1. Corridors de valeurs pour les différentes parties d'un avant de véhicule.....	27
Table 2. Récapitulatif du code de dénomination des indicateurs .....	57
Table 3. Récapitulatif des conditions d'accidents .....	59
Table 4. Intensité de la relation (r) entre les indicateurs et l'AIS (p-value < 0.05).....	60
Table 5. Valeurs des coefficients $b_i$ pour chaque indicateur .....	61
Table 6. Erreur moyenne et écart de la prédiction.....	64
Table 7. Ensemble des variables.....	87
Table 8. Bilan des paramètres et de leurs niveaux.....	97
Table 9. Matrice de corrélation avec les résultats corrélés significativement en gras (p-value < 0.05).....	101
Table 10. Matrice de corrélation avec les résultats corrélés significativement en gras (p-value < 0.05).....	104



# Introduction

Les enfants sont des usagers de la route au même titre que les adultes. Ils sont par conséquent exposés aux risques inhérents aux différents modes de transport. D'après l'Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière (ONISR), il y a eu en 2010 sur les routes françaises 67288 accidents corporels, 3992 tués à 30 jours et 84461 blessés dont 30 393 hospitalisés. Parmi les tués, on compte 130 enfants de moins de 14 ans dont 30 enfants piétons. Si la mortalité globale a diminué tous les ans entre 2001 et 2010, la mortalité piétonne des enfants de moins de 14 ans a peu évolué entre 2006 et 2010. La protection des enfants est donc un enjeu majeur.

L'enfant est principalement touché en tant que passager d'un véhicule de tourisme ou piéton. Des études ont été menées pour améliorer la sécurité de l'enfant occupant du véhicule avec notamment l'optimisation et l'évaluation des moyens de retenue comme les sièges et rehausseurs. Cependant la protection de l'enfant piéton, qui représente pourtant d'après les chiffres de l'ONISR près de 20% des enfants tués sur la route est une question qui a été nettement moins abordée. Parallèlement, des systèmes de protection dédiés aux piétons adultes ont été développés et équipent certaines voitures comme les capots actifs. Il devient nécessaire d'évaluer si ces solutions de protections développées pour le piéton adulte sont adaptées au cas particulier de l'enfant. En effet sa morphologie et notamment sa petite taille le rend très probablement encore plus vulnérable pour ce type de choc, avec pour conséquence l'apparition de lésions et mécanismes lésionnels spécifiques.

Afin d'améliorer la protection des enfants, il est nécessaire de comprendre les mécanismes lésionnels mis en jeu lors d'un accident piéton. Pour atteindre cet objectif, différents modèles, physiques ou numériques que l'on détaillera dans ce mémoire ont été développés ces dernières années. La biofidélité de ces modèles numériques est liée à la connaissance des caractéristiques géométriques et mécaniques. Pour diverses raisons qui seront également évoquées dans ce mémoire, l'enfant n'étant pas simplement un petit adulte, il est nécessaire de disposer de données qui lui sont propres. Chez l'adulte, ces données peuvent provenir d'essais réalisés sur

des sujets humains post-mortem ou sur des volontaires. La législation selon les pays ne permet pas toujours de tels essais sur les enfants. En France, seulement une personne majeure peut faire don de son corps, un mineur ou un majeur sous tutelle ne peut pas faire cette démarche. Aux contraintes législatives s'ajoutent de fortes contraintes éthiques, qui limitent le nombre de ces données, ce qui constitue un véritable verrou scientifique. L'utilisation du numérique devient alors une voie privilégiée pour pouvoir approfondir la connaissance concernant le comportement de l'enfant victime d'un accident piéton car elle offre non seulement la possibilité de ne pas être contrainte à ces règles éthiques mais également de multiplier les essais à moindre coût.

L'objectif de ce mémoire est de traiter la problématique de l'enfant piéton et de sa protection, en développant un outil numérique capable de simuler un accident piéton et de prédire le bilan lésionnel de l'enfant accidenté. Ce mémoire est divisé en 3 parties :

L'objectif de la première partie sera de comprendre la problématique de l'enfant piéton et de sa protection. Pour commencer, nous allons dresser un bilan accidentologie et épidémiologique de l'accident entre un véhicule motorisé et un enfant piéton. Cette étape va nous permettre d'établir des situations et scénarios types d'accidents. Ensuite, nous allons présenter l'état de l'art de la recherche en accidentologie de l'accident piéton. Cette étape va permettre d'identifier, d'analyser les modèles d'enfants existants mais également de connaître les équipes qui se sont penchées sur l'accident piéton. Cette recherche va nous mener à faire le point sur les critères existants dans la littérature.

La deuxième partie présente le travail réalisé sur le développement d'un outil d'analyse d'accidents piéton appliqué au cas de l'enfant. Nous présenterons dans un premier temps la problématique à laquelle répond cet outil puis son fonctionnement détaillé. Le développement de cet outil s'appuie sur le développement d'un modèle multi-corps représentatif du contact entre la structure avant d'un véhicule et un piéton. Il s'appuie aussi sur le développement d'un modèle éléments-finis représentatif du contact entre le capot et l'enfant piéton. Nous présenterons dans un second temps le développement d'un modèle de prédiction de la gravité des lésions traumatiques au niveau de la tête d'un enfant.

La troisième partie de ce manuscrit présente l'analyse de l'influence du design d'un véhicule sur les blessures à la tête d'un enfant piéton accidenté. Nous présenterons dans un premier temps le développement de l'approche d'analyse paramétrique puis dans un second temps la réalisation de cette étude. Dans un troisième temps nous détaillerons l'analyse des résultats de cette étude paramétrique afin de conclure sur l'influence du design d'un véhicule sur la gravité lésionnelle des blessures d'un enfant piéton accidenté.





# Partie A

## Problématique de l'enfant piéton

Pour développer un outil capable d'évaluer le risque encouru par un enfant piéton en fonction de différents facteurs, il est fondamental de bien cerner la problématique de ce que l'on souhaite modéliser afin de faire des choix de modélisation pertinents. C'est l'objet de cette première partie. Nous allons dans un premier temps étudier les données statistiques relatives à l'enfant piéton. L'étude des données accidentologiques et épidémiologiques va nous permettre de connaître les types d'accidents dans lesquels l'enfant piéton est impliqué ainsi que les lésions les plus fréquemment rencontrées. L'étude des situations de chocs nous apportera les éléments nécessaires à la bonne compréhension de l'accident dans sa globalité. Nous pourrons ainsi définir les accidents à modéliser ainsi que les zones corporelles sur lesquelles il faudra se focaliser. Sera présenté ensuite un état de l'art des différents modèles physiques et numériques existants pour étudier le comportement mécanique de l'enfant lors d'un accident piéton. Les critères de blessures couramment utilisés seront présentés en détail à la fin de cette partie.

L'objectif de cette partie est de comprendre ce que représente un accident pour un enfant piéton dans son ensemble. Les observations accidentologiques permettent de situer l'enfant piéton dans l'accidentologie globale et de comprendre les situations d'accidents dans lesquelles il est impliqué. Les données épidémiologiques permettent de connaître la localisation et la gravité des lésions observées. Ces deux types d'observations permettent de construire des scénarios d'accidents types et nous permettent également de définir des hypothèses de modélisation. Ces hypothèses de modélisation portent à la fois sur les situations de choc et sur les zones corporelles et organes auxquelles il faudra attacher une attention particulière lors du développement de notre étude.

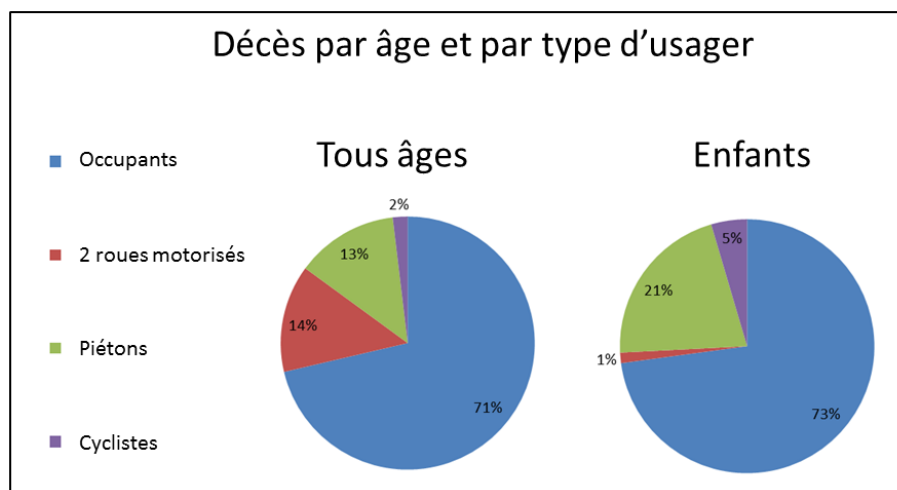


D'un point de vue mondial, l'enfant piéton est un usager vulnérable et même s'il représente « seulement » 0.9% de la totalité des décès, il demeure qu'un enfant sur cinq décédé sur les routes était piéton. Chaque pays possède une législation propre, une culture de l'utilisation de la route particulière, ce qui complique l'analyse de données issues d'environnements disparates.

### 1.1.2 Focus sur un pays

Nous avons choisi les Etats Unis parce que c'est le pays le plus peuplé et par conséquent celui qui contient la plus grande base de données d'accidentologie. Ainsi d'après la base de données de l'IRTAD, 32885 personnes ont trouvé la mort sur les routes Américaines en 2010 dont 4280 étaient des piétons. Plus précisément, 1210 enfants âgés de moins de 14 ans ont trouvé la mort sur les routes durant cette période, parmi lesquels 256 étaient des piétons (soit une proportion de 0.8%,).

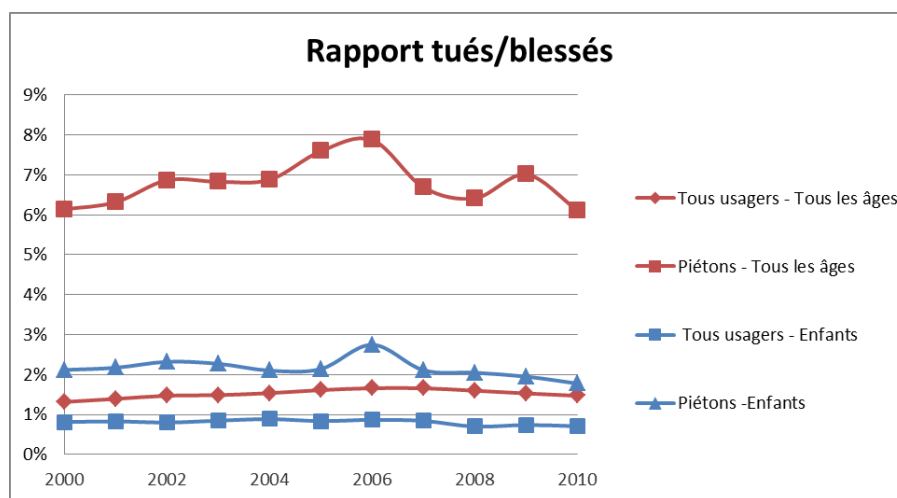
La Figure 2 montre qu'en 2010 aux Etats-Unis, les occupants de véhicules ont été les plus impliqués, en second viennent à égale proportion (14%) les piétons et les usagers de deux-roues. Un usage différent de la route, principalement expliqué par le fait que l'enfant n'utilise pas de deux roues, induit une répartition différente des décès par type d'usager. Les occupants de véhicules restent les plus touchés mais les piétons deviennent la seconde cause principale de décès avec une part plus importante (21%).



**Figure 2.** Décès par âge et par type d'usager (D'après IRTAD)

Depuis 1980, les décès sur la route ont diminué de 36% aux Etats Unis. Le piéton est un usager qui a bénéficié des avancées technologiques concernant la sécurité grâce au

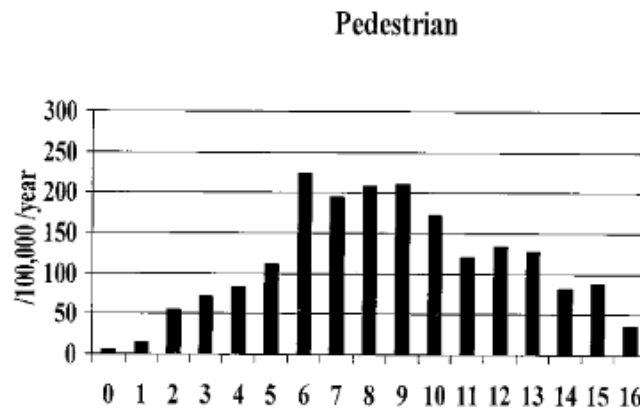
développement de mannequins de crash test. Ainsi le nombre de piéton tués sur les routes Américaines a diminué de 47% ces trente dernières années. Ce comportement est plus prononcé chez les enfants pour lesquels le nombre de piétons tués a diminué de 80%. Ce déclin peut être expliqué par la diminution des trajets à pied. Les véhicules ont fortement évolué depuis 1980 tant géométriquement que mécaniquement. Le programme d'évaluation Européenne des automobiles (EuroNCAP) a été créé en 1997, c'est pourquoi nous avons choisi de nous restreindre à une étude à partir de l'année 2000. La Figure 3 montre que depuis 10 ans le piéton reste un usager vulnérable avec un ratio moyen de 7 tués sur 100 blessés. Les enfants sont mieux protégés avec un ratio moyen de 2 tués sur 100 blessés.



**Figure 3.** Rapport tués/blessés 2000-2010 (D'après IRTAD)

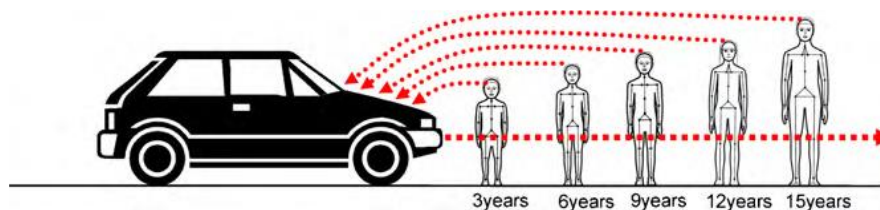
### 1.1.3 Représentativité de l'âge de l'enfant dans l'accidentologie piéton

On trouve dans la littérature deux études qui tirent les mêmes conclusions sur la sur-représentativité du piéton de la tranche 5-9ans en accidentologie piéton. Le Rapport INRETS n°201 (Fontaine et al. 1995) nous indique que le piéton de 6 ans est le plus accidenté et le plus tué des piétons de moins de 15ans. Une seconde étude de (Durkin et al. 1999) se base sur une étude des accidents concernant les accidents de la route chez les enfants dans le nord de Manhattan entre 1983 et 1988. La Figure 4 illustre le fait que la classe d'âge 5-9 ans est surreprésentée et que l'enfant de 6 ans est le plus touché.



**Figure 4.** Part des accidents chez l'enfant en fonction de l'âge (Fontaine et al. 1995)

Ces études nous indiquent que le piéton de 6 ans est le plus accidenté et le plus tué des piétons de moins de 15 ans. De plus Serre et al. (Serre et al. 2010) ont montré que l'âge du piéton et plus particulièrement sa taille, détermine son point d'impact sur le véhicule (Figure 5). L'enfant de 6 ans verra ainsi sa tête impacter la partie basse du capot.



**Figure 5.** Evaluation du point d'impact en fonction de l'âge. (Serre et al. 2010)

#### 1.1.4 Un critère principal du risque lésionnel : la vitesse

La vitesse d'impact est largement acceptée comme un facteur principal du risque lésionnel dans un choc piéton-véhicule. Les auteurs (Rosén et al. 2011) ont recensé 11 publications entre 1980 et 2010 qui ont mené une analyse du risque lésionnel en fonction de la vitesse d'impact du véhicule et ces 11 publications ont toutes constaté que ce risque augmente quand la vitesse d'impact augmente.

La vitesse d'impact réelle au moment de l'impact est une donnée peu référencée, elle est souvent estimée par des experts sur le lieu d'un accident par étude des traces de freinage ou encore de la mesure de la déformation des éléments de carrosserie. C'est pourquoi on trouve des études qui s'intéressent à la vitesse limite affichée sur le lieu de l'accident. La NHTSA dispose de deux banques des données FARS (Pedestrian crashes from the Fatality Analysis

Reporting System) et GES (General Estimates System) qui recensent la vitesse limite lors d'accidents et qui ont permis à divers auteurs d'étudier le lien entre accidents et vitesse limite. Ainsi l'étude de ces banques de données montre que deux tiers des enfants sont blessés sur des routes limitées à 50 km/h et 1/3 des enfants tués le sont également sur ce type de route (W.A. Leaf and D.F. Preusser 1999).

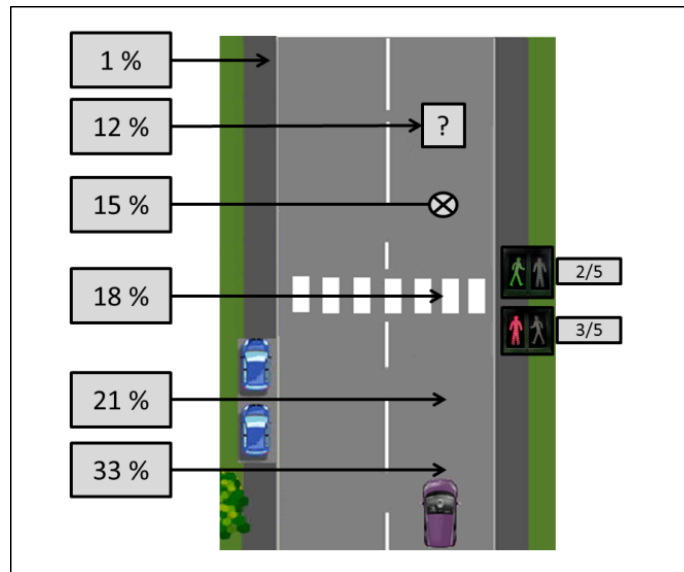
Quand la vitesse d'impact est connue, on obtient la même constatation qu'avec les vitesses limites : deux tiers des enfants accidentés le sont lorsque le véhicule roule à moins de 50km/h (W.A. Leaf and D.F. Preusser 1999). En se basant sur 388 cas d'accidents pour lesquels la vitesse d'impact était connue et variait de 2 à 118 km/h. Il a été montré que les accidents piétons surviennent à des vitesses plus faibles lorsqu'il s'agit d'enfants comparé aux adultes. En effet les enfants piétons sont touchés en moyenne à 26,2 km/h tandis que les adultes le sont à 29 km/h (Henary et al. 2003). Dans cet échantillon, la vitesse moyenne est plus haute de 6 km/h pour les véhicules légers que pour les véhicules lourds (27.6 km/h contre 21,6 km/h).

#### *1.1.5 La situation d'impact*

Nous avons vu précédemment que l'enfant piéton est impliqué dans différents types d'accidents. On cherche à construire des scénarios d'accidents types à l'aide d'une étude bibliographique. L'enfant piéton est principalement accidenté la journée (environ 70% (Fontaine et al. 1995) et un pic est constaté durant les mois d'été (DiMaggio and Durkin 2002). La Figure 6 présente une synthèse graphique des situations d'impact décrites dans la littérature (Yao et al. 2007) (Doong and Lai 2012).

Les situations sont les suivantes :

- L'enfant traverse la route, il est en mouvement (33%)
- L'enfant surgit de véhicules stationnés sur le côté (21%)
- L'enfant traverse un passage piéton (18%), majoritairement (3/5) contre le signal
- L'enfant est en position statique sur la route (15%)
- L'enfant est sur la route mais son comportement est indéterminé (12%)
- L'enfant est heurté en dehors de la route (1%)



**Figure 6.** Synthèse des situations d'impact

On peut conclure que l'enfant est majoritairement heurté en mouvement lors d'une traversée. Par ailleurs la moitié des enfants courent lors de l'accident, ce point est une spécificité de l'enfant (Yao et al. 2007). Il est important de savoir que le risque lésionnel est 3 fois plus grand quand l'enfant court comparé à quand il marche (Doong and Lai 2012). De plus l'enfant effectue une traversée de façon non perpendiculaire dans plus de la moitié des cas (Léopold and Lesire 2013).

#### 1.1.6 Types de véhicules impliqués

Dans 80% des cas, l'accident piéton met en jeu un véhicule léger (DiMaggio et al. 2006) (Henry et al. 2003) roulant en ligne droite (DiMaggio and Durkin 2002). Le degré de la blessure varie grandement avec le type de véhicule impliqué dans l'accident : le piéton enfant heurté par un véhicule lourd a un plus grand risque d'être blessé sévèrement (Starnes and Longthorne 2003). Starnes et al ont montré qu'un enfant âgé de 5 à 9 ans a 4,2 fois plus de probabilité de décéder après avoir été heurté par un petit 4x4 que par un véhicule léger. Cette tendance est principalement attribuable à la forme du véhicule

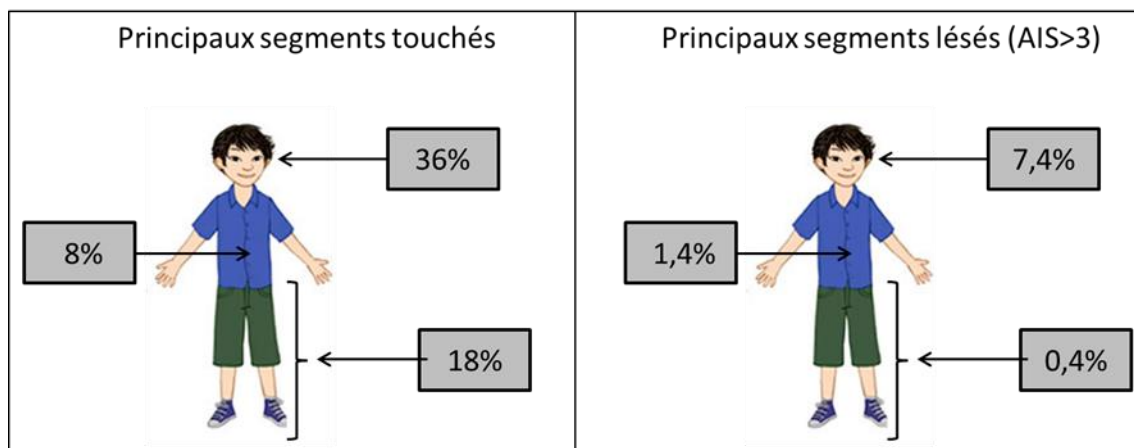
## 1.2 Données épidémiologiques

Dans la littérature, on dénombre plusieurs études épidémiologiques ayant chacune leurs particularités. Il a été choisi de ne pas prendre en compte les publications antérieures à 1990 pour limiter notre analyse à des formes de véhicules récents. Cette partie va particulièrement s'appuyer sur les études de Peng (Peng and Bongard 1999) et Demetriades (Demetriades et al. 2004) car elles sont construites à partir de 10000 cas d'accidents piétons entre 1993 et 2003 dont plus de 3000 cas sont des enfants de moins de 14 ans.

Les proportions présentées dans cette partie sont exprimées en pourcentage de toutes les blessures des enfants admis à l'hôpital après un accident piéton.

### 1.2.1 Principaux segments lésionnels touchés et lésés sérieusement

En excluant les brûlures et blessures superficielles qui concernent presque la moitié des victimes, la Figure 7 nous présente les trois segments anatomiques qui sont le plus souvent touchés et sérieusement lésés chez les enfants piétons accidentés hospitalisés.



**Figure 7.** Principaux segments anatomiques touchés et lésés sérieusement (AIS>3)

Les blessures les plus courantes chez l'enfant piéton concernent la tête. En effet 36% des enfants admis à l'hôpital sont lésés à ce niveau. En second viennent les blessures au niveau du membre inférieur pour 18% des enfants admis et 1 enfant sur 3 touché à ce niveau présente une fracture. Le fémur et le tibia sont fracturés à égales proportions, le pelvis l'est deux fois moins. Enfin chez 8% des enfants admis on observe des blessures au niveau de l'abdomen.



L'étude de Demetriades et al. apporte des précisions sur la gravité et les types de lésions observées, elle se focalise sur les patients dont l'AIS est supérieur à 3, ce qui correspond à une blessure sérieuse. Chez l'enfant piéton, les blessures sérieuses sont observées pour moins d'un enfant sur dix admis à l'hôpital après un accident.

Les trois segments lésionnels présentés sur la Figure 7 sont le plus souvent lésés sérieusement (AIS>3) chez les enfants piétons accidentés admis à l'hôpital. Le principal segment lésé avec un AIS > 3 est la tête pour 7,4% des enfants admis. En second vient l'abdomen pour 1,1 % des enfants admis. La poitrine est sérieusement touchée pour 0.6% des enfants admis.

### *1.2.2 Types de blessures*

Les blessures les plus courantes tous AIS confondus chez les enfants admis à l'hôpital suite à un accident piéton sont au nombre de 3 (Demetriades et al. 2004). En effet on constate 3 types de blessures spécifiques au niveau de la tête : la contusion cérébrale (4.1%), l'hématome sous-arachnoïdien (2.6%) et l'hématome sous dural (1.1%). On constate plus globalement en majorité des fractures du crâne, des hématomes et des blessures neurologiques. Au niveau de l'abdomen on constate 3 types de blessures spécifiques : les lésions spléniques (2%), les lésions hépatiques (1,6%) et les lésions rénales (0.8%). Enfin on constate principalement au niveau de la poitrine des hémothorax ou pneumothorax, aucune rupture de l'aorte thoracique n'est référencée dans les études citées ici.

### *1.2.3 Comparaison avec l'adulte*

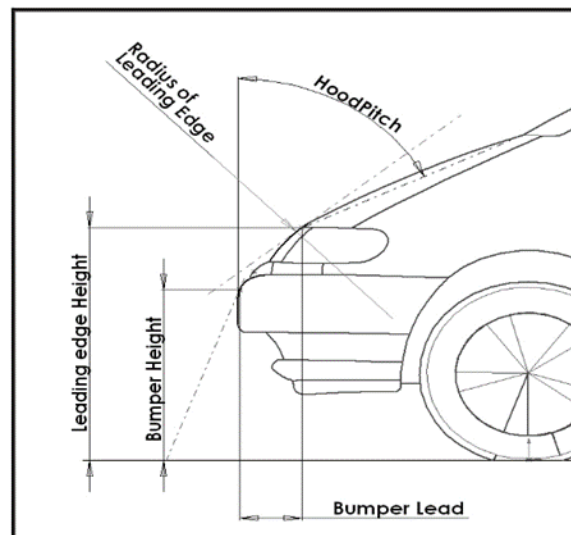
Selon Peng et Demetriades (Peng and Bongard 1999) (Demetriades et al. 2004), l'enfant est nettement moins souvent touché sévèrement que l'adulte lors d'un accident piéton. Toujours d'après eux, une particularité de l'enfant est d'être plus souvent blessé à la tête que l'adulte mais trois fois moins souvent sévèrement. Une autre particularité de l'enfant est de présenter deux fois plus de blessures externes (type brûlures) qu'un adulte, due au fait que l'enfant est projeté et ne s'enroule pas sur le véhicule (phénomène de WAD).

## 1.3 Données sur les véhicules

### 1.3.1 Caractéristiques géométriques d'un avant de véhicule

Toutes sortes de véhicules peuvent à priori être impliquées dans un accident piéton. Cela inclus les voitures, les bus, les vans, les voitures de sports, les véhicules utilitaires, les camionnettes, les camions... Chacun de ces véhicules possède une forme qui lui est propre. On a montré précédemment que l'enfant est majoritairement heurté par un véhicule léger. En France, un véhicule léger est défini comme étant un véhicule ayant une hauteur totale inférieure ou égale à 2 mètres et un PTAC (poids total autorisé en charge) inférieur ou égal à 3,5 tonnes. Un véhicule léger reste donc une notion vague en ce qui concerne la géométrie de l'avant du véhicule. Cependant dans la littérature on trouve plusieurs études qui viennent identifier les principaux éléments et quantifier la forme de l'avant d'un véhicule léger.

Les différents éléments caractéristiques d'un avant de véhicule sont le pare-chocs, la calandre, le capot, le pare-brise, le toit et sont illustrés par la Figure 8 :



**Figure 8.** Caractéristiques géométriques d'un avant de véhicule léger (Snedeker et al. 2003)

Ils concernent :

- La hauteur du pare-chocs par rapport au sol (BCH pour Bumper Center Height)

- L'écart entre la base du capot et le bout du pare-chocs (BL pour Bumper lead)
- La hauteur de la base du capot (HEH pour Hood/Leading Edge Height)
- L'angle du capot (HA pour Hood Angle/Pitch)
- L'angle de la calandre (LE pour Leading Edge) (*dépendant de HEH et BL*)

Cet avant de véhicule géométrique peut être complété avec la position du spoiler bas qui se situe en dessous du pare-chocs. Ce spoiler est défini comme ceci :

- La hauteur du spoiler (SH pour Spoiler Height)
- Le décalage du spoiler par rapport au bout du pare-chocs (SL pour Spoiler Lead)

### 1.3.2 Dimensions d'un avant de véhicule

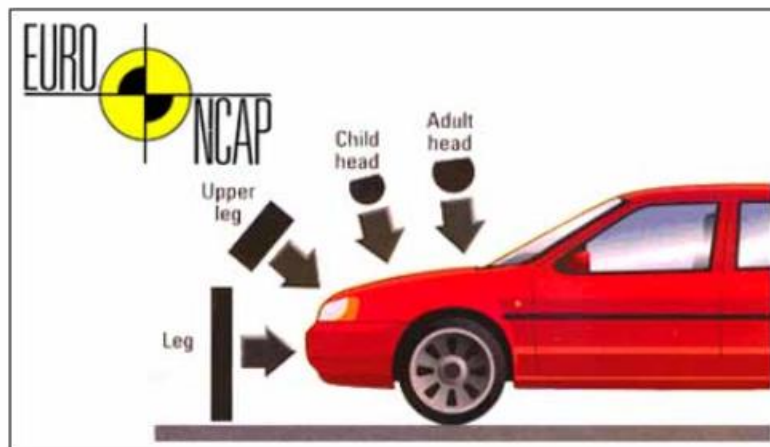
Du fait de la définition de véhicule léger citée ci-dessus, il n'existe pas de définition claire des dimensions que chaque partie peut prendre pour le véhicule léger. On trouve dans la littérature des études qui ont établi une valeur moyenne pour chaque composante d'un véhicule léger à partir d'un grand échantillon de véhicules et afin d'établir un corridor, j'ai choisi de recenser les valeurs utilisées dans différentes études paramétriques de chocs piéton (Liu and Yang 2002, 2003; Mizuno 2005; Nie et al. 2015; Snedeker et al. 2003; Yao et al. 2007) . J'ai choisi de garder la valeur minimum et le maximum pour chaque composant d'un avant de véhicule cité, ce qui représente plus de 80 véhicules étudiés dans la littérature (Table 1).

Paramètre (unité)		min	max
<b>BCH</b>	(mm)	400	525
<b>HEH</b>	(mm)	600	840
<b>BL</b>	(mm)	60	200
<b>HA</b>	(deg)	11	18
<b>SL</b>	(mm)	0	55
<b>SH</b>	(mm)	170	240

**Table 1.** Corridors de valeurs pour les différentes parties d'un avant de véhicule

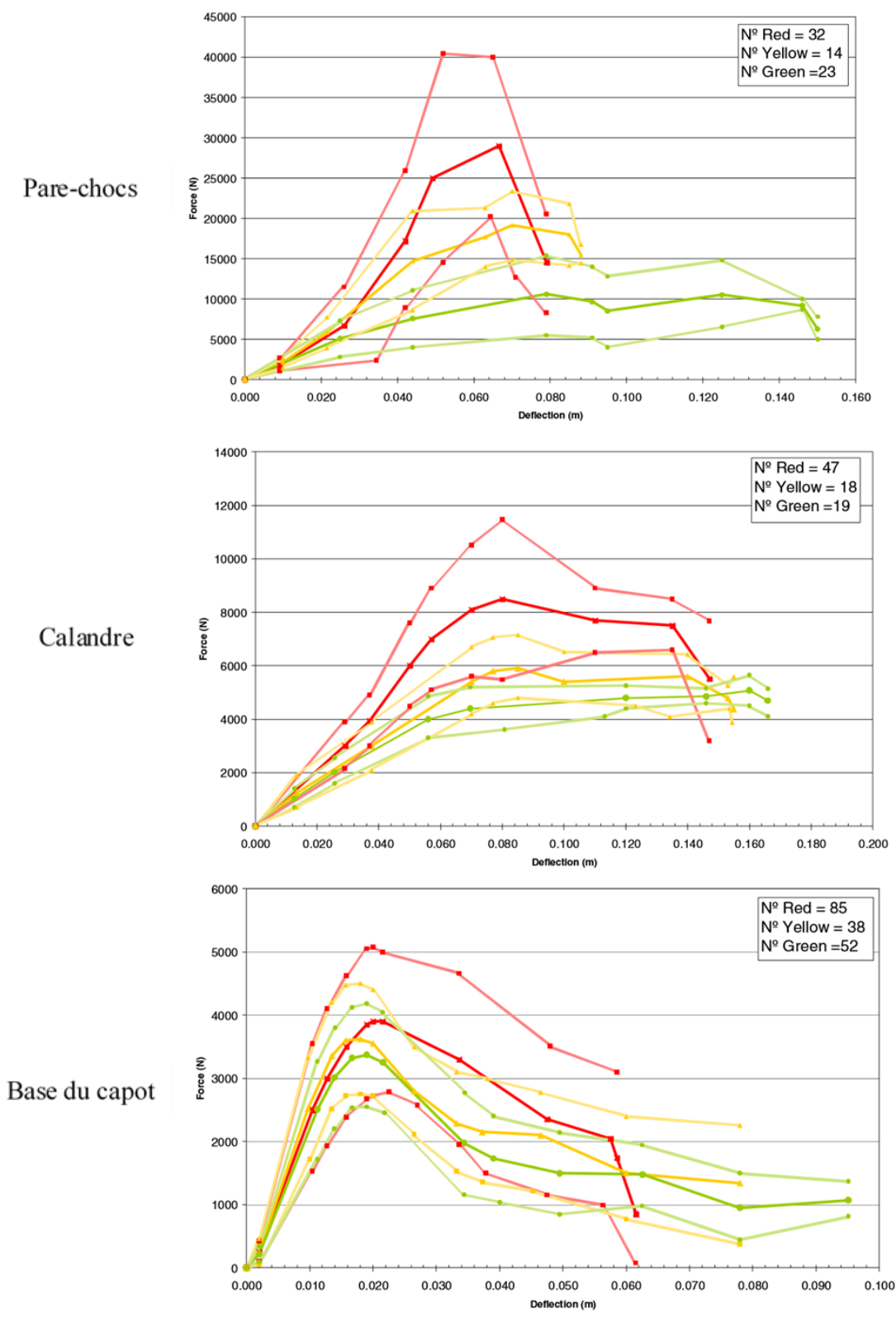
### 1.3.3 Propriétés mécaniques d'un avant de véhicule

D'un point de vue mécanique, Martinez fait figure d'étude de référence (Martinez et al. 2007). Cette étude a été réalisée dans le but d'être utilisée dans la définition d'une simulation de crash piéton. Elle est basée sur les tests que l'EuroNCAP a mis à disposition pour le projet APROSYS SP3, plus précisément 425 tests pour 26 véhicules légers, utilisés pour calculer la rigidité des principaux éléments d'un avant de véhicule. Trois types de tests sont étudiés : tête sur capot (enfant et adulte), jambe sur pare-chocs et bassin sur la base capot (Figure 9).



**Figure 9.** Tests EuroNCAP. Image de Martinez et al. 2007

Ces tests permettent une évaluation à 3 niveaux des résultats obtenus pour chaque partie (Rouge/Mauvais ; Jaune/Moyen ; Vert/Bon). Les tracés du minimum, de la moyenne et du maximum sont proposés pour chaque score, soit 9 courbes forces-déplacement pour chaque zone du véhicule (pare-chocs, base du capot, milieu du capot, haut du capot et parebrise). Chacune de ces courbes peut être implémentée dans un modèle numérique pour représenter le comportement mécanique (minimum, moyen ou maximum) en fonction de sa qualité (mauvais, moyen ou bon) d'une partie de l'avant du véhicule en contact avec un segment anatomique. La Figure 10 représente les courbes établies par Martinez pour le pare-chocs, la calandre et la base du capot :



**Figure 10.** Courbes Force/ Déplacement pour le pare-chocs, la calandre et la base du capot. Image de Martinez, 2007.

## **1.4 Bilan de la partie A**

L'enfant piéton est le second usager le plus tué sur les routes après l'occupant de véhicule. La probabilité d'être tué est 3 fois plus importante que pour un adulte lors d'un accident. Le pic de risque d'être impliqué dans un accident piéton est atteint pour un âge de 6 ans et cet enfant est principalement heurté de jour lorsqu'il traverse une route de façon non perpendiculairement et ce par un véhicule léger roulant en ligne droite à moins de 30 km/h.

Lors d'un accident, il est principalement lésé à la tête, aux membres inférieurs et à l'abdomen. Les trois blessures les plus courantes à la tête sont la fracture du crâne, l'hématome sous-dural et les blessures neurologiques.

Les véhicules légers peuvent être modélisés au moyen de 7 paramètres géométriques. La géométrie et les propriétés matériaux sont largement documentés.

## **Partie B**

### **Modélisation et critère de lésion**

Pour développer une approche permettant d'évaluer le risque encouru par un enfant piéton en fonction de différents facteurs, il faut effectuer des choix de modélisation par rapport à ce que représente un accident piéton impliquant un enfant. Nous avons vu que l'enfant piéton est principalement lésé à la tête.

L'objectif de cette partie est d'effectuer les choix de modélisations concernant les modèles numériques et les critères de blessures qui seront utilisés lors de l'analyse paramétrique.

Nous allons dans un premier temps détailler l'anatomie de l'enfant pour comprendre ce qui le différencie de l'adulte. Pour cela nous allons réaliser un état de l'art des modélisations existantes de l'enfant, modélisations physiques et numériques, mais aussi des études qui ont été menées sur l'enfant piéton. Cet état de l'art va nous permettre d'effectuer des choix de modélisation en vue du développement d'une approche d'analyse paramétrique. Enfin, nous allons étudier quels sont les critères de blessures à la tête qui existent pour caractériser les blessures que l'enfant subit au niveau de la tête.

Dans un second temps, nous allons présenter le développement d'un critère de blessures à la tête pour un enfant piéton. Le développement de ce modèle de prédiction de la gravité des lésions a été construit à partir de simulations de scénarios d'accidents réels collectés.

---

## **Chapitre B.1 Les modèles d'enfant piéton**

---

Afin d'étudier le comportement du corps humain lors d'un choc, plusieurs approches sont envisageables. En biomécanique du choc on distingue les essais physiques et les simulations numériques. Les essais physiques sont réalisés avec des corps donnés à la science ou avec des mannequins de crash. Ces deux types d'essais sont intimement liés dans la mesure où les mannequins doivent posséder les propriétés mécaniques issues des tests cadavériques. Cependant, dans le cas de l'enfant, des raisons éthiques limitent le nombre d'études réalisées sur sujets cadavériques. C'est pourquoi les essais avec des mannequins ou les études numériques sont privilégiées.

D'un point de vue physique, les mannequins permettent de développer et de certifier des véhicules et/ou des systèmes de sécurité. Ils sont notamment utilisés par les constructeurs et équipementiers dans les phases de développement et sont aussi utilisés par les organismes d'évaluation de la sécurité des véhicules commercialisés. Ils permettent d'étudier les efforts subis localement mais ne permettent pas d'étudier les organes internes ou les mécanismes lésionnels (Johannsen 2004).

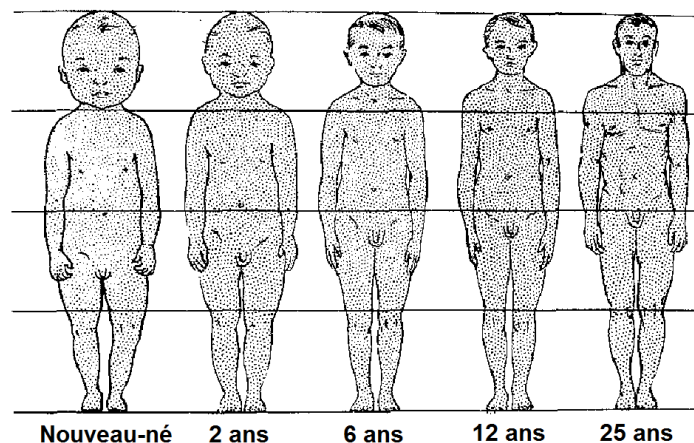
D'un point de vue numérique, deux approches sont communément utilisées afin de réaliser des simulations d'accidents : les simulations multi-corps (MB) et les simulations éléments-finis (FE). L'approche multi-corps donne des informations sur la cinématique et sur les critères de blessures tandis que l'approche éléments finis donne des informations sur les mécanismes lésionnels mis en jeu (Haug et al. 2004). Le coût de calcul d'un modèle éléments finis est supérieur à celui d'un modèle multi-corps, c'est pourquoi le modèle multi-corps sera utilisé pour étudier un accident dans son ensemble alors qu'un modèle éléments finis se limitera généralement à une étude de moins d'une seconde. Il est intéressant de combiner ces deux approches pour tirer profit de leurs avantages respectifs.



Cette partie va dans un premier temps rappeler les spécificités anatomiques de l'enfant, dans un second temps présenter les modèles d'enfants physiques, dans un troisième temps les modèles d'enfants numériques et dans un quatrième temps les études principales ayant traité le cas de l'enfant piéton.

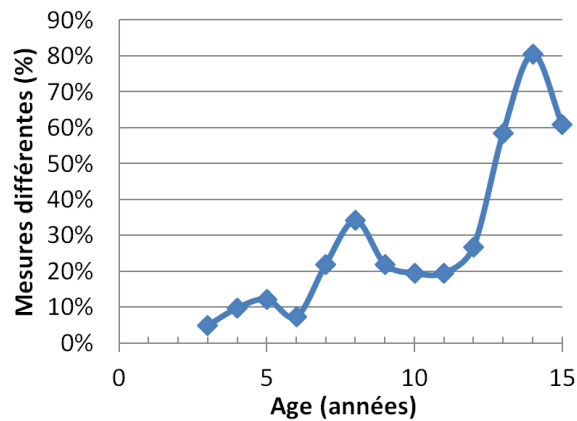
## 1.1 Anatomie de l'enfant

La connaissance de l'anthropométrie et des spécificités anatomiques de l'enfant sont nécessaires au développement de notre étude. En effet, il va falloir comprendre les spécificités de l'enfant piéton. Ces spécificités anatomiques peuvent en effet amener à des lésions spécifiques à l'enfance qui seront décrites par la suite. Les enfants diffèrent des adultes par leur taille mais aussi par les proportions relatives des différents segments corporels comme le montre la Figure 11 (Burdi et al. 1969).



**Figure 11.** Croissance relative des segments corporels. Image de Burdi et al. (1969).

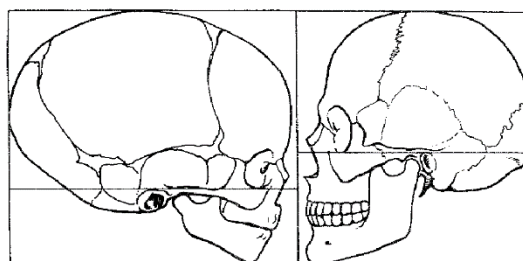
Des données anthropométriques plus récentes ont été relevées par Serre et al. (Serre et al. 2006, 2009). Elles ont porté sur un échantillon de 2000 enfants de 3 à 15 ans afin de caractériser la morphologie infantile en position debout (piéton) et assise (passager automobile). Une quarantaine de mesures somatométriques ont ainsi été réalisées. Ces mesures comprennent les dimensions classiques telles que le poids, les hauteurs (tête-siège, épaule-siège, stature) mais également des dimensions plus spécifiques au passage de la ceinture telles que la longueur du sternum, l'angle xiphoïdien ou encore les épaisseurs thoraciques et abdominales. La Figure 12 représente la proportion des mesures anthropométriques significativement différentes entre les sexes.



**Figure 12.** Proportion de mesures anthropométriques significativement différentes entre les sexes. D’après la base de données de Serre et al. (2009).

On constate qu’à partir de l’âge de 7 ans, on observe une hausse du nombre de mesures anthropométriques significativement différentes en fonction du sexe ( $p < 0,05$ ). Une hausse de 50% de différences est même observée entre 12 et 14 ans, ce qui correspond à l’âge moyen d’entrée dans la puberté de l’homme. On remarque que l’âge de 6 ans représente un âge pour lequel il y a moins de différences anthropométriques selon le sexe.

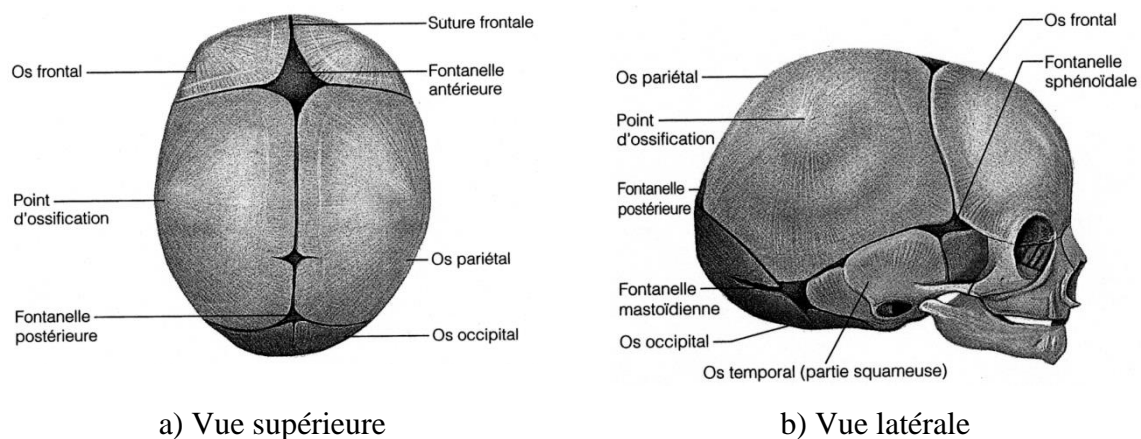
Par ailleurs, la forme de la tête évolue de façon importante au cours de la croissance (Burdi et al. 1969). Le crâne d’un enfant est plus allongé suivant l’axe longitudinal et plus bombé que celui d’un adulte avec de larges proéminences frontales et pariétales.



**Figure 13.** Comparaison des proportions de la face et la boîte crânienne entre un nouveau-né et un adulte. La ligne horizontale passe par les mêmes repères anatomiques. Image de Burdi et al. (1969).

Les changements de forme s’accompagnent également de processus d’ossification. A la naissance, la voûte crânienne est composée d’os plats minces séparés par des structures conjonctives fibreuses qui correspondent aux sutures et aux fontanelles. Ces structures

permettent le développement de l'encéphale et permettent à la tête de subir une compression modérée lors de la naissance (Marieb and Hoehn 2005). Au cours de la croissance, ces structures vont s'ossifier sous la stimulation de la croissance cérébrale et des tractions musculaires. Les sutures sont relativement larges à la naissance et les sutures principales de largeur n'excédant pas 2 à 3 mm restent visibles pendant toute l'enfance. L'ossification des sutures se produit essentiellement avant l'âge de 2 ans et connaît un point d'inflexion vers 7 ans pour se terminer à l'âge adulte (jusqu'à 30 ans) (Rambeau 1995). La Figure 14 présente cette constatation :



**Figure 14.** Crâne foetal. Image de Marieb et Hoehn, 2005.

On voit donc que l'enfant présente un morphotype très particulier et éloigné de l'adulte. Sa tête est particulièrement différente. Ces éléments pourront nous aider à mieux comprendre la spécificité des blessures que va subir un enfant piéton accidenté.

## 1.2 Critères de blessures à la tête

Depuis les années 60, de nombreuses recherches en biomécanique ont été menées pour acquérir une meilleure compréhension des mécanismes lésionnels au niveau de la tête. Même s'il est souvent difficile de faire un lien entre des fonctions déficientes chez un individu et des lésions visibles au niveau des tissus, une blessure reste la conséquence d'un chargement excédant une tolérance. L'enfant piéton est principalement lésé au niveau de la tête. Il faut être capable de quantifier la gravité de ses lésions.

Dans la littérature, il existe différents critères permettant de caractériser une blessure au niveau de la tête. A un stade plus avancé de notre étude, il apparaîtra nécessaire d'établir un modèle de prédiction de la gravité des lésions pour la tête chez l'enfant. Pour cela, un état de

l'état des critères de blessure a été réalisé afin de sélectionner les critères par rapport aux blessures spécifiques de l'enfant piéton. Cet état de l'art permet d'effectuer des choix concernant les grandeurs physiques à observer lors des simulations. L'état de l'art réalisé ici recense pour chaque critère les informations suivantes :

- i) Année, équipe
- ii) Formule
- iii) Limite(s), Avantage(s)
- iv) Seuil
- v) Seuil pour l'enfant

### 1.2.1 HIC (Head Injury Criterion)

i) Le HIC est un critère proposé en 1972 par la NHTSA (*National Highway Traffic Safety Administration*). La tête est considérée comme un volume homogène possédant une masse.

ii) Le HIC est défini par la formule suivante :

$$\text{HIC} = \max_{(t_1, t_2)} \left\{ (t_2 - t_1) \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\}$$

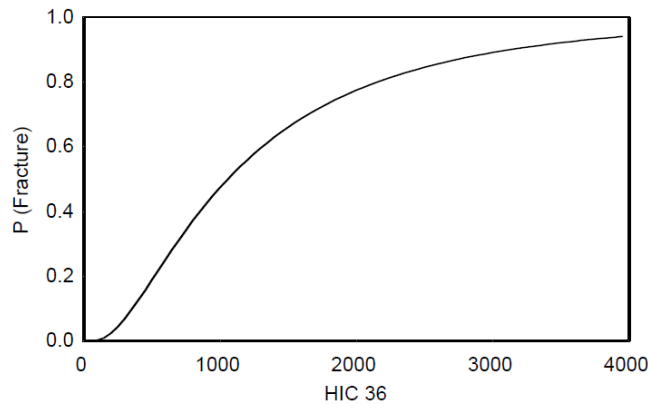
-  $a$  ( $\text{m.s}^{-2}$ ) est l'accélération linéaire résultante mesurée au centre de gravité

-  $t_1$  et  $t_2$  (ms) représentent l'intervalle de temps (usuellement 36ms).

iii) Le HIC est un critère qui ne tient pas compte de la direction d'impact ni de l'accélération angulaire. Cependant, c'est un critère largement utilisé dans la littérature.

iv) Dans la littérature, on trouve une limite proposée pour le  $\text{HIC}_{36}$  de 1000 pour l'adulte avec une probabilité de fracture qui dépasse 50% (Figure 19).

v) Un seuil de 1000 est proposé pour l'enfant de 6 ans par la NHTSA



**Figure 15.** Courbe de risque pour le HIC

### 1.2.2 HIP (Head Impact Power)

i) Le HIP est un critère proposé en 2000 par Newman (Newman et al. 2000)(version évoluée du GAMBIT). La tête est considérée comme une unique structure de masse  $m$ , de façon similaire au HIC.

ii) Le HIP (en kW) est défini par la formule suivante :

$$\text{HIP} = \underbrace{C_1 a_x \int a_x dt + C_2 a_y \int a_y dt + C_3 a_z \int a_z dt}_{\text{Linear contribution}} + \underbrace{C_4 \alpha_x \int \alpha_x dt + C_5 \alpha_y \int \alpha_y dt + C_6 \alpha_z \int \alpha_z dt}_{\text{Angular contribution}}$$

- $a_x, a_y, a_z$  ( $\text{m.s}^{-2}$ ) est l'accélération linéaire selon les 3 axes mesurée au centre de gravité
- $\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z$  ( $\text{rad.s}^{-2}$ ) est l'accélération angulaire selon les 3 axes mesurée au centre de gravité
- $C_1, C_2, C_3$  et  $C_4, C_5, C_6$  sont les masses et moments d'inertie pour une tête humaine

iii) Le HIP est un critère développé et validé à partir de cas d'accidents chez des footballeurs Américains. Il a été développé pour caractériser les blessures au niveau du cerveau et non pour détecter une fracture ou un hématome sous dural.

iv) Dans la littérature, on trouve un seuil de blessures neurologiques pour un HIC de 60kW

v) Les coefficients de masse et d'inertie peuvent être personnalisés dans le cas de l'enfant, mais nous n'avons recensé aucune étude qui propose un seuil de HIP pour l'enfant.

### 1.2.3 SIMon (Simulated Injury Monitor)

i) Le SIMon est un outil permettant de calculer un critère à partir du comportement mécanique intracrânien simulé avec un modèle élément finis de tête décrit par Bandak et Takhounts (Bandak et al. 1995; Takhounts et al. 2003) . Il se construit à partir de 3 mesures de grandeurs spécifiques à différentes lésions.

ii) Le SIMon fait la synthèse de trois mesures :

- La CSDM (*Cumulative Strain Damage Measure*) concerne les blessures neurologiques. Le SIMon mesure les portions cumulées d'encéphales soumis à une déformation supérieure à un seuil critique prédéfini (en%)
- Le RMDM (*Relative motion damage measure*) concerne l'hématome sous-dural. Le SIMon mesure le volume relatif de l'encéphale soumis à des pressions négatives supérieures
- Le SFC (*Skull Fracture criterion*) concerne les fractures. Le SIMon mesure une accélération au niveau du centre de gravité de la tête. C'est une version dérivée du HIC définie par la formule suivante :

$$A_{HIC} = \frac{\Delta V_{HIC}}{\Delta T_{HIC}} \text{ with } V_{HIC} = \int_{T_{HIC}}$$

-  $T_{HIC}$  est le temps ( $t_2 - t_1$ ) dérivé du calcul du HIC

iii) La tête est considérée comme rigide, le pilotage des sollicitations est possible uniquement en accélération. Les impacts directs ne peuvent pas être simulés avec ce modèle.

iv) Plusieurs seuils de 50% de risque de blessure sont proposés pour l'adulte :

- Un CSDM de 25% pour une blessure neurologique modérée  
Un CSDM de 44% pour une blessure neurologique sévère
- Un RMDM de 2.5 pour un hématome sous-dural.
- Un SFC de 73g pour une fracture du crâne

v) Aucun seuil n'est proposé pour l'enfant

#### 1.2.4 ULP criteria (*Université Louis Pasteur*)

i) L'ULP est un outil permettant de calculer un critère à partir du comportement mécanique intracrânien simulé avec un modèle élément de tête incluant la peau, un crane déformable, le visage, l'encéphale, le cervelet (Marjoux et al. 2008). Il se construit à partir de 3 mesures de grandeurs spécifiques à différentes lésions.

ii) Les trois mesures sont les suivantes :

- La Skull IE concerne les fractures. L'ULP mesure la valeur maximum d'énergie interne atteinte sur le crâne (en mJ).
- La CSF IE concerne les hématomes sous-duraux. L'ULP mesure la valeur maximum d'énergie interne de déformation atteinte dans les éléments modélisant l'espace entre le crâne et le cerveau (en mJ).
- L'ULP VM concerne les blessures neurologiques. L'ULP mesure la valeur maximum de contrainte de Von Mises atteinte au sein d'une zone de 10 éléments coïncidents (en kPa).

iii) Le pilotage des sollicitations de ce modèle peut se faire en accélération. Il est utilisable en impacts directs.

iv) Plusieurs seuils de 50% de risque de blessure sont proposés pour l'adulte :

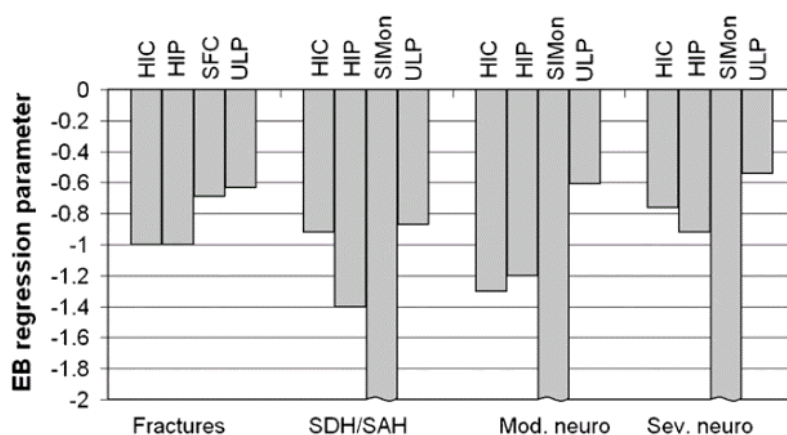
- Un ULP VM de 27 kPa pour une blessure neurologique modérée  
Un ULP VM de 39 kPa pour une blessure neurologique sévère

- Un CSF IE de 4211 mJ pour un hématorne sous-dural.
- Un Skull IE de 833 mJ pour une fracture du crâne

v) Aucun seuil n'est proposé pour l'enfant.

### 1.2.5 Capacités prédictives des différents critères

La Figure 16 illustre les travaux de Marjoux et al. et présente la qualité de l'estimation des critères de blessures pour chaque type de blessure. Plus le critère est proche de zéro, meilleure est sa capacité prédictive.



**Figure 16.** Qualité de l'estimation des critères de blessures pour chaque type de blessure. Image de Marjoux et al, 2008.

Il apparait dans cette étude que le critère avec la meilleure capacité prédictive de la fracture est l'ULP avec une mesure d'énergie interne. Il apparait que l'ULP avec une mesure d'Energie interne et le HIC ont sensiblement la meilleure capacité prédictive de l'hématorne sous-dural. Il apparait que l'ULP a la meilleure capacité prédictive de la blessure neurologique sévère et modérée avec une mesure de contrainte de Von Mises sur le cerveau.



### 1.3 Les mannequins enfants

Il existe différents mannequins représentatifs d'un enfant piéton :

**SERIE P :** Le mannequin de la série P (pour Pinocchio) est le premier mannequin de crash représentant un enfant. Il a été conçu dans les années 1960 au sein du TNO (L'organisation néerlandaise pour la recherche scientifique appliquée) pour réaliser des essais d'impact sur chariot (« sled tests »). Il est composé de bois, le torse est recouvert de cuir et il possède des articulations en acier. La série P représente des enfants de 6 semaines (P0), 9 mois (P3/4), trois ans (P3), 6 ans (P6) et 10 ans (P10). Malgré sa géométrie simplifiée et ses capacités de mesures limitées, la série P a contribué à l'amélioration de la protection des enfants en voiture. Cependant, l'avancée des connaissances en biomécanique ainsi que la modification des conditions de sollicitations ont rendu l'utilisation de la série P obsolète (De Jager et al. 2005).

**Hybrid III :** Après le développement des modèles adultes Hybrid par General Motors dans les années 1970, la famille Hybrid III a ensuite été développée en collaboration avec la SAE (Society of Automotive Engineers) à partir de la fin des années 1980 et inclut maintenant des enfants de 3 ans, 6 ans et 10 ans. Ces modèles d'enfants ont été développés à partir de données biomécaniques présentées par (Irwin and Mertz 1997). Ces données sont basées sur une mise à l'échelle des dimensions mais également des propriétés mécaniques de l'adulte. Cependant, Sherwood et al. (Sherwood et al. 2003) ont montré que le mannequin Hybrid III de 6 ans présentait une raideur thoracique trop importante induisant ainsi des forces et moments trop élevés au niveau du rachis cervical.

**CRABI :** Dans les années 1990, les mannequins CRABI (Child Restraint AirBag Interaction) ont été développés par la SAE pour étudier, en particulier, les problèmes d'interactions entre les bébés et les airbags dans le cas d'un choc frontal ou arrière. Les modèles développés correspondent à des âges de 6, 12 et 18 mois.

**Série Q :** En Europe, à partir des années 1990, les recherches se sont focalisées sur le développement d'une nouvelle série de mannequins d'enfants pour remplacer la série P. Différents projets de recherches successifs impliquant des instituts de recherche, des fabricants de systèmes de retenue pour enfants ou de mannequins et d'équipementiers automobiles ont donné naissance à la série Q. Cette dernière est composée d'un modèle de nouveau-né (Q0),

d'enfants de 12 mois (Q1), 3 ans (Q3), 6 ans (Q6) et d'un enfant de 18 mois (Q1.5). Ces mannequins ont des géométries réalistes par rapport à l'anatomie des différentes régions corporelles de l'enfant : tête, cou, épaules, clavicules, thorax, abdomen, membres. Ils sont composés de métal, de caoutchouc, de plastique et de mousse, matériaux censés reproduire fidèlement les comportements des différents tissus du corps et sont adaptés à l'étude des chocs frontaux mais également latéraux (De Jager et al. 2005).

Les mannequins présentent également certaines limitations dans leur interaction avec les systèmes de retenue. Certains mécanismes observés dans des accidents réels ne peuvent être observés avec des mannequins. Par exemple, en impact frontal, le mécanisme de sous-marriage ne peut être observé avec un mannequin de la série Q du fait de la rigidité de l'articulation sacro-lombaire ainsi que de l'espace entre les cuisses et le pelvis dans lequel la ceinture peut se bloquer. De même, le glissement d'un harnais de retenue au niveau des épaules ne peut pas être observé avec les mannequins, trop rigides au niveau des épaules (Lesire et al. 2010).



**Figure 17.** Evolution des mannequins (P6 à gauche, Q6 à droite)

Au total, ces nombreux mannequins ont été développés pour étudier principalement l'enfant passager de véhicule. Aujourd'hui, les essais simulés notamment par l'EuroNCAP se veulent représentatifs des accidents les plus fréquents en Europe, dont l'accident piéton. Ainsi pour chaque véhicule testé depuis 2008, les blessures des occupants et des piétons sont évaluées et un nombre de points est attribué. Chaque véhicule testé subit différents chocs (frontal, latéral, poteau) et un choc piéton. Ces tests simulent des accidents avec un piéton à 40 km/h. Le choc piéton est réalisé avec des impacteurs représentant les parties du corps d'un adulte et d'un enfant. Ces impacteurs sont projetés sur l'avant du véhicule à la vitesse de 40 km/h. Un critère HIC (fonction de la décélération) est ainsi mesuré sur plusieurs points. L'objectif est d'amortir au maximum le choc du piéton sur le véhicule. Les zones les plus critiques sont alors les parties

dures comme : le sertis de capot, la nervure des ailes, la serrure de capot, la culasse de moteur, le moteur d'essuie-glaces.

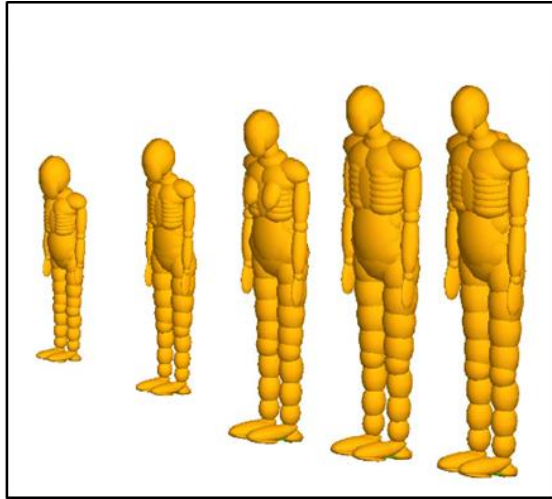
Des solutions techniques sont appliquées pour améliorer ce choc comme la rigidification du capot ou l'aplanissement de la culasse du moteur ou encore la mise en place d'un capot actif qui se soulève lors du choc.

## **1.4 Les modèles d'enfants piétons numériques**

### *1.4.1 Les modèles enfant piéton multi-corps*

Une famille d'enfants piétons de 3, 6, 9 et 15 ans a été développée par (Liu and Yang 2002). Les modèles sont géométriquement construits à partir d'un modèle adulte mis à l'échelle. Les propriétés mécaniques des articulations ont été estimées par une mise à l'échelle des propriétés mécaniques de l'adulte. Ces modèles ont été évalués à partir de deux accidents réels impliquant des enfants. Ces accidents ont été reconstruits numériquement à partir des enquêtes détaillées. Les simulations permettent d'affirmer que la cinématique globale du piéton et du véhicule ainsi que la position de l'impact de la tête sont validées avec des accidents réels. De plus les critères de blessures obtenus sont aussi validés avec les lésions observées chez les enfants accidentés. De la même manière, PAMCRASH® a développé une famille d'enfant de 3 et 6 ans. Ce modèle est disponible avec le logiciel, c'est un modèle complet articulé, issu d'une mise à l'échelle d'un modèle d'adulte.

Une famille d'enfant piéton est particulièrement citée dans la littérature et même utilisée dans certains tests de l'EuroNcap, c'est la famille piéton disponible avec le software MADYMO® (Figure 16).



**Figure 18.** Famille piéton MADYMO. Image du manuel MADYMO

Cette famille est disponible pour des enfants de 3 et 6 ans ainsi que pour les adultes. Les modèles enfants sont des modèles mis à l'échelle à partir du modèle adulte qui a été validé en situation de choc (Jack van Hoof 2003; Kajzer and Yang 1992). Ces modèles sont instrumentés et permettent d'obtenir directement des critères de blessures comme le HIC (**H**ead **I**njury **C**riterion) ou de savoir si des seuils de fractures ont été dépassés au niveau du membre inférieur. Le modèle 6 ans est composé de 52 corps rigides et de 64 surfaces ellipsoïdes. Il correspond à un enfant de 1,17m pour 23kg (i.e. l'enfant moyen de cet âge).

Certains mannequins ont été modélisés numériquement. Cela permet, entre autres, de pouvoir effectuer une mise à l'échelle géométrique et ainsi d'élargir à moindre coût la gamme d'âges disponibles. De Lange et al. (De Lange et al. 2001) présentent le développement de modèles multicorps d'enfants de 4, 5, 6, 8, 10 et 12 ans obtenus après mise à l'échelle du modèle numérique de mannequin Hybrid III de 6 ans. La mise à l'échelle de la géométrie et de la masse a été réalisée à partir de bases de données anthropométriques. Les propriétés mécaniques n'ont pas été mises à l'échelle. La validation des modèles est basée sur des simulations d'impacts thoraciques et de flexion du cou. Les corridors de réponses ont été mis à l'échelle à partir des réponses de l'adulte. Dans le cadre des essais d'impacts thoraciques, les modèles sont légèrement trop flexibles et se situent hors du corridor lors de la phase de décharge. Les simulations de flexion du cou sont globalement cohérentes avec les corridors de réponses.

#### 1.4.2 Les modèles éléments finis d'enfants

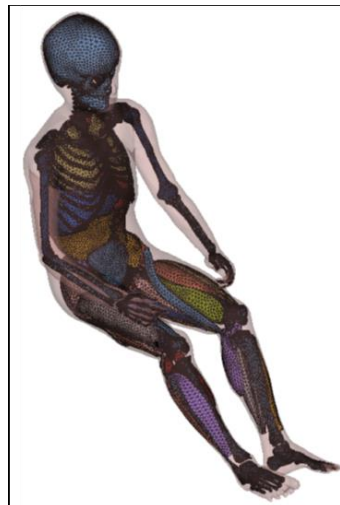
Le bulletin technique de l'EuroNcap (Pedestrian CAE Models & Codes, 2013) recense différents modèles éléments finis d'enfants piétons. Parmi tous ces modèles, la majorité sont développés par des constructeurs automobiles (Toyota, Nissan, Honda). Un seul de ces modèles est défini comme disponible dans le commerce, c'est le modèle THUMS (**T**otal **H**Uman **M**odel for **S**afety) développé par Toyota, décliné pour l'enfant piéton. Mizuno (Mizuno 2005) décrit la création d'un modèle éléments finis d'un enfant de 3 ans obtenu par une mise à l'échelle du modèle adulte THUMS. La mise à l'échelle géométrique a été réalisée par région anatomique à partir de bases de données anthropométriques. Les propriétés matériaux sont dérivées de la littérature, la majorité ayant été obtenue par mise à l'échelle de données provenant de l'adulte un ratio avec l'adulte. Seuls des essais sur os d'enfants ont été utilisés. Les essais de validation du modèle correspondent à ceux effectués pour la calibration du mannequin Hybrid III de 3 ans.

A notre connaissance, il n'existe actuellement pas d'autre modèle éléments finis d'un corps d'enfant dédié au piéton disponible dans le commerce. Cependant il existe des modèles éléments finis complets en position assise : HUMOS et FEMOCS6.

HUMOS (HUman MOdel for Safety), est un modèle décliné pour l'enfant. Koizumi et al. (Koizumi et al. 2004) décrivent le développement de ce modèle éléments finis d'un enfant de 3 ans par mise à l'échelle du modèle éléments finis adulte HUMOS. La méthode de mise à l'échelle géométrique et des propriétés mécaniques est similaire à celle décrite par Mizuno et al. (Mizuno et al. 2005). La validation du modèle correspond aux essais de calibration du mannequin Q3 proposés par Van Ratingen et al. (Van Ratingen et al. 1997). Le modèle éléments finis satisfait aux exigences de certification du thorax du mannequin Q3. Dans le cadre du projet européen APROSYS, le modèle HUMOS a été mis à l'échelle à partir de bases de données anthropométriques pour obtenir un enfant de 6 ans (Behr et al. 2003; Serre et al. 2006). Le maillage du modèle est dégradé par l'opération de mise à l'échelle. Les auteurs préconisent le développement de méthodes spécifiques, car les dimensions de l'enfant sont très différentes de celles de l'adulte.

FEMOCS6 (**F**inite **E**lement **M**odel **C**hild **S**eated **6**YO), qui est un modèle disponible uniquement pour un enfant de 6 ans (Figure 17). Il a été construit géométriquement à partir d'images Scanner du tronc et de la tête d'enfants de 6 ans en position couchée. Une étape de

mise en position assise a été réalisée à partir de mesures expérimentales, par interpolation spatiale. Les membres ont été obtenus à partir d'une mise à l'échelle d'une géométrie d'adulte. Enfin les géométries du membre pelvien du membre thoracique sont basées sur celle du modèle de Astier et al. (Astier et al. 2008). Les propriétés matériaux affectées aux différents organes sont issues de données pédiatriques si existantes et de données mise à l'échelle pour les données manquantes. Ce modèle a été évalué par une reconstruction d'accident réel et s'est révélé satisfaisant pour mettre en évidence les mécanismes lésionnels d'un choc en position de passager.



**Figure 19.** Modèle FEMOCS6

Par ailleurs, Gehre et al. (Gehre and Schindler 2005) a présenté le développement d'un modèle éléments finis d'un mannequin Q0. Ce modèle numérique a été validé suivant des procédures identiques à celles utilisées pour valider le modèle physique.

#### *1.4.3 Segments corporels éléments finis*

**Cou et tête :** Dupuis et al. (Dupuis et al. 2006) décrivent le développement d'un modèle éléments finis de cou et de tête d'un enfant de 3 ans. La géométrie a été obtenue à partir d'images Scanner. Les propriétés mécaniques proviennent de la littérature. Pour les ligaments, les propriétés correspondent à l'adulte. Pour les os, les propriétés de l'adulte ont été mises à l'échelle. Des simulations en flexion extension et en inclinaison latérale du cou ont été réalisées et les résultats ont été comparés aux corridors établis pour le mannequin Q3. Les paramètres du modèle ont alors été ajustés pour correspondre, au mieux, aux résultats expérimentaux. Si en

impact par l'arrière et en impact frontal, le modèle respecte le comportement du mannequin, la réponse du modèle ne correspond pas en impact latéral. Aucun jeu de paramètres permettant de répondre correctement à la fois en impact frontal ou par l'arrière, et en impact latéral n'a en effet été trouvé.

**Tête :** Roth et al. (Roth et al. 2007) ont développé des modèles éléments finis de têtes d'enfant de 6 mois, 20 mois et 3 ans, à partir d'images Scanner. La géométrie de ces modèles a été comparée à la géométrie d'une tête adulte mise à l'échelle. Les géométries sont alors relativement différentes, que ce soit au niveau du cerveau ou du crâne et de la face. De plus certaines structures présentes chez les jeunes enfants, comme les fontanelles ou les sutures, n'apparaissent pas dans les modèles mis à l'échelle. Une comparaison des réponses du modèle a également été réalisée. Ainsi, Roth et al. (Roth et al. 2007, 2008) ont comparé les réponses des modèles suite à un impact frontal, latéral ou occipital. La répartition et la valeur des contraintes et des déformations de la tête ainsi que la localisation des fractures sont fortement différentes entre les modèles développés à partir d'images Scanner et les modèles mis à l'échelle. Roth et al. (2007) déconseillent donc la mise à l'échelle de modèles adultes pour le développement d'un modèle de tête d'enfant dont l'âge est inférieur à 6 ans.

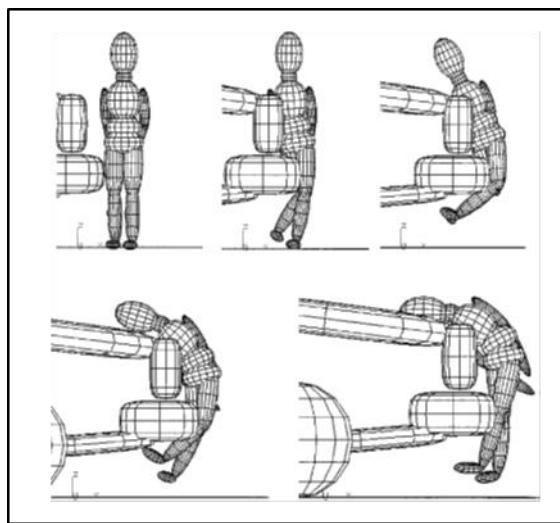
### **1.5 Etudes paramétriques d'accidents d'un enfant piéton**

Il existe peu d'études paramétriques d'accidents impliquant un enfant piéton. Cela s'explique par le fait que l'enfant occupant du véhicule étant le principal enfant tué, les efforts se sont concentrés sur ce dernier. Depuis une dizaine d'années, l'enfant en tant que piéton a commencé à être étudié. On recense deux études sur la simulation paramétrée de choc piéton. Cependant ces deux études sont des études multi-corps, qui permettent de traiter uniquement le risque de blessure et non les mécanismes lésionnels mis en jeu.

Les blessures au niveau de la tête ont été étudiées par Yao et al (Yao et al. 2007). Ils ont étudié les blessures au niveau de la tête dans le cas d'un accident impliquant un enfant piéton. Ils ont réalisé une étude paramétrique reconstruisant 23 accidents réels en utilisant une simulation multi-corps avec les modèles d'enfant développés par Liu (vu en B 1.3.1) et un avant de véhicule paramétrique. Leur étude se concentre uniquement sur l'étude de la tête et du critère de blessure HIC (**H**ead **I**njury **C**riterion), calculé à partir de l'accélération de la tête. Ils concluent que la forme du véhicule et sa vitesse conditionne majoritairement l'impact. Ils

constatent des variations jusqu'à 14% du risque de blessure modérée (risque de 21 à 35% d'un AIS2+).

Liu et Yang ont étudié les effets de la vitesse et de la forme d'un avant de véhicule sur différentes réponses chez l'enfant piéton (Liu and Yang 2002, 2003). Pour cela ils ont construit un avant de véhicule où sont pris en compte différents paramètres géométriques et différentes rigidités. D'un point de vue modèle piéton ils ont utilisé les modèles d'enfant de 6 et de 15 ans qu'ils ont développés (détaillé en section en *B 1.3.1*). La cinématique du choc qu'ils obtiennent est cohérente avec les données de la littérature (Figure 18). En effet l'enfant heurte la base du capot avec sa tête et ne passe pas par-dessus le véhicule.



**Figure 20.** Cinématique du choc avec l'enfant de 6 ans à 40km/h.  
Image de Liu et Yang, 2002.

Les auteurs constatent aussi une diminution significative de toutes les blessures quand le véhicule roule à moins de 30 km/h. La tête et les extrémités sont celles qui présentent les risques de blessure les plus élevés. D'un point de vue géométrique, la hauteur de la base du capot est la variable géométrique qui a le plus d'influence sur la réponse au niveau de la tête. Une hauteur plus élevée à ce niveau réduit la sévérité des blessures au niveau de la tête pour le piéton de 6 ans mais augmente le risque de blessure pour le piéton de 15 ans.

Ces deux études du choc piéton constituent une base à laquelle il faudra se référer pour valider notre modèle et les réponses que l'on obtiendra au niveau de la tête. Cependant, ces deux études ne présentent qu'une étude cinématique à partir de simulations multi-corps qui



limitent l'étude de la gravité des blessures à l'utilisation de critères basés sur des données uniquement cinématiques.

## **1.6 Bilan de la partie B.1**

L'enfant possède une morphologie qui évolue de façon significative chaque année. A 6 ans, l'enfant possède peu de différences anthropométriques selon le sexe.

Différentes familles de mannequins ont été développées depuis 1960. Différents mannequins enfants ont été développés, principalement dans le but d'améliorer la sécurité des enfants passagers d'un véhicule. Aujourd'hui, des essais comme ceux de l'EuroNCAP sont réalisées de façon systématique afin d'évaluer la capacité protectrice du véhicule lors d'un choc piéton impliquant un enfant.

Ainsi différents critères ont été développé pour caractériser les blessures à la tête. Ces critères peuvent être basés sur des mesures cinématiques ou sur des mesures de contraintes.

L'objectif de cette partie est de développer un modèle de prédiction de la gravité traumatique des lésions à la tête. En effet, en l'absence de seuil de risque de blessures adapté au cas spécifique de l'enfant piéton, il n'est pas possible d'estimer la gravité des lésions dont il est victime. Cette partie présente le développement d'un modèle de prédiction à partir des reconstructions d'accidents réels.

### **2.1 Problématique et choix de l'approche**

Afin d'établir un modèle de prédiction de la gravité des lésions traumatiques au niveau de la tête chez un enfant piéton accidenté, une procédure de simulation numérique de scénarios d'accidents réels a été mise en place. Cette procédure se décompose en six étapes successives :

- Collecte de scénarios d'accidents impliquant un enfant piéton dans les bases de données accidentologiques disponibles
  
- Reconstruction de chaque scénario d'accident
  
- Simulation multi-corps de l'accident pour détermination des conditions d'impact de la tête sur le capot
  
- Simulations EF du contact tête/capot dans les conditions cinématiques déterminées lors de l'étape précédente

- Calculs et enregistrement des indicateurs de blessures

- Analyse statistique des résultats : évaluation et validation d'une équation de prédiction.

### 2.1.1 Collecte de cas d'accidents piétons

Au total, 3 bases ont été interrogées afin de récolter des cas d'accidents impliquant un enfant piéton accidenté. Les trois bases interrogées sont EDA (**E**tude **D**étaillée d'**A**ccidents, LMA-TS2), EACS (**E**uropean **A**ccident **C**ausation **S**urvey) via la plateforme DAMAGE (**D**atabase to **A**nalyze **A**ccident **M**echanism and **A**ccident **G**enesis in **E**urope) et GIDAS (**G**erman **I**n-**D**epth **A**ccident **S**tudy). Des personnels de ces organismes se sont rendus sur les lieux d'accidents et ont collecté différents paramètres liés aux conditions de l'accident. La déformation du véhicule, les points de contacts sur la voiture, les traces au sol sont recensées et des photos des scènes d'accidents sont prises. Les protagonistes sont aussi interrogés si possible afin d'apporter des informations supplémentaires nécessaires à la bonne compréhension de l'accident. L'analyse de toutes ces informations permet d'établir le scénario complet de l'accident et d'estimer la vitesse ainsi que les conditions du freinage. Dans les trois bases, les informations suivantes sont connues :

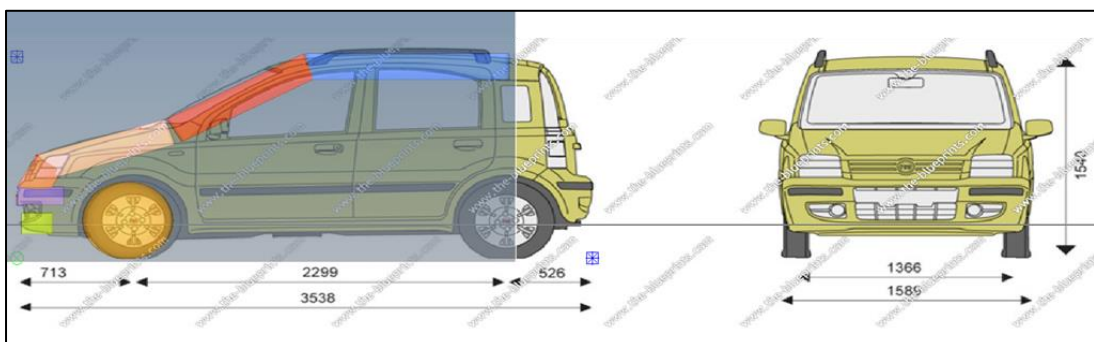
- Age,
- Taille et poids du piéton
- Attitude du piéton (marche/course)
- Direction du piéton, modèle et année du véhicule
- Vitesse estimée du véhicule à l'impact, freinage (Oui ou Non)
- AIS tête attribué à l'hôpital.

Il a été décidé de conserver les cas piéton impliquant un enfant de 5 à 7 ans avec un morphotype proche de l'enfant de 6 ans 50ème percentile (i.e. 117cm et 23 kg (Snyder et al. 1977) ). Les enfants peuvent être aussi bien des garçons que des filles, 6 ans étant un âge où il y a peu de différences morphologiques entre les garçons et les filles (Serre et al. 2009). Les cas d'accidents finalement sélectionnés ont été divisés en 2 groupes distincts, le premier étant dédié à l'analyse statistique pour établir le critère (base de construction), et le deuxième qui servira uniquement à la validation (base de validation). Les cas ont été classés de façon arbitraire, en faisant simplement attention à ce que les AIS soient bien distribués de 1 à 6 dans chaque groupe.

### 2.1.2 Reconstruction des scénarios d'accidents

Chacun des véhicules accidentés a été modélisé : les structures frontales des véhicules ont été définies en corps rigides à l'aide de 7 ellipsoïdes sous MADYMO V7, afin de représenter le spoiler, le pare-chocs, la calandre, le capot, le pare-brise, le toit et les roues. Ces deux derniers éléments sont purement visuels car l'enfant de 6 ans n'est pas censé toucher le pare-brise ou être projeté au-dessus du véhicule (Serre et al. 2010). Les ellipsoïdes sont positionnés à partir des mesures sur plan de la hauteur du spoiler, la hauteur du pare-chocs, la hauteur de la base du capot, la protrusion du pare-chocs et l'angle du capot. Dix-sept équations géométriques ont ainsi été résolues à partir de ces mesures pour positionner les ellipsoïdes les uns par rapport aux autres afin d'obtenir une structure frontale de véhicule représentative du véhicule réel.

Concernant la modélisation à partir des plans, nous avons récupéré les plans de chacun des véhicules impliqués dans les scénarios d'accidents collectés. Nous utilisons une fonction MATLAB qui permet de venir effectuer des mesures sur une image. Les plans à notre disposition présentent des mesures de référence dans la longueur (entre-axe des roues) et dans la hauteur (hauteur du véhicule). Nous définissons une origine au sol et nous utilisons l'entre-axe et les roues pour établir un repère. Une fois l'origine et les deux points placés qui forment un repère orthonormé, nous pouvons pointer n'importe quel point du véhicule pour connaître ses coordonnées. Nous effectuons une mesure au centre du pare-chocs, une mesure à la base du capot et une mesure sur le capot. Ces trois mesures nous permettent de construire le modèle multi-corps comme présenté en Figure 21.



**Figure 21.** Modélisation d'un véhicule à partir de mesures sur plan

Le modèle piéton utilisé est le modèle 6 ans de la famille ellipsoïde piéton commercialisé par MADYMO et validé en situation de chocs (Liu and Yang 2002). Il a été développé en utilisant les spécifications anthropométriques du mannequin enfant Q-series

(hauteur debout, hauteur assis, largeur des épaules, hauteur du genou et le poids). Ce modèle permet le calcul direct du HIC pour le segment tête. Ce modèle est fait de 52 corps rigides et 64 surfaces ellipsoïdales et représente le 50e percentile enfant de 6 ans. Afin d'être représentatifs de nos véhicules, nous avons appliqué les fonctions correspondantes établies à partir d'essais sous-systèmes publiés par l'EuroNCAP dans le cadre du projet APROSYS SP3.

Trois types d'essais sous-systèmes ont été considérés : impacteur tête sur capot (enfant et adulte), impacteur jambe sur pare-chocs et bassin sur la base capot (Martinez et al. 2007). Cela a permis d'appliquer à chaque modèle d'avant de véhicule le comportement mécanique moyen mesuré sur des véhicules réels.

Une fois le véhicule ainsi modélisé, les conditions telles que la vitesse initiale et l'assiette de freinage du scénario d'accident réel considéré ont été définies. De la même manière, une position initiale et une vitesse de déplacement sont affectées au piéton. La vitesse de déplacement appliquée est de 2,2 m/s pour la course et de 1 m/s pour la marche, en accord avec (Davis and Ounpuu 1991). L'assiette de freinage est réglée à 3° conformément aux valeurs proposées (Yao et al. 2006).

### *2.1.3 Simulation numérique des scénarios d'accidents*

Nous avons réalisé d'abord une simulation multi-corps de l'impact entre la structure frontale du véhicule et l'enfant piéton sur une fenêtre de 150ms. A l'instant de l'impact entre la tête et le capot, les conditions cinématiques de la tête ont été enregistrées (coordonnées du centre de gravité de la tête, vitesse linéaire, vitesse angulaire et les 3 angles de Bryant). Ces conditions servent ensuite de conditions initiales pour la simulation éléments-finis de l'impact entre une tête d'enfant de 6 ans et un capot sur une fenêtre d'une durée de 10 ms.

Le modèle de tête utilisé est extrait du modèle complet FEMOCS6 représentatif d'un enfant de 6 ans (Coulangeat 2012). La géométrie de ce modèle a été construite à partir de CT-Scans. La tête est composée de 18880 éléments. Les propriétés matériaux détaillées sont extraites de données pédiatriques disponibles et le cas échéant de données adultes remises à l'échelle. L'hypothèse est faite que la cinématique de la tête n'est influencée par le reste du corps qu'à partir de 30ms en accord avec (Hamel et al. 2013; Willinger et al. 1995), c'est pourquoi le modèle de tête a été utilisé de façon isolée. Les conditions des simulations multi-corps et éléments-finis sont illustrées en Figure 22.



**Figure 22.** Modélisation multi-corps (à gauche) et éléments-finis (à droite)

#### 2.1.4 *Calculs des indicateurs de blessures*

Nous avons choisi de retenir 16 indicateurs au total, en nous inspirant des résultats rapportés par Marjoux et al. (Marjoux et al. 2008) et discutés précédemment. Les trois blessures spécifiques à la tête de l'enfant piéton accidenté sont la fracture, l'hématome sous dural et les blessures neurologiques. Il est donc nécessaire de choisir l'indicateur le plus adapté pour caractériser chaque blessure :

-La fracture est relative à un AIS entre 3 et 4 (selon que la fracture soit ouverte, avec ou sans perte de liquide céphalo-rachidien). Les contraintes de von Mises sont un meilleur indicateur de fracture que les critères basés sur la cinématique (pic d'accélération, HIC) (Anderson 2000). Nous avons donc choisi d'observer ici l'évolution des contraintes de von Mises sur le crâne.

-L'hématome sous dural est relatif à un AIS entre 4 et 5, en fonction de sa taille. L'énergie interne du cerveau et le HIC ont une capacité prédictive similaire (Marjoux et al. 2008). A capacités prédictives équivalentes, nous avons donc choisi de retenir le HIC issu de la simulation multi-corps et calculé depuis MADYMO.

-Les blessures neurologiques sont relatives à un AIS compris entre 1 et 5, en fonction de la durée de la perte de connaissance et de la perte de certaines fonctions (parole, mémoire...). Les contraintes de von Mises mesurées sur le cerveau ont la meilleure capacité prédictive et présentent la meilleure corrélation avec les blessures neurologiques (Marjoux et al. 2008).

Ces trois blessures sont caractéristiques d'AIS allant de 1 à 5, l'AIS 6 étant réservé à un cas extrême de destruction massive à la fois du crâne et du cerveau (Chiron et al. 1998). Le critère ULP évoqué précédemment est calculé à partir de la valeur maximum de contrainte atteinte

dans une surface d'au moins 10 éléments contigus. Cette approche, proposée initialement par Willinger et al. (Willinger et al. 1999), a été adoptée dans cette étude, en calculant le nombre et l'aire des surfaces de contraintes dépassant un seuil considéré comme critique au cours de la simulation. Le calcul est réalisé à l'aide d'une routine MATLAB. Il a été décidé de façon arbitraire de filtrer toutes les surfaces constituées de moins de 3 éléments contigus. Dans la suite de cette étude, nous nommerons SCC une surface de contraintes critiques détectée par notre procédure.

L'ensemble des indicateurs considérés dans cette étude sont référencés de la manière suivante:

### **[Indicateur observé]\_[région]\_[seuil]**

#### **[Indicateur observé]**

Pour les contraintes de von Mises, nous avons choisi d'observer 5 indicateurs liés aux SCC :

- le nombre total de SCC (noté NT)
- l'aire maximum d'une SCC (AM)
- l'aire cumulée des SCC (AC)
- la contrainte maximale atteinte par un élément appartenant à une SCC (CM)
- l'intégrale de l'évolution de l'aire des SCC cumulées au cours de la simulation (notée INT). Cet indicateur permet de nous apporter une réponse concernant la taille des surfaces critiques sur la durée de toute la simulation.

#### **[Région]**

Crâne : Noté Cr

Cerveau : Noté Ce

#### **[Seuil]**

En l'absence de seuil spécifique à l'enfant, nous avons choisi d'utiliser des seuils établis pour l'adulte :

*Fracture* : Un seuil de 80 MPa pour le crâne a été choisi en accord avec (Stürtz 1980) pour caractériser la fracture (noté 80).



*Blessure neurologique* : Un seuil de 27 kPa pour le cerveau a été choisi pour caractériser la blessure neurologique modérée (noté 27) et un seuil de 39 kPa pour le cerveau a été choisi en accord avec (Roth et al. 2008, 2009) pour caractériser la blessure neurologique sévère (noté 39).

**Exemple** : Le nombre total de SCC observé à un instant donné sur le cerveau pour caractériser une blessure neurologique sévère avec un seuil de 39kPa sera ainsi noté **NT\_Ce\_39**

La Table 2 présente le récapitulatif du code de dénomination des indicateurs :

[Indicateur]		–	[Région]		–	[Seuil]	
<b>NT</b>	Nombre Total de SCC		<b>Ce</b>	Cerveau		27kPa	Blessure neurologique modérée
<b>AM</b>	Aire Maximum d'une SCC					39 kPa	Blessure neurologique sévère
<b>AC</b>	Aire Cumulée des SCC		<b>Cr</b>	Crâne		80 Mpa	Fracture
<b>CM</b>	Contraintes Maximum dans une SCC						
<b>INT</b>	Intégrale des SCC cumulées						

**Table 2.** Récapitulatif du code de dénomination des indicateurs

### 2.1.5 Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel STATISTICA 9. Dans un premier temps, la matrice de corrélation nous a permis d'évaluer les corrélations entre l'AIS et chaque indicateur observé. Dans un second temps l'analyse en composantes principales (ACP) nous a permis d'analyser les données et de déterminer les indicateurs les plus significatifs pour établir une équation de prédiction de notre modèle. Dans un troisième temps, les indicateurs étant choisis grâce à la matrice de corrélation et l'ACP, nous avons réalisé une régression multiple

afin d'établir l'équation de prédiction à partir de la base de construction. L'objectif de la régression multiple est de résoudre l'équation (1):

$$y = b_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + \dots + b_i X_i \quad (1)$$

Dans notre cas on connaît  $y$  qui représente l'AIS tête et les  $X_i$  qui représentent les indicateurs de blessures observés. La régression multiple permet d'évaluer les coefficients  $b_i$  qui permettront d'établir notre équation de prédiction. Une régression multiple impose d'avoir au moins un cas de plus que le nombre de variables observées. La sélection de ces indicateurs se fait à partir de leurs participations dans le cercle factoriel de l'ACP. On pourra écarter les indicateurs de blessures les moins corrélés avec l'AIS tête. Une fois le coefficient estimé, il est possible de calculer un AIS théorique à partir des indicateurs de blessure en résolvant l'équation de prédiction. Un arrondi arithmétique au plus proche est appliqué pour discrétiser la valeur de l'AIS obtenu.

Au total, cette procédure de simulation de scénario d'accident réel a été mise en place pour simuler des scénarios d'accidents. Pour chacun des scénarios considérés, une simulation multi-corps et une simulation éléments-finis ont donc été réalisées pour nous permettre de calculer les 16 indicateurs de blessures discutés précédemment (HIC et 15 indicateurs relatifs aux SCC). Ensuite, l'analyse statistique a permis d'établir une équation de prédiction de la gravité des lésions traumatiques au niveau de la tête. Une fois cette équation établie à partir de la base de construction constituée, elle est validée avec l'estimation de l'AIS d'autres scénarios d'accidents de la base de validation comme discuté précédemment.

## 2.2 Résultats

Au total, 19 scénarios d'accidents ont été sélectionnés et simulés à l'aide de MADYMO et RADIOSS sur une station de travail Intel Xeon 8 CPU E5507 2.27 GHz. Durant chaque calcul, il a été contrôlé que l'énergie Hourglass soit inférieure à 10% de l'énergie interne et que le ratio d'énergie reste voisin de 1. D'un point de vue du temps de calcul, chaque simulation d'accidents dure 1h (10 min de simulation multi-corps, 30 min de simulation éléments-finis et 20 min de post-traitement).

Les cas d'accidents sélectionnés présentent des accidents impliquant des véhicules légers allant de 17 à 81 km/h et conduisant à des AIS tête de 1 à 6. La base de construction est constituée de 15 cas, les 4 cas restants constituant la base de validation. Les 15 cas de la base de construction présentent des accidents avec des AIS compris entre 1 et 6. Les 4 cas de la base de validation présentent des accidents avec des AIS de 1, 2, 3 et 6.

On recense 12 garçons et 7 filles. Dans dix-sept cas l'enfant est en train de courir, dans un cas il marche et dans le dernier cas il est statique. Le véhicule est déclaré en situation de freinage dans 9 cas seulement. Dans tous les cas le choc s'effectue de manière perpendiculaire au véhicule. Le résumé des conditions nécessaires aux simulations numériques est présenté en Table 3 pour la base de construction et la base de validation.

Base	Modèle du véhicule	Vitesse du véhicule	Vitesse du piéton	Assiette de freinage	AIS réel
<b>Base de construction</b>	Renault Laguna	25	2,2	non	1
	Fiat Punto	20	2,2	oui	1
	Toyota Corolla	24	2,2	oui	1
	Citroën C3	25	2,2	oui	1
	Fiat Panda	30	2,2	oui	1
	Ford Fiesta	35	2,2	non	1
	Audi 80	42	2,2	non	2
	Opel Kadett	54	2,2	oui	3
	Mercedes E	39	2,2	non	3
	Ford Fiesta	34	2,2	non	4
	Opel Astra	36	2,2	non	5
	Ford Fiesta	45	2,2	non	5
	Daewoo Nexia	40	1	oui	6
	Peugeot 205	81	2,2	oui	6
	Peugeot 205	77	0	oui	6
<b>Base de validation</b>	VW Golf	17	2,2	oui	1
	Audi 90	42	2,2	non	2
	Opel Kadett	50	2,2	non	3
	Audi 80	55	2,2	non	6

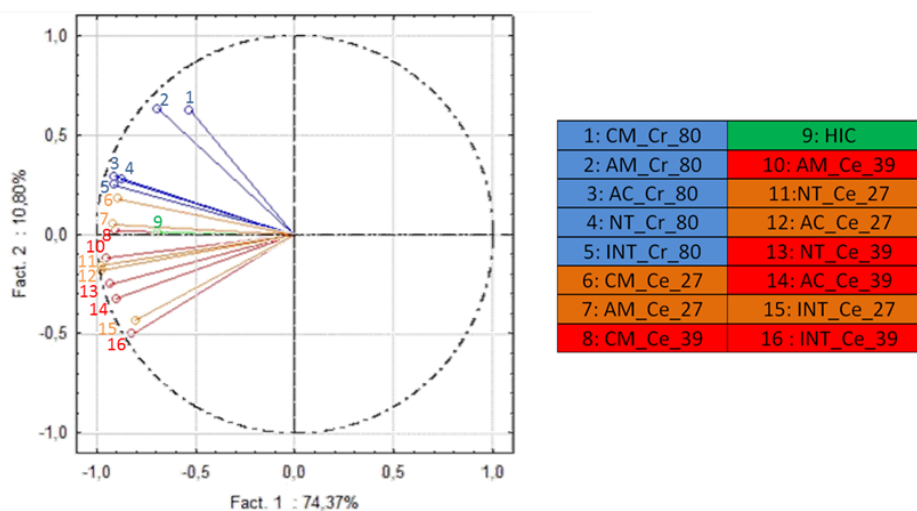
**Table 3.** Récapitulatif des conditions d'accidents

La matrice de corrélation entre l'AIS et les indicateurs corrélés de façon significative est présentée en Table 2. La matrice de corrélation entre l'AIS et les 16 indicateurs de blessure nous montre une corrélation statistiquement significative ( $p$  value < 0.05) pour tous les indicateurs excepté le nombre total de SCC sur le crâne (NT\_Cr\_80).

Indicateur	r	Indicateur	r	Indicateur	r
HIC	0,60	NT_Ce_27	0,90	NT_Ce_29	0,78
AC_Cr_80	0,76	AC_Ce_27	0,89	AC_Ce_29	0,75
INT_Cr_80	0,73	INT_Ce_27	0,82	INT_Ce_29	0,75
AM_Cr_80	0,49	AM_Ce_27	0,84	AM_Ce_29	0,85
CM_Cr_80	0,72	CM_Ce_27	0,77	CM_Ce_29	0,73

**Table 4.** Intensité de la relation (r) entre les indicateurs et l'AIS (p-value < 0.05)

L'analyse par composantes principales nous indique par le biais des valeurs propres que 6 variables suffisent à expliquer 98 % de notre variabilité. Les deux principaux facteurs permettent d'en expliquer 74.37% et 10.80%. Le cercle factoriel résultant de l'ACP (Figure 23) nous montre que les participations des indicateurs sont nettement dissociées. En effet le premier facteur en abscisse représente le risque lésionnel et tous les indicateurs sont du même signe, ils augmentent si le risque augmente. Le deuxième facteur en ordonnée représente la localisation de l'observation qui est la région lésée. En effet les indicateurs de 1 à 5 représentent les 5 indicateurs du crâne (illustré en bleu sur la Figure 23) et se situent dans la partie positive. Ensuite, s'alternent les différents indicateurs du cerveau avec les différents seuils (illustré par la couleur orange pour un seuil modéré et rouge pour un seuil sévère sur la Figure 23). Le HIC se situe lui, le long de l'axe des abscisses (illustré en vert sur la Figure 23).



**Figure 23.** Cercle factoriel issu de l'ACP

Nous avons choisi de réaliser une régression multiple avec le maximum d'indicateurs, soit 14, pour établir le modèle le plus précis possible. Les 2 indicateurs qui ont été écartés sont NT\_Cr\_80 et AM\_Cr\_80. Le premier car il n'est pas corrélé de façon significative et le second car c'est celui qui a la valeur de corrélation la plus faible. En procédant ainsi, on obtient une équation de prédiction avec les coefficients estimés présentés dans la Table 3. Cette équation de prédiction évalue un AIS égal à l'AIS donné par le médecin pour les 15 cas de la base de construction. Nous avons utilisé cette équation de prédiction, nommée EQ (14), afin d'évaluer les AIS des 4 autres scénarios d'accidents collectés pour tenter de valider notre modèle de prédiction. Trois cas sur quatre sont estimés correctement, un cas est surestimé d'un point (détails en Table 5).

ord. origine	1,2147		
HIC	-0,0011	AM_Ce_27	-0,0395
AC_Cr_80	-0,0293	CM_Ce_27	-2,7853
INT_Cr_80	-0,0097	NT_Ce_39	1,7496
CM_Cr_80	0,0092	AC_Ce_39	-0,0061
NT_Ce_27	0,0638	INT_Ce_39	-0,2033
AC_Ce_27	-0,0057	AM_Ce_39	-0,1425
INT_Ce_27	0,0276	CM_Ce_39	-66,8696

**Table 5.** Valeurs des coefficients  $b_i$  pour chaque indicateur

### 2.3 Discussion des résultats

Cette étude souligne d'abord le faible nombre d'accidents d'enfants piétons recensé sur les bases de données consultées, soit seulement 19 cas. L'AIS le plus représenté est l'AIS 1 avec 7 cas sur 19. Ceci est cohérent avec le fait que la majorité des accidents piétons se déroulent en ville avec une vitesse moyenne constatée de 26,2 km/h (Henary et al. 2003). Nous avons 5 cas avec une vitesse inférieure à 30 km/h, ce qui semble cohérent avec la présence majoritaire d'AIS 1.

Une limite de notre étude concerne le faible niveau de détail des données médicales. Seul l'AIS est rapporté dans les bases GIDAS et EACS. Un bilan lésionnel plus détaillé est enregistré dans la base EDA, mais cette base de données ne contient à ce jour que des accidents de faible gravité, avec des AIS limités à 1 et 2, sans aucun cas de fracture ni d'hématome ou de blessure neurologique importante. Il est possible que des cas plus sévères y soient un jour référencés, ce qui nous permettrait d'améliorer notre modèle. Ce faible niveau de détail des lésions

répertoriées a pour conséquence de rendre hasardeuse à ce stade la discrimination du type de blessure. Notre modèle de prédiction est ainsi basé sur 3 grandeurs physiques qui semblent a priori être indiquées pour caractériser 3 principaux types de blessures, à savoir les fractures, les hématomes et les lésions neurologiques, mais reste pour l'instant limité à une prédiction de la gravité du bilan lésionnel, par l'estimation d'un score AIS pouvant aller de 0 à 6. Avec l'ajout de données médicales supplémentaires, il est probable que la prédiction de blessures spécifiques devienne possible. Il serait alors possible de reproduire la méthodologie proposée par Marjoux et al pour évaluer la capacité prédictive de nos indicateurs envers des types de blessures particulières chez l'enfant.

Nos résultats montrent que le modèle de prédiction permet d'évaluer correctement les 15 AIS donnés par le médecin pour les cas de la base de construction et 3 AIS estimés correctement sur 4 pour les cas de validation. Seul un cas d'un choc conduisant à un AIS 3 est surestimé à 4 par notre modèle de prédiction, ce qui pose la question de la méthode de discrétisation de l'AIS que nous avons choisie (arrondi arithmétique au plus proche). Si l'on considère la façon dont l'AIS est évalué par le médecin, on notera que celui-ci évalue la présence (ou non) de lésions précises au moment du codage. Il se peut que la victime soit effectivement proche d'un AIS 4 mais que la présence de certaines lésions nécessaires à l'AIS 4 ne soit pas établie, conduisant le médecin à coder l'AIS à 3. Concernant la fracture du crâne par exemple, on différencie un AIS 3 d'un AIS 4 en fonction d'un enfoncement inférieur à 2 cm. La présence d'un enfoncement très proche de 2cm mais effectivement inférieur conduira le médecin à appliquer un AIS de 3. Ceci laisse penser qu'un arrondi de notre prédiction à l'entier inférieur serait plus adaptée. Afin de répondre à cette interrogation, nous avons appliqué la partie entière à la place de l'arrondi. Il apparaît que notre modèle ne prédit plus que 8 cas correctement. L'arrondi arithmétique semble donc plus adapté à la discrétisation de notre AIS.

Il apparaît par ailleurs que l'AIS établi par des médecins semble très robuste et apparaît peu dépendant de l'opérateur qui l'attribue. En effet, avec une prédiction correcte de 18 cas sur 19, il apparaît que l'AIS semble bien corrélé avec les grandeurs physiques que nous avons choisies, ce qui signifie que les critères de l'AIS sont a priori bien choisis. De plus, les grandeurs physiques que l'on a choisies pour caractériser les blessures à partir de la mesure de la capacité prédictive établie par Marjoux et al (Marjoux et al. 2008) semblent justement caractériser des blessures distinctes, comme le suggèrent leurs participations dissociées sur le cercle factoriel de l'ACP en couleur sur la Figure 23. A partir de 2 grandeurs physiques (mesure de contraintes

sur le crâne et sur le cerveau), nous avons décidé de décliner 5 indicateurs de blessures basés sur la détection de surface de contrainte critique dépassant un seuil (notée SCC). En observant l'aire des SCC, nous filtrons de manière intuitive une zone qui peut être très localement lésée d'une zone lésée de façon plus large. Dans cette étude, il apparaît que l'indicateur de blessure le plus corrélé à l'AIS (0.90) est le nombre maximum de SCC observé sur le cerveau avec un seuil de 27 kPa (NT\_Ce\_27). Il apparaît par ailleurs que la contrainte maximum atteinte par un élément appartenant à une SCC (CM) est toujours l'indicateur le moins corrélé des cinq pour le crâne et le cerveau.

Notre modèle de prédiction donne des résultats satisfaisants en combinant le maximum de 14 indicateurs, mais est-il possible de réduire le nombre d'indicateurs en maintenant une capacité de prédiction suffisante ? Par ailleurs, comment se positionne notre modèle de prédiction par rapport à un modèle construit uniquement avec le HIC, c'est-à-dire le critère utilisé pour l'évaluation des véhicules à l'EuroNCAP. Pour répondre à ces deux interrogations, nous avons évalué deux autres équations de prédictions :

-EQ (HIC) : équation de prédiction établie uniquement à partir de l'observation du HIC de la forme :

$$AIS = b_0 + b_1 * HIC \quad (2)$$

où  $b_0$  et  $b_1$  sont évalués par une régression multiple.

-EQ (6) équation de prédiction établie à partir des 6 indicateurs les plus corrélés à l'AIS de la forme :

$$AIS = b_0 + b_1 * NT\_Ce\_27 + b_2 * AC\_Ce\_27 + b_3 * AM\_Ce\_39 + b_4 * AM\_Ce\_27 + b_5 * INT\_Ce\_27 + b_6 * NT\_Ce\_39 \quad (3)$$

où  $b_0$  à  $b_6$  sont évalués par une régression multiple.

La Table 4 présente l'AIS estimé et l'écart par rapport à l'AIS réel en italique pour les cas de la base de construction et les cas de la base de validation.

L'erreur de prédiction est quantifiée selon la codification suivante : = si l'AIS est prédit correctement, +/-x pour un écart de x par rapport à l'AIS théorique.

L'erreur moyenne est définie comme étant la somme des erreurs en valeur absolue divisée par le nombre de cas d'accidents de la base considérée.

Les équations présentées en Table 4 sont l'EQ (HIC), l'EQ (6), l'EQ (14) ainsi que le rappel de l'AIS réel en grisé.

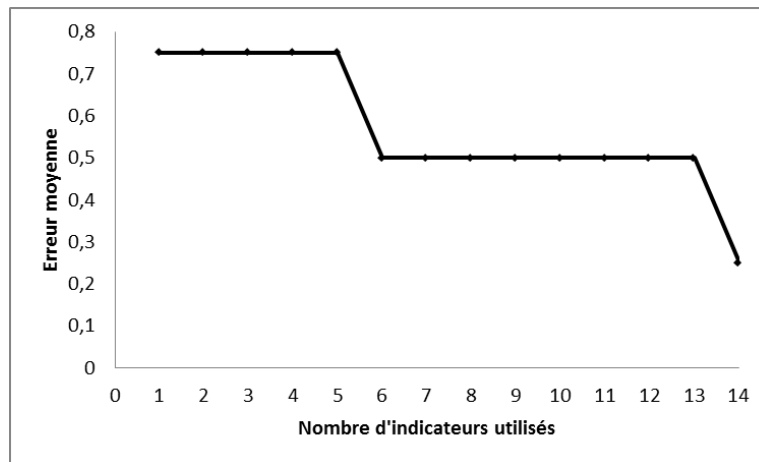
	EQ (HIC)			EQ (6)			EQ (14)			AIS Réel	
	Estimation	Erreur	Erreur moyenne	Estimation	Erreur	Erreur moyenne	Estimation	Erreur	Erreur moyenne		
Base de construction	3	2	1.27	1	=	0.47	1	=	0	1	
	2	1		1	=		1	=		1	
	3	2		1	=		1	=		1	
	3	2		1	=		1	=		1	
	3	2		1	=		1	=		1	
	2	1		2	1		=	1		=	1
	3	1		3	1		=	2		=	2
	3	=		3	=		3	=		3	
	3	=		2	-1		3	=		3	
	3	-1		3	1		4	=		4	
	3	-2		4	-1		5	=		5	
	3	-2		4	-1		5	=		5	
	3	-3		5	-1		6	=		6	
	6	=		6	=		6	=		6	
6	=	6	=	6	=	6					
Base de Validation	2	1	1.25	1	=	0.75	1	=	0.25	1	
	3	1		3	1		2	=		2	
	3	=		2	-1		4	1		3	
	3	-3		5	-1		6	=		6	

**Table 6.** Erreur moyenne et écart de la prédiction

Il apparaît dans un premier temps que le modèle construit avec 14 indicateurs de blessures EQ(14) est le plus performant avec 18 cas sur 19 estimés correctement (94%), avec une erreur moyenne de 0.25 sur la base de validation. Nous avons vu précédemment que les valeurs propres de l'ACP indiquent que 6 indicateurs suffisent à expliquer 98 % de la variabilité. C'est pourquoi nous avons voulu évaluer si une équation avec 6 indicateurs EQ (6) était suffisamment précise. Comme le montre la Table 4, ce modèle permet de prévoir au total 9 cas sur 15 (60%) avec une erreur moyenne sur la base de validation de 0.75. Afin de répondre précisément à la première question nous avons cherché à savoir à partir de combien d'indicateurs le résultat change notablement. Pour cela nous avons effectué une étude de sensibilité du nombre d'indicateurs nécessaires, présentée par le graphique en Figure 24. Cette Figure présente l'erreur moyenne sur la base de validation en fonction du nombre d'indicateurs utilisés (ajouté du plus corrélé au moins corrélé). Il apparaît sur ces courbes deux sauts de précision : le premier



à 6 indicateurs (saut de 0.25) et le second à 14 (saut de 0.25). Nous pouvons donc penser que le choix de 14 indicateurs est le plus judicieux.



**Figure 24.** Evolution de l'erreur moyenne sur la base de validation en fonction du nombre d'indicateurs utilisés

Il apparaît dans un second temps que le modèle construit avec uniquement le HIC, EQ (HIC), est le moins performant avec 5 cas sur 19 estimés correctement au total (26%) et avec une erreur moyenne de 1.25 sur la base de validation. Si le HIC n'est pas aussi précis que les indicateurs liés aux SCC, le HIC est un indicateur cinématique corrélé de façon statistiquement significative avec l'AIS qui a une place légitime dans notre modèle complet EQ (14). En effet, ce critère cinématique permet de quantifier ce que les mesures de contraintes ne peuvent pas : le mouvement violent, l'accélération de la tête avant le choc et les dégâts que cela peut engendrer au niveau de la tête.

Il apparaît au total que l'équation de prédiction construite à partir de l'observation de 14 indicateurs de blessure forme un ensemble cohérent (mesure cinématique et mesures de contraintes) qui offre une capacité de prédiction précise. Nous avons montré qu'utiliser 6 critères au lieu de 14 augmente l'erreur moyenne de 0.5. Il apparaît ici l'utilité de combiner un maximum d'observations afin de pouvoir estimer au mieux tous les AIS.

Enfin, ce modèle de prédiction est construit uniquement à partir d'accidents piéton. On peut se poser la question de savoir s'il sera valide dans une autre utilisation. Il serait pertinent de tester ce modèle dans d'autres conditions de choc, par exemple la chute, et de combiner

différentes conditions de choc et d'évaluer une nouvelle équation de prédiction afin d'obtenir un modèle de prédiction indépendant de ces conditions de choc.

## **2.4 Bilan de la partie B2**

Au total, cette étude nous a permis de construire un modèle de prédiction des lésions traumatiques au niveau de la tête chez l'enfant piéton. Ce modèle de prédiction est basé sur 15 cas d'accidents et validé à partir de 4 autres. La précision de ce modèle est à souligner (18 cas sur 19 estimés correctement, erreur moyenne de 0.25 pour les cas de validation). Il apparaît très clairement à travers ce résultat qu'observer des indicateurs basés sur la détection de SCC donne une précision remarquable. Par ailleurs, combiner une simulation multi-corps globale de l'accident et une simulation éléments-finis locale du contact tête/capot nous offre la possibilité de combiner des critères cinématiques et des critères en contrainte. Différents indicateurs ont été établis dans cette étude (mesure du nombre de SCC, mesure de l'aire de la plus grande SCC...). Ces différents indicateurs combinés lors de ces observations nous permettent d'évaluer de façon fiable le risque lésionnel. Par ailleurs, ce modèle de prédiction est destiné à évoluer avec le temps, notamment grâce à des cas d'accidents plus documentés pour pouvoir prédire non seulement la gravité mais également le type de blessure au niveau de la tête.

Ce modèle de prédiction pourra être utilisé par la suite dans une étude de l'analyse de l'influence du design d'une structure avant de véhicule sur la gravité des blessures à la tête chez un enfant piéton. Ainsi, il sera possible d'améliorer la sécurité de l'enfant piéton.

# Partie C

## Analyse paramétrique

L'enfant est un usager de la route vulnérable. Un enfant sur 5 tué sur la route l'est en tant que piéton. Sa morphologie particulière et notamment sa petite taille le rend très probablement encore plus vulnérable aux chocs piéton, avec pour conséquence des lésions et mécanismes lésionnels spécifiques. Ainsi, se pose la question de savoir si les solutions de protections développées pour le piéton adulte restent adaptées au cas particulier de l'enfant.

Aujourd'hui en Europe, dans le cadre des essais de certification de véhicules proposés par EuroNCAP, les mannequins enfants sont toujours utilisés en tant que passagers. Concernant l'enfant piéton, il n'y a qu'un impact sous-système qui est effectué de façon systématique. Pour estimer le risque potentiel de blessures à la tête lors d'un choc entre un véhicule et un adulte ou un enfant, une série de tests d'impact est réalisée à 40 km/h à l'aide d'un élément de frappe ayant la forme d'un adulte ou d'une tête d'enfant. Les zones d'impact sont ensuite évaluées et la protection offerte est jugée bonne, adéquate, marginale, faible ou insuffisante.

L'objectif de cette partie est d'étudier l'influence de la géométrie d'un véhicule, et plus particulièrement de la structure avant de ce véhicule, sur le bilan lésionnel au niveau de la tête d'un enfant piéton accidenté. Pour atteindre cet objectif, nous proposons une étude paramétrique centrée sur la géométrie du véhicule.

Nous détaillerons ici dans un premier temps le développement de cette approche d'analyse paramétrique, pour ensuite évoquer la méthodologie retenue. Enfin, dans un troisième temps, nous présenterons et analyserons les résultats obtenus.

---

## **Chapitre C.1 Développement d'une approche d'analyse paramétrique**

---

Aujourd'hui, il existe de nombreux codes de calculs qui permettent de réaliser des simulations numériques. Nous avons vu dans la partie A de ce mémoire qu'il existe également plusieurs modèles numériques d'enfants. Nous avons dû faire un choix sur les modèles que nous allions utiliser durant ce projet. Ces choix effectués, il a fallu imaginer l'outil que nous allions utiliser pour évaluer les facteurs liés à la géométrie du véhicule ou plus généralement aux conditions de l'accident, sur le bilan lésionnel d'un enfant piéton accidenté.

### **1.1 Problématique et choix de la méthode**

Pour analyser l'influence de différents facteurs sur le bilan lésionnel d'un enfant piéton accidenté, nous avons dû faire un certain nombre de choix. Sur le type et les modèles à utiliser d'abord, mais également sur le type d'étude que l'on souhaitait réaliser. Nous avons vu dans la première partie qu'il existe de nombreux modèles d'enfants piétons développés dans un contexte de recherche en sécurité routière. Parmi ces modèles, on distingue les modèles multi-corps et les modèles éléments finis.

Nous avons choisi de ne pas privilégier une approche en particulier mais plutôt de combiner les deux. L'accident est d'abord simulé sur une fenêtre de temps large, d'une durée de 150 ms, par le biais d'une simulation multi-corps. La relative rapidité des calculs nous permet d'enregistrer la cinématique du choc entre la structure avant du véhicule et l'enfant piéton pendant toute la durée de cette fenêtre.

Dans un premier temps, nous avons envisagé la possibilité de réaliser cette étude à partir du logiciel Hyperstudy (Altair, Troy, Michigan) qui permet de réaliser des plans d'expériences et propose un certain nombre d'outils adaptés à notre problématique d'analyse paramétrique. Cependant, ce logiciel ne permet pas de gestion aisée des flux de données entre différentes applications externes, ce qui complique le couplage entre une simulation multi-corps et une simulation éléments-finis telle que nous l'avons envisagée. Ainsi, nous avons mis en œuvre le développement d'un logiciel adapté à notre projet d'étude paramétrique, spécifique au cas de l'enfant piéton. Les objectifs principaux de cet outil sont les suivants :

- Réaliser un plan d'expérience
- Simuler chaque configuration d'accidents par :
  - Une simulation multi-corps globale
  - Une simulation éléments finis locale
- Lire et post-traiter les résultats des simulations
- Compiler les résultats dans un tableau récapitulatif

## **1.2 Analyse paramétrique**

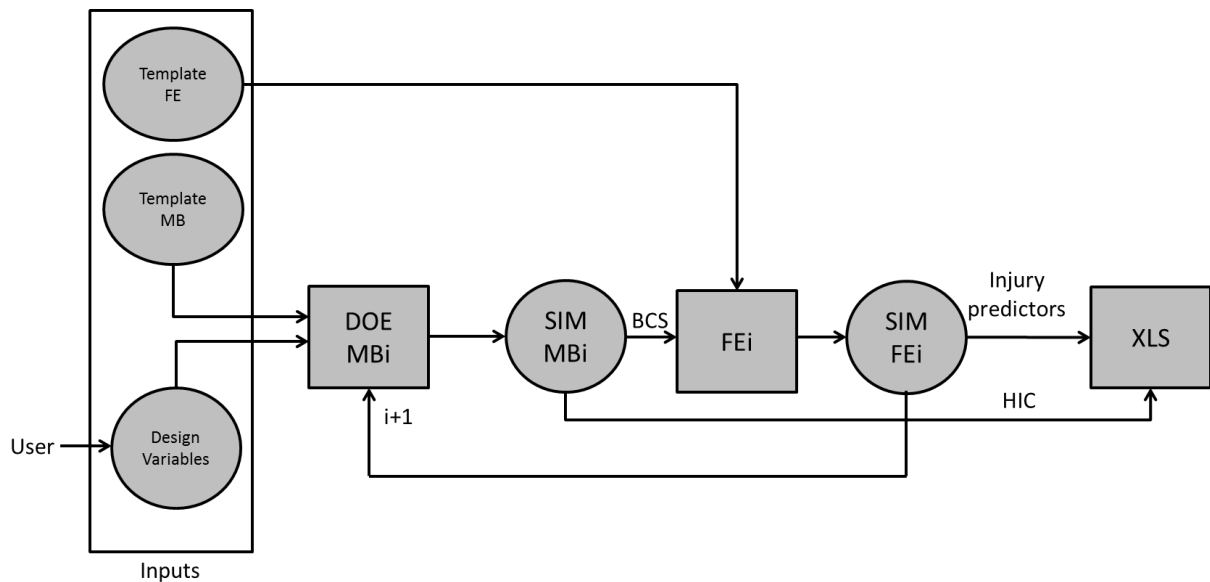
### *1.2.1 Principe*

Une analyse paramétrique demande à un utilisateur de définir un ensemble de paramètres qu'il souhaite faire varier, afin d'en étudier les effets sur une ou des sorties. On parle en statistique de variable dépendante et de variable indépendante. En effet dans un problème, une variable dépendante est un paramètre du problème qui varie sous l'influence d'autres paramètres du problème (qui eux-mêmes peuvent varier et qui sont soit d'autres variables dépendantes, soit des variables indépendantes). Dans notre cas, on souhaite faire varier des variables indépendantes (une géométrie, une attitude du piéton) et mesurer les variations des variables dépendantes (un critère de blessure, une mesure de contrainte, etc.).

L'approche d'analyse paramétrique a été développée sur MATLAB R2013a®. Ce programme est composé d'une fonction Batch qui va venir appeler d'autres fonctions.

### 1.2.2 Schéma de fonctionnement général

Le fonctionnement général de ce logiciel est présenté en Figure 25. Ce schéma présente la partie interface utilisateur à gauche puis, dans le sens des flèches, les différentes étapes qui vont se succéder.



**Figure 25.** Schéma du fonctionnement de l'approche d'analyse paramétrique

#### ***Données d'entrées utilisateur (à gauche de la Figure 25)***

Au départ, l'utilisateur est invité à définir les valeurs minimales, maximales et le pas pour chaque paramètre. Le pas définit le nombre de configurations qui seront construites entre la valeur minimale et maximale. Au total, trois catégories de paramètres peuvent être définies :

- La première concerne la géométrie de la structure frontale du véhicule.
- La seconde concerne les propriétés mécaniques de chacune de ces parties
- La troisième concerne les conditions d'impact.

➤ Le détail des paramètres pour chaque catégorie sera présenté en 1.2.3.

L'utilisateur est également invité à saisir le chemin d'accès de deux modèles de référence, appelés « Template ». Le premier est un fichier MADYMO 7.5® qui contient un modèle Multi-Corps d'accident Enfant/Véhicule paramétré, et le second un fichier RADIOSS qui contient un modèle Eléments Finis de contact tête/capot paramétré.

### ***Case DOE MBi : Design Of Experiment MultiBody***

Cette fonction effectue un plan d'expérience à partir des variables définies par l'utilisateur et génère un fichier MADYMO 7.5®. Ce fichier est mis à jour à partir d'un modèle de référence évoqué plus haut (Template MB sur la Fig. 25). La construction et le détail de cette étape est présenté en 1.3.

### ***Case SIM MBi: Simulation MultiBody***

Le calcul de la simulation multi-corps du fichier MBi est effectué.

Cette fonction vient ensuite lire le temps de contact entre la tête et le capot.

Une itération avant ce contact, les conditions cinématiques suivantes sont ainsi enregistrées.

Le logiciel vient lire les fichiers de résultats et vient enregistrer plusieurs conditions cinématiques:

- La position du centre de gravité de la tête à cet instant
- La vitesse linéaire et angulaire de la tête à cet instant
- Les 3 angles de Bryant relatifs à l'orientation de la tête dans l'espace à cet instant

Ces conditions permettent de connaître précisément la cinématique de la tête juste avant le contact afin de simuler le choc tête capot.

### ***Case FEi: Finite Element***

Pour chaque configuration, un fichier RADIOSS V11® est créé. Ce fichier est une adaptation du modèle de référence évoqué plus haut (Template FE sur la Fig. 25). La procédure détaillée de cette fonction est proposée en section C 1.4. Les données d'entrée sont les conditions cinématiques issues de la simulation multi-corps, afin de positionner la tête par rapport au capot.

### ***Case SIM FEi: Simulation Finite Element***

Le calcul de la simulation éléments-finis du fichier FEi est effectué.

Les fichiers de résultats sont lus et une étape de post-traitement est effectuée, comme détaillé en C 1.4 .

### ***XLS***

Les mesures des variables dépendantes sont enregistrées. Ces mesures sont des résultats issus des simulations multi-corps et éléments-finis. Ces mesures sont enregistrées dans un tableau

construit de façon à pouvoir être ouvert directement dans le logiciel STATISTICA que nous avons utilisé pour les analyses statistiques des résultats. Un exemple de tableau est présenté en **ANNEXE E**.

### 1.2.3 Schéma de fonctionnement détaillé

La Figure 27 présentée en fin de section représente le schéma de fonctionnement détaillé de notre logiciel d'analyse paramétrique.

#### Entrées

Dans un premier temps, l'utilisateur définit les paramètres qu'il souhaite faire varier ou non. Pour cela, il faut qu'il les définisse dans un fichier Excel pré-établi nommé *Paramètres.xls*. Le contenu de ce Fichier est présenté ci-dessous en Figure 26. Dans ce fichier, il faut renseigner :

- La géométrie du véhicule : minimum, maximum et le pas pour chaque variable géométrique paramétrée.
- Le comportement du véhicule : minimum, maximum et le pas pour la vitesse du véhicule, valeur de la décélération et valeur de l'assiette de freinage.
- Le comportement du piéton : la valeur de la phase de déplacement, valeur de l'angle du piéton et valeur de sa vitesse.

	A	B	C	D	E
1	<b>PARAMETRES.XLS</b>				
2					
3					
4	<b>Paramètre</b>		<b>Domaine</b>		
5	<b>Forme du véhicule</b>		<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>Pas</b>
6		BCH (mm)	400	500	3
7		HEH (mm)	600	840	3
8		BL (mm)	60	200	3
9		HA (degrés)	11	18	3
10		SL (mm)	0	55	1
11		SH (mm)	170	240	1
12					
13	<b>Comportement du véhicule</b>		<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>Pas</b>
14		Vitesse (km/h)	26,2	26,2	1
15		Décélération (m/s <sup>2</sup> )	0		
16		Assiette de freinage (degrés)	0		
17					
18	<b>Comportement du piéton</b>	Phase de déplacement (%)	0		
19					
20		Angle (degrés)	0		
21					
22		Vitesse (m/s)	2,2		
23					
24					
25					
26					
27					

**Figure 26.** Contenu du Fichier Paramètres.xls



Ensuite, l'utilisateur doit renseigner le chemin d'accès de cinq fichiers :

- Un modèle multi corps (*.xml*) : c'est le modèle Multi-Corps d'accident Enfant/Véhicule paramétré
- Un modèle éléments-finis (*0000.rad* et *0001.rad*) : c'est un modèle Elements-Finis de l'impact tête /capot paramétré
- Un fichier session Hyperview (*.mvw*) : c'est un modèle de post-traitement préalablement réalisé sous Hyperview
- Un script (*.tcl*) : C'est un fichier qui permet de lancer en batch le post-traitement sous Hyperview.

### **Fonction DOE (Design of Experiment= Plan d'expérience)**

Cette fonction vient lire le fichier *parametre.xls* et vient récupérer les valeurs renseignées. La fonction génère le plan d'expérience désiré (dans notre cas uniquement Full Factor). Le pas définit le nombre de niveaux pour la variable. Par exemple avec un pas de 3, l'outil va considérer le minimum, la valeur intermédiaire et le maximum. Cette fonction est initialisée à  $i=1$ .

Cette fonction enregistre dans une variable locale les  $i$  configurations calculées (Exemple en ANNEXE E). Elle envoie la configuration  $i$  à la fonction DOE **MBi**.

### **Fonction MB (Multi-Body= Multi-corps)**

Cette fonction reçoit en entrée une configuration d'un scénario d'accident détaillé précédemment Figure 26. Son objectif est de générer un modèle multi-corps du scénario  $i$ . Le fichier de référence est copié puis modifié avec les paramètres du scénario  $i$ . Le fichier créé est nommé *Fichier\_i.xml* et il devient une entrée de la fonction **Simulation MB**

### **Fonction Simulation MB**

Cette fonction reçoit un modèle MADYMO représentatif de la configuration  $i$ . Son objectif est d'effectuer la simulation de ce modèle et d'enregistrer les résultats de la simulation dans un répertoire portant le numéro de la simulation et se trouvant dans le répertoire MB qui regroupe les simulations multi-corps. Le dossier est nommé *MB/i* et contient les fichiers issus des simulations. La réalisation de ce calcul est effectuée directement dans l'interface MATLAB, le déroulement du calcul s'affiche en temps réel.

Le chemin d'accès de ce dossier est envoyé à la fonction **Résultats MB**.

### **Fonction Résultats MB**

Cette fonction reçoit en entrée le chemin d'accès du dossier du calcul multi-corps numéro i. Son objectif est d'extraire le HIC et d'extraire une variable contenant les conditions aux limites de la tête avant l'impact, nommées  $CL_i$ . Pour cela, la fonction vient lire les fichiers textes contenant les résultats produits par MADYMO. Le HIC est sauvegardé dans un fichier *.peak*, il suffit de venir lire sa valeur et de la sauvegarder.

Les conditions limites sont récupérées de la manière suivante :

Un fichier *.control* est lu afin d'extraire le temps de contact entre la tête et le capot.

Les fichiers *.aps* (position) *.lvl* (vitesse linéaire) *.avl* (vitesse angulaire) sont lus afin d'extraire les conditions limites de la tête désirées.

- Cette fonction envoie la valeur du HIC à la fonction **Tableau Résultats**.
- Les conditions limites  $CL_i$  sont envoyées comme entrée à la fonction **FE**.

### **Fonction FE (Finite-Elements= éléments-finis)**

Cette fonction reçoit les conditions limites au niveau de la tête. Son objectif est de générer un modèle éléments-finis qui simule l'impact de la tête sur le capot du scénario i. Ce modèle est construit à partir de la lecture d'un modèle de référence. Ce modèle se compose d'un fichier starter nommé *Reference\_i\_0000.rad* et d'un fichier Engine *Reference\_i\_0001.rad*. Le fichier starter contient la définition du modèle (géométrie, propriétés, conditions initiales, conditions limites...) et le fichier engine contient les informations relatives à la simulation (nombre de processeurs utilisés, choix des sorties à enregistrer...). Cette fonction vient copier les fichiers de référence mais modifie les champs correspondants aux conditions limites de notre scénario dans le fichier starter.

Cette fonction génère deux fichiers Radioss nommés *Fichier\_i\_0000.rad* et *Fichier\_i\_0001.rad* et l'envoie à la fonction **Simulation FE**.

### **Fonction Simulation FE**

Cette fonction reçoit un modèle RADIOSS représentatif de la configuration i. Son objectif est d'effectuer la simulation de ce modèle et d'enregistrer les résultats de la simulation dans un répertoire portant le numéro de la simulation et se trouvant dans le répertoire MB qui regroupe

les simulations multi-corps. Le dossier est nommé *FE/i* et contient les fichiers issus des simulations. La réalisation de ce calcul est effectuée directement dans l'interface MATLAB. Le déroulement du calcul s'affiche en temps réel.

- Le chemin de ce dossier est envoyé à la fonction **Exporter Résultats**.

### **Fonction Exporter Résultats**

Le code RADIOSS est un code de calcul éléments finis relativement fermé. Les fichiers contenant les résultats sont des fichiers cryptés et non lisibles dans un éditeur de texte classique. Une façon de procéder consiste à utiliser un logiciel dédié de type HyperView et d'exporter les courbes désirées manuellement, mais cela est peu compatible avec l'étude paramétrique automatique que nous envisageons.

Cette fonction reçoit le chemin d'accès du dossier de calcul éléments-finis numéro *i*. Son objectif est d'obtenir les courbes d'évolution de contraintes dans un format exploitable au format *.csv*. Les courbes de résultats désirées sont exportées à l'aide d'un fichier session de référence nommé *Reference.mvw* et un script TCL nommé *Reference.tcl*. Le fichier session de référence a été réalisé manuellement une fois à l'aide de la simulation d'un cas moyen, de la manière suivante : les courbes désirées sont tracées dans HyperView et on enregistre un fichier session *.mvw* qui se résume en un fichier texte où toutes les courbes sont décrites. Le script TCL permet d'extraire toutes les courbes en un fichier *Courbes.csv* exploitable. Ce script lance HyperView dans un mode Batch (fenêtre DOS) qui exporte toutes les courbes comprises dans un fichier session, sans intervention manuelle.

- Cette fonction crée un fichier *courbes.csv* qui contient toutes les courbes d'évolution de contraintes de la configuration *i* et l'envoie à la fonction **Résultats FE**.

### **Résultats FE.**

Cette fonction reçoit le fichier contenant les courbes d'évolution de contrainte (*Courbes.csv*) et un modèle éléments finis RADIOSS (*Fichier\_i\_0000.rad*). Son objectif est de déterminer des surfaces de contraintes dépassant un seuil sur le crâne et sur le cerveau, et de calculer 15 indicateurs de blessures relatifs à ces surfaces. Pour déterminer les surfaces de contraintes dépassant un seuil, cette fonction vient récupérer la liste des éléments et leurs nœuds associés détaillés dans le fichier *Fichier\_i\_0000.rad*.

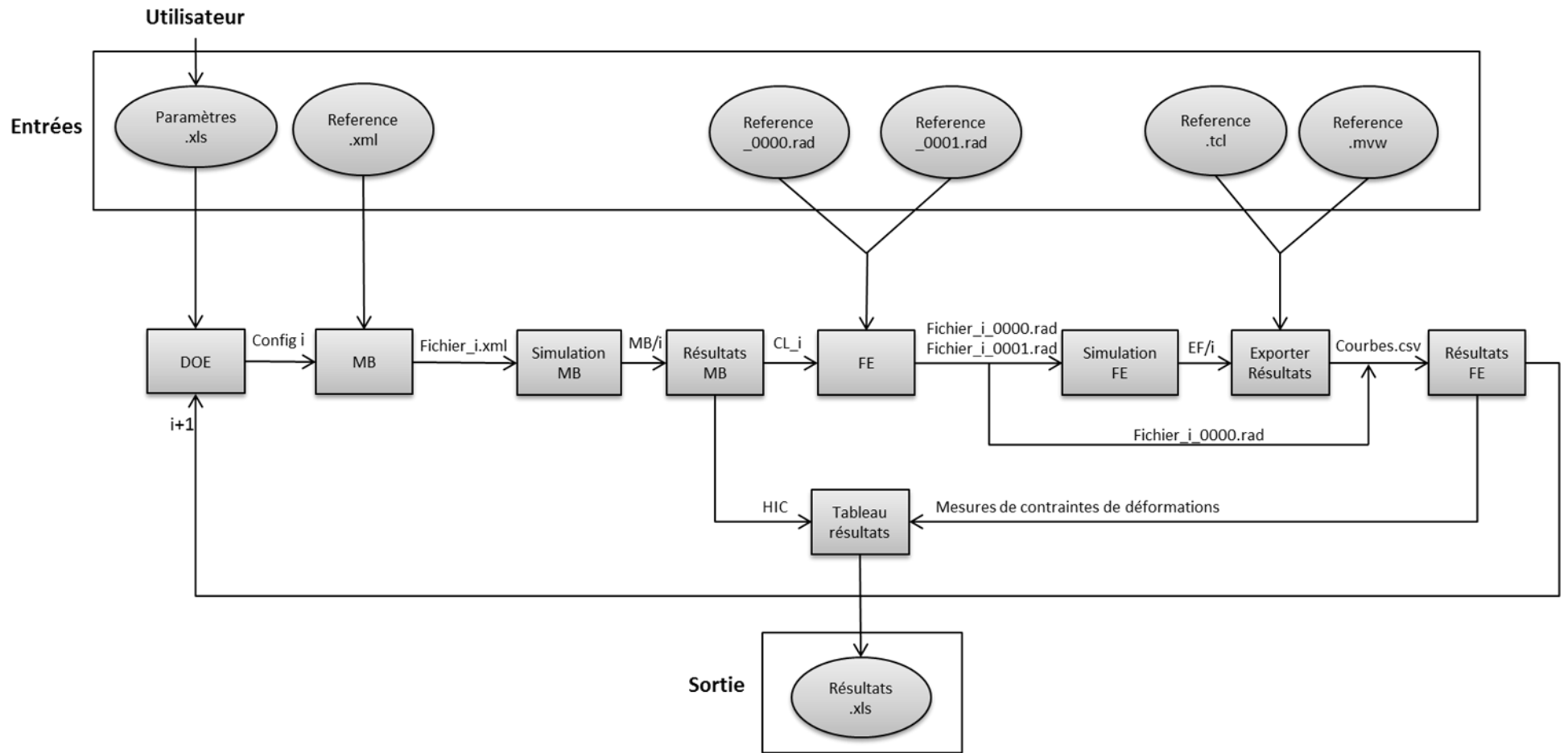
- Cette fonction envoie les 15 indicateurs et les 4 mesures à la fonction **Tableau Résultats**.
- Cette fonction incrémente  $i=i+1$  et l'envoie à la fonction **DOE** pour passer à la configuration suivante et ainsi de suite.

### **Tableau Résultats**

Cette fonction compile les résultats des  $i$  configurations évaluées dans un tableau et le fichier *Résultats.xls* est créé.

### **Sortie**

Nous disposons en sortie d'un tableau Excel contenant les résultats, tableau qui pourra être directement exploité pour l'analyse statistique (Voir ANNEXE F).



**Figure 27.** Schéma de fonctionnement détaillé de l’outil paramétrique

### 1.3 Modélisation multi-corps

MADYMO (MATHematical DYnamic MOdel) est un logiciel développé par TASS International. C'est un code de calcul qui permet de modéliser le comportement dynamique de systèmes mécaniques. Le domaine d'application principal de MADYMO est l'analyse de collisions entre véhicules et l'étude des lésions subies par des usagers de la route. Ce logiciel permet d'étudier des systèmes en grands déplacements et d'en étudier la cinématique. Pour créer un modèle on définit ainsi des systèmes multi-corps: les corps les composant, les liaisons entre les corps, les référentiels associés aux systèmes et aux corps, les surfaces de contact des corps (ellipsoïdes ou plans), les caractéristiques de contact des surfaces, les conditions initiales. L'algorithme de calcul multi-corps résout les dérivées secondes de la position pour chaque degré de liberté du système, sous forme explicite, à partir de l'état initial du système de corps précisé en termes de position et de vitesse.

Précédemment, nous avons identifié que l'enfant piéton le plus accidenté est âgé de 6 ans, et qu'il est majoritairement emporté par un véhicule léger alors qu'il traverse la route en courant. Ces éléments doivent être pris en compte dans cette modélisation sous la forme de paramètres, ajustables. On distingue donc différents paramètres à prendre en compte : les paramètres relatifs aux véhicules (géométriques, structuraux et comportementaux), et les paramètres relatifs aux piétons (uniquement comportementaux).

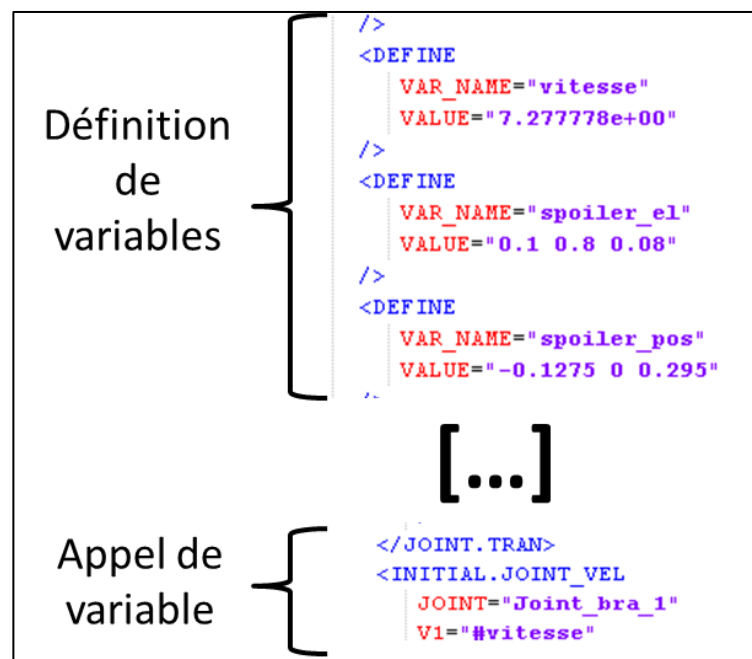
#### 1.3.1 Fichier de référence

L'objectif est de créer un modèle multi-corps représentatif de l'accident. Un modèle MADYMO est en réalité un fichier texte dans lequel toutes les données sont compilées suivant une hiérarchisation propre au fonctionnement de MADYMO. L'idée ici est de créer un fichier référence « moyen », représentatif d'un accident classique entre une structure avant de véhicule et un piéton qui puisse être adapté facilement pour représenter un autre scénario d'accident.

MADYMO offre la possibilité de construire son modèle en incluant des données susceptibles de varier (variables). En effet, à la création du modèle, il est possible de définir une variable par un nom et une valeur (voir une série de valeurs). Quand une variable est créée, il est possible d'y faire référence en indiquant son nom précédé d'un dièse #. Ce point est

fondamental dans cette modélisation, car il nous permet de construire un modèle « paramétré » qui pourra être adapté simplement en modifiant les valeurs des variables dans le fichier.

La Figure 28 ci-dessous illustre la définition d'une variable, par exemple la vitesse du véhicule de 7.2 m/s et l'appel de cette variable plus tard lors de la définition d'une vitesse. On remarque qu'il est possible d'assigner à une variable un jeu de valeurs. La variable « spoiler\_pos » est ainsi un jeu de 3 valeurs qui correspondent aux 3 coordonnées spatiales du CG: 0.1 ; 0.8 ; 0.08. Cela permet d'avoir une variable qui permet de renseigner les 3 coordonnées spatiales d'un ellipsoïde (en l'occurrence l'ellipsoïde représentant le spoiler).



**Figure 28.** Illustration de la paramétrisation du modèle

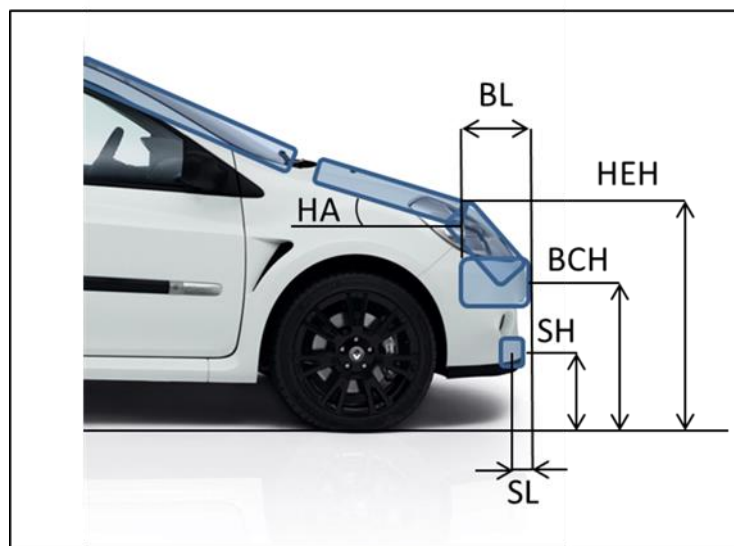
Nous avons créé un modèle MADYMO qui fait appel à 20 variables :

- 7 variables relatives à la position d'ellipsoïde dans l'espace
- 7 variables relatives à la dimension d'ellipsoïde
- 1 variable relative à la vitesse du véhicule
- 1 variable relative à la décélération
- 1 variable relative à l'assiette de freinage
- 1 variable relative à la vitesse du piéton
- 1 variable relative à la position du piéton
- 1 variable relative à l'angle du piéton par rapport à la route

Ce modèle de référence, paramétré, a été conçu pour être modifié simplement par notre outil MATLAB.

### 1.3.2 Modélisation d'un véhicule

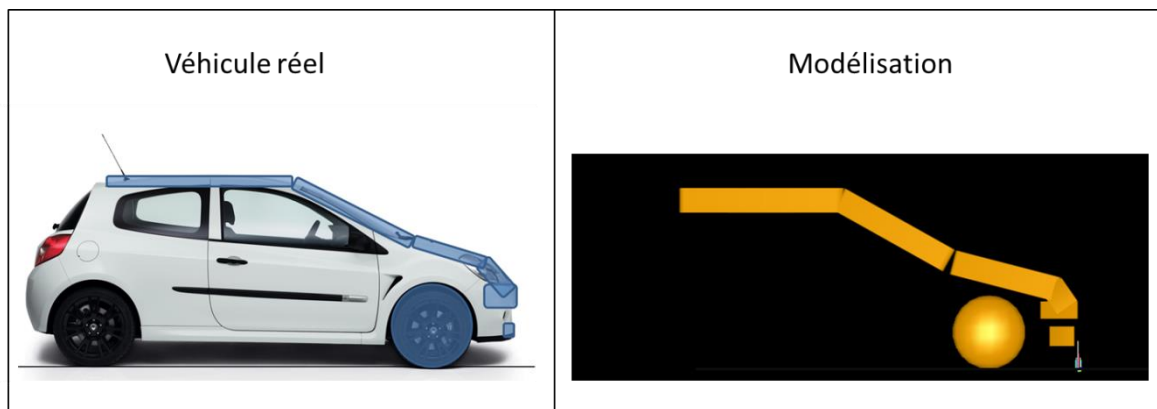
Afin de modéliser un avant de véhicule, il convient de bien identifier les parties sur un véhicule type (Figure 29). On paramètre le décalage du spoiler (SL), la hauteur du spoiler (SH), la hauteur du pare-chocs (BCH), la hauteur du capot (HEH), l'écart entre la base du capot et le bout du pare-chocs (BL) et l'angle du capot (HA).



**Figure 29.** Les paramètres géométriques d'une structure avant de véhicule léger

Les parties modélisées pour construire une structure avant de véhicule sont le spoiler, le pare-chocs, la calandre, le capot, le pare-brise et le toit. Lors d'un choc piéton enfant, il a été montré que l'enfant sera impacté par le spoiler, le pare-chocs, la calandre et le capot. Ces zones doivent être paramétrées afin de pouvoir les faire varier lors de notre étude paramétrique. Afin de faciliter la visualisation ultérieure des animations issues de la simulation, l'avant de véhicule dédié au choc piéton comporte également les roues, le pare-brise et le toit. Ces trois zones sont paramétrées uniquement pour se positionner l'une par rapport à l'autre mais ne peuvent pas varier au niveau de la forme. Le véhicule est composé des seules parties susceptibles d'être en contact avec le piéton (Figure 30). L'avant de véhicule est ainsi constitué de 7 ellipsoïdes paramétrés. Chaque ellipse est géométriquement définie par 7 paramètres sous MADYMO. La procédure de modélisation géométrique est détaillée dans l'annexe A.





**Figure 30.** Modélisation d'un avant de véhicule sous MADYMO

### 1.3.3 Modélisation du piéton

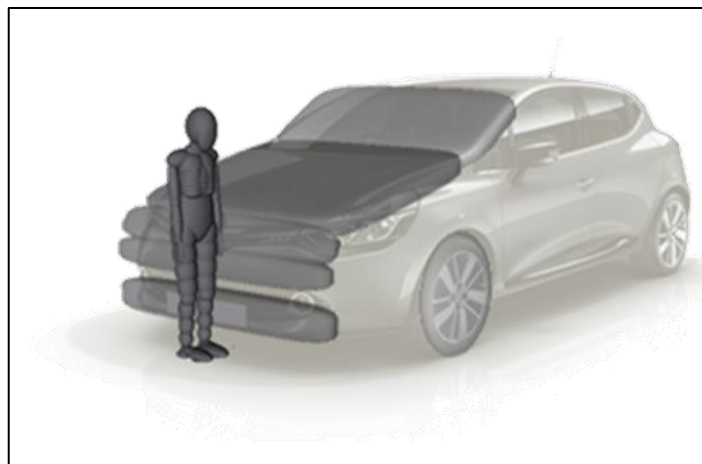
Le piéton modélisé en multi-corps est issu de la famille dédiée au choc piéton mise à disposition dans la version commerciale de MADYMO. Cet enfant de 6 ans est constitué de 64 surfaces ellipsoïdes. Il est morphologiquement représentatif d'un enfant moyen de 6 ans, c'est-à-dire 1,17m pour 23kg (Figure 31). Ce modèle a été validé en situation de chocs comme vu précédemment. Il a été développé à l'aide des spécifications anthropométriques du mannequin enfant Q-series (hauteur debout, hauteur assis, largeur des épaules, hauteur du genou et le poids). Différents critères de blessures comme le HIC pour le segment de tête sont proposés de base dans MADYMO. Ces critères sont enregistrés dans un fichier texte à l'issue de la simulation.



**Figure 31.** Modélisation d'un enfant piéton de 6 ans. Image du manuel MADYMO

#### *1.3.4 La simulation*

Le piéton est positionné à 1 centimètre du véhicule. La Figure 32 représente la configuration du piéton et de la structure avant du véhicule avec, en sous-impression, le véhicule réel dont la structure est géométriquement représentative.

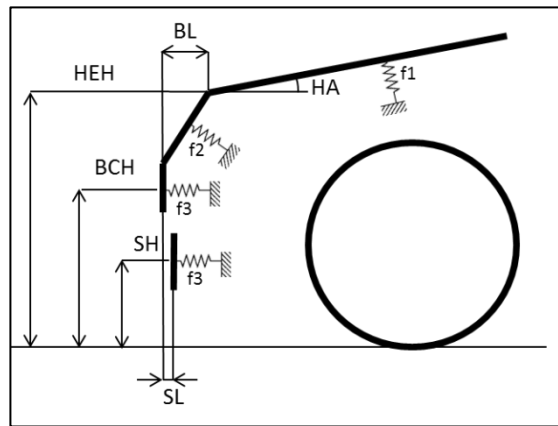


**Figure 32.** Positionnement du piéton face à la structure avant du véhicule

La simulation multi-corps est effectuée sur une station de travail Intel Xeon à 8 processeurs E5507 2.27 GHz. Pour des questions de licence, les calculs sont lancés sur 1 processeur, et durent 20mn par itération.

## Comportement mécanique

L'avant du véhicule est aussi défini par son comportement mécanique. Dans MADYMO, le contact entre deux ellipsoïdes peut être défini à l'aide d'une rigidité. Ainsi en se basant sur l'étude de Martinez (Martinez et al. 2007), on peut affecter à la structure avant du véhicule une rigidité représentative d'un large panel de véhicules légers. Cette rigidité s'implémente par une loi de type Force-Déplacement. La Figure 33 représente une vue de la structure avant et le contour de 4 ellipsoïdes représentant le capot, la calandre, le pare-chocs, ainsi que le spoiler, auxquels on applique respectivement une fonction force déplacement  $f_1$ ,  $f_2$ ,  $f_3$  et  $f_3$ .



**Figure 33.** Comportement mécanique de la structure avant du véhicule

Ces fonctions sont les fonctions représentatives du comportement d'un véhicule, disponibles en ANNEXE D :

- f1: Child headform test, bonnet middle area (TABLE III)
- f2: Upper legform test, bonnet front area (TABLE II)
- f3: Legform test, bumper area (TABLE I)

### 1.3.5 Frottements

Conformément aux travaux Woods et al (Wood et al. 2005; Wood and Simms 2000), le coefficient de frottement entre le piéton et le véhicule est réglé à 0.2 et le coefficient de frottement entre le piéton et le sol est réglé à 0.58.

### 1.3.6 Vitesse du véhicule

L'étude de l'accident piéton chez l'enfant nous montre que la vitesse moyenne d'impact est de 26,2 km/h (Détailé dans la partie A). La vitesse du véhicule est un paramètre fondamental directement lié au risque lésionnel chez l'enfant. Le modèle MADYMO est piloté en vitesse, voici des indications de vitesse d'impact qui sont implémentées :

- Vitesse lente : moins de 10 km/h
- Vitesse moyenne réelle : 26,2 km/h
- Vitesse rapide : au-delà de 40 km/h

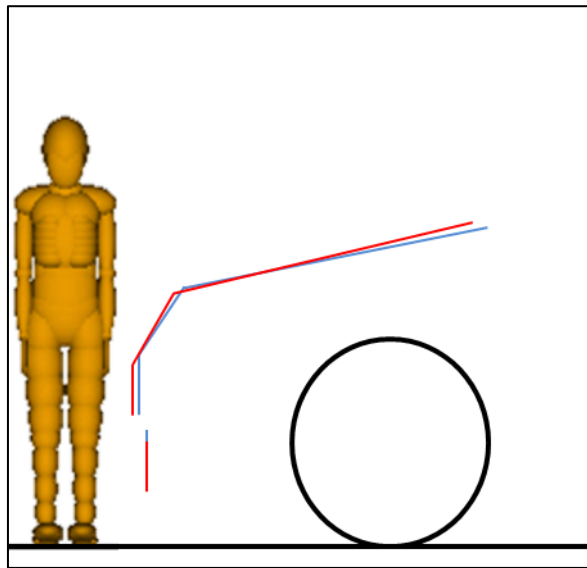
### 1.3.7 Freinage du véhicule

L'accidentologie de l'enfant piéton présentée en section A montre que dans plus de la moitié des cas l'enfant est en situation de course, alors que dans 21 % des cas, il surgit sur la voie alors qu'il était masqué par un véhicule en stationnement. On peut donc supposer que dans certains cas l'automobiliste n'a pas le temps de freiner. Par ailleurs il reste une part significative de situations (66% vu en section A 1 1.5) pour lesquelles l'enfant marche, et ce de façon visible. On peut donc supposer que l'automobiliste va dans ces cas-là freiner avant l'impact. Cette variété de scénarios nous pousse à prendre un compte un paramètre comportemental pour le véhicule qui est la prise en compte du freinage et son intensité.

On peut appliquer une décélération au véhicule. Trois cas sont envisagés :

- Aucun Freinage : 0 m/s<sup>2</sup>
- Freinage moyen de - 4m/s<sup>2</sup> pouvant correspondre à un freinage dans des mauvaises conditions (chaussée glissante, frein usés)
- Freinage maximum de - 8 m/s<sup>2</sup> pouvant correspondre au freinage maximal d'un véhicule de tourisme

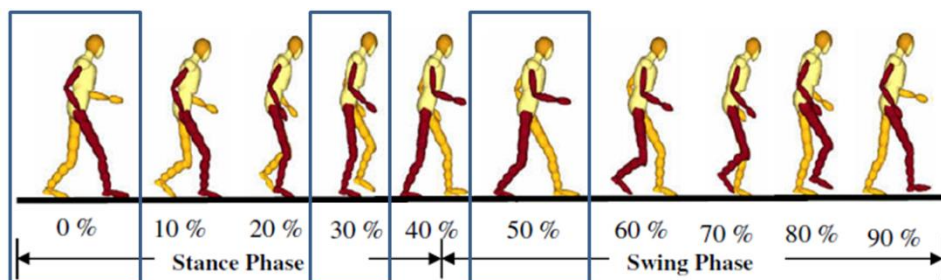
L'assiette de freinage peut être réglée à 3° conformément aux travaux de Yao et al (2005) ce qui correspond à une assiette moyenne au moment de l'impact. La Figure 34 présente la comparaison du profil du véhicule avec assiette (en rouge) et sans assiette (en bleu).



**Figure 34.** Comparaison des profils avec et sans assiette de freinage

### 1.3.8 Position du piéton

L'étude de l'accident piéton nous montre que l'enfant court ou marche dans la majorité des cas. Nous avons retenu 3 phases caractéristiques de la marche parmi les grandes phases répertoriées et exprimées en pourcentage du paramètre de marche par (Untaroiu et al. 2010). La Figure 35 représente ces 10 phases et sont encadrées les 3 phases retenues :



**Figure 35.** Différentes phases du cycle de la course

- 1) Les deux pieds touchent le sol, la jambe droite positionnée vers l'avant (phase 0%)
- 2) Seul le pied droit est en contact avec le sol, la jambe est en balancier vers l'avant (phase 30%)
- 3) Les deux pieds touchent à nouveau le sol, la jambe gauche est positionnée vers l'avant (phase 50%)

### *1.3.9 Vitesse du piéton*

La partie A a présenté les 3 actions du piéton enfant accidenté que sont courir, marcher ou être statique. Afin d'étudier l'influence de la vitesse du piéton au moment de l'impact les trois cas cités précédemment sont implémentés dans notre simulation de la façon suivante :

- 1) Piéton statique, soit une vitesse de 0 m/s
- 2) Piéton en train de marcher, soit une vitesse de 1 m/s (Davis and Ounpuu ,1991)
- 3) Piéton en train de courir soit une vitesse de 2,2 m/s (Davis and Ounpuu ,1991)

### *1.3.10 Angle de traversée*

La partie A nous a permis de mettre en évidence le fait que l'enfant piéton ne traverse pas toujours perpendiculairement la route. L'angle du piéton peut donc fortement varier. Nous avons choisi d'étudier l'influence de l'angle formé par le plan sagittal du piéton et par le plan vertical passant par le par choc de la voiture (un angle nul correspond alors à un impact latéral du piéton). Trois cas sont envisagés :

- 1) Angle de  $0^\circ$  représentant un choc latéral
- 2) Angle de  $+ 45^\circ$  représentant une traversée diagonale vers la gauche
- 3) Angle de  $- 45^\circ$  représentant une traversée diagonale vers la droite

### *1.3.11 Bilan des paramètres d'entrée*

Au total, nous avons identifié 3 catégories de paramètres dans le déroulement de l'accident de l'enfant piéton et dont nous souhaitons étudier l'influence sur le bilan lésionnel. Le tableau 1 ci-dessous présente la synthèse des 12 paramètres ainsi que leur domaine de variabilité :

Paramètre		Domaine		
<b>Forme du véhicule</b>		<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>Pas</b>
	BCH (mm)	400	500	utilisateur
	HEH (mm)	600	840	
	BL (mm)	60	200	
	HA (degrés)	11	18	
	SL (mm)	0	55	
	SH (mm)	170	240	
<b>Comportement du véhicule</b>	Vitesse (km/h)	<b>Min</b> utilisateur	<b>Max</b> utilisateur	<b>Pas</b> utilisateur
	Décélération (m/s <sup>2</sup> )	<b>Aucune</b> 0	<b>Faible</b> -4	<b>Forte</b> -8
	Assiette de freinage (degrés)	<b>Sans</b>		<b>Avec</b>
		0		3
	<b>Comportement du piéton</b>	Phase de déplacement	0%	30%
Angle (degrés)		<b>Choc latéral</b>	<b>Choc gauche</b>	<b>Choc</b>
		0	+45	-45
Vitesse (m/s)		<b>Arrêt</b>	<b>Marche</b>	<b>Course</b>
	0	1	2.2	

**Table 7.** Ensemble des variables

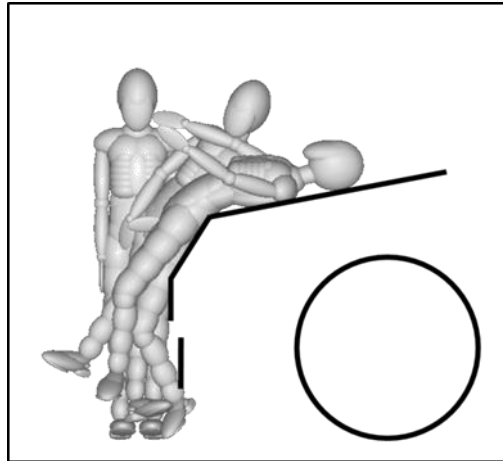
### 1.3.12 Mesures

Nous avons décidé d'observer le HIC (Head Injury Criterion). Ce critère mesure une variation d'accélération au niveau du centre de gravité de la tête et a été présenté dans la partie A, de plus c'est une référence dans la littérature.

### 1.3.13 Fichier Template

Pour créer le fichier Template décrit précédemment, nous avons recréé un scénario d'accident « type » sur MADYMO: un enfant traverse perpendiculairement la route en courant, il est impacté par un véhicule léger roulant à la vitesse de 26.2 km/h qui ne freine pas. Lors de l'impact l'enfant a les deux pieds au sol.

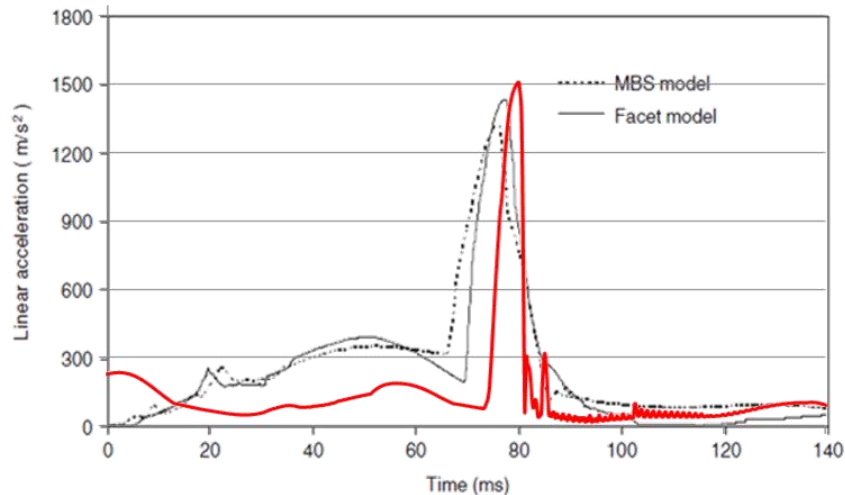
Après simulation de ce scénario, on constate un HIC de 475, ce qui est en accord avec le HIC de 500 relevé par Yao et al (Yao et al. 2007) à la même vitesse. La cinématique est aussi en accord avec les constatations de Serre et al (Serre et al. 2010): en effet, l'enfant est impacté au niveau de la tête par la base du capot, et ne s'enroule pas par-dessus le véhicule comme le montre la Figure 36 :



**Figure 36.** Cinématique de l'enfant de 6 ans heurté par un véhicule léger

Afin de valider notre modèle en le comparant avec le cas de Yao et al, nous avons implémenté une vitesse du véhicule de 40 km/h. La Figure 37 permet de comparer l'accélération mesurée au centre de la tête par rapport aux résultats de Yao et al (Yao et al. 2006) avec un modèle multi-corps et un modèle Facet. On constate un pic d'accélération qui possède une amplitude supérieure de 5.7 % par rapport au pic d'accélération de Yao et al. Notre modèle multi-corps se comporte d'une manière cohérente avec l'étude de Yao comme le montre la Figure 37 :





**Figure 37.** Comparaison de l'évolution de l'accélération linéaire au niveau de la tête en noir Yao et al (2006) et en rouge notre modèle multi-corps

#### 1.4 Modélisation éléments-finis

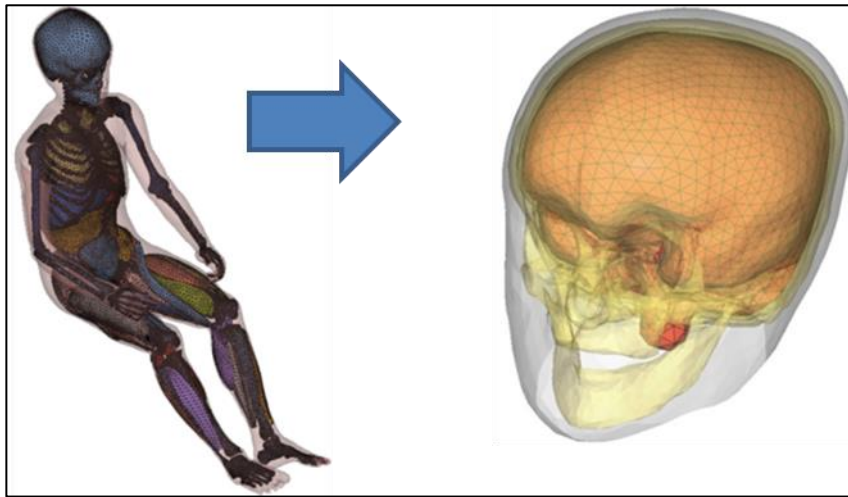
Notre choix s'est porté sur le Modèle FEMOCS6 présenté dans la partie A car c'est le seul à notre connaissance à être construit à partir d'images Scanner d'un enfant de 6 ans et n'est pas une remise à l'échelle d'un modèle adulte. Nous avons vu dans les rappels anatomiques à quel point c'est important. En effet les proportions du corps et particulièrement de la tête par rapport au reste du corps sont très différentes de celles d'un adulte. Ceci engendre des différences d'inertie des membres et une cinématique différente lors d'un choc piéton.

Précédemment, nous avons identifié que l'enfant est tout particulièrement exposé au risque d'être impliqué dans un choc piéton lorsqu'il est âgé de 6 ans, c'est-à-dire précisément l'âge de l'enfant dont est représentatif le modèle FEMOCS6. Cet enfant piéton est, d'après la littérature, principalement lésé au niveau de la tête. Ainsi dans l'optique de réaliser une étude paramétrique couteuse en temps de calcul, nous avons fait le choix de limiter notre approche à l'étude de l'impact entre la tête et le capot, gardant à l'esprit que les lésions localisées au niveau de l'abdomen ou des membres inférieurs mériteraient également d'être étudiées et pourront faire l'objet d'une perspective à ce travail.

##### 1.4.1 Isoler un modèle Tête à partir de FEMOCS6

La première étape de la réalisation d'un modèle éléments finis représentatif du contact tête/capot a été de savoir si cela avait un sens d'isoler une tête et de simuler un impact. En effet,

qu'en est-il de l'influence du reste du corps sur la tête ? La cinématique de la tête n'est influencée par le reste du corps qu'à partir de 30ms. Avec une fenêtre d'observation de 10ms, et en accord avec les observations de Hamel et Roth (Hamel et al. 2013; Roth et al. 2008), nous avons fait l'hypothèse que le reste du corps n'influe pas sur la cinématique et avons décidé de considérer la tête du modèle de FEMCOS6 de façon isolée (Figure 38).

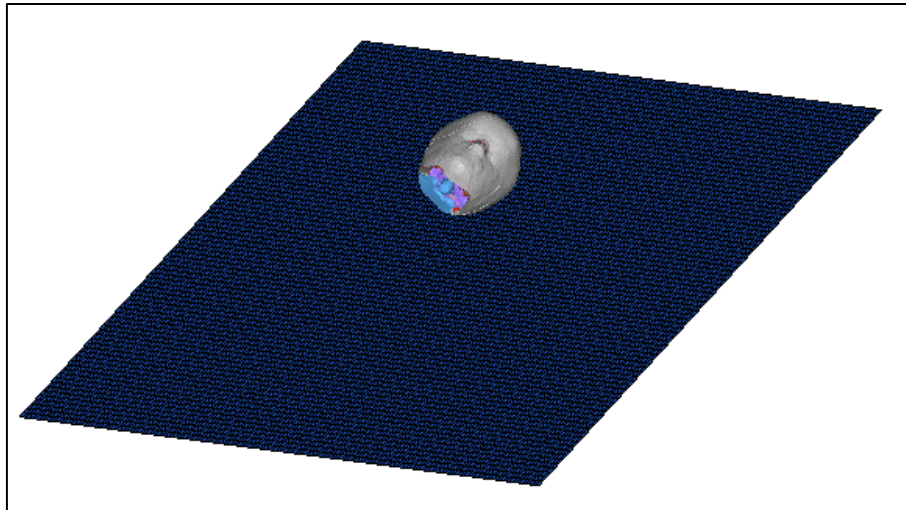


**Figure 38.** Considération de la tête du modèle FEMCOS6 de manière isolée

#### *1.4.2 Modélisation du capot*

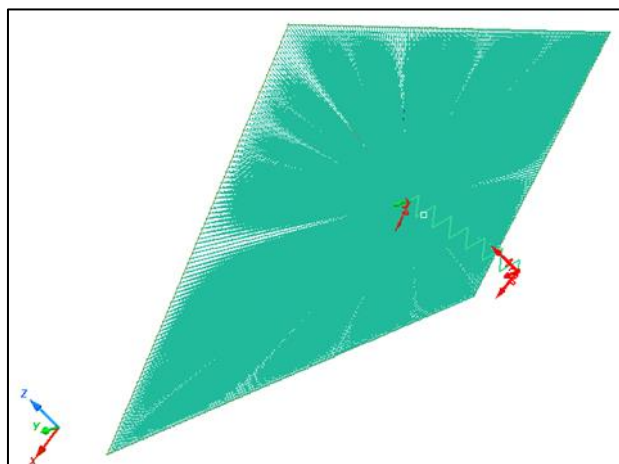
Deux options ont été envisagées et évaluées pour modéliser le capot. La première est une modélisation éléments-finis classique et la deuxième est une modélisation proche de la modélisation multi-corps.

Première modélisation : Nous avons modélisé un capot de la même dimension que le capot multi-corps. Nous avons maillé ce capot avec une taille d'éléments de 10 mm, c'est-à-dire du même ordre de grandeur que celle des éléments constituant la peau du modèle de tête éléments-finis qui sera en contact (Figure 39). Nous avons appliqué à ce capot les propriétés mécaniques d'un acier qui est utilisé couramment dans l'industrie automobile.



**Figure 39.** Modélisation classique du capot par éléments-finis

Deuxième modélisation : Nous avons modifié le capot précédent en rajoutant un Rigid Body qui lie tous les éléments du capot au nœud positionné au centre du capot. Cela a pour effet de rigidifier le capot qui ne peut plus se déformer. Nous avons rajouté un ressort qui ne peut travailler que selon la normale au capot à l'aide d'un repère locale (Skew). Nous lui avons appliqué la fonction force déplacement f1 issue des essais sous-système impacteurs tête d'enfant issus de l'EuroNCAP et compilé par Martinez (2007). C'est-à-dire que nous avons implémenté la même fonction que nous avons implémentée au capot multi-corps comme le montre la Figure 40 :



**Figure 40.** Modélisation rigide du capot

Nous avons ensuite réalisé une étude de sensibilité en simulant un cas de choc moyen à l'aide pour chaque capot. Il apparaît qu'il y avait une différence de 0.5 à 4% des mesures de contraintes et de déformations observées sur le crâne et sur le cerveau. Nous avons donc fait le choix de modélisation d'utiliser la deuxième modélisation du capot rigide avec ressort. De plus, c'est un gain en temps de calcul de 2 à 3 minutes sur une simulation. Il ne faut pas oublier qu'avec un grand nombre de calculs réalisés lors d'une étude paramétrique, cela fait économiser plusieurs heures. L'utilisation de ce capot est donc pleinement justifiée.

#### *1.4.3 Contact*

Un contact est défini entre la tête et le capot. Ce contact est défini sous RADIOSS par un contact de type 7 avec un coefficient de frottement de type Coulomb de 0.2 identique à la valeur implémentée dans la modélisation multi-corps.

#### *1.4.4 Création du fichier Template*

Un modèle RADIOSS est en réalité un fichier texte dans lequel toutes les données sont compilées suivant une hiérarchisation propre au fonctionnement de RADIOSS. En effet, on va retrouver la liste des nœuds et leurs coordonnées, la liste des éléments, les propriétés mécaniques. L'idée est ici de réaliser un modèle de référence (ou Template) que l'on va pouvoir personnaliser avec les données issues de la simulation multi-corps. Ce modèle de référence a été réalisé avec HyperCrash, l'interface de mise en données du code RADIOSS.

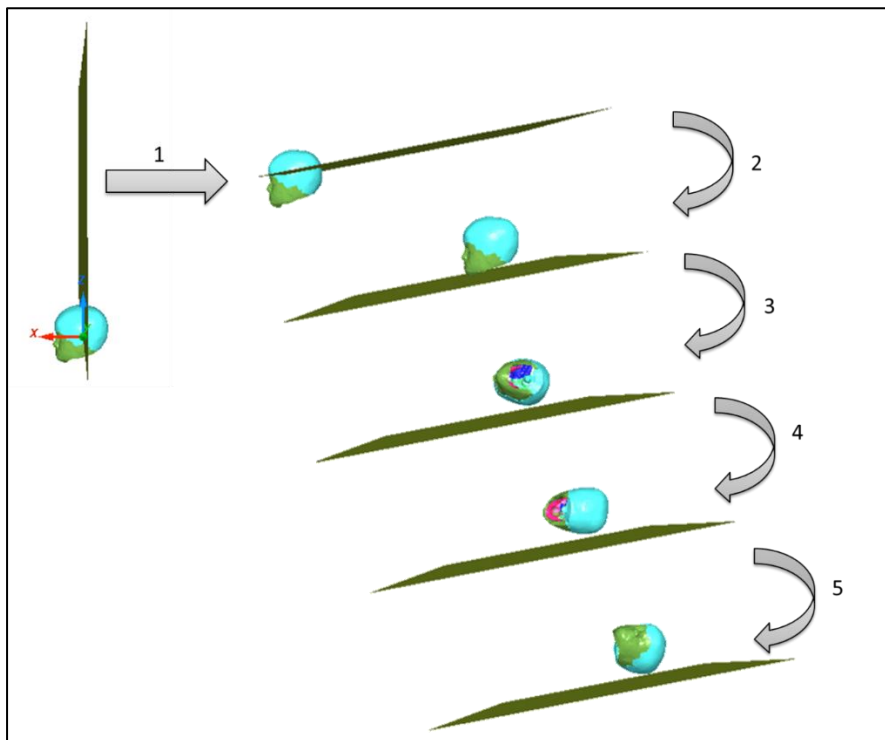
Pour réaliser cela, on va utiliser un outil propre à Hypercrash appelé « Transformation Tool » qui permet d'appliquer une translation, une rotation ou les deux à n'importe quelle partie d'un modèle. Cette transformation apparaît dans le fichier texte du modèle RADIOSS et elle est donc adaptable. Ainsi nous avons d'abord calculé la position du centre de gravité de la tête grâce à l'outil « Mass Balancing » disponible sous HyperCrash. Nous avons ensuite placé le centre de gravité de la tête à l'origine du repère globale. De la même manière, une extrémité du capot est placée à l'origine du repère. Ainsi, nous pouvons adapter ce fichier Template à l'aide de 7 éléments :

➤ Conditions initiales :

- Modification de la vitesse linéaire appliquée à la tête
- Modification de la vitesse angulaire appliquée à la tête

- Transformation spatiale :
  - Angle appliqué au capot (étape 1)
  - Translation de la tête (étape 2)
  - Rotation d'un angle  $\Phi$  (étape 3)
  - Rotation d'un angle  $\vartheta$  (étape 4)
  - Rotation d'un angle  $\Psi$  (étape 5)

La Figure 41 est une illustration des 5 étapes de Transformations effectuées pour positionner la tête et le capot correctement en fonction des résultats issus de la simulation multi-corps. L'étape 1 présente la tête et le capot dans leur position initiale. La première transformation applique une rotation au capot. La deuxième transformation applique une translation à la tête. Les étapes 3 4 et 5 appliquent dans l'ordre les angles de Bryant. Au total la tête est positionnée de la même manière qu'à l'issue de la simulation multi-corps juste avant l'impact.



**Figure 41.** Récapitulatif des transformations spatiales

Ce fichier Template est donc facilement adaptable par notre outil d'analyse paramétrique. Il suffit de venir modifier les 7 champs présentés ci-dessus.

## **1.5 Bilan de la partie C1**

Au total, cet outil permet de réaliser différentes étapes de façon autonome. Premièrement l'outil réalise un plan d'expérience à partir d'informations renseignées par l'utilisateur. Deuxièmement pour chaque configuration du plan d'expérience, il construit et simule un modèle multi-corps global de l'accident dont les résultats servent à construire et simuler un modèle local du contact tête capot. Enfin troisièmement, le programme compile les résultats dans un tableau organisé, prêt à être analysé avec un logiciel de statistique comme STATISTICA®.

Une analyse paramétrique demande rapidement un grand nombre de simulations. L'outil ainsi réalisé permet de lancer des études impossibles à réaliser manuellement.

---

## **Chapitre C.2 Réalisation de l'étude paramétrique**

---

Pour réaliser une étude paramétrique, il faut effectuer le choix du groupe de paramètres que l'on va faire varier. Il faut aussi choisir un scénario type à réaliser à partir des données accidentologiques présentées précédemment.

### **2.1 Principe**

Afin d'analyser l'influence du design d'un véhicule sur le bilan lésionnel d'un enfant piéton accidenté, il est nécessaire de déterminer un scénario et fixer un certain nombre de paramètres de la simulation. D'autre part il est nécessaire de déterminer quelles seront les variables de notre étude. Dans notre cas les paramètres fixes sont relatifs au scénario d'accident que l'on souhaite modéliser et nos paramètres variables seront relatifs à la géométrie du véhicule.

### **2.2 Choix du plan d'expérience**

Le choix du plan d'expérience est dicté par le type d'étude que l'on souhaite réaliser. Ici, nous sommes dans l'exploratoire, c'est-à-dire que nous n'avons pas d'idée a priori sur l'évolution du bilan lésionnel en fonction de la géométrie. Nous avons décidé d'effectuer un plan d'expérience complet (Full Factor). Il est cependant possible d'implémenter d'autres algorithmes, MATLAB possède une Toolbox 'Design of Experiment' qui contient les algorithmes les plus courants.

### **2.3 Choix de l'outil d'analyse paramétrique**

L'analyse paramétrique est réalisée à l'aide de l'outil présenté dans la partie B. Cet outil réalise le plan d'expérience puis pour chaque configuration il simule un accident complet multi-

corps et l'impact de la tête contre le capot en éléments finis. Différentes mesures cinématiques et de contraintes sont enregistrées pour chaque configuration à l'issue des différentes simulations. Une étape d'analyse statistique sera réalisée par la suite pour analyser les résultats obtenus.

## **2.4 Choix du scénario d'accidents**

Le choix du scénario d'accident se base sur l'étude accidentologique de l'enfant piéton étudiée en partie A. Il est nécessaire dans cette partie de choisir le scénario d'accident le plus courant. Nous allons donc effectuer différents choix de modélisation.

### *2.4.1 Age de l'enfant*

L'enfant le plus souvent blessé est âgé de 6 ans. Ceci s'explique par le fait que c'est un âge charnière entre le bébé et le petit garçon. C'est un âge où les parents commencent à donner un peu de liberté à l'enfant comme jouer devant la maison dans un quartier résidentiel. Nous avons donc décidé que le scénario d'accident impliquerait un enfant de 6 ans.

### *2.4.2 Comportement de l'enfant*

L'enfant est dans la majorité des cas percuté lorsqu'il traverse la route hors ou sur le passage clouté. De plus, plus de la moitié des enfants sont en train de courir lors du choc piéton. Nous avons donc décidé que le scénario d'accident impliquerait un enfant en train de courir.

### *2.4.3 Vitesse et comportement du véhicule*

L'enfant est percuté dans la majorité des cas par un véhicule léger roulant en ligne droite. La vitesse moyenne d'impact est de 26,2 km/h. Dans plus de 80% des cas, il est heurté par un véhicule léger roulant en ligne droite. Il n'y a pas de statistique précise sur la proportion de conducteurs qui freinent lors d'un accident piéton. Afin de représenter le cas le plus critique, on peut penser qu'il est difficile pour l'automobiliste de freiner lorsque surgit un enfant en train de courir. Nous avons donc décidé que le scénario impliquerait un véhicule roulant à la vitesse de 26,2 km/h qui ne freine pas et qui heurte un piéton de façon perpendiculaire.



## 2.5 Choix de paramètres géométriques

Un avant de véhicule peut être schématisé à l'aide de 7 paramètres. 4 paramètres fondamentaux d'un avant de véhicule : la hauteur du pare-chocs (BCH), la hauteur du capot (HEH), la protrusion du pare-chocs (BL) et l'angle du capot (HA). Le spoiler, élément secondaire de l'avant de véhicule est caractérisé par 2 paramètres : sa hauteur (SH) et sa protrusion (SL). Nous avons décidé d'étudier l'influence des 4 paramètres fondamentaux BCH, HEH, BL et HA sur le bilan lésionnel. Nous avons décidé de fixer les paramètres relatifs du spoiler à une valeur moyenne identifiée dans la littérature.

Les paramètres géométriques sélectionnés vont être utilisés dans l'analyse paramétrique dans une gamme de valeurs qui sont le minimum et le maximum présentés en partie A.

## 2.6 Bilan des paramètres

Au total, nous avons établi à partir de l'analyse accidentologique le scénario impliquant un enfant piéton le plus souvent constaté. Ce scénario se traduit par différents paramètres que l'on a fixés et d'autres que l'on va faire varier. La Table 8 résume ces paramètres que l'on a fixés pour cette analyse paramétrique (cases blanches) et les paramètres qui sont variables (cases grisées).

	Paramètres	Min	Nominal	Max	Pas
<b>Géométrie du véhicule</b>	BCH (mm)	400	462.5	525	3
	HEH (mm)	600	720	840	3
	BL (mm)	60	130	200	3
	HA (°)	11	14	18	3
	SL (mm)		27.5		
	SH (mm)		205		
	<b>Comportement du véhicule</b>	Vitesse d'impact (km/h)		26.2	
Freinage (m/s <sup>2</sup> )			0		
Angle (°)			90		
<b>Comportement du piéton</b>	Vitesse (m/s)		2.2		

**Table 8.** Bilan des paramètres et de leurs niveaux

Au total, nous avons décidé de faire varier 4 paramètres géométriques à 3 niveaux (Minimum, Nominal et Maximum). Avec un plan d'expérience complet, cela nous donne  $3^4=81$  configurations. Ces configurations sont présentées en Annexe E.

## 2.7 Mesures enregistrées

Comprendre les mécanismes de blessure au niveau de la tête est complexe, une déficience n'est pas nécessairement liée à un tissu, un organe ou un os visiblement endommagé. Cependant une blessure est toujours la conséquence d'une charge spécifique qui a dépassé la tolérance intrinsèque d'un organe. Nous avons vu en Partie A que Marjoux et al. ont étudiés la capacité de prédiction de différentes mesures physiques sur un type de blessure particulier. Pour chaque mesure, un seuil de risque d'un type de blessure a été établi.

Nous avons programmé l'outil d'analyse paramétrique pour qu'il vienne enregistrer un certain nombre de mesures cinématiques et mesures de contraintes. Nous avons mené cette analyse paramétrique en deux étapes. Dans une étude préliminaire nous avons étudié l'influence de la géométrie sur des mesures de grandeurs physiques classiques. Dans un second temps, nous avons utilisé le modèle de prédiction établi pour étudier l'influence de la géométrie sur le bilan lésionnel de l'enfant piéton.

### 2.7.1 Mesures cinématiques et mesures de contraintes

Dans cette première étude préliminaire, nous avons décidé d'étudier l'influence de la géométrie sur cinq mesures. A l'issue de chaque simulation, nous avons décidé d'enregistrer un groupe de mesures noté **Réponse 1** et qui regroupe :

-**HIC** : Mesure cinématique issue du calcul multi-corps. Ce critère n'est pas associé à une blessure particulière mais à un risque de blessure au niveau de la tête global

-**Valeur du pic de contrainte de von Mises mesurée sur les éléments du crâne (VMoS : von Mises on Skull)**. Cette mesure de contrainte, issue du calcul éléments finis, est associée à la fracture du crâne.

-**Valeur du pic de déformation mesurée sur les éléments du cerveau (SoS : Strain on Skull)**. Cette mesure de déformation, issue du calcul éléments finis, est associée à la fracture du crâne.

-**Valeur du pic de contrainte de von Mises mesurée sur les éléments du cerveau (VMoB : von Mises on Brain)**. Cette mesure de contrainte, issue du calcul éléments finis, est associée à une blessure neurologique.

-**Valeur du pic de déformation de von Mises mesurée sur les éléments du cerveau (SoB : Strain on Brain)**. Cette mesure de contrainte, issue du calcul éléments finis, est associée à l'hématome sous-dural.

Ces cinq mesures nous permettent de caractériser les blessures types de l'accident de l'enfant piéton identifiées précédemment.

### *2.7.2 Utilisation du modèle de prédiction de la gravité des lésions*

Dans cette seconde étude, nous avons décidé d'étudier l'influence de la géométrie sur la gravité lésionnelle attribuée par notre modèle de prédiction. Ce modèle de prédiction prédit l'**AIS** à partir de 14 mesures de grandeurs différentes. A l'issue de chaque simulation, nous avons décidé d'enregistrer la valeur entre 1 et 6 de l'AIS attribué, noté **Réponse 2**.

---

## **Chapitre C.3 Analyse des résultats**

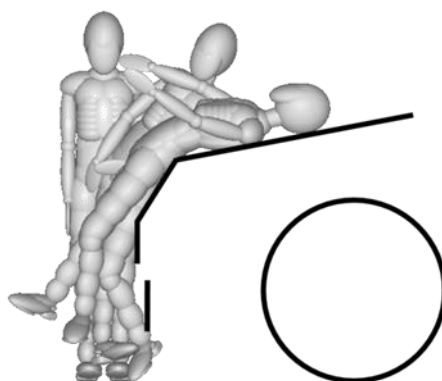
---

Dans cette partie, nous allons analyser les résultats issus de la réalisation d'une analyse paramétrique. Cette analyse paramétrique a été établie comme étant représentative de l'accident le plus courant chez l'enfant piéton. Dans cet accident « référence », nous avons fait varier 4 paramètres géométriques avec 3 niveaux selon un plan d'expérience complet, soit 81 configurations de véhicules qui ont heurté un enfant piéton de la même façon. Seule la géométrie a changé entre chaque configuration.

L'analyse des résultats est scindée en deux parties selon ce qu'on observe. Dans un premier temps nous allons étudier la cinématique de l'accident. Dans un second temps nous allons analyser les résultats concernant les 5 mesures de grandeurs physiques (Réponses 1) et dans un troisième temps nous allons analyser les résultats concernant l'AIS tête établi par notre modèle de prédiction (Réponse 2).

### **3.1 Analyse de la cinématique générale**

La cinématique générale constatée sur les cas d'accidents simulés est toujours la même. La Figure 42 présente cette cinématique générale de l'enfant de 6 ans impacté par une voiture à 26,2 km/h à 0, 60 et 90ms après le premier contact. Dans aucun des cas l'enfant n'est passé par-dessus ou par-dessous le véhicule.



**Figure 42 .** Cinématique générale de l'enfant de 6 ans impacté par une voiture à 26,2 km/h (0, 60 et 90ms)

### 3.2 Résultats du groupe Réponse 1

Une analyse statistique a été réalisée. Nous allons étudier la matrice de corrélation, les diagrammes de Pareto et les résultats issus de l'analyse de la Variance (ANOVA).

#### 3.2.1 Matrice de corrélation

L'analyse statistique réalisée avec STATISTICA 9® nous permet de construire la matrice de corrélation présentée en Table 9.

Variables	HIC	Peak VM stress on skull	Peak Strain on skull	Peak VM Stress on brain	Peak Strain on brain
BCH = Bumper Center Height	<b>0.37</b>	0.16	<b>0.27</b>	<b>0.35</b>	0.13
HEH = Hood-Edge Height	<b>-0.72</b>	-0.002	<b>-0.62</b>	<b>-0.81</b>	<b>0.72</b>
BL = Bumper Lead	0.06	<b>0.24</b>	0.11	-0.05	0.03
HA = Hood Angle	0.05	0.21	0.15	0.12	<b>0.25</b>

**Table 9.** Matrice de corrélation avec les résultats corrélés significativement en gras (p-value < 0.05)

Le résultat principal est que la hauteur du pare-chocs et du capot ont une influence statistiquement significative sur trois mesures prédictives de blessures : le HIC, le pic de déformation sur le crâne et le pic de contraintes sur le cerveau. Il apparaît aussi que l'angle du capot a une influence statistiquement significative sur le pic de déformation mesuré sur les éléments du cerveau. Par ailleurs, en regardant de façon approfondie, il apparaît que l'angle du capot a une p-value de 0.056 sur le pic de déformation mesuré sur les éléments du crâne. Nous pouvons alors affirmer qu'il y a une tendance entre ces deux variables. Enfin, la protrusion du pare-chocs a une influence statistiquement significative sur le pic de contrainte de von Mises sur le crâne.

Au total, la hauteur du capot semble être le paramètre qui a le plus d'influence sur les blessures au niveau de la tête chez un enfant piéton accidenté.

### 3.2.2 Diagrammes de Pareto

La Figure 43 présente les diagrammes de Pareto pour chacune des 5 mesures. Ces diagrammes incluent les interactions de second ordre entre les valeurs géométriques. Ce type de diagramme illustre les interactions des paramètres et leurs influences statistiquement significatives avec une p-value < 0.05 (trait discontinu vertical).

Le diagramme de Pareto concernant le HIC montre que la combinaison Hauteur du pare-choc / Protrusion du pare-chocs est la seule combinaison qui a une influence statistiquement significative sur le HIC.

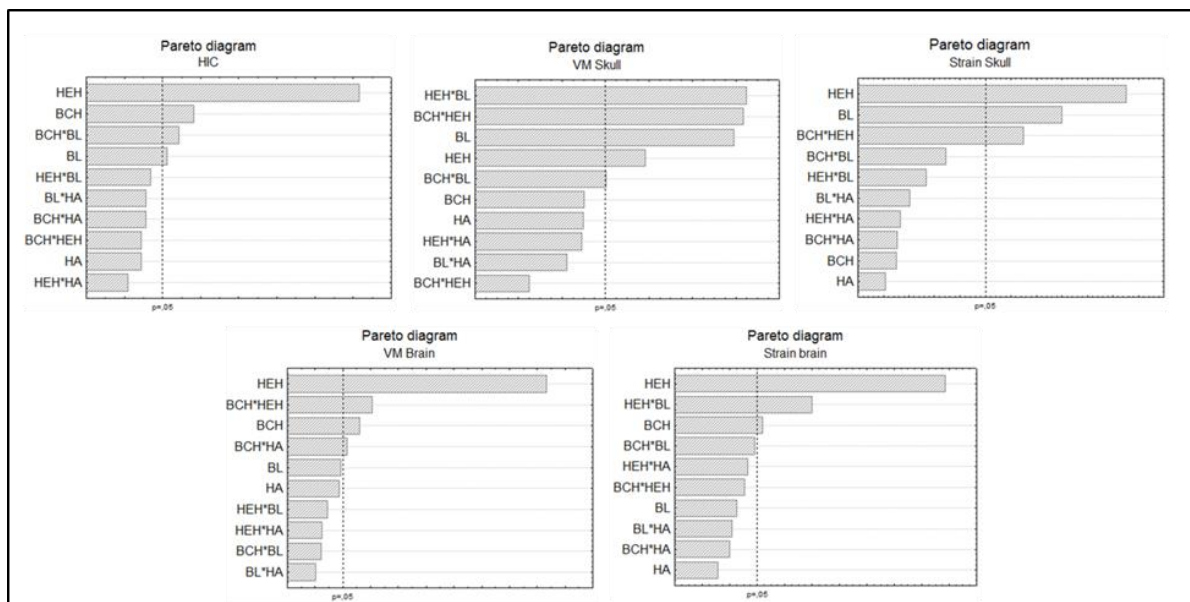
Concernant le pic de contrainte mesuré sur le crâne, associé à la fracture, on peut retenir plusieurs résultats du diagramme de Pareto associé. Deux combinaisons de variables géométriques ont les deux plus grandes influences statistiquement significatives sur la fracture du crâne. Le premier résultat est que la combinaison Hauteur du capot/ Protrusion du pare-chocs a l'influence statistiquement significative la plus importante. La combinaison Hauteur du pare-chocs/ Hauteur du capot a la seconde influence statistiquement significative la plus importante sur la fracture du crâne.

Concernant le pic de déformation sur le crâne, représentatif lui aussi de la fracture, il apparaît une combinaison significative. En effet, la combinaison Hauteur du pare-chocs/ Hauteur du capot a une influence statistiquement significative.

Concernant le pic de contrainte mesuré sur le cerveau, représentatif de l'hématome sous-dural, il apparaît que la combinaison Hauteur du pare-chocs/ Hauteur du capot a une influence statistiquement significative.

Enfin concernant le pic de contrainte mesuré sur le cerveau, associé à la blessure neurologique, il apparaît que la combinaison Hauteur du capot/ Protusion du pare-chocs a une influence statistiquement significative.

Au total, ces diagrammes de Pareto mettent en évidence l'influence prédominante de la combinaison Hauteur du pare choc/ Hauteur du capot sur la fracture et l'hématome sous dural. La blessure neurologique est plus influencée par la combinaison Hauteur du capot/ Protusion du pare-chocs. La Hauteur du capot, impliquée dans 4 combinaisons statistiquement significatives, semble très influente sur le bilan lésionnel d'un enfant piéton accidenté d'après les diagrammes de Pareto.

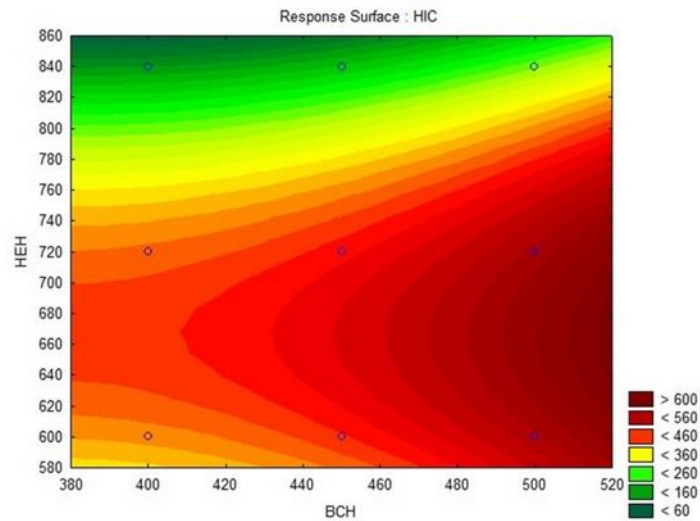


**Figure 43.** Diagramme de Pareto pour chacune des 5 mesures

### 3.2.3 Analyse de la variance

L'analyse de la variance (ANOVA) nous permet d'étudier les interactions entre les paramètres géométriques et les blessures ainsi que leur influence. Dans cette analyse, on prend en compte les interactions d'ordre 2. Le résultat principal issu des diagrammes de Pareto est que la combinaison Hauteur du pare-chocs/ Hauteur du capot a une influence statistiquement significative pour 3 mesures. La Figure 44 vient détailler ce résultat en présentant la surface de réponse du HIC, caractéristique d'un risque de blessure au niveau de la tête, en fonction de ces deux paramètres.

Il apparait que la réponse du HIC n'est pas linéaire en fonction de ses deux paramètres. Une Hauteur de capot plus élevée combinée à un pare-chocs relativement bas semble avoir un bienfait protecteur sur les blessures de l'enfant car elles minimisent le HIC.



**Figure 44.** Surface de réponse sur HIC en fonction des paramètres Hauteur du pare-chocs (BCH) et Hauteur du capot (HEH)

### 3.3 Résultats du groupe Réponse 2

Une analyse statistique a été réalisée. Nous allons étudier la matrice de corrélation, les diagrammes de Pareto et les résultats issus de l'analyse de la Variance (ANOVA).

#### 3.3.1 Matrice de corrélation

L'analyse statistique réalisée avec STATISTICA 9® nous permet de construire la matrice de corrélation présentée en Table 10 :

Variables	AIS
BCH = Bumper Center Height	<b>0.33</b>
HEH = Hood-Edge Height	<b>-0.60</b>
BL = Bumper Lead	0.02
HA = Hood Angle	0.14

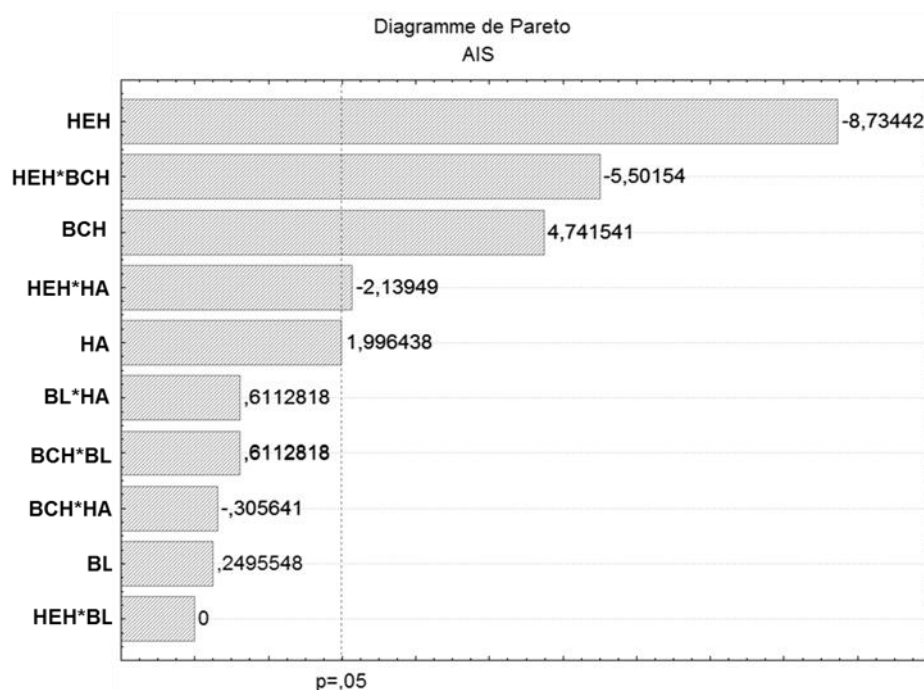
**Table 10.** Matrice de corrélation avec les résultats corrélés significativement en gras (p-value < 0.05)



Le résultat principal de cette matrice de corrélation est que la hauteur du capot (HEH) et la hauteur du pare-chocs (BCH) sont les deux paramètres géométriques qui apparaissent significativement corrélés avec l'AIS tête. De plus, la hauteur du capot est le paramètre géométrique le plus corrélé à l'AIS tête.

### 3.3.2 Diagramme de Pareto

La Figure 45 présente les diagrammes de Pareto pour l'AIS. Ces diagrammes incluent les interactions de second ordre entre les valeurs géométriques. Ce type de diagramme illustre les interactions des paramètres et leur influence statistiquement significatives avec une p-value <0.05 (trait discontinu vertical).

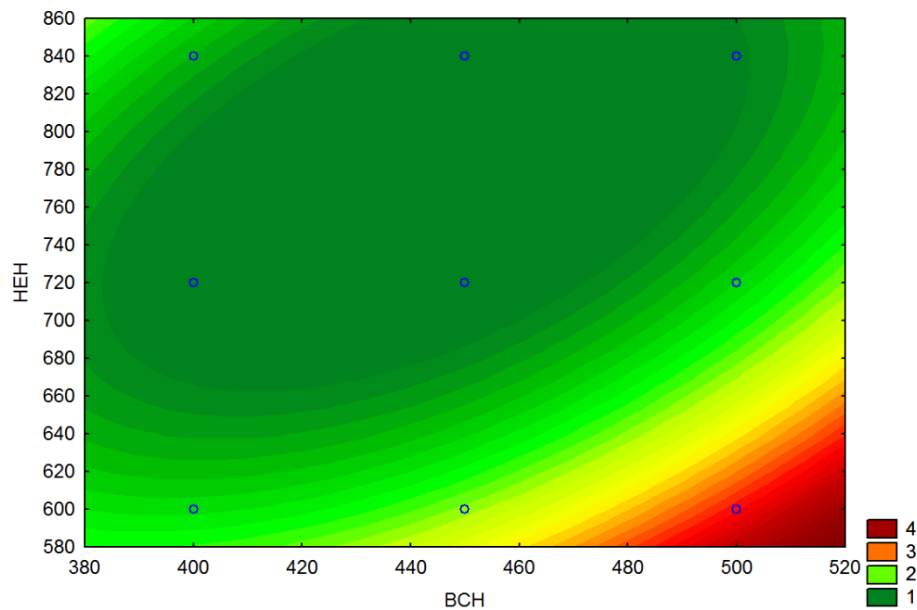


**Figure 45.** Diagramme de Pareto pour l'AIS

Le diagramme de Pareto nous montre que l'influence de la hauteur du capot est la plus largement significative. Il apparaît que la combinaison Hauteur du capot/ Hauteur du pare-chocs soit significative aussi. Ce diagramme nous permet de mettre en évidence les deux paramètres qui ont la plus grande influence sur l'AIS tête. Il apparaît aussi que la combinaison Hauteur du capot/ Angle du capot a une influence significative sur l'AIS tête.

### 3.3.3 Analyse de la variance

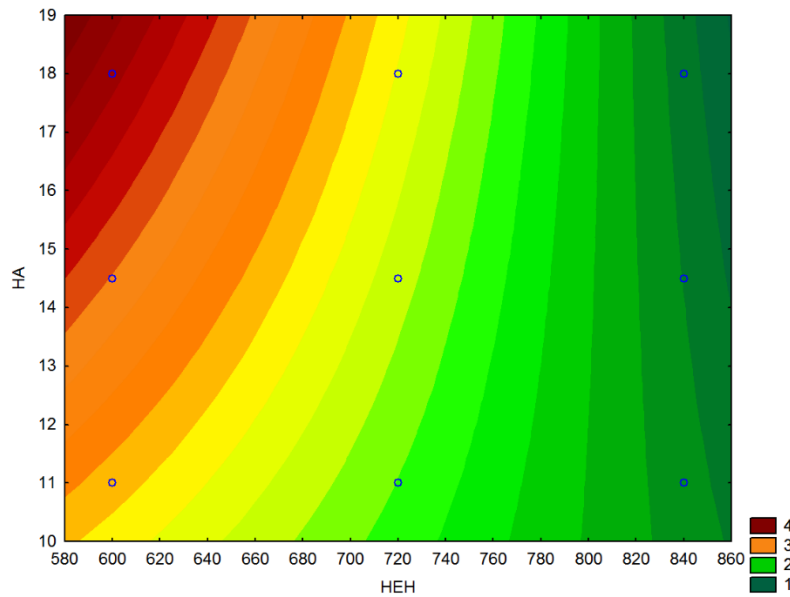
L'analyse de la variance (ANOVA) nous permet d'étudier les interactions entre les paramètres géométriques et l'AIS tête. Dans cette analyse, on prend en compte les interactions d'ordre 2. Le résultat principal issu des diagrammes de Pareto est que la combinaison Hauteur du pare-chocs/ Hauteur du capot a une influence statistiquement significative sur l'AIS tête estimé. La Figure 46 vient détailler ce résultat en présentant la surface de réponse de l'AIS tête, en fonction de ces deux paramètres.



**Figure 46.** Surface de réponse sur l'AIS tête en fonction des paramètres Hauteur du pare-chocs (BCH) et Hauteur du capot (HEH)

Il apparaît que l'AIS tête peut varier significativement de 1 à 4 en fonction de la hauteur du capot et du pare-chocs. Une zone de risque apparaît lorsque la hauteur du capot est dans une gamme basse et que le pare-chocs est dans une gamme élevée.

Le résultat secondaire du diagramme de Pareto est que la combinaison Hauteur du capot/ Angle du capot a une influence significative sur l'AIS tête. La Figure 47 vient détailler ce résultat en présentant la surface de réponse de l'AIS tête, en fonction de ces deux paramètres.



**Figure 47.** Surface de réponse sur l'AIS tête en fonction des paramètres Hauteur du capot (HEH) et Angle du capot (HA)

Il apparaît que l'AIS tête varie de façon quasi linéaire en fonction de la hauteur du capot. Cependant il apparaît que dans une gamme élevée d'angle de capot, l'AIS tête estimé peut être plus important (entre 3 et 4).

### 3.4 Discussion

Au total, coupler une simulation multi-corps globale et une simulation éléments-finis locale permet d'optimiser le temps de calcul pour qu'il soit en accord avec une étude paramétrique. En ce qui concerne ce temps de calcul, il faut 15 minutes pour effectuer la simulation multi-corps, 30 minutes pour la simulation éléments finis et 15 minutes de Post-Traitement des résultats. Soit une heure de calcul par configuration. En comparaison, il faudrait une semaine de calcul pour effectuer une simulation d'accident sur le modèle éléments finis du corps entier. Ce temps de calcul est incompatible avec une étude paramétrique. Cela implique certaines simplifications sur la structure du véhicule et sur le modèle d'enfant. La structure frontale est réduite à 4 parties mais elle est représentative d'un véhicule léger moyen, géométriquement et mécaniquement. Ensuite, les 10 ms de contact tête/capot sont simulés avec une tête isolée mais avec pour conditions limites les conditions issues de l'étude multi-corps du piéton en entier. Cela nous a permis d'accéder à des mesures de contraintes et de déformations tout en gardant un temps de calcul acceptable.

La corrélation entre le risque de blessure et le design d'un véhicule a été soulignée dans la Littérature. C'est pourquoi les véhicules ont fortement évolué depuis 30 ans, notamment avec

un adoucissement général des courbes afin que le piéton puisse « s'enrouler » sur le véhicule. Dans le cas de l'enfant étudié dans notre étude, les résultats indiquent que la hauteur du capot reste le paramètre géométrique qui a la plus grosse influence sur la cinématique et sur les mesures au niveau de la tête que l'on a effectué, mesures qui sont toutes associées à un risque de blessure global ou spécifique. L'analyse de la surface de réponse nous a montré qu'un capot élevé pour un véhicule léger baisse le risque de blessure à la tête. De plus, l'AIS observé a toujours été entre 1 et 2 avec un capot à 840 mm. Nous constatons une zone où l'AIS est à 1 entre 720 et 840 mm pour la hauteur du capot et entre 400 et 450 pour la hauteur du pare-chocs. De plus, nous avons mis en évidence l'influence de la combinaison Hauteur du pare-chocs/ Hauteur du capot sur trois blessures spécifiques à l'enfant piéton âgé de 6 ans. Nous avons mis en évidence la même influence de cette combinaison sur l'AIS tête estimé. Ce résultat est en accord avec l'étude réalisée par Liu (Liu et al. 2002). Nous avons observé que l'angle du capot est un paramètre qui influe de manière significative sur l'AIS tête estimé. En effet, il apparaît qu'un angle de capot entre 11 et 14 ° semble maintenir l'AIS tête dans une gamme d'AIS 1 à 3. Deux autres paramètres géométriques représentatifs d'un avant de véhicules semblent corrélés à des blessures spécifiques : la protusion du pare-chocs est corrélée à la fracture et l'angle du capot aux blessures neurologiques. Cette question soulève une interrogation : pourquoi le HIC, calculé à partir du multi-corps, n'est pas corrélé avec la protusion du pare-chocs ? Pour les adultes, le pare-chocs détermine largement le délai entre le contact avec le pare-chocs et le contact avec le capot. Un pare-chocs bas a été recommandé afin de minimiser les blessures à la jambe et au genou. Le HIC dépend uniquement de l'accélération linéaire mesurée au centre de gravité de la tête. Seulement dans le cas piéton présent, la tête est soumise à des accélérations angulaires particulièrement importantes en raison de la rotation rapide de l'ensemble du corps autour de l'axe transversal et d'une façon moins prononcée autour de l'axe vertical. Cet élément peut expliquer pourquoi la protusion du capot n'apparaît corrélée uniquement lors de l'utilisation de mesures issues de simulations éléments-finis.

Dans cette étude, nous avons décidé de simuler l'accident avec une voiture qui ne freine pas et avec un piéton qui court. Comme cela a été dit précédemment, dans la majorité des cas l'enfant traverse en courant hors du passage clouté ou émerge d'entre deux véhicules. En l'absence de statistiques rapportant ce fait précis, nous avons fait l'hypothèse que le cas le plus fréquent est un cas où le conducteur n'a pas le temps de freiner. Nous avons réalisé une étude de sensibilité de ce paramètre pour valider cette hypothèse. Pour cela nous avons appliqué à notre modèle une assiette de freinage de 3°. Nous observons une variation inférieure de 5% du HIC avec ou sans freinage. Le même genre d'étude de sensibilité a été réalisé avec ou sans

vitesse appliquée au piéton. Il apparaît que le HIC augmente significativement (de 20 à 50% selon la géométrie du véhicule) quand le piéton est en train de courir. L'analyse de l'accélération résultante au centre de gravité de la tête a révélé un saut important qui correspond à un rebond de la tête sur le capot plus prononcé, ce qui engendre un HIC plus élevé. Le HIC semble être moins sensible au freinage qu'au fait que le piéton soit en train de courir.

D'autres scénarios se dégagent de l'analyse accidentologique de l'enfant piéton. Le scénario le plus récurrent a été modélisé dans cette étude. Cependant d'autres paramètres pourront être implémentés dans une prochaine étude. En effet la direction du piéton et la posture semblent être des points qu'il serait pertinent d'étudier. En effet pour l'adulte, la vitesse d'impact de la tête lors d'un accident piéton varie cycliquement avec la démarche. Le minimum est constaté à 10% du cycle de marche et le maximum à 60 % du cycle de marche. On peut penser que si la posture a une influence sur l'adulte, elle en a sur l'enfant. Ces deux situations devraient être testées.

### **Bilan de la partie C**

Au total, l'étude paramétrique réalisée nous permet d'affirmer que la géométrie d'un véhicule a une influence sur les blessures au niveau de la tête chez l'enfant piéton accidenté.

La hauteur de la base du capot a une influence statistiquement significative sur le bilan lésionnel au niveau de la tête et plus particulièrement sur la fracture, l'hématome sous dural et la blessure neurologique. Il apparaît que l' AIS tête peut varier de 1 à 4 selon le design du véhicule (un AIS >3 caractérise des blessures sévères). L'influence du design apparaît comme étant significative. Il résulte de notre étude que pour un véhicule léger, un capot plus haut que 660 mm semble recommandé avec une hauteur de pare-chocs qui ne dépasse pas 440 mm. De plus un angle de capot entre 11 et 14 degrés semble avoir de meilleures capacités protectrices.



# Discussion générale

Le piéton est un usager vulnérable, il représente la seconde catégorie d'usagers la plus mortellement accidentée chez les enfants de moins de 14 ans. Nous avons vu qu'il devient nécessaire d'évaluer si les solutions de protections développées pour le piéton adulte sont adaptées au cas particulier de l'enfant. En effet sa morphologie et notamment sa petite taille le rends très probablement encore plus vulnérable aux chocs piétons, avec pour conséquence l'existence de lésions et mécanismes lésionnels spécifiques. Ce projet a eu pour objectif de comprendre ce que représente un accident impliquant un enfant piéton, d'en extraire les scénarios d'accidents les plus courants et de synthétiser cela en une modélisation numérique. Pour cela, nous avons réalisé un certain nombre de choix de modélisation tout au long de ce projet de recherche. Autour de ces choix de modélisation, nous avons développé une approche pour répondre à notre question de recherche concernant l'analyse des facteurs déterminants sur le bilan lésionnel d'un enfant piéton accidenté. Cette approche nous a permis de produire des résultats et de les analyser.

Nous allons discuter dans un premier temps des principaux choix basés sur l'état de l'art de l'accident chez l'enfant piéton et qui ont servi à établir un scénario d'accident type. Dans un second temps nous allons discuter de l'approche que nous avons mise en place pour répondre à notre question de recherche et des choix de modélisation que nous avons effectués. Dans un troisième temps nous allons discuter de notre modèle de prédiction de la gravité des lésions traumatiques au niveau de la tête, de ses limites et de son évolution possible. Enfin dans un quatrième temps, nous allons discuter des résultats et conclusions relatives à la question de recherche que nous avons posée.

## Choix du scénario d'accident

L'enfant, de par sa petite taille, présente une cinématique d'accident particulière dans la mesure où sa tête heurte uniquement le capot alors que l'adulte voit sa tête heurter le pare-brise. La façon dont l'enfant se comporte sur les routes est différente de l'adulte, ce qui implique des

situations d'impact différentes. Le piéton enfant représente donc un usager particulier de la route. Il était donc nécessaire de modéliser le plus fidèlement possible la situation d'accident la plus commune et la plus représentative de la réalité.

L'analyse accidentologique nous a montré que les enfants victimes d'accidents de la route le sont de façon plus ou moins prononcée en fonction de l'âge. En effet, l'enfant est majoritairement accidenté entre 5 et 9 ans, le maximum se situant à l'âge de 6 ans. Cet âge représente un âge charnière entre l'enfant en maternelle qui ne fonctionne pas encore en autonomie sur la route et l'enfant en école primaire qui commence à se déplacer seul. De plus, c'est à l'âge de 3 et 6 ans que l'enfant présente le moins de différences anthropométriques entre un garçon et une fille. Nous avons fait le choix de nous focaliser sur l'enfant de 6 à partir de ces constatations pour modéliser l'enfant qui est le plus souvent accidenté et qui nous autorise à ne pas faire de distinction entre le sexe. Ce choix nous limite à un morphotype spécifique d'un enfant mesurant 1,17m pour 23kg. Ainsi les résultats produits lors de cette étude ne sont valables que pour un enfant de 6 ans. Il paraît évident que l'analyse de l'influence du design sur les blessures est fortement dépendante à l'âge de l'enfant. En effet, la taille de l'enfant conditionne les segments lésionnels impactés et détermine la cinématique d'impact de la tête qui va en découler. Cependant, le morphotype d'un enfant de 6 ans est suffisamment différent d'un adulte pour justifier d'effectuer notre étude complète sur cet âge spécifique. Nous pouvons envisager d'étudier par la suite un enfant de 6 ans au morphotype différent (95<sup>ème</sup> percentile plus grand et plus lourd ou le 5<sup>ème</sup> percentile plus petit et plus léger). Il est plus délicat à ce niveau d'envisager d'étudier de enfants d'âges différents à moins d'avoir un modèle de tête éléments finis de l'âge désiré, ce qui n'est pas notre cas.

Il ressort de l'analyse accidentologique qu'il existe différentes situations d'impact lors d'un accident avec un enfant. Nous avons effectué des choix dans la modélisation du comportement piéton. Cet enfant court dans plus de la moitié des cas. Nous avons choisi pour cela de modéliser le cas où il court. Nous avons cependant réalisé une étude de sensibilité concernant l'effet de la course sur le bilan lésionnel et nous en avons conclu que l'influence est significative. Nous pouvons envisager d'analyser l'influence de la géométrie sur un enfant statique ou en marche, ce qui représente une partie des cas qui n'est pas anecdotique.

Lors de notre étude, nous nous sommes limités à l'étude d'un piéton à 0% de sa phase de déplacement, c'est-à-dire avec les deux pieds au sol. Elliot et al (Elliott et al. 2012) ont étudié l'influence de la phase de déplacement sur la vitesse d'impact de la tête dans le cas de l'adulte.



Ils concluent que lors d'un impact piéton perpendiculaire venant de la gauche, la vitesse d'impact au niveau de la tête sera maximale à 60% de la phase de déplacement (pied gauche au sol, pied droit relevé) et minimale à 10% de la phase de déplacement (pied droit au sol, pied gauche relevé). La différence de vitesse mesurée est de l'ordre de 4m/s. On en conclut que la phase de déplacement a une influence non négligeable sur les conditions d'impact au niveau de la tête chez l'adulte. Cet adulte est lésé en premier au niveau du membre inférieur et vient s'enrouler autour du véhicule. Cette cinématique est différente de l'enfant qui se voit lésé en premier au niveau du bassin. Intuitivement, nous imaginons que la cinématique de l'accident dans le cas de l'enfant est moins sensible à sa phase de déplacement. L'enfant étant impacté plus haut que l'adulte, la position des membres inférieurs influencera moins la cinématique et moins la vitesse d'impact. Cependant, nous pouvons imaginer étudier plus en détail cet aspect-là dans une prochaine étude.

Il ressort de l'analyse accidentologique que l'angle de traversée de l'enfant peut varier. L'enfant à cet âge ne pense pas à la route mais pense à sa destination. Il apparaît qu'il peut surgir d'entre deux véhicules pour rejoindre un point sur le trottoir et il peut traverser de façon non-perpendiculaire. En l'absence de statistique sur la façon de traverser chez un enfant en fonction de son âge, nous avons choisi de modéliser le cas le plus évident : l'enfant traverse la route perpendiculairement. Nous pourrions nous focaliser par la suite sur des scénarios moins communs. Par exemple, nous pouvons envisager d'étudier un enfant statique percuté par l'arrière. Ce genre de scénarios moins fréquent est probablement à l'origine de blessures particulièrement sévères qui apparaissent dans la littérature.

Il ressort de l'analyse accidentologique que les véhicules légers sont les plus impliqués dans les accidents piétons impliquant un enfant. Nous avons fait le choix de nous focaliser sur ce véhicule léger. On distingue parmi les véhicules légers les Super Mini Cars (SMC, ex : Citroën C2), les Small Family Car (SFC : ex : Honda Civic) et les Large Family Cars (LFC : ex : Honda Accord). Il existe d'autres types de véhicules comme les Multi Purpose Vehicles (MPV, ex : Renault Espace) et les Sport Utility Véhicule (SUV, ex : Range Rover Evoque). Il a été montré qu'un accident entre un SUV (*Sport Utility Vehicle*, d'une hauteur et d'un volume plus important qu'un véhicule léger) et un adulte engendre des blessures plus importantes. Un SUV a une hauteur de la base du capot en moyenne de 28 cm supérieure (Anderson and Doecke 2011). Si cela est vrai pour l'adulte, on peut s'imaginer à quel point cela devient critique pour un petit enfant. En effet, il est fort probable que ce dernier tape directement sans s'enrouler

autour du capot. A l'heure où certains se posent la question de l'utilisation de tels véhicules en ville pour des raisons environnementales, on peut se poser la question de leur dangerosité vis-à-vis d'un enfant.

En l'absence de statistiques précises sur le freinage d'un véhicule lors d'un accident piéton, nous avons fait le choix d'effectuer l'analyse paramétrique dans un scénario où le conducteur ne freine pas. Nous avons justifié ce choix par le fait que dans la majorité des cas l'enfant surgit en courant hors du passage piéton ou d'entre deux véhicules garés et que le conducteur n'a sûrement pas le temps de freiner. Nous avons tout de même effectué une analyse de sensibilité du paramètre de freinage, qui montre une variation de moins de 5% du HIC dans le cas moyen étudié. Il semble donc que le freinage ait une importance relativement moins élevée que la course du piéton par exemple. Par ailleurs, nous n'avons pas approfondi la question de l'assiette de freinage ou de la décélération. Nous pouvons envisager d'étudier ces deux points plus en détails dans une prochaine étude.

Il a été montré que la vitesse du véhicule influe sur la vitesse d'impact au niveau de la tête et donc sur la gravité des lésions. Nous avons fait le choix d'étudier un scénario d'accident où le véhicule roule à 26,2 km/h c'est-à-dire la vitesse moyenne d'impact évaluée dans la littérature. La vitesse apparaît dans la littérature comme un des critères les plus importants sur le risque lésionnel. En France, les villes ont créé des zones de limitation à 30km/h en ville car c'est la vitesse établie comme seuil de risque. Nous pouvons envisager d'étudier l'influence de la vitesse du véhicule sur l'AIS tête lors d'une prochaine étude.

Au total, pour effectuer notre analyse paramétrique nous avons extrait le scénario d'accident le plus récurrent et nous l'avons modélisé. Plusieurs scénarios typiques de l'accident piéton auraient pu être réalisés. Nous pensons que les deux paramètres les plus importants à étudier sont la phase de déplacement et le type de véhicule impliqué. La phase de déplacement est déjà implémentée dans notre modèle multi-corps. En effet, le modèle enfant MADYMO utilisé dispose d'un outil de positionnement des ellipsoïdes qui permet de placer l'enfant dans la phase du déplacement désirée de façon très précise. Le type de véhicule impliqué peut être étudié simplement en changeant les bornes des paramètres géométriques pour être représentatif de la gamme des hauteurs et angles d'un SUV par exemple.

Cependant, dans une logique d'analyse paramétrique, l'ajout de paramètres ou de niveau de variations supplémentaires requiert un temps de calcul plus important. Si l'on avait ajouté

simplement une phase de marche à notre analyse paramétrique, il aurait fallu doubler le nombre de simulations nécessaires.

Au total, nous assumons le choix de nous être focalisé sur le scénario d'accident le plus représentatif de l'accident piéton chez l'enfant de 6 ans. Cela nous permet d'analyser l'influence de la géométrie afin de proposer une voie d'amélioration de la sécurité de cet enfant piéton dans le scénario qui est celui où il est le plus souvent impliqué.

## **Modélisation et analyse paramétrique**

L'état de l'art effectué lors de ce projet nous a montré que différentes approches existent pour étudier les accidents de la route. On distingue les essais physiques des essais numériques. Ces deux approches sont couramment utilisées dans la littérature pour étudier les différents usagers de la route : passagers, piétons, motocyclistes... Certaines approches se sont révélées naturellement incompatibles avec notre étude. Au départ de ce projet, nous avons établi que nous n'aurions pas la capacité de réaliser des essais physiques : il est impossible de construire des avants de véhicules à la géométrie désirée, il est aussi impossible d'effectuer des dizaines d'essais physiques et il est interdit en France d'étudier de corps d'enfants post-mortem. L'approche numérique s'est rapidement révélée comme étant la voie à privilégier pour un tel projet de recherche. Comme dit précédemment, deux approches sont communément utilisées dans la simulation numérique d'accidents de la route : l'approche globale multi-corps et l'approche locale éléments finis. L'état de l'art de la modélisation de l'enfant piéton nous a montré que seule l'approche globale a été abordée dans le cas particulier de l'enfant. Nous avons donc décidé de développer une approche globale suivie d'une approche locale pour évaluer le risque lésionnel auquel l'enfant est exposé. Ce choix nous permet d'accéder à des critères cinématiques relatifs à un risque de blessure global et des critères, basés sur des mesures de grandeurs (contraintes, déformation, énergie), relatifs à des types et des mécanismes de blessures spécifiques.

Lors du développement de l'approche locale, nous avons fait le choix fort d'utiliser le modèle FEMOCS6. Le modèle FEMOCS6 était le plus adapté à l'étude de l'enfant car il a été construit à partir de scanner d'enfant et il est donc anthropométriquement représentatif d'un enfant de 6 ans. Nous avons décidé de nous focaliser sur les blessures au niveau de la tête, qui

est le segment lésionnel le plus souvent et sévèrement lésé. Pour cela, nous avons fait le choix d'isoler la tête du modèle FEMOCS6 et d'étudier de manière locale l'impact entre la tête et le capot sur un temps relativement court, de 10ms. Intervient alors la contrainte technologique qui limite la puissance de calcul à disposition. Ce choix de modélisation a été principalement motivé par le temps de calcul important d'une simulation pleine échelle non compatible avec une étude paramétrique. Cependant, ce modèle n'est pas disponible en position debout. Avec des moyens de calculs plus importants, nous pouvons envisager de positionner cet enfant debout. Pour cela, une méthode d'interpolation spatiale (Krigage) à partir de mesures anthropométriques externes sur un sujet enfant en position debout serait envisageable. Ceci permettrait de pouvoir étudier les mécanismes lésionnels au niveau des membres inférieurs et de l'abdomen qui sont les deux autres segments lésionnels les plus lésés lors d'un accident piéton impliquant un enfant. En dépit de moyens de calculs plus performants, il est envisageable d'appliquer la même méthode que celle développée lors de notre étude afin d'étudier un impact avec un segment isolé pour l'abdomen et les membres inférieurs. Nous avons vu que la démarche de l'approche peut être appliquée à n'importe quel âge et n'importe quelle morphologie. Cette approche est aussi applicable à d'autres cas d'accidents. En effet, nous pouvons imaginer modéliser un accident moto à l'aide du multi-corps pour évaluer la cinématique globale et étudier le cas du choc tête plus casque à l'aide d'une simulation éléments-finis afin d'évaluer le bilan lésionnel au niveau de la tête. Ceci serait compatible avec une démarche d'analyse paramétrique ou d'optimisation, sur les matériaux utilisés dans la conception d'un casque par exemple. Notre approche numérique est applicable à d'autres applications, pas uniquement des applications d'accidentologie routière, toute application avec un impact est potentiellement adaptable.

Lors du développement de l'approche globale, nous avons modélisé des structures avant de véhicule léger représentatif du véhicule « moyen » constaté dans la littérature. C'est-à-dire une structure composée de 4 parties (spoiler, pare-chocs, calandre et capot) et dont les dimensions vont se restreindre à des corridors établis comme étant ceux du véhicule léger. Il aurait été possible de modéliser le véhicule à partir d'une base de CAO de véhicule réel, de la paramétrer et d'en modifier ces caractéristiques géométriques. Cette technique demande ici encore des moyens de calculs importants. De plus, il est quasi-impossible d'obtenir un modèle CAO de véhicule hors d'un projet en partenariat industriel. Dans l'optique de réaliser une analyse paramétrique, l'utilisation d'un modèle paramétré multi-corps s'est révélé adaptée, offrant une adaptation aisée et un temps de calcul réduit.

Concernant les propriétés mécaniques, nous avons appliqué à cette structure le comportement moyen mesuré lors d'essais EuroNCAP par le biais de courbes Force/Déplacement. Avec un modèle éléments-finis, il serait possible d'appliquer une carte de rigidité pour le capot. En effet, tout véhicule possède des « points durs » dus à la présence sous le capot d'éléments du moteur par exemple. Il existe dans la littérature des cartes de rigidité de capot qui, une fois implémentées, permettront d'ajouter un degré de réalisme. Cependant cela compliquerait l'analyse statistique car il faudrait dans ce cas discriminer une blessure principalement causée par une géométrie particulière d'une blessure uniquement due au contact avec un point dur.

Enfin, nous avons décidé d'étudier l'impact de la tête contre le capot. Roudsari et al. (Roudsari et al. 2005) a montré que si certaines blessures d'un enfant après un accident piéton peuvent être attribuées au contact avec le sol, la majorité des blessures sont attribuables au contact avec le véhicule. Roudsari et al a aussi montré que l'enfant peut glisser et impacter le parebrise au-delà de 10 ans. Dans le cas de l'enfant de 6 ans, nous pourrions par la suite étudier les dégâts causés par la chute de l'enfant au sol après avoir été propulsé ce qui ici aussi, demande des temps de calculs plus importants car cela nécessiterait d'augmenter la durée de la simulation multi-corps.

Au total, nous avons choisi une approche d'analyse paramétrique comportant une approche globale et une approche locale. Nous avons effectué des choix de modèles représentatifs d'enfants et des choix de modélisation pour le véhicule. Ces choix ont principalement été conditionnés par les limitations technologiques et la puissance de calcul. Il a fallu constamment effectuer le choix le plus judicieux avec le meilleur rapport temps de calcul/précision.

## **Modèle de prédiction de la gravité des lésions**

Le verrou scientifique auquel nous nous sommes confrontés est l'absence de seuil critique propre à l'enfant pour un type de blessure particulier. Pour évaluer le risque lésionnel, nous avons développé notre propre modèle de prédiction basé sur la simulation de cas d'accidents réels que nous avons collectés. Notre approche est basée sur l'AIS sur le segment tête attribué par le médecin qui prend en charge un enfant victime d'un accident piéton. L'AIS est attribué à partir de différents critères que le médecin va évaluer sur les différents segments anatomiques

(tête, tronc, rachis, membres inférieurs...) et va attribuer une note de 1 à 6 caractérisant la gravité des lésions. Le médecin attribue aussi un AIS global, synthétisant les AIS de chaque segment anatomique. Notre modèle de prédiction est donc fortement dépendant de la précision et de la robustesse de cette notation et de la rigueur du médecin qui l'a attribué. Cette dernière nous apparaît par ailleurs très robuste et faiblement dépendante de l'opérateur. En effet les 19 cas d'accidents que l'on a simulé n'ont pas été évalués par le même médecin mais nous permettent de prédire les AIS avec une précision remarquable.

Nous avons collecté 19 scénarios d'accidents à travers trois bases auxquelles nous avons eu accès. Nous avons vu dans l'analyse accidentologique que l'enfant piéton ne représente qu'un pourcent des décès sur la route. Il est donc difficile d'obtenir un nombre important de cas d'enfants piéton. Augmenter le nombre de cas augmenterait la capacité prédictive de notre modèle. Le Laboratoire de Biomécanique Appliqué de Marseille travaille en collaboration étroite avec le Laboratoire Mécanismes d'Accidents à Salon de Provence. Cela nous a permis d'avoir accès à la base de données EDA. Nous pourrions consulter cette base régulièrement pour implémenter des cas d'enfants de 6 ans si dans l'avenir ils en recensent.

La notation discrète nous a soulevé la question de la méthode de discrétisation de nos résultats. L'arrondi à l'entier le plus proche s'est révélé être le plus précis. Un écart de prédiction d'un point est constaté pour un cas. Il n'est pas possible d'améliorer cette précision tant qu'il ne nous sera pas possible d'affirmer l'occurrence d'une blessure. C'est pour le moment impossible car on ne dispose pas de bilan lésionnel précis qui nous permette d'établir un nouveau modèle de prédiction en suivant la même méthode.

Ce modèle de prédiction de la gravité des lésions au niveau de la tête est voué à évoluer dans le futur. La collaboration très proche entre le Laboratoire de Biomécanique Appliqué et le Laboratoire Mécanismes d'Accidents nous permet d'avoir accès à des données d'accidents précises. La précision de notre modèle s'améliorera avec une croissance de la base de données. Ce modèle pourra s'affiner et pourra discriminer le type de blessure si l'on est capable de le renseigner avec des cas où les blessures sont connues.

Les propriétés matériaux appliquées aux os sont des moyennes et sont en partie extrapolées des propriétés de l'adulte. Les seuils de fractures permettent donc de fournir un ordre de grandeur mais leur dépassement n'implique pas systématiquement une fracture. Au niveau modélisation éléments-finis, certaines évolutions sont envisageables. En effet d'un point de vue lésionnel, les fractures sont des mécanismes difficiles à modéliser car il existe différents types de fractures. Une modélisation plus fine de l'os pourrait éventuellement permettre d'étudier spécifiquement ces mécanismes mais le coût en temps de calcul serait alors augmenté

considérablement. Une évolution également envisageable pour le modèle serait l'introduction de faiblesses mécaniques au niveau de la localisation du cartilage de conjugaison pour prendre en compte la fragilité de l'os de l'enfant à ce niveau. Ce type de faiblesse pourrait s'implémenter par une loi probabiliste qui appliquerait à chaque élément du crâne une propriété légèrement différente.

Le développement de ce modèle de prédiction ne nous permet pas d'évaluer notre démarche par rapport aux critères existants dans la littérature car il n'existe pas de seuil spécifique à l'enfant. Cependant, la démarche de ce modèle est originale car nous avons développé le concept de surface de contrainte dépassant un seuil. Nous avons vu qu'une équipe (Marjoux et al. 2008) a étudié la blessure neurologique en s'intéressant à la valeur maximale atteinte dans une surface d'éléments contigus. Nous avons développé cette idée par le biais de 5 prédicteurs de blessures qui intuitivement nous évoquaient un comportement physique d'une charge de contraintes sur un organe. Le nombre total de surface maximum détecté à un instant permet de discriminer une surface de contraintes importante de plusieurs petites surfaces. L'aire cumulée et l'aire maximale de ces surfaces nous apportent des informations complémentaires. Le prédicteur lié à l'intégrale nous permet d'avoir une information sur le fait qu'une contrainte élevée est détectée pendant plusieurs ms. Au total nous avons ainsi par le biais de ces prédicteurs expérimenté une nouvelle façon d'appréhender une blessure. Il apparaît de notre étude que le Nombre de Surfaces Critiques est le critère le plus corrélé à l'AIS tête. Cela signifie que si le maximum de contrainte atteint est un prédicteur avec une capacité prédictive certaine, le nombre maximum de surface de contrainte semble un meilleur prédicteur. Notre démarche peut être adaptée à n'importe quel critère lésionnel se basant sur une mesure de contrainte ou de déformation. Cela permet de quantifier différentes façons de dépasser un seuil lésionnel. Nous avons utilisé les seuils proposés pour l'adulte comme seuil de détection de surface de contraintes critique. Nous pourrions construire et proposer des seuils adaptés au cas de l'enfant en multipliant les types d'accidents (piéton, sport, passagers...) et en ayant accès à des bilans lésionnels complets. Ensuite, il faudrait par une démarche similaire à celle de ce projet déterminer le seuil qui permet de caractériser au mieux une blessure. Cette démarche serait particulièrement intéressante car elle permettrait d'affiner notre analyse concernant l'influence du design du véhicule proposée dans ce mémoire.

## Influence du Design d'un véhicule

L'analyse paramétrique que nous avons réalisée nous montre l'influence du design sur la gravité des lésions au niveau de la tête chez l'enfant piéton âgé de 6 ans. En effet, on observe des variations de plus de 50% du HIC (relatif au risque de blessure au niveau de la tête) et des AIS de 1 à 4 (AIS>3 : blessure sévère) avec des variations de paramètres géométriques de moins de 10 cm. Il s'avère de plus que l'évolution de ce risque ne se fait pas de manière linéaire en fonction des paramètres. Nous mettons donc en évidence la complexité de la cinématique et des mécanismes de blessures dans le cas de l'enfant piéton. La cinématique de cet enfant piéton est conditionnée d'abord par la hauteur de la base du capot qui est le paramètre le plus corrélé à une blessure, puis par la hauteur du pare-chocs et dans une moindre mesure par l'angle du capot. Les hauteurs du capot et du pare-chocs conditionnent l'enroulement et déterminent la vitesse d'impact de la tête. L'angle du capot vient ajouter un effet aggravant à cette combinaison. Dans cette étude paramétrique nous observons des AIS allant de 1 à 4 simplement en faisant varier la géométrie de la structure avant du véhicule léger. Nous pourrions réaliser une étude avec un plus grand nombre de paramètres, notamment augmenter le nombre de niveaux pour chaque variable géométrique. Ceci demande un temps de calcul plus important et un outil statistique suffisamment puissant. Cette étude montre que l'angle du capot réagit de façon linéaire sur l'augmentation de l'AIS tête mesuré. Nous suggérons d'augmenter le nombre de niveaux sur la hauteur du capot et sur la hauteur du pare-chocs et de fixer l'angle du capot à une valeur basse ainsi que la protusion du capot à une valeur moyenne. Ainsi, nous pourrions affiner nos observations concernant l'influence de la géométrie. Nous pouvons imaginer un plan d'expérience avec nos 2 variables géométriques à 10 niveaux pour créer une étude paramétrique d'un temps de calcul similaire à celle que nous avons effectuée. Une fois un profil idéal d'avant de véhicule établi, nous pourrions ensuite évaluer de la même manière les blessures d'un adulte. Ces pistes d'analyses paramétriques seront réalisables aisément avec l'enfant car cela demande simplement de laisser les calculs s'effectuer pendant plusieurs mois. Concernant l'adulte, cela demande de créer un nouveau modèle pour l'approche locale avec un modèle de tête éléments finis représentatif d'une tête adulte (Ex : HUMOS).

Au total, le développement de notre approche d'étude d'un accident piéton constitue une étape importante dans l'étude des mécanismes lésionnels de l'enfant de 6 ans piéton. De nombreux choix ont été effectués afin de modéliser le scénario le plus représentatif avec les modèles les plus fidèles possibles. Ce projet de recherche soulève la question de l'évaluation



des véhicules par rapport au choc piéton impliquant un enfant. Nous avons montré que la géométrie influe de façon significative sur le bilan lésionnel au niveau de la tête chez un enfant. Aujourd'hui les véhicules Européens sont évalués et un score est établi à partir de différents tests : protection des occupants adultes (impact frontal, latéral, poteau...), protection des enfants (impacts, installation des systèmes de retenues...) et protection des piétons (choc à la tête, aux jambes supérieures et aux jambes inférieures). Concernant l'évaluation de la protection des piétons, seul le choc à la tête est évalué dans le cas d'un enfant. Cette évaluation est réalisée à l'aide d'un test d'impact à 40km/h à l'aide d'un élément de frappe ayant la forme d'une tête d'enfant. Notre étude soulève une question : est-ce qu'un essai sous-système est suffisant pour évaluer correctement le risque lésionnel d'un enfant piéton accidenté ? En effet nous avons montré que la géométrie du véhicule influence les conditions d'impact au niveau de la tête et par conséquent la gravité des lésions. Notre outil pourrait être utilisé dans le cadre d'évaluations de véhicules ou dans une moindre mesure dans la conception des véhicules afin d'apporter une indication de la capacité protectrice d'un véhicule envers un enfant piéton.

Notre modèle de prédiction de la gravité des lésions ainsi que notre méthode d'analyse paramétrique développant une approche globale et une approche locale ne sont pas limités à une utilisation dans le domaine de l'accident piéton. Ils peuvent être utilisés dans tout domaine qui implique un impact avec un segment anatomique humain. Le modèle de prédiction doit être enrichi de cas autres que piétons et des cas référencés en matière de types de blessures constatées. Ainsi, sa précision sera accrue et la discrimination des blessures deviendra possible.

Par ailleurs, nous nous sommes focalisés sur les blessures au niveau de la tête chez l'enfant car la tête est le segment lésionnel le plus souvent lésé. Nous savons de l'étude épidémiologique que l'abdomen est le second segment lésé le plus sévèrement et les membres inférieurs en troisième. Afin d'affiner le bilan lésionnel de l'enfant, il est possible de poursuivre la même méthodologie appliquée aux deux autres segments anatomiques les plus lésés sévèrement. Pour cela, il faudrait comprendre plus précisément les particularités anatomiques de l'enfant et faire l'état de l'art des critères existants pour en sélectionner. Le modèle multi-corps utilisé produit automatiquement un critère qui donne le risque de fracture au niveau du membre inférieur (critère basé sur le moment de torsion) ou le Toracic Trauma Index (critère basé sur l'accélération au niveau des côtes) dont des seuils ont été proposés pour l'enfant. Nous pourrions développer de la même manière que durant ce projet un modèle de prédiction de la gravité des lésions au niveau de l'abdomen ou du membre inférieur. Pour cela, il faut avoir les informations concernant l'AIS au niveau du segment anatomique désiré. La même approche de lien entre la simulation locale et globale peut être appliquée avec un enregistrement de la

cinématique du segment anatomique à l'instant de l'impact pour un repositionnement pour une simulation locale. Au niveau de l'analyse paramétrique concernant la géométrie, cela compliquerait fortement notre analyse. En effet il est fort probable qu'un paramètre géométrique soit protecteur pour la tête quand on l'augmente et aggravant pour les jambes dans le même temps. Il sera alors pertinent de s'intéresser à la formulation de l'AIS global par le médecin et surement développer un modèle de prédiction de cet AIS global à partir des AIS locaux le tout à partir de scénarios d'accidents réels. Nous avons vu la difficulté à trouver des cas d'accidents, disposer de toutes les informations sera probablement encore plus compliqué que dans notre étude. Pour autant, cette démarche est tout à fait envisageable et l'amélioration de la précision permettrait d'évaluer de façon encore plus complète les capacités protectrices d'un véhicule par rapport à l'enfant piéton.

# Conclusion générale

Ce projet de thèse nous a amené à comprendre ce que représente un accident impliquant un enfant piéton. L'analyse accidentologique et épidémiologique nous a permis d'établir des scénarios types d'accidents et d'effectuer des choix de modélisation. L'utilisation de simulations d'accident multi-corps et éléments finis nous aide à mieux comprendre les mécanismes lésionnels mis en jeu lors d'un choc piéton. Il est nécessaire que les modèles d'enfants soient les plus biofidèles possibles et que les scénarios d'accident simulés soient les plus représentatifs de la réalité. Nous avons donc au cours de ce projet développé un modèle multi-corps simulant un choc entre une structure avant de véhicule et un enfant piéton âgé de 6 ans. Nous avons par ailleurs développé une approche d'analyse paramétrique globale et locale et un modèle de prévision de la gravité des blessures à la tête nous permettant d'évaluer l'influence du design d'un véhicule sur le bilan lésionnel d'un enfant piéton accidenté.

Ce projet de thèse s'est inscrit dans le cadre des activités de recherche du Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA) portant sur l'amélioration de la protection de l'être humain au cours d'un accident de la route. Ce projet s'est inscrit aussi dans la suite de la thèse de François Coulongeat qui a porté sur la modélisation numérique de l'enfant par le biais du modèle FEMOCS6 qui apporte un nouvel angle de vue au cas particulier de l'enfant piéton.

## Problématique de l'enfant

La première étape de nos travaux nous a amené à nous questionner sur l'enfant piéton. L'objectif de cette partie était d'apporter les bases à la définition d'hypothèses de modélisations et de donner un aperçu des méthodes de modélisations envisageables. Cette étape est essentiellement basée sur les données de la littérature. L'enfant piéton est peu renseigné dans les rapports de l'ONISR (Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière) ou sur les rapports de NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration). Une des difficultés a été d'obtenir les statistiques nécessaires et cela a été possible par l'accès à la base de données IRTAD dont l'IFSTTAR est membre. Il apparaît de l'étude de cette base de données que

l'enfant piéton est le second usager le plus tué sur les routes après l'occupant de véhicule. L'enfant piéton est le plus souvent accidenté à l'âge de 6 ans et il est principalement heurté de jour lorsqu'il traverse en courant une route de façon par un véhicule léger roulant à moins de 30 km/h. Lors d'un accident, il est principalement lésé à la tête, aux membres inférieurs et à l'abdomen. Il est principalement sévèrement lésé au niveau de la tête. Les trois blessures les plus courantes sont la fracture du crâne, l'hématome sous-dural et les blessures neurologiques. Cette étude accidentologique et épidémiologique nous a permis d'établir le scénario d'accident le courant et nous permet de le modéliser.

La connaissance de l'anthropométrie et des spécificités anatomiques de l'enfant sont également nécessaires. Tout au long de sa croissance, l'enfant voit son corps évoluer à des vitesses différentes en fonction des segments corporels. Ceci engendre une différence notable des proportions des segments anatomiques entre l'enfant et l'adulte. Au niveau interne là aussi, on remarque une croissance différente. Au total, l'enfant n'est pas un petit adulte, tant au niveau de proportions qu'au niveau structurel des os et des tissus. Ceci engendre des blessures spécifiques à l'enfant.

L'état de l'art des différents modèles représentatifs de l'enfant, physiques et numériques nous a permis d'envisager différentes approches pour la modélisation d'un accident impliquant un enfant piéton. Ainsi nous avons décidé de ne pas privilégier une approche mais de combiner deux approches numériques identifiées à l'aide de cet état de l'art.

## **Approche d'analyse paramétrique**

La seconde étape de notre projet a été de développer une approche qui nous permette de répondre à notre question de recherche concernant l'analyse des facteurs déterminants sur le bilan lésionnel d'un enfant piéton accidenté. L'état de l'art des modélisations nous a montré qu'il existait différentes façons de faire. D'un point de vue numérique, deux approches sont couramment utilisées : l'approche locale éléments-finis qui permet de déterminer les mécanismes lésionnels et l'approche globale multi-corps qui permet d'évaluer des risques de blessure. Nous avons choisi de combiner ces deux approches numériques en utilisant un modèle multi-corps représentatif d'un corps entier d'enfant de 6 ans et un modèle éléments finis représentatif d'un enfant de 6 ans. Pour des raisons de temps de calcul, il a été choisi d'isoler la tête de ce modèle éléments-finis. Le modèle enfant multi-corps choisi est un modèle

commercialisé. Le modèle éléments-finis choisi est le modèle FEMOCS6 qui est le modèle le plus représentatif d'un enfant de 6 ans. En effet il a été construit à partir de Scanner d'enfants de 6 ans et possède les propriétés mécaniques étudiées chez un enfant ou remis à l'échelle en l'absence de données biomécaniques.

Réaliser dans une logique d'étude paramétrique une simulation multi-corps suivie d'une simulation éléments finis présentait un obstacle. Il fallait automatiser certaines étapes impossibles à réaliser manuellement. Pour cela nous avons développé sous MATLAB une procédure qui réalise le plan d'expérience, adapte les modèles à un scénario d'accident, les simule et effectue le post-traitement des résultats. Le développement de ce programme nous a permis de construire l'outil le plus adapté à notre question de recherche, en automatisant et en optimisant au mieux le temps de calcul.

## **Influence du design**

Nous avons réalisé une analyse de l'influence de la géométrie sur le bilan lésionnel d'un enfant piéton accidenté. Pour cela, nous avons modélisé le cas d'accident le plus courant dans la littérature. Nous avons décidé de faire varier les 4 paramètres principaux de la géométrie avec 3 niveaux ce qui implique la réalisation de 81 simulations. Nous avons étudié l'influence de la géométrie sur les mesures de contraintes et de déformation dans un premier temps, et sur l' AIS tête estimé dans un second temps.

L'analyse statistique de cette étude paramétrique montre que certains paramètres géométriques sont corrélés avec le risque de blessure. En effet la hauteur du pare-chocs et la hauteur du capot ont une influence significative sur le HIC qui représente un risque de blessure global. Plus précisément, ces deux paramètres ont une influence significative sur la mesure de contrainte sur le crâne, relatifs à la fracture. L'angle du capot et la protusion du capot n'apparaissent pas comme avoir une influence marquée. De plus, il apparait que la combinaison Hauteur du capot/ Hauteur du pare-chocs a une influence significative quand on s'intéresse aux interactions d'ordre 2. Nous avons conclu qu'une hauteur de capot plus élevée combinée à un pare-chocs relativement bas semble avoir un effet protecteur sur les blessures de l'enfant au niveau de la tête car elles minimisent le HIC.

L'analyse statistique de cette étude paramétrique couplée à notre modèle de prédiction de l' AIS tête montre que le design a une influence sur les lésions au niveau de la tête chez un enfant piéton. Il apparait dans notre étude qu'un capot relativement élevé, dans les gammes de

géométrie classique d'un véhicule léger, semble minimiser l'AIS tête. Entre 720 mm et 840mm, la hauteur du capot semble avoir une influence protectrice car nous avons estimé uniquement des AIS 1 à 2 (blessure modérées). Il apparaît qu'un capot entre 600 et 720 mm couplé à un pare-chocs entre 450 et 500mm a une influence négative sur les capacités protectrices du véhicule. En effet nous avons mesuré dans cette gamme des AIS allant de 2 à 4. Un AIS est considéré comme sévère à partir de 3. Il apparaît donc que la cinématique, la gravité des lésions est fortement conditionnée par cette combinaison Hauteur du capot et Hauteur du pare-chocs. Il apparaît dans notre étude que l'angle du capot peut venir aggraver le bilan lésionnel à la tête quand il se situe au-dessus de 14 degrés. Par ailleurs, nous concluons que la protusion du capot (écart entre la base du capot et la ligne avant du véhicule) n'a aucune influence dans notre cas de l'enfant piéton de 6 ans. Cependant concernant l'adulte, ce paramètre a été évalué comme ayant une importance significative dans l'enroulement du piéton. L'enfant serait donc moins sensible à ce paramètre que l'adulte.

Au total la géométrie du véhicule a une influence sur la gravité des lésions traumatiques au niveau de la tête chez l'enfant de 6 ans. Cette influence est différente de celle constatée chez l'adulte. On peut se demander si les solutions de protections développées dans le cas de l'adulte sont adaptées au cas de l'enfant.

Au total, l'enfant piéton est un usager vulnérable qui est accidenté dans des conditions spécifiques. Pour répondre à notre question de recherche, nous avons développé une approche d'analyse paramétrique qui effectue une simulation globale de l'accident puis une simulation locale de l'impact de la tête. Cette approche nous permet d'affirmer que le design du véhicule a une influence significative sur la gravité des blessures au niveau de la tête d'un enfant de 6 ans. L'approche que nous avons menée ne se limite pas à l'étude de l'accident de l'enfant piéton. Elle pourrait ainsi être utilisée dans le domaine de la médecine légale (enfants battus), dans le domaine des systèmes de protections comme les casques et ne se limite pas à un âge ou un morphotype en particulier.

Par ailleurs, nous nous sommes focalisés sur les blessures au niveau de la tête chez l'enfant car la tête est le segment lésionnel le plus souvent lésé. Nous pouvons appliquer la même méthodologie que celle que nous avons appliquée à la tête pour l'abdomen (second segment principalement lésé) et le membre inférieur (troisième segment principalement lésé). Ceci nous permettrait d'établir un bilan lésionnel complet qui permettrait d'affiner notre analyse concernant l'influence de la géométrie.

## REFERENCES

- Anderson RWG. A study on the biomechanics of axonal injury. 2000. Available at: <https://digital.library.adelaide.edu.au/dspace/handle/2440/37911>. Accessed September 25, 2017.
- Anderson RWG, Doecke S. An analysis of head impact severity in simulations of collisions between pedestrians and SUVs/work utility vehicles, and sedans. *Traffic Inj. Prev.* 2011;12(4):388–397.
- Astier V, Thollon L, Arnoux PJ, Mouret F, Brunet C. Development of a finite element model of the shoulder: application during a side impact. *Int. J. Crashworthiness.* 2008;13(3):301–312.
- Bandak FA, Vander Vorst MJ, Stuhmiller LM, Mlakar PF, Chilton WE, Stuhmiller JH. An imaging-based computational and experimental study of skull fracture: finite element model development. *J. Neurotrauma.* 1995;12(4):679–688.
- Behr M, Arnoux PJ, Serre T, Bidal S, Kang HS, Thollon L, Cavallero C, Kayvantash K, Brunet C. A human model for road safety: from geometrical acquisition to model validation with radioss. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2003;6(4):263–273.
- Burdi AR, Huelke DF, Snyder RG, Lowrey GH. Infants and children in the adult world of automobile safety design: Pediatric and anatomical considerations for design of child restraints. *J. Biomech.* 1969;2(3):267–280.
- Chiron M, Guillemot H, Ndiaye A, Thélot B. *Description et gravité des lésions traumatiques selon les classifications AIS 1998 et IIS 1994. Traduit de l'anglais : "The Abbreviated Injury Scale AIS Version 1998" et "The Injury Impairment Scale IIS Version 1994" publiées par l'Association for the Advancement of Automotive Medicine (AAAM).*; 1998.
- Coulongeat F. *Modélisation numérique de l'enfant : application en accidentologie routière.* Aix-Marseille; 2012. Available at: <http://www.theses.fr/2012AIXM4000>. Accessed September 25, 2017.
- Davis I RB, Ounpuu S. A comparison of 2D and 3D techniques for the determination of normal pediatric running kinematics. In: *Bioengineering Conference, 1991., Proceedings of the 1991 IEEE Seventeenth Annual Northeast.*; 1991:279–280.
- De Jager K, Van Ratingen M, Lesire P, Guillemot H, Pastor C, Schnottale B, Tejera G, Lepretre J-P. Assessing new child dummies and criteria for child occupant protection in frontal impact. In: WG18 EW&, ed. *The 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV).* Vol 5–157.; 2005.
- De Lange R, Van der Made R, Feustel JR, Subbian T, Van Hoof J. Development and evaluation of MADYMO child occupant dummy models. 2001.
- Demetriades D, Murray J, Martin M, Velmahos G, Salim A, Alo K, Rhee P. Pedestrians injured by automobiles: Relationship of age to injury type and severity. *J. Am. Coll. Surg.* 2004;199(3):382–387.

- DiMaggio C, Durkin M. Child Pedestrian Injury in an Urban Setting Descriptive Epidemiology. *Acad. Emerg. Med.* 2002;9(1):54–62.
- DiMaggio C, Durkin M, Richardson LD. The association of light trucks and vans with paediatric pedestrian deaths. *Int. J. Inj. Contr. Saf. Promot.* 2006;13(2):95–99.
- Doong J-L, Lai C-H. Risk Factors for Child and Adolescent Occupants, Bicyclists, and Pedestrians in Motorized Vehicle Collisions. *Traffic Inj. Prev.* 2012;13(3):249–257.
- Dupuis R, Meyer F, Deck C, Willinger R. Three-year-old child neck finite element modelization. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 2006;16(3):193–202.
- Durkin MS, Laraque D, Lubman I, Barlow B. Epidemiology and Prevention of Traffic Injuries to Urban Children and Adolescents. *Pediatrics.* 1999;103(6):e74–e74.
- Elliott JR, Simms CK, Wood DP. Pedestrian head translation, rotation and impact velocity: the influence of vehicle speed, pedestrian speed and pedestrian gait. *Accid. Anal. Prev.* 2012;45:342–353.
- Fontaine H, Gourlet Y, Ziani A. LES ACCIDENTS DE PIETONS : ANALYSE TYPOLOGIQUE. *Rapp. INRETS.* 1995;(201). Available at: <http://trid.trb.org/view.aspx?id=994699>. Accessed November 12, 2012.
- Gehre C, Schindler V. Development of the Numerical Model of the New-Born Child Dummy Q0. In: Berlin TU of, ed. *The 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. Vol 05-0074.; 2005.
- Hamel A, Llari M, Piercecchi-Marti M-D, Adalian P, Leonetti G, Thollon L. Effects of fall conditions and biological variability on the mechanism of skull fractures caused by falls. *Int. J. Legal Med.* 2013;127(1):111–118.
- Haug E, Choi H, Robin S, Beaugonin M. *Human models for crash and impact simulation.* (Ciarlet PG, ed.). Amsterdam, The Netherlands: Elsevier; 2004.
- Henary BY, Crandall J, Bhalla K, Mock CN, Roudsari BS. Child and Adult Pedestrian Impact: The Influence of Vehicle Type on Injury Severity. *Annu. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med.* 2003;47:105–126.
- Irwin A, Mertz HJ. Biomechanical basis for the CRABI and Hybrid III child dummies. 1997.
- Jack van Hoof R de L. Improving pedestrian safety using numerical human models. *Stapp Car Crash J.* 2003;47:401–36.
- Johannsen H. Possibilities to detect abdominal injuries child dummies considered as an example. In: *Advanced Passive Safety Network - APSN Proceedings: D16 -WG4.2 Workshop on Biomechanical Experiments.*; 2004.
- Kajzer J, Yang KH. *Computer Simulation of Impact Response of the Human Knee Joint in Car-Pedestrian Accidents.* Göteborg, Sweden: Chalmers University of Technology; 1992.
- Koizumi T, Tsujiuchi N, Uchida Y, Okamura M, de Lange R, Verver M. Scaling methods for the development of a 3-year-old child FE human model. In: *Advanced Passive Safety*



- Network - APSN Proceedings: D16 -WG4.2 Workshop on Biomechanical Experiments.*; 2004.
- Léopold F, Lesire P. Analysis of all road accidents involving fatally injured children occurring in France in 2011. In: Munich, Germany; 2013.
- Lesire P, Brun Cassan F, Yang JK, Huang S, Willinger R, Meyer F, Beillas P, Rodarius C, Johannsen H, Eisenach A. *Report on relevant children injury in road accidents and specification of children models*. CASPER: Child Advanced Safety Project for European Roads; 2010.
- Liu X, Yang J. Effects of vehicle impact velocity and front-end structure on dynamic responses of child pedestrians. *Traffic Inj. Prev.* 2003;4(4):337–344.
- Liu XJ, Yang JK. Development of Child Pedestrian Mathematical Models and Evaluation with Accident Reconstruction. *Traffic Inj. Prev.* 2002;3(4):321–329.
- Liu XJ, Yang JK, Lövsund P. A Study of Influences of Vehicle Speed and Front Structure on Pedestrian Impact Responses Using Mathematical Models. *Traffic Inj. Prev.* 2002;3(1):31–42.
- Marieb EN, Hoehn K. *Anatomie et physiologie humaines*. San Fransisco, USA: Benjamin Cummings; 2005.
- Marjoux D, Baumgartner D, Deck C, Willinger R. Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria. *Accid. Anal. Prev.* 2008;40(3):1135–1148.
- Martinez L, Guerra LJ, Ferichola G, Garcia A, Yang J. Stiffness Corridors of the European Fleet for Pedestrian Simulations. In: ; 2007. Available at: <https://trid.trb.org/view.aspx?id=1368004>. Accessed September 25, 2017.
- Mizuno K, Iwata K, Deguchi T, Ikami T, Kubota M. Development of a three-year-old child FE model. *Traffic Inj. Prev.* 2005;6(4):361–371.
- Mizuno Y. Summary of IHRA Pedestrian Safety WG activities (2005) - Proposed Test Methods to Evaluate Pedestrian Protection Offered by Passenger Cars. In: *19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*.; 2005.
- Newman JA, Shewchenko N, Welbourne E. A proposed new biomechanical head injury assessment function - the maximum power index. *Stapp Car Crash J.* 2000;44:215–247.
- Nie J, Li G, Yang J. A Study of Fatality Risk and Head Dynamic Response of Cyclist and Pedestrian Based on Passenger Car Accident Data Analysis and Simulations. *Traffic Inj. Prev.* 2015;16(1):76–83.
- Peng RY, Bongard FS. Pedestrian versus motor vehicle accidents: an analysis of 5,000 patients. *J. Am. Coll. Surg.* 1999;189(4):343–348.
- Rambeau M. Radiologie Ostéo-Articulaire Normale de l'Enfant. 1995. Available at: <http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/RADIOANATOMIE/030.html>. Accessed March 20, 1923.

- Rosén E, Stigson H, Sander U. Literature review of pedestrian fatality risk as a function of car impact speed. *Accid. Anal. Prev.* 2011;43(1):25–33.
- Roth S, Raul J-S, Ruan J, Willinger R. Limitation of scaling methods in child head finite element modelling. *Int. J. Veh. Saf.* 2007;2(4):404–421.
- Roth S, Raul J-S, Willinger R. Biofidelic child head FE model to simulate real world trauma. *Comput. Methods Programs Biomed.* 2008;90(3):262–274.
- Roth S, Vappou J, Raul JS, Willinger R. Child head injury criteria investigation through numerical simulation of real world trauma. *Comput. Methods Programs Biomed.* 2009;93(1):32–45.
- Roudsari BS, Mock CN, Kaufman R. An evaluation of the association between vehicle type and the source and severity of pedestrian injuries. *Traffic Inj. Prev.* 2005;6(2):185–192.
- Serre T, Brunet C, Bruyere K, Verriest J, Mitton D, Bertrand S, Skalli W. HUMOS (Human Model for Safety) geometry: from one specimen to the 5th and 95th percentile. *SAE Trans.* 2006;115(6).
- Serre T, Lalys L, Bartoli C, Christia-Lotter A, Leonetti G, Brunet C. Child pedestrian anthropometry: evaluation of potential impact points during a crash. *Accid. Anal. Prev.* 2010;42(6):1943–1948.
- Serre T, Lalys L, Thouvenin S, Bartoli C, Leonetti G, Brunet C. Comparison Between New Data On Children Anthropometry And CRS Dimensions. In: *The 21st International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. Vol 9–484. U. S. Department of Transportation, 1200 New Jersey Avenue SE Washington DC 20590 USA; 2009.
- Sherwood C, Shaw C, Van Rooij L, Kent R, Crandall J, Orzechowski K, Eichelberger M, Kallieris D. Prediction of cervical spine injury risk for the 6-year-old child in frontal crashes. *Traffic Inj. Prev.* 2003;4(3):206–213.
- Snedeker J, Muser M, H Walz F. *Assessment of pelvis and upper leg injury risk in car-pedestrian collisions: comparison of accident statistics, impactor tests and a human body finite element model.*; 2003.
- Snyder RG, Schneider LW, Owings CL, Reynolds HM, Golomb DH, Schork MA. *Anthropometry of Infants, Children, and Youths to Age of 18 for Product Safety Design*. Ann Harbor: Highway Safety Research Institute; 1977:648.
- Starnes M, Longthorne A. CHILD PEDESTRIAN FATALITY RATES BY STRIKING VEHICLE BODY TYPE: A COMPARISON OF PASSENGER CARS, SPORT UTILITY VEHICLES, PICKUPS, AND VANS. *Res. Note.* 2003. Available at: <https://trid.trb.org/view.aspx?id=686824>. Accessed September 25, 2017.
- Stürtz G. Biomechanical data of children. *SAE Tech. Pap.* 1980;801313.
- Takhounts EG, Eppinger RH, Campbell JQ, Tannous RE, Power ED, Shook LS. On the Development of the SIMon Finite Element Head Model. *Stapp Car Crash J.* 2003;47:107–133.

- Untaroiu CD, Crandall JR, Takahashi Y, Okamoto M, Ito O, Fredriksson R. Analysis of running child pedestrians impacted by a vehicle using rigid-body models and optimization techniques. *Saf. Sci.* 2010;48(2):259–267.
- Van Ratingen MR, Twisk D, Schrooten M, Beusenbergh MC, Barnes A, Platten G. Biomechanically Based Design and Performance Targets for a 3-Year Old Child Crash Dummy for Frontal and Side Impact. 1997.
- W.A. Leaf, D.F. Preusser. *Literature Review on Vehicle Travel Speeds and Pedestrian Injuries*. U.S. Department of Transportation National Highway Traffic Safety Administration; 1999. Available at: <http://www.nhtsa.gov/people/injury/research/pub/hs809012.html>. Accessed July 1, 2013.
- Willinger R, Kang H-S, Diaw B. Three-Dimensional Human Head Finite-Element Model Validation Against Two Experimental Impacts. *Ann. Biomed. Eng.* 1999;27(3):403–410.
- Willinger R, Taleb L, Kopp C-M. Modal and Temporal Analysis of Head Mathematical Models. *J. Neurotrauma.* 1995;12(4):743–754.
- Wood D, Simms C. Coefficient of Friction In Pedestrian Throw. *Impact - J. ITAI.* 2000;9(1):12–14.
- Wood DP, Simms CK, Walsh DG. Vehicle–pedestrian collisions: validated models for pedestrian impact and projection. In: *Institution Mechanical Engineer, Part D, Journal of Automobile Engineering*. Professional Engineering Publishing; 2005:183–195.
- Yao J, Yang J, Otte D. Head Injuries in Child Pedestrian Accidents—In-Depth Case Analysis and Reconstructions. *Traffic Inj. Prev.* 2007;8(1):94–100.
- Yao JF, Yang JK, Fredriksson R. Reconstruction of head-to-hood impact in an automobile-to-child-pedestrian collision. *Int. J. Crashworthiness.* 2006;11(4):387–395.



## ANNEXE A : Géométrie paramétrée d'un avant de véhicule pour MADYMO

L'avant de véhicule est constitué de 7 ellipses paramétrées : spoiler, pare-chocs, calandre, capot, parebrise et toit. Chaque ellipse est géométriquement définie par 7 paramètres sous MADYMO®:

- a,b,c : 3 paramètres représentant chaque demi-axe dans les trois dimensions
- x,y,z : 3 paramètres de position dans le repère global
- $\alpha$  : 1 paramètre représentant l'angle de l'ellipse par rapport à l'horizontale

Cette annexe va détailler les calculs pour chacune des ellipses, en fonction des paramètres géométrique issus de la littérature BCH, HEH, BL, HA, SL, SH (en mètre, degrés). Le véhicule est placé de manière à rouler dans le sens des x comme sur la Figure 48, l'extrémité avant du véhicule se place au niveau de l'origine en abscisse. Il est à noter que le pare-brise et le toit sont des zones visuelles non paramétrées. Seule leur position est à ajuster pour se connecter au capot paramétré.

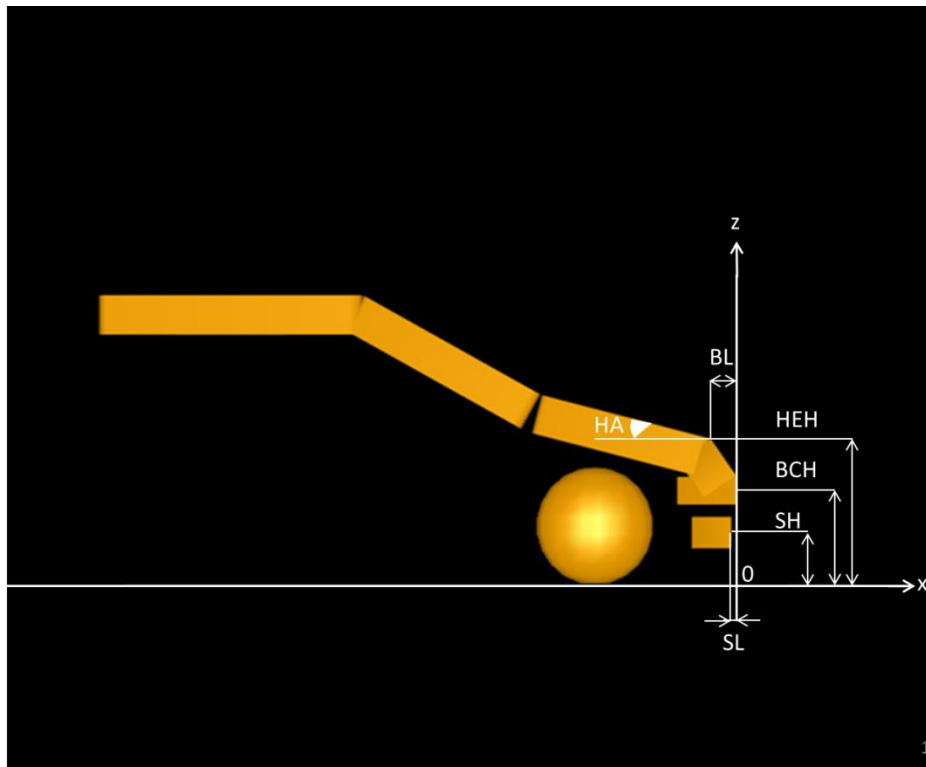


Figure 48. Schéma du véhicule Madymo

### Spoiler bas

Les paramètres du spoiler sont les suivants :

- a<sub>spoiler</sub> = 0.1                    *profondeur adaptée au calcul*
- b<sub>spoiler</sub> = 0.8                    *largeur du véhicule*
- c<sub>spoiler</sub> = 0.08                  *épaisseur fixe issue de la littérature*

$$x_{\text{spoiler}} = -SL - a_{\text{spoiler}}$$

$$y_{\text{spoiler}} = 0$$

$$z_{\text{spoiler}} = BCH - SH$$

### **Pare-chocs (Bumper)**

Les paramètres du pare-chocs sont les suivants :

$$a_{\text{bumper}} = 0.15 \quad \text{profondeur adaptée au calcul}$$

$$b_{\text{bumper}} = 0.8 \quad \text{largeur du véhicule}$$

$$c_{\text{bumper}} = 0.07 \quad \text{épaisseur issue de la littérature}$$

$$x_{\text{bumper}} = -a_{\text{bumper}}$$

$$y_{\text{bumper}} = 0$$

$$z_{\text{bumper}} = BCH$$

### **Calandre (grill)**

Les paramètres de la calandre sont les suivants :

$$a_{\text{grill}} = \sqrt{BL^2 + (HEH - (BCH + c_{\text{bumper}}))^2} / 2$$

$$b_{\text{grill}} = 0.8 \quad \text{largeur du véhicule}$$

$$c_{\text{grill}} = 0.1 \quad \text{épaisseur adaptée au calcul}$$

$$\alpha_{\text{grill}} = \text{atan}\left(\frac{HEH - (BCH + c_{\text{bumper}})}{BL}\right)$$

$$x_{\text{grill}} = \frac{BL}{2} - (c_{\text{grill}} * \cos\left(\frac{\pi}{2} - \alpha_{\text{grill}}\right))$$

$$y_{\text{grill}} = 0$$

$$z_{\text{grill}} = (BCH + c_{\text{bumper}} + \sin(\alpha_{\text{grill}}) * a_{\text{grill}}) - (c_{\text{grill}} * \sin\left(\frac{\pi}{2} - \alpha_{\text{grill}}\right))$$

### **Capot**

Les paramètres du capot sont les suivants :

$$a_{\text{capot}} = 0.43 \quad \text{longueur type de capot, choix arbitraire, zone non paramétrée}$$

$$b_{\text{capot}} = 0.8 \quad \text{largeur du véhicule}$$

$$c_{\text{capot}} = 0.1 \quad \text{épaisseur adaptée au calcul}$$

$$\alpha_{\text{capot}} = HA$$

$$x_{\text{capot}} = (BL + a_{\text{capot}} \cos(\alpha_{\text{capot}})) - c_{\text{capot}} \cos\left(\frac{\pi}{2} - \alpha_{\text{capot}}\right)$$

$$y_{\text{capot}} = 0$$

$$z_{\text{capot}} = HEH + (a_{\text{capot}} \sin(\alpha_{\text{capot}}) - c_{\text{capot}} \sin(\frac{\pi}{2} - \alpha_{\text{capot}}))$$

## **Pare-brise**

Les paramètres du pare-brise sont les suivants :

$a_{\text{parebrise}} = 0.5$  longueur type de parebrise, choix arbitraire, zone non paramétrée

$b_{\text{parebrise}} = 0.8$  largeur du véhicule

$c_{\text{parebrise}} = 0.1$  épaisseur adaptée au calcul

$\alpha_{\text{parebrise}} = 0.51$  angle type, choix arbitraire, zone non paramétrée

$$x_{\text{parebrise}} = BL + 2 a_{\text{capot}} \cos(\alpha_{\text{capot}}) + a_{\text{parebrise}} \cos(\alpha_{\text{parebrise}}) - c_{\text{parebrise}} \cos(\frac{\pi}{2} - \alpha_{\text{parebrise}})$$

$$y_{\text{parebrise}} = 0$$

$$z_{\text{parebrise}} = HEH + 2 a_{\text{capot}} \sin(\alpha_{\text{capot}}) + a_{\text{parebrise}} \sin(\alpha_{\text{parebrise}}) - c_{\text{parebrise}} \sin(\frac{\pi}{2} - \alpha_{\text{parebrise}})$$

## **Toit**

Les paramètres du toit sont les suivants :

$a_{\text{toit}} = 0.65$  longueur toit, choix arbitraire, zone non paramétrée

$b_{\text{toit}} = 0.8$  largeur du véhicule

$c_{\text{toit}} = 0.1$  épaisseur adaptée au calcul

$$x_{\text{toit}} = BL + 2 a_{\text{capot}} \cos(\alpha_{\text{capot}}) + 2 a_{\text{parebrise}} \cos(\alpha_{\text{parebrise}}) + a_{\text{toit}}$$

$$y_{\text{toit}} = 0$$

$$z_{\text{toit}} = HEH + 2 a_{\text{capot}} \sin(\alpha_{\text{capot}}) + 2 a_{\text{parebrise}} \sin(\alpha_{\text{parebrise}}) - c_{\text{toit}}$$





## ANNEXE B : Les angles de Bryant

**La définition des 3 angles de Bryant :** (extrait du MADYMO Theory Manual)

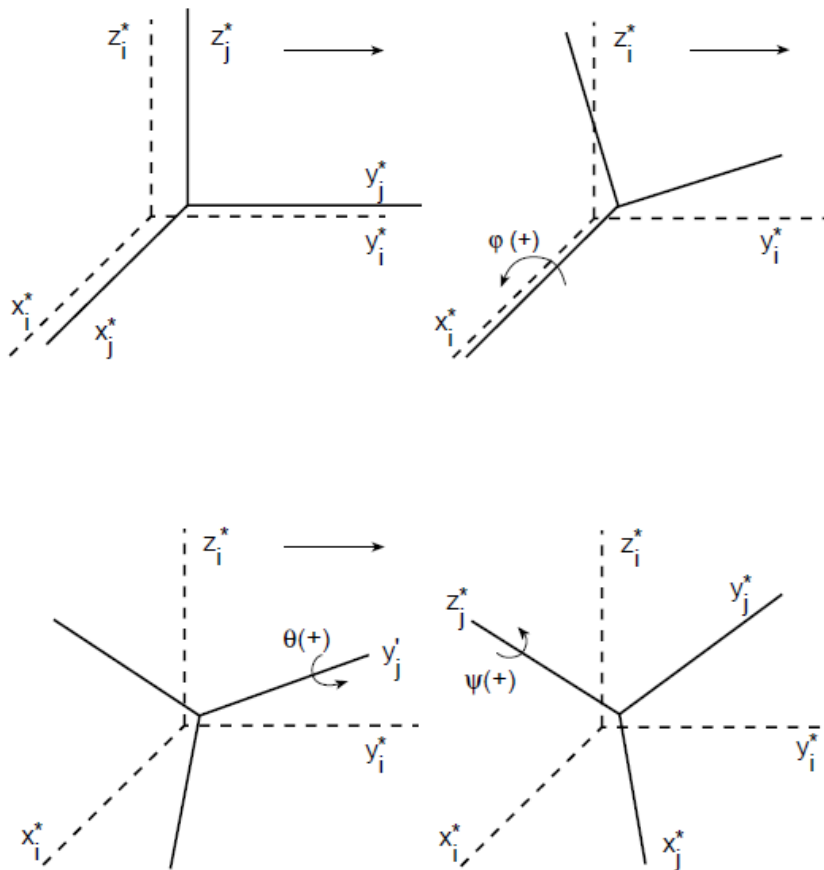


Figure 7.10 Relative orientation of coordinate systems using Bryant angles

Initially, both coordinate systems are parallel. The first rotation  $\phi$  is carried out about the  $x_i^*$ -axis of coordinate system i. The second rotation  $\theta$  is about the resulting  $y_j'$ -axis and the third rotation  $\psi$  about the  $z_j^*$ -axis. This set of rotations is known as Bryant or Cardan angles.

**La matrice de rotation :**

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} c\phi_2 c\phi_3 & -c\phi_2 s\phi_3 & s\phi_2 \\ c\phi_1 s\phi_3 + s\phi_1 s\phi_2 c\phi_3 & c\phi_1 c\phi_3 - s\phi_1 s\phi_2 s\phi_3 & -s\phi_1 c\phi_2 \\ s\phi_1 s\phi_3 - c\phi_1 s\phi_2 c\phi_3 & s\phi_1 c\phi_3 + c\phi_1 s\phi_2 s\phi_3 & c\phi_1 c\phi_2 \end{bmatrix}$$



## ANNEXE C : Collecte de cas d'accidents

### Cas d'accidents EDA

#### \*Cas 1

Piéton	Age(mois)	6	Sexe	M	Taille(cm)	110	Poids(kg)	20
	Course	oui	Direction	9				
	AIS Tête	1	AIS	1				
	Détails	TC sans PDC, abrasion joue droite						
Véhicule	Modèle	Golf	Année	1997	Vitesse	17	Freinage	-8

#### \* Cas 2

Piéton	Age Mois	5	Sexe	F	Taille (cm)	110	Poids (kg)	30
	Course	oui	Direction	9				
	AIS Tête	1	AIS	1				
	Détails	Douleur paumette gauche						
Véhicule	Modèle	206 SW	Année	2004	Vitesse (km/h)	5	Freinage	-8

#### \* Cas 3

Piéton	Age Mois	10	Sexe	M	Taille (cm)	120	Poids (kg)	40
	Course	oui	Direction	9				
	AIS Tête	1	AIS	1				
	Détails	Abrasion genou, fracture incisive						
Véhicule	Modèle	C3	Année	2002	Vitesse (km/h)	25	Freinage	0

### Cas d'accidents EACS (European Accident Causation Survey)

**DAMAGE : Database to Analyse Accident Mechanism and Accident Genesis in Europe**

#### \* Cas 4

Piéton	Age Mois	7 11	Sexe	M	Taille (cm)	130	Poids (kg)	25
	Course	Fuite	Direction	9				
	AIS Tête	4	AIS	3				
	Détails	AIS Colonne 4						
Véhicule	Modèle	Kadett	Année	1988	Vitesse (km/h)	50	Freinage	0

**\* Cas 5**

Piéton	Age Mois	6 08	Sexe	F	Taille (cm)	115	Poids (kg)	20
	Course	Oui	Direction	9				
	AIS Tête	6	AIS	5				
	Détails	Décédé						
Véhicule	Modèle	Audi80	Année		Vitesse (km/h)	55	Freinage	0

**\* Cas 6**

Piéton	Age Mois	8 05	Sexe	m	Taille (cm)	130	Poids (kg)	30
	Course	Oui	Direction	9				
	AIS Tête	4	AIS					
	Détails	AIS Thorax 3						
Véhicule	Modèle	Ford Fiesta	Année	1996	Vitesse (km/h)	34	Freinage	0

**\* Cas 7**

Piéton	Age Mois	9 07	Sexe	M	Taille (cm)	130	Poids (kg)	30
	Course	Joue	Direction	9				
	AIS Tête	4	AIS	4				
	Détails							
Véhicule	Modèle	BMW 520	Année	1988	Vitesse (km/h)	52	Freinage	0

**\* Cas 8**

Piéton	Age Mois	4 00	Sexe	M	Taille (cm)	100	Poids (kg)	25
	Course	Fuite	Direction	9				
	AIS Tête	4	AIS	4				
	Détails	AIS minf 2						
Véhicule	Modèle	BMW 520	Année	1988	Vitesse (km/h)	29	Freinage	-7

**\* Cas 9**

Piéton	Age Mois	4 11	Sexe	M	Taille (cm)	105	Poids (kg)	19
	Course	marche	Direction	9				
	AIS Tête	6	AIS	6				
	Détails	Décédé						
Véhicule	Modèle	Daewoo Nexia	Année	1996	Vitesse (km/h)	40	Freinage	-7

**\* Cas 10**

Piéton	Age Mois	5 11	Sexe	M	Taille (cm)	110	Poids (kg)	20
	Course		Direction	9				
	AIS Tête	5	AIS	5				
	Détails	Décédé						
Véhicule	Modèle	Astra	Année		Vitesse (km/h)	36	Freinage	0

**\* Cas 11**

Piéton1	Age Mois	7 07	Sexe	F	Taille (cm)	128	Poids (kg)	25
	Course	Oui	Direction	9				
	AIS Tête	3	AIS	4				
	Détails	AIS abd 4						
Piéton2	Age Mois	8 04	Sexe	F	Taille (cm)	130	Poids (kg)	28
	Course	Oui	Direction	9				
	AIS Tête	3	AIS	3				
	Détails							
Piéton3	Age Mois	6 11	Sexe	F	Taille (cm)	120	Poids (kg)	23
	Course	Oui	Direction	9				
	AIS Tête	3	AIS	3				
	Détails							
Véhicule	Modèle	Kadett	Année	1983	Vitesse (km/h)	54	Freinage	-5

**\* Cas 12**

Piéton	Age Mois	10 02	Sexe	M	Taille (cm)	130	Poids (kg)	25
	Course	Fuite	Direction	9				
	AIS Tête	5	AIS	5				
	Détails	Cou 5, minf 2, ext5						
Véhicule	Modèle	Fiesta	Année		Vitesse (km/h)	45	Freinage	0

**\* Cas 13**

Piéton	Age Mois	6 02	Sexe	M	Taille (cm)	115	Poids (kg)	25
	Course	Oui	Direction	9				
	AIS Tête	3	AIS	6				
	Détails	AIS cou 5, ext 5, Décédé						
Véhicule	Modèle	205	Année	1991	Vitesse (km/h)	81	Freinage	-6

**\* Cas 14**

Piéton	Age Mois	7 07	Sexe	M	Taille (cm)	115	Poids (kg)	25
	Course	Statique	Direction	9				
	AIS Tête	3	AIS	3				
	Détails							
Véhicule	Modèle	Caravel	Année	1998	Vitesse (km/h)	10	Freinage	0

**\* Cas 15**

Piéton	Age Mois	5 00	Sexe	F	Taille (cm)	115	Poids (kg)	25
	Course	Oui	Direction	9				
	AIS Tête	2	AIS	3				
	Détails	Thorax 2 ,minf 2						
Véhicule	Modèle	Audi 90	Année	1989	Vitesse (km/h)	42	Freinage	0

**\* Cas 16**

Piéton	Age Mois	8 09	Sexe	M	Taille (cm)	130	Poids (kg)	30
	Course	Statique	Direction	9				
	AIS Tête	6	AIS	6				
	Détails	Décédé						
Véhicule	Modèle	205	Année	1988	Vitesse (km/h)	81	Freinage	-5

**\* Cas:17**

Piéton	Age Mois	5 00	Sexe	F	Taille (cm)	115	Poids (kg)	25
	Course	Oui	Direction	9				
	AIS Tête	2	AIS	3				
	Détails	Thorax 2 ,minf 2						
Véhicule	Modèle	Audi 80	Année	1989	Vitesse (km/h)	42	Freinage	0

## ANNEXE D : Courbes force/déplacement de la structure avant de véhicules

**Table-AI- 1: Simplified force deflection data for the bumper area (from the legform tests).**

BUMPER																	
AVERAGE						TOP						LOW					
Red		Yellow		Green		Red		Yellow		Green		Red		Yellow		Green	
0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0
0.0092	1794	0.010	2183	0.025	5100	0.009	2685	0.010	2670	0.025	7300	0.009	1080	0.010	1500	0.025	2800
0.0260	6699	0.022	5844	0.044	7560	0.026	11500	0.022	7765	0.044	11090	0.035	2399	0.022	3950	0.044	4000
0.0420	17195	0.044	14700	0.079	10595	0.042	25900	0.044	20900	0.079	15400	0.042	8900	0.044	8650	0.079	5495
0.0492	25000	0.063	17700	0.091	9650	0.052	40450	0.063	21300	0.091	14000	0.052	14520	0.063	14026	0.091	5200
0.0665	29000	0.070	19150	0.095	8500	0.065	40000	0.070	23400	0.095	12800	0.064	20200	0.070	14850	0.095	4000
0.0790	14595	0.085	17995	0.125	10500	0.079	20500	0.085	21800	0.125	14800	0.071	12700	0.085	14150	0.125	6550
		0.088	15485	0.146	9160			0.088	16800	0.146	10000	0.079	8289	0.088	14450	0.146	8690
				0.150	6250					0.150	7800					0.150	4985

**Table-AI- 2: Simplified force deflection data for the bonnet front area (from the upper legform tests)**

BONNET FRONT																	
AVERAGE						TOP						LOW					
Red		Yellow		Green		Red		Yellow		Green		Red		Yellow		Green	
0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0
0.0290	3000	0.0134	1250	0.0127	1030	0.0290	3900	0.0134	1900	0.0127	1400	0.0290	2150	0.0134	695	0.0127	700
0.0370	3946	0.0377	3000	0.0257	2015	0.0370	4900	0.0377	3900	0.0257	2550	0.0370	3000	0.0377	2100	0.0257	1600
0.0500	6000	0.0700	5400	0.0560	4000	0.0500	7600	0.0700	6700	0.0560	4850	0.0500	4475	0.0700	4190	0.0560	3300
0.0570	7000	0.0770	5800	0.0696	4400	0.0570	8900	0.0770	7065	0.0696	5200	0.0570	5100	0.0770	4600	0.0807	3615
0.0700	8100	0.0850	5910	0.1200	4800	0.0700	10500	0.0850	7150	0.1200	5250	0.0700	5600	0.0850	4800	0.1132	4100
0.0800	8500	0.1000	5400	0.1460	4850	0.0800	11470	0.1000	6511	0.1460	5150	0.0800	5480	0.1231	4500	0.1200	4400
0.1100	7700	0.1400	5600	0.1600	5075	0.1100	8900	0.1400	6425	0.1600	5645	0.1100	6495	0.1342	4080	0.1460	4600
0.1350	7500	0.1530	4800	0.1660	4690	0.1350	8495	0.1530	5250	0.1660	5142	0.1350	6590	0.1535	4400	0.1600	4500
0.1470	5510	0.1550	4380			0.1470	7675	0.1550	5590			0.1470	3197	0.1545	3875	0.1660	4100

**Table-AI- 3: Simplified force deflection data for the bonnet middle area (from the child headform tests).**

BONNET MIDDLE																	
AVERAGE						TOP						LOW					
Red		Yellow		Green		Red		Yellow		Green		Red		Yellow		Green	
0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0	0.0000	0
0.0020	250	0.0020	250	0.0020	215	0.0020	420	0.0020	465	0.0020	340	0.0020	99	0.0020	50	0.0020	90
0.0104	2500	0.0097	2520	0.0112	2510	0.0104	3550	0.0097	3325	0.0112	3270	0.0104	1530	0.0100	1715	0.0112	1720
0.0127	3000	0.0135	3350	0.0139	3010	0.0127	4100	0.0135	4199	0.0140	3800	0.0127	1930	0.0135	2515	0.0139	2200
0.0158	3500	0.0157	3600	0.0167	3323	0.0158	4625	0.0157	4475	0.0167	4120	0.0158	2380	0.0157	2725	0.0167	2535
0.0190	3850	0.0180	3620	0.0190	3370	0.0190	5050	0.0180	4500	0.0190	4180	0.0190	2675	0.0180	2750	0.0190	2550
0.0200	3900	0.0200	3550	0.0216	3250	0.0200	5075	0.0200	4400	0.0215	4045	0.0200	2720	0.0200	2720	0.0218	2450
0.0215	3900	0.0265	2795	0.0344	1975	0.0215	5000	0.0265	3500	0.0345	2770	0.0225	2785	0.0265	2110	0.0344	1155





## ANNEXE E : Plan d'expérience détaillé

### Légende des paramètres :

- 1** : Numéro de la configuration
- 2** : BCH, la hauteur du pare-chocs en mm
- 3** : HEH, la hauteur de la base du capot en mm
- 4** : BL, protrusion du pare-chocs en mm
- 5** : HA, angle du capot en degrés
- 6** : SL, protrusion du spoiler en mm
- 7** : SH, hauteur du spoiler en mm
- 8** : Vitesse du véhicule en km/h
- 9** : Vitesse piéton en m/s
- 10** : Assiette de freinage en degrés
- 11** : Décélération en m/s<sup>2</sup>
- 12** : Angle piéton en degrés
- 13** : Phases déplacement en %

### Tableau récapitulatif de l'analyse paramétrique :

<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>11</b>	<b>12</b>	<b>13</b>
1	400	600	60	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
2	450	600	60	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
3	500	600	60	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
4	400	720	60	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
5	450	720	60	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
6	500	720	60	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
7	400	840	60	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
8	450	840	60	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
9	500	840	60	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
10	400	600	130	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
11	450	600	130	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
12	500	600	130	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
13	400	720	130	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
14	450	720	130	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
15	500	720	130	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
16	400	840	130	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
17	450	840	130	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
18	500	840	130	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
19	400	600	200	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
20	450	600	200	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
21	500	600	200	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
22	400	720	200	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
23	450	720	200	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
24	500	720	200	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
25	400	840	200	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
26	450	840	200	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%

27	500	840	200	11	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
28	400	600	60	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
29	450	600	60	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
30	500	600	60	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
31	400	720	60	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
32	450	720	60	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
33	500	720	60	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
34	400	840	60	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
35	450	840	60	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
36	500	840	60	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
37	400	600	130	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
38	450	600	130	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
39	500	600	130	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
40	400	720	130	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
41	450	720	130	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
42	500	720	130	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
43	400	840	130	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
44	450	840	130	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
45	500	840	130	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
46	400	600	200	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
47	450	600	200	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
48	500	600	200	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
49	400	720	200	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
50	450	720	200	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
51	500	720	200	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
52	400	840	200	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
53	450	840	200	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
54	500	840	200	14,5	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
55	400	600	60	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
56	450	600	60	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
57	500	600	60	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
58	400	720	60	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
59	450	720	60	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
60	500	720	60	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
61	400	840	60	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
62	450	840	60	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
63	500	840	60	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
64	400	600	130	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
65	450	600	130	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
66	500	600	130	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
67	400	720	130	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
68	450	720	130	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
69	500	720	130	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
70	400	840	130	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
71	450	840	130	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%

72	500	840	130	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
73	400	600	200	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
74	450	600	200	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
75	500	600	200	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
76	400	720	200	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
77	450	720	200	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
78	500	720	200	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
79	400	840	200	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
80	450	840	200	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%
81	500	840	200	18	27,5	205	26,2	2,2	0	0	90	0%







## COMMUNICATIONS

Communication orale à la conférence internationale *SIMBIO-M 2014*

Les 19 et 20 juin 2014 à Marseille

**Influence of car design in typical child pedestrian accident: a parametric study**

*D. Montoya, L.Thollon, M. Behr*

Communication orale à la *International Crashworthiness Conference 2014*

Le 25 Aout 2014 à Kuching (Malaisie)

**Parametric multi-body and finite elemetn study of a 6YO pedestrian child involved in typical car accident scenarios**

*D. Montoya, L.Thollon, M.Behr*

Communication orale à la journée «14<sup>ème</sup> rencontre scientifique Enseignants-Chercheurs»

Le 20 mars 2014 à Marseille

Communication orale à la journée «15<sup>ème</sup> rencontre scientifique Enseignants-Chercheurs»

Le 21 mars 2015 à Marseille

Communication affichée à la journée de l'Ecole Doctorale Science du Mouvement Humain

Le vendredi 06 Juin 2014 à Montpellier

Communication affichée aux Doctoriales en Provence 2014

Le 2 juin 2014 à Aix en Provence

1er Prix projet innovant du jury

Communication orale au Séminaire TS2 'Le piéton tout au long de la vie'

Le 10 décembre 2014 à Bron

Contribution au Dossier Thématique sur la sécurité du piéton sur le site institutionnel de l'Ifsttar

## Publications

Un article publié le 11/07/17 dans « International Journal of Crashworthiness »

**Head injury criteria in child pedestrian accidents**

*D. Montoya, L.Thollon, M. Llari, C. Perrin & M.Behr*

<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/13588265.2017.1345602>