

THESE

pour obtenir le grade de

Docteur

de

Aix-Marseille Université

Spécialité : Sciences du Mouvement Humain

Option : Biomécanique

Présentée et soutenue publiquement par

François COULONGEAT

le 05 janvier 2012

**Modélisation numérique de l'enfant : application en
accidentologie routière**

*Directeur de thèse : **Christian BRUNET***

*Co-encadrement de la thèse : **Thierry SERRE, Lionel THOLLON***

Jury :

Jacques GRIFFET , Professeur, Hôpital Couple-Enfant, CHU de Grenoble	(Rapporteur)
Rémy WILLINGER , Professeur, IMFS Université de Strasbourg-CNRS, Strasbourg	(Rapporteur)
David MITTON , Directeur de Recherche, LBMC IFSTTAR-UCBL, Lyon	(Examineur)
Eric BERTON , Professeur, ISM, Université de la Méditerranée-CNRS, Marseille	(Examineur)
Christian BRUNET , Professeur, LBA IFSTTAR-Université de la Méditerranée, Marseille	(Examineur)
Samuel BIDAL , Docteur, Altair Development France, Marseille	(Invité)

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 cofinancée par l'Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux (IFSTTAR) et la Région Provence Alpes Côte d'Azur. Altair Development France est également associé à ce projet en tant que partenaire industriel. 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 de la Méditerranée.

Remerciements

Je remercie en premier lieu le Professeur Christian Brunet, mon directeur de thèse, qui a accepté de m'accueillir au sein de son laboratoire.

J'exprime ma gratitude au Pr. Jacques Griffet et au Pr. Rémy Willinger qui m'ont fait l'honneur d'être rapporteurs de cette thèse, ainsi qu'au Pr. Eric Berton et à David Mitton qui ont accepté d'être membres du jury et d'évaluer mon travail.

Je tiens ensuite à remercier les deux personnes qui ont encadré cette thèse. Leur implication et leurs compétences complémentaires ont permis à ce projet de voir le jour. Je les remercie pour la confiance et l'autonomie qu'ils m'ont accordées durant l'ensemble du projet. Je remercie Lionel Thollon dont les connaissances et compétences en modélisation m'ont permis de contourner les différents obstacles techniques rencontrés. Au-delà de ses qualités professionnelles, Lionel a su me faire profiter de sa bonne humeur et de ses nombreuses anecdotes tout au long du projet. Je remercie également Thierry Serre pour ses connaissances en anthropométrie et en accidentologie, mais surtout pour ses analyses critiques et ses conseils toujours pertinents. Je le remercie également chaleureusement pour son constant bon état d'esprit (no worries ...), pour toutes les activités extra-professionnelles que l'on a pu partager et pour notre amitié qui a largement dépassée le cadre de cette thèse.

Plusieurs personnes ont également contribué à faire avancer cette recherche par leurs travaux. Je remercie Mohamed-Salah Jarrar pour son expertise médicale et les conversations philosophiques que l'on a pu avoir, Simon Lecoz pour son enthousiasme, Antoine Navarro pour son investissement dans le projet et sa bonne humeur et Geoffroy Thill pour son implication et son sérieux. Merci à Elian et Romain qui ont accepté de participer aux quelques mesures expérimentales que j'ai réalisées ainsi qu'à Christophe Perrin pour le temps qu'il m'a consacré.

Je remercie les médecins avec qui j'ai eu l'occasion de collaborer : Jean Bréaud pour son expertise en pédiatrie et sa gentillesse, Katia Chaumoitre pour ses conseils et le temps qu'elle m'a accordé et Thierry Bege pour m'avoir fait partager son expérience. Merci également à Stéphane Bourgouin et Omar Zahidi qui ont passé quelques mois au sein du laboratoire et ont su partager leurs connaissances médicales tout en contribuant à la bonne ambiance du laboratoire.

Je remercie vivement Samuel Bidal, pour avoir accepté de participer à mon jury de thèse, mais surtout pour son aide et ses conseils techniques tout au long de ce projet ainsi que pour les moments (beaucoup !) moins sérieux passés ensemble.

Je tiens à remercier également les membres du laboratoire qui m'ont aidé dans leurs domaines d'expertise respectifs. Merci à Catherine Masson pour son expertise de l'expérimentale et sa joie de vivre. Merci à Pierre-Jean Arnoux pour son dynamisme et son attention envers les doctorants. Merci à Michel Behr pour ses conseils avisés et son sens de l'humour aiguisé. Merci également à Maxime Llari pour ses conseils, pour avoir su gérer tous les soucis informatiques du quotidien (et il y en a eu ...) et pour avoir toujours été à l'écoute. Merci à Jean-Louis Jourdan pour avoir géré les autres problèmes informatiques. Je remercie Lucie Launay, toujours prête à rendre service et à s'impliquer dans la vie du laboratoire.

Merci à Nadine Lalonde pour ses conseils et sa sympathie. Merci également à Yves Godio, Max Py, Christophe Regnier, Céline Giordano, Michèle Bidal, Corinne Giallurachi et Sébastien Caricondo pour avoir fait en sorte que ma thèse se déroule dans de bonnes conditions. Je souhaite également une bonne intégration à Stéphane Berdah et Cyril Kahn.

Merci au personnel de l'Ecole Doctorale des Sciences du Mouvement Humain et en particulier Mireille Meozzi et Reinoud Bootsma.

Une thèse est d'autant plus agréable lorsqu'elle est réalisée au sein d'une fine équipe de doctorants. C'est pourquoi je remercie ceux qui ont pu me montrer l'exemple : Géraldine Jundt pour sa gaité ; Sophie Chalandon pour son entrain et son dynamisme ; François Gabrielli pour sa générosité et son goût pour la recherche ; Alice Labé pour sa gentillesse ; Virginie Astier pour son sens de l'humour et les bons moments passés ensemble. Merci également à Anaïs Garo et Eric Wagnac, partagés entre Montréal et Marseille dont je n'ai pu profiter de la très bonne compagnie qu'à mi-temps. Merci à Baptiste Sandoz également partagé entre plusieurs laboratoires mais dont les trop rares moments au LBA ont été très sympathiques. Je remercie également les doctorants qui m'ont accompagné durant ces trois années : Jingchao Sun aimable, serviable et toujours prêt à nous faire découvrir la culture chinoise ainsi qu'à Jérémie Peres pour ses conseils techniques et pour être toujours motivé pour des activités extra-professionnelles. Merci également aux doctorants qui ont rejoint le laboratoire au cours de ma thèse : Omar Chebil pour sa générosité, son enthousiasme sans faille et ses qualités footballistiques ; Fuhaomo pour sa gentillesse et ses efforts pour s'intégrer au plus vite dans l'équipe ; Léo Fradet également à cheval entre Montréal et Marseille mais avec qui j'ai eu l'occasion de passer de très bon moments (je reprends les raids avec toi quand tu veux). Merci également à Marion Montava et Jean-Jacques Juré. Je ne peux pas oublier de remercier Cécile Conte, amie avant la thèse et doctorante à mes côtés, qui me supporte depuis plusieurs années et avec qui j'ai passé d'excellents moments.

Durant ces trois années, plusieurs stagiaires ont eu l'occasion de passer par le laboratoire. Merci à eux pour avoir apporté de la vie et de la fraîcheur au laboratoire (en espérant ne pas en oublier) : Daniel Sin, Jérémie Lao, Marie-Aurore Félix, Romain Dampfhoffer, Guillaume Souchay, Jérémy Cassagne, Julia Guyonneau, Gisèle Plumecocq, Céline Fouques, Anissa Hamel, Solenne Lefèvre, Marie Pauchard, Lucile André et Rohan Bianco.

Enfin, je remercie vivement mes amis et ma famille pour m'avoir constamment soutenu dans ce que j'ai entrepris et avoir fait de moi ce que je suis actuellement.

Table des matières

Avant-propos	3
Remerciements	5
Table des matières	7
Introduction.....	11
Partie A Problématique de l'enfant.....	13
Chapitre A.1 Observations accidentologiques et épidémiologiques.....	15
1.1 Données accidentologiques	15
1.2 Répartition et gravité des lésions des segments corporels	16
1.3 Lésions de la tête	18
1.4 Lésions thoraciques	19
1.5 Lésions abdominales	20
1.6 Lésions des membres	21
1.7 Conclusion.....	22
Chapitre A.2 Croissance et spécificités anatomiques de l'enfant	23
2.1 Anthropométrie externe.....	23
2.1.1 En posture debout et assise.....	23
2.1.2 Dans différents systèmes de retenue	25
2.2 Croissance osseuse	25
2.2.1 Rôle du cartilage dans la croissance.....	25
2.2.2 Croissance longitudinale des os longs.....	26
2.2.3 Croissance des os en épaisseur	26
2.2.4 Cartilage de conjugaison et centres d'ossification secondaires	26
2.3 Croissance des tissus mous	27
2.3.1 Organes thoraciques	27
2.3.2 Organes abdominaux.....	32
2.4 Lésions spécifiques à l'enfant.....	32
2.5 Conclusion.....	33
Chapitre A.3 Biomécanique de l'enfant.....	35
3.1 Caractérisation des tissus	36
3.1.1 Os longs.....	36
3.1.2 Autres os.....	39
3.1.3 Cartilage de conjugaison	40
3.1.4 Tissus mous	40
3.2 Essais sur segments corporels	42
3.2.1 Rachis cervical	43
3.2.2 Pelvis	45
3.2.3 Thorax	47
3.2.4 Abdomen	52
3.3 Essais avec système de retenue	53

3.3.1	Essais sur volontaires	53
3.3.2	Essais cadavériques	55
3.4	Conclusion.....	56
Chapitre A.4 Modèles d'enfants existants		57
4.1	Mannequins	58
4.1.1	Série P	58
4.1.2	Hybrid III et CRABI	58
4.1.3	Série Q.....	58
4.1.4	Modèles numériques de mannequin	59
4.2	Modèles multicorps	60
4.2.1	Piéton.....	60
4.2.2	Passager.....	61
4.3	Modèles éléments finis	62
4.3.1	Segments corporels	62
4.3.2	Corps complet	64
4.4	Conclusion.....	65
Partie B Développement, évaluation et utilisation du modèle FEMOCS.....		67
Chapitre B.1 Acquisition géométrique et maillage		69
1.1	Acquisition à partir de données d'imagerie médicale.....	70
1.1.1	Principe.....	70
1.1.2	Données d'imagerie.....	70
1.1.3	Définition des contours	71
1.1.4	Reconstruction tridimensionnelle.....	72
1.2	Mise en position assise de la géométrie du tronc	73
1.2.1	Mesures anthropométriques externes	74
1.2.2	Interpolation spatiale	76
1.3	Mise à l'échelle d'une géométrie existante	77
1.3.1	Principe.....	77
1.3.2	Détermination des coefficients de mise à l'échelle.....	78
1.3.3	Krigeage de la géométrie.....	79
1.4	Assemblage et maillage.....	80
1.4.1	Assemblage des géométries	80
1.4.2	Maillage.....	80
1.5	Intégration des structures non visibles sur les images scanner et des spécificités de l'enfant.....	83
1.5.1	Structures non visibles sur les images scanner.....	83
1.5.2	Spécificités de l'enfant	83
1.6	Résultats	84
1.7	Discussion	86
1.8	Conclusion.....	87
Chapitre B.2 Mise en données du modèle		89
2.1	Hypothèses de modélisation.....	89
2.1.1	Formulation des éléments.....	90
2.1.2	Modélisation des interfaces entre organes	91
2.1.3	Muscles.....	92
2.1.4	Simplification en corps rigides.....	92

2.2	Caractéristiques mécaniques	93
2.2.1	Propriétés matériaux	93
2.2.2	Articulations	95
2.2.3	Rachis cervical	96
2.3	Discussion	98
2.3.1	Hypothèses de modélisation	98
2.3.2	Caractérisation mécanique	99
2.4	Conclusion	99
Chapitre B.3 Evaluation du modèle		101
3.1	Impact latéral du pelvis	101
3.1.1	Conditions limites	101
3.1.2	Comparaison avec les réponses expérimentales	102
3.2	Impact frontal du thorax	103
3.2.1	Conditions limites	103
3.2.2	Comparaison avec les réponses expérimentales	103
3.3	Compression dynamique du thorax	105
3.3.1	Conditions limites	105
3.3.2	Comparaison avec les réponses expérimentales	106
3.4	Compression dynamique de l'abdomen	106
3.4.1	Conditions limites	106
3.4.2	Comparaison avec les réponses expérimentales	107
3.5	Choc frontal avec une ceinture 3 points	108
3.5.1	Conditions limites	108
3.5.2	Comparaison avec les réponses expérimentales	109
3.6	Discussion	110
3.7	Conclusion	111
Chapitre B.4 Reconstruction d'un accident réel		113
4.1	Description de l'accident	114
4.2	Reconstitution cinématique de l'accident	115
4.3	Simulation de l'accident avec le modèle d'enfant	116
4.3.1	Conditions limites	116
4.3.2	Résultats de la simulation	117
4.4	Discussion	121
4.5	Conclusion	122
Discussion générale		123
Conclusion générale		125
Problématique de l'enfant		125
Développement et évaluation du modèle		126
Perspectives		127
Références		129
Annexe I : Protection en fonction du dispositif de retenue		137
I.1	Lit nacelle (groupe 0)	137
I.2	Siège bébé dos à la route (groupe 0/0+)	137

I.3	Siège enfant dos à la route (groupe 1).....	137
I.4	Siège enfant face à la route (groupe 1).....	137
I.5	Siège enfant face à la route avec bouclier de protection (groupes 1 / 2).....	138
I.6	Rehausseur et ceinture adulte (groupes 2 / 3)	138
I.7	Ceinture 3 points seule	138
Annexe II : Croissance osseuse		139
II.1	Face et boîte crânienne	139
II.1.1	Voûte	139
II.1.2	Base et les sinus de la face	140
II.2	Rachis	140
II.2.1	Généralités.....	140
II.2.2	Le rachis cervical	141
II.3	Bassin et hanches	141
II.3.1	Bassin	141
II.3.2	Sacrum et coccyx	142
II.3.3	Partie supérieure du fémur	143
II.4	Les membres	143
II.4.1	Coude	143
II.4.2	Genou	143
II.4.3	Cheville et pied.....	144
II.4.4	Poignet et main.....	144
II.4.5	Epaule.....	144
Annexe III : Points anatomiques palpables mesurés		147
Annexe IV : Détails des éléments anatomiques du modèle FEMOCS6.....		149
Annexe V : Critères de qualité d'un maillage éléments finis		153
Annexe VI : Lois matériaux utilisées		155
VI.1	Johnson-Cook (loi 2).....	155
VI.2	Boltzmann (loi 34)	155
VI.3	Poynting Thomson (loi 35)	156
Publications et communications		157
Publications.....		157
Communications		157

Introduction

Les enfants sont au même titre que les adultes des usagers de la route. Ils sont donc également exposés aux risques inhérents aux différents modes de transport. D'après l'Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière, il y a eu en 2010 sur les routes françaises 67 288 accidents corporels, 3992 tués à 30 jours et 84 461 blessés dont 30 393 hospitalisés. Parmi les tués, on compte 130 enfants de moins de 14 ans. Si la mortalité globale a diminué tous les ans entre 2001 et 2010, la mortalité des enfants de moins de 14 ans est restée constante entre 2006 et 2010 voire a augmenté certaines années. La protection des enfants est donc un enjeu majeur.

Dans la majorité des accidents mortels, l'enfant est passager d'un véhicule de tourisme. En France, depuis 1992, tout enfant de moins de 10 ans doit obligatoirement être attaché en voiture par un système homologué de retenue adapté à sa morphologie et à son poids (Art. R. 412-2 du Code de la route). Une homologation, reconnue par tous les pays de l'Union Européenne, permet de distinguer plusieurs catégories de sièges :

- Groupe 0 : de la naissance à 9-10 kg (environ 9-10 mois), siège placé dos à la route ou lit nacelle ;
- Groupe 0+ : de la naissance à 13 kg (environ 15-16 mois), siège placé dos à la route ;
- Groupe 1 : de 9 kg à 18 kg (9-10 mois jusqu'à 3-4 ans), siège placé face à la route et doté d'un harnais ou d'un bouclier de protection ;
- Groupe 2 : de 15 kg à 25 kg, siège ou rehausseur placé face à la route ;
- Groupe 3 : de 22 kg à 36 kg et jusqu'à 10 ans, siège ou rehausseur placé face à la route.

Afin d'améliorer la protection des enfants, il est nécessaire de comprendre les mécanismes lésionnels mis en jeu lors d'un accident. Des mannequins de crash-test enfants sont régulièrement utilisés dans des essais normalisés pour tester les systèmes de retenue. Plus récemment, des modèles multicorps d'enfant ont été développés. Mais si les mannequins de crash-test et les modèles multicorps peuvent fournir des données sur les efforts exercés localement ou sur la cinématique, les modèles éléments finis peuvent fournir des informations complémentaires notamment sur les lésions internes. Or, il existe actuellement peu de modèles éléments finis d'enfants.

Les modèles existants, physiques ou numériques, ne sont pas parfaitement représentatifs de l'enfant. Le développement de modèles biofidèles est lié à la connaissance des caractéristiques géométriques et mécaniques. Or, l'enfant n'est pas un petit adulte. Il est donc nécessaire de disposer de données qui lui sont propres. Chez l'adulte ces données peuvent provenir d'essais sur des sujets humains post-mortem ou sur des volontaires. La législation, différente selon les pays ne permet pas toujours de tels essais sur des enfants.

En France, par exemple, la loi n°88-1138 du 20 décembre 1988 (dite loi Huriet-Serusclet) définit que les mineurs ne peuvent être sollicités pour une recherche biomédicale que si l'on peut en attendre un bénéfice direct pour leur santé (Art. L. 1121-6). Toutefois, les recherches sans bénéfice individuel direct sont admises si les trois conditions suivantes sont remplies :

- Ne présenter aucun risque sérieux prévisible pour leur santé ;

- Etre utiles à des personnes présentant les mêmes caractéristiques d'âge, de maladie ou de handicap ;
- Ne pouvoir être réalisées autrement.

Aux contraintes législatives s'ajoutent de fortes contraintes éthiques, ce qui limite le nombre de données disponibles. Ce manque de données concernant l'enfant constitue un véritable verrou scientifique.

L'utilisation du numérique devient alors salvatrice pour pouvoir approfondir la connaissance concernant la protection de l'enfant 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 du présent projet est ainsi de développer un modèle éléments finis d'enfant et de l'évaluer en vue d'une utilisation pour l'étude des mécanismes lésionnels mis en jeu lors d'un accident. Les données biomécaniques disponibles pour la réalisation de ce modèle étant limitées, nous nous efforcerons de contourner ce problème en proposant des solutions à chaque frein rencontré. Ce manuscrit s'articule autour de deux grandes parties.

L'objectif de la première partie sera de cerner la problématique de l'enfant. Après avoir étudié les données épidémiologiques des enfants impliqués dans des accidents, nous décrirons quelques points clefs de la croissance afin d'identifier les spécificités anatomiques à intégrer dans un modèle d'enfant par rapport à un modèle adulte. Nous décrirons ensuite les principaux travaux de caractérisation biomécanique de l'enfant. Enfin, nous décrirons les principaux modèles d'enfants physiques et numériques existants, afin d'identifier les différentes approches envisageables pour la modélisation et l'évaluation ainsi que les éventuels manques à combler. Cette première partie nous permettra de préciser les objectifs de notre projet.

La deuxième partie de ce manuscrit présente le travail personnel réalisé. Il porte sur la description du développement et l'évaluation du modèle éléments finis d'un enfant de 6 ans. Nous présenterons dans un premier chapitre les méthodes utilisées pour obtenir la géométrie et le maillage du modèle ainsi que pour intégrer certaines spécificités de l'enfant. Dans un second chapitre, nous définirons des hypothèses de modélisation. Nous essaierons également de définir les propriétés mécaniques à implémenter dans le modèle à partir des données de caractérisation mécanique de l'enfant existantes. Le troisième chapitre présente l'évaluation du modèle à partir du peu d'essais réalisés sur enfants et disponibles dans la littérature. Le dernier chapitre présente l'utilisation du modèle pour effectuer la simulation d'un accident réel et comparer les résultats de la simulation avec les lésions de l'enfant accidenté.

Partie A

Problématique de l'enfant

Pour développer un modèle éléments finis, il est nécessaire de bien cerner la problématique de ce que l'on souhaite modéliser. Cela permet en effet de faire des hypothèses de modélisation pertinentes. C'est l'objet de la première partie de ce manuscrit. Nous allons d'abord étudier les données accidentologiques et épidémiologiques pour connaître les types d'accidents dans lesquels sont principalement impliqués les enfants ainsi que les lésions les plus fréquemment rencontrées. Cela permettra de définir les types d'accidents à modéliser en priorité ainsi que les zones corporelles auxquelles il faudra porter une attention particulière. Nous décrirons ensuite les principales évolutions anthropométriques et anatomiques de l'enfant au cours de la croissance afin de pouvoir les intégrer dans la modélisation. Le comportement mécanique du corps va également évoluer en fonction de l'âge. Un état de l'art sur les caractéristiques mécaniques des tissus disponibles dans la littérature nous permettra également d'identifier les propriétés des matériaux à intégrer au modèle éléments finis. Des essais cadavériques sur segments corporels et sur corps entiers ainsi que des essais sur des sujets volontaires nous donneront des éléments de calibration et d'évaluation du modèle. Nous ferons 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. Cela donnera un aperçu des différentes démarches envisageables pour le développement et l'évaluation d'un modèle éléments finis d'enfant. Nous mettrons également en évidence les éventuels manques à combler.

Chapitre A.1 Observations accidentologiques et épidémiologiques

Les données accidentologiques nous permettront d'aiguiller notre choix sur le type d'accident à modéliser en priorité. La connaissance de la localisation des lésions observées suite à un accident est également nécessaire à la définition des hypothèses de modélisation. Elle va en effet permettre de définir les zones corporelles et organes auxquels il faudra attacher une attention particulière lors du développement du modèle éléments finis.

1.1 Données accidentologiques

D'après l'*Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière (2010)*, en 2009 en France, 122 enfants de 0 à 14 ans ont été tués lors d'un accident de la route et 7098 ont été blessés (dont 2389 hospitalisés). Si le nombre d'enfants tués ne représente que 3% de l'ensemble des usagers tués, le nombre d'enfants blessés représente 8% du nombre total de blessés. La Figure 1 montre la répartition des enfants de 0-14 ans tués par catégorie d'usagers. Les occupants d'un véhicule de tourisme représentent une majorité des tués avec 57%.

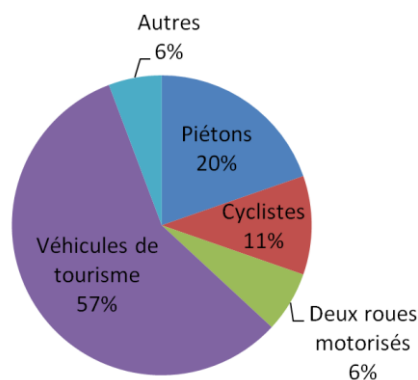


Figure 1 – Répartition des tués en France en 2009 chez les 0-14 ans par catégorie d'usagers. D'après l'Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière (2010).

La Figure 2 montre la répartition de l'utilisation des dispositifs de retenue lors des accidents corporels des enfants de 0-14 ans, en fonction de la gravité de l'accident. L'indétermination sur l'utilisation d'un dispositif de sécurité est quasiment identique quelle que soit la gravité (14% en moyenne). En revanche, on observe que la proportion d'enfants n'utilisant pas de dispositif de retenue est bien supérieure parmi les tués que parmi les blessés. Les dispositifs de retenue semblent donc jouer leur rôle de protection de la vie de l'usager.

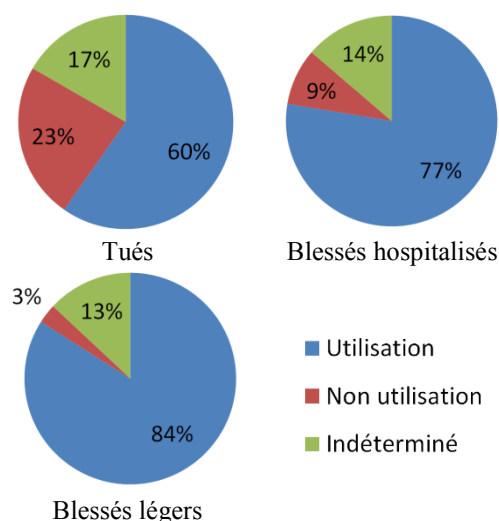


Figure 2 – Utilisation des dispositifs de retenue dans les accidents corporels des 0-14 ans en fonction de la gravité. D'après l'Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière (2008).

1.2 Répartition et gravité des lésions des segments corporels

Quelques études se sont intéressées à la localisation des lésions chez l'enfant passager d'un véhicule de tourisme. La localisation des lésions va changer sensiblement par rapport à l'adulte du fait des spécificités anatomiques de l'enfant. Les observations de *Langwieder et Hummel (1994)* et *Langwieder et coll. (1997)* portant respectivement sur l'étude de 100 et 415 enfants de 0 à 12 ans en Allemagne, permettent de définir le pourcentage de lésions observées localement par rapport au nombre total de lésions (Figure 3). Différents systèmes de retenue ont été distingués. Ainsi, on remarque que la tête est la zone corporelle la plus touchée en représentant plus d'un tiers des lésions (Figure 3, d). Les membres, l'abdomen et le cou sont

également touchés entre 14% et 19%. Le thorax présente légèrement moins de lésions et les lésions du rachis représentent moins de 5% du nombre total de lésions.

Ces proportions peuvent changer sensiblement en fonction du système de retenue utilisé. Un système de retenue non adapté à l'enfant engendre notamment une augmentation des lésions abdominales, en particulier l'utilisation de la ceinture abdominale seule (Figure 3, b-c). Cela est en partie la conséquence de l'effet de sous marinage dû au développement encore incomplet du bassin de l'enfant et notamment des crêtes iliaques (cf. Chapitre A.2). Le sous-marinage est un glissement de la ceinture ventrale au-dessus des ailes iliaques venant ainsi comprimer la zone abdominale. Le thorax ne semble pas touché dans le cas de l'utilisation d'une ceinture ventrale mais ce résultat est à relativiser avec le faible nombre d'enfants concernés.

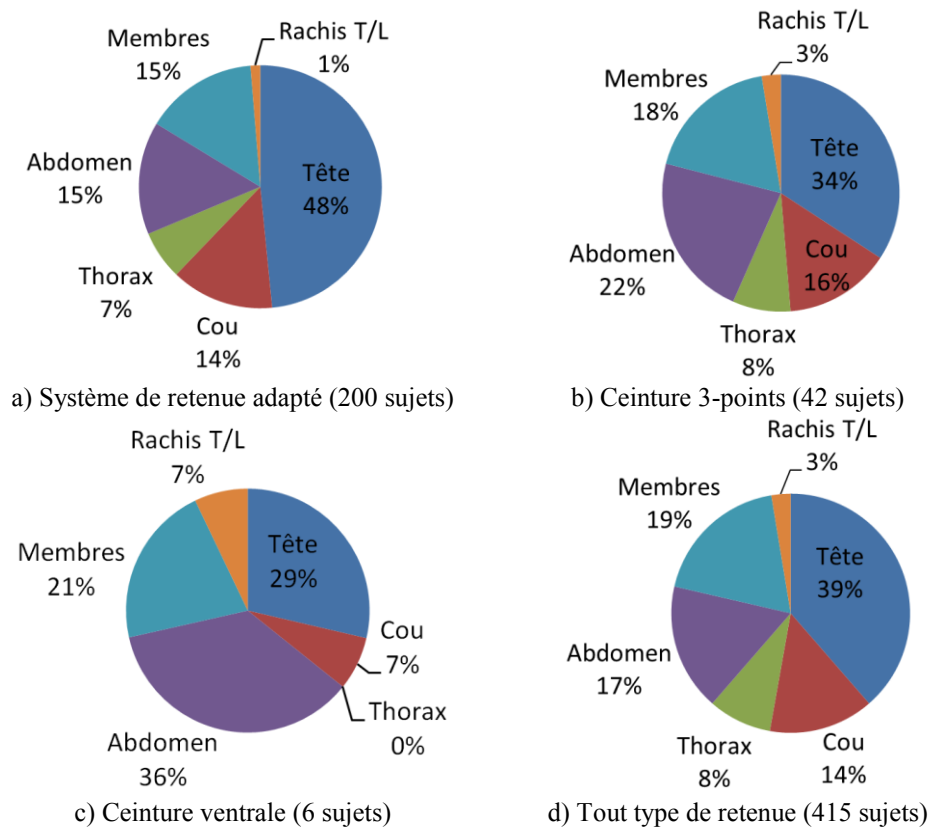


Figure 3 – Ratio du nombre de lésions observées localement sur le nombre total de lésions observées. D'après Langwieder et Hummel (1994) (b et c) et Langwieder et coll. (1997) dans Johannsen et Schindler (2004) (a et d).

La gravité des lésions observées suite à un accident est également un critère important en complément de leur localisation. La sévérité des lésions peut être caractérisée par l'AIS (Abbreviated Injury Scale) (Tableau 1) [Chiron et coll. (1998)]. Dans le cadre de notre étude, nous allons nous focaliser sur des lésions d'AIS supérieur ou égal à 3 (AIS3+).

Tableau 1 – Echelle AIS de gravité des lésions. D'après Chiron et coll. (1998)

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

Les observations de *Javouhey (2007)* portent sur les lésions présentes chez 139 enfants de 0 à 16 ans ayant subi de graves traumatismes et pris en charge par des centres spécialisés. Cette étude vient compléter les observations précédentes en se focalisant sur les traumatismes importants tout en distinguant la nature des lésions en fonction des zones corporelles. La répartition du nombre de lésions est sensiblement la même que celle des études de *Langwieder et Hummel (1994)* et *Langwieder et coll. (1997)*. La répartition des lésions graves (Figure 4) est similaire à celle de l'ensemble des lésions observée par *Langwieder et coll. (1997)* (Figure 3, d). Cependant, les membres subissent proportionnellement moins de lésions graves contrairement à la tête et au thorax. De plus, seuls la tête, le thorax, l'abdomen, et, dans une moindre proportion, le rachis semblent subir des lésions sévères ou critiques.

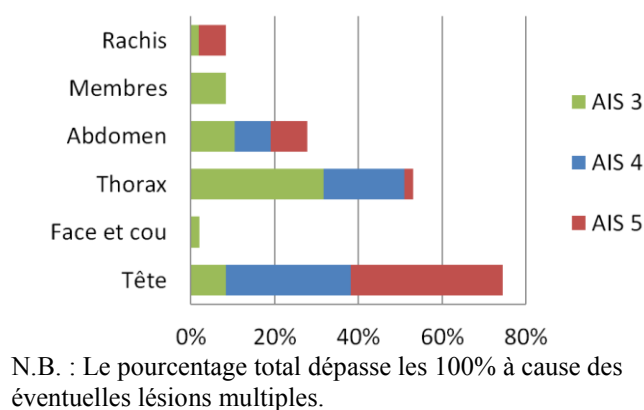
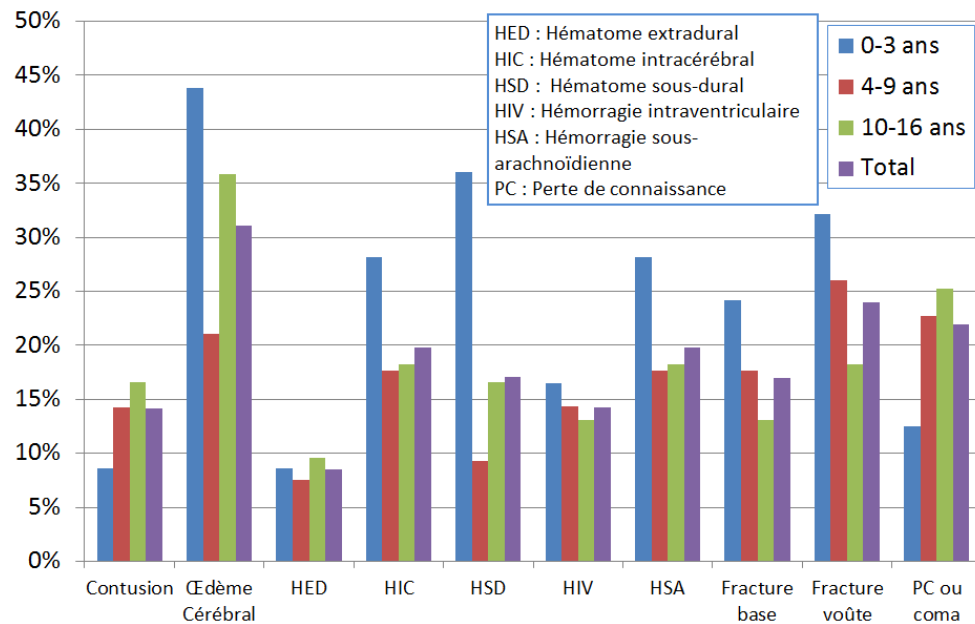


Figure 4 – Distribution par gravité des lésions graves observées localement chez des enfants passagers de voiture quel que soit le type de retenue (77 lésions AIS3+). D'après Javouhey (2007).

L'Annexe I présente le niveau de protection des différents segments corporels en fonction du dispositif de retenue utilisé.

1.3 Lésions de la tête

La Figure 5 donne la distribution des lésions de la tête observées chez des enfants ayant subi de graves traumatismes suite à un accident de la route. L'œdème cérébral est la lésion la plus fréquemment observée. Les fractures osseuses surviennent dans 17% des cas au niveau de la base du crâne et dans 24% des cas au niveau de la voûte crânienne. Les lésions à la tête sont plus fréquentes chez l'enfant de 0 à 3 ans que chez les autres classes d'âge mises à part les pertes de connaissances et les contusions [*Javouhey (2007)*].

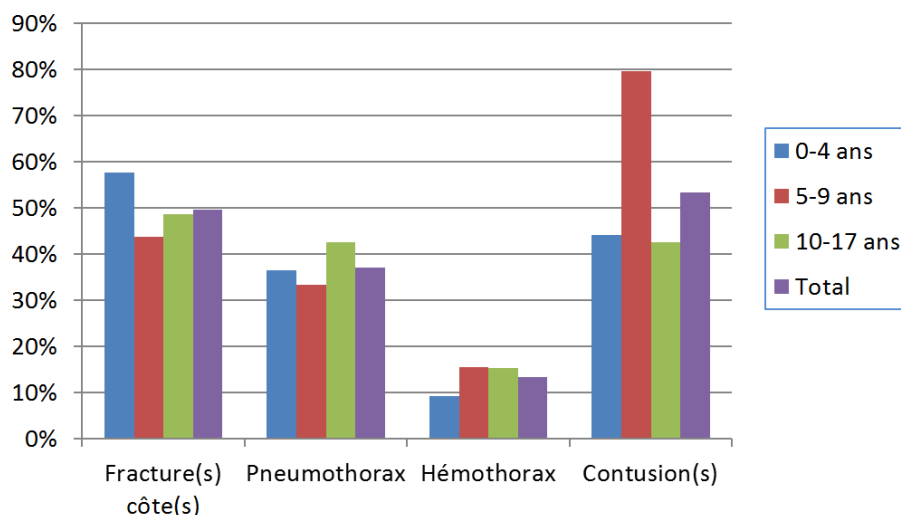


N.B. : Le pourcentage total par classe d'âge dépasse les 100% à cause des éventuelles lésions multiples.

Figure 5 – Distribution des lésions de la tête (AIS2+), chez des enfants ayant subi des graves traumatismes suite à un accident de la route (139 sujets). D'après Javouhey (2007).

1.4 Lésions thoraciques

La Figure 6 donne la distribution des lésions thoraciques observées chez des enfants ayant été admis dans un centre traumatologique pédiatrique. Plus de 50% des sujets de l'étude ont été victimes d'un accident de la route (tout type d'utilisateur). Les principales lésions observées sont les fractures de côtes et les contusions, observées en moyenne dans 50% des cas. On observe également des pneumothorax dans plus de 30% des cas et dans une moindre mesure des hémithorax dans un peu plus de 10% des cas [Nakayama et coll. (1989)]. Roux et Fisher (1992) ont montré une distribution similaire des lésions thoraciques dans le cadre d'accidents de la route. Ils mentionnent également l'observation d'épanchements et de pneumocèles post-traumatiques, non répertoriés dans l'étude de Nakayama et coll. (1989). Javouhey (2007) signale la possibilité d'observer des contusions myocardiques.



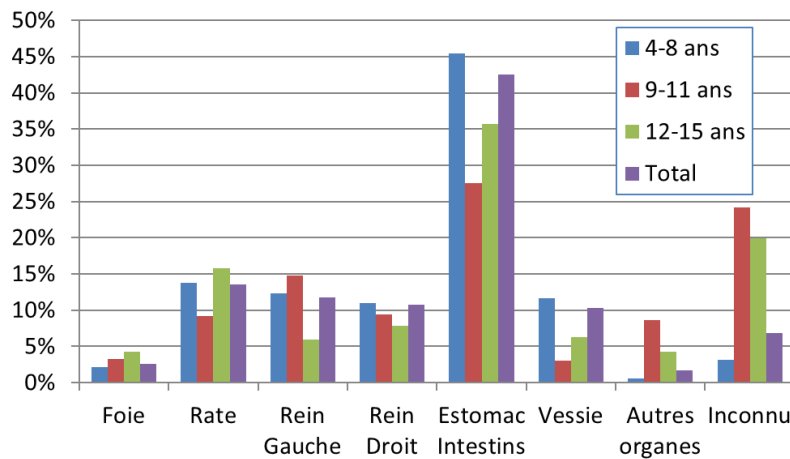
N.B. : Le pourcentage total par classe d'âge dépasse les 100% à cause des éventuelles lésions multiples.

Figure 6 – Distribution des lésions thoraciques, chez des enfants dont plus de 50% ont été victimes d'un accident de la route (105 sujets). D'après Nakayama et coll. (1989).

Les côtes des enfants étant moins minéralisées et plus souples, les traumatismes thoraciques entraînent fréquemment une flexion des côtes sans qu'il n'y ait de fracture. On observe toutefois une fracture chez près de la moitié des sujets. La compliance thoracique élevée de l'enfant peut être une des causes d'une moindre protection des organes thoraciques. En particulier, la proportion de contusions thoraciques observées chez l'enfant est deux fois plus élevée que chez l'adulte [Nakayama et coll. (1989)].

1.5 Lésions abdominales

La Figure 7 donne la distribution des lésions abdominales par organe chez des enfants ayant subi des lésions d'AIS supérieur ou égal à 2 (AIS2+). Les organes les plus touchés sont l'estomac et les intestins puis la rate, les reins et la vessie. Dans une moindre mesure, on observe des lésions au niveau du foie [Arbogast et coll. (2004)]. D'autres études ont montré une proportion plus importante de lésions hépatiques (entre 12% et 27%) [Jermakian et coll. (2007) ; Javouhey (2007)]. Bien que ces dernières études portent sur un échantillon plus faible, le foie semble également faire partie des principaux organes lésés. Parmi les autres organes touchés, le pancréas est souvent le siège de lésions suite à un traumatisme contondant de l'abdomen [Arkovitz et coll. (1997)].



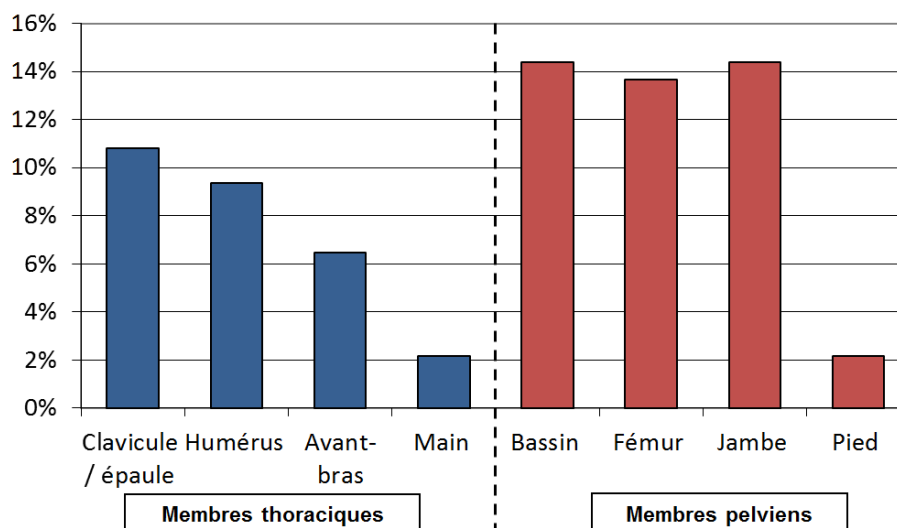
N.B. : Le pourcentage total par classe d'âge dépasse les 100% à cause des éventuelles lésions multiples.

Figure 7 – Distribution des lésions abdominales par organe chez des enfants passagers attachés, ayant subi des lésions AIS2+ (102 sujets). D'après Arbogast et coll. (2004).

Les enfants appartenant à la classe d'âge 4-8 ans ont un risque plus élevé de subir des lésions abdominales AIS2+ par rapport à ceux de la classe d'âge 9-15 ans. La direction d'impact a également une influence sur la distribution des lésions abdominales. Dans le cas d'un impact latéral, les lésions au niveau de l'estomac et des intestins sont moins nombreuses mais sont compensées par une augmentation du nombre de lésions spléniques, hépatiques et rénales [Arbogast et coll. (2004)].

1.6 Lésions des membres

Mis à part l'amputation d'un membre observée dans 1% des cas, les seules lésions observées par Javouhey (2007) au niveau des membres sont des fractures. La Figure 8 donne la distribution des fractures observées chez des enfants ayant subis de graves traumatismes suite à un accident de la route. Les membres pelviens sont globalement plus touchés que les membres thoraciques. Les extrémités sont peu fréquemment touchées par des fractures (environ 2%).



N.B. : Le pourcentage total pourrait dépasser les 100% à cause des éventuelles lésions multiples.

Figure 8 – Distribution des fractures au niveau des membres, chez des enfants ayant subi des graves traumatismes suite à un accident de la route (139 sujets). D’après Javouhey (2007).

1.7 Conclusion

La plupart des enfants tués lors d’un accident de la route le sont en tant que passager d’un véhicule de tourisme. Si les enfants sont relativement bien protégés contre les risques mortels, cette protection est fortement dépendante de l’utilisation d’un système de retenue. L’utilisation d’un système de retenue adapté peut en effet permettre de limiter la gravité au niveau lésionnel.

La tête est le segment corporel subissant le plus de lésions suivie des membres, de l’abdomen, du cou et en moindre proportion du thorax. La proportion de lésions au niveau du rachis thoraco-lombaire est très faible sauf dans le cas de l’utilisation d’une ceinture ventrale seule. Le système de retenue utilisé conditionne en effet la répartition des lésions. Si le thorax et le rachis thoraco-lombaire sont touchés dans une moindre proportion, la gravité des lésions observées peut toutefois être sévère voire critique. Au contraire, le cou et les membres plus souvent touchés ne présentent que des lésions de gravité moindre. La tête est non seulement le segment corporel le plus touché mais également celui présentant la plus grande proportion de lésions sévères et critiques.

Les types de lésions au sein d’un même segment corporel sont multiples d’où l’importance de pouvoir dissocier les mécanismes lésionnels de chaque organe.

Chapitre A.2 Croissance et spécificités anatomiques de l'enfant

La connaissance de l'anthropométrie et des spécificités anatomiques de l'enfant est nécessaire au développement du modèle par éléments finis de ce projet. En particulier, des bases de données anthropométriques serviront de référence pour valider voire définir les géométries internes et externes. De même, l'étude de la croissance osseuse et de la croissance des tissus mous permettra d'intégrer les spécificités de l'enfant dans la modélisation. Ces spécificités anatomiques peuvent en effet amener à des lésions spécifiques à l'enfance qui seront décrites par la suite.

2.1 Anthropométrie externe

2.1.1 *En posture debout et assise*

Les enfants diffèrent des adultes par leur taille mais aussi par les proportions relatives des différents segments corporels comme le montre la Figure 9 [Burdick et coll. (1969)].

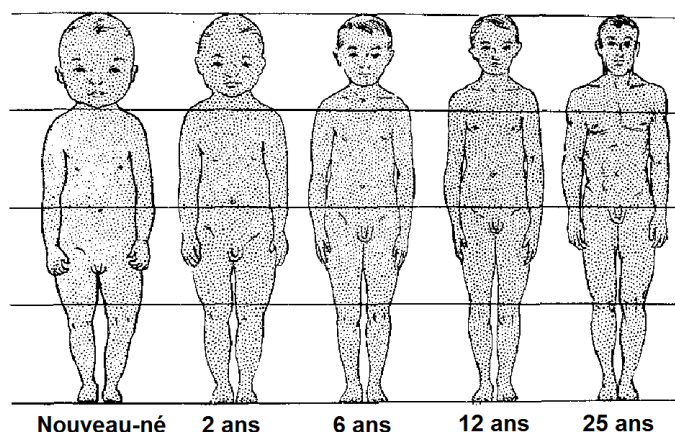


Figure 9 – Croissance relative des segments corporels. Image de Burdi et coll. (1969).

Plusieurs études anthropométriques ont été réalisées sur des populations infantiles. Certaines comme celle de *Snyder et coll. (1975)* référencent un nombre important de mesures des différents segments corporels, mais sont relativement anciennes. Or, *Smith et Norris (2004)* ont comparé des mesures anthropométriques d'enfants à 30 ans d'intervalle et ont montré un décalage temporel de la croissance, cette dernière étant devenue légèrement plus précoce. Des données anthropométriques plus récentes ont été relevées par *Serre et coll. (2006b)* et *Serre et coll. (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 base de données ainsi constituée servira de référence anthropométrique dans le cadre du développement de notre modèle éléments finis d'enfant.

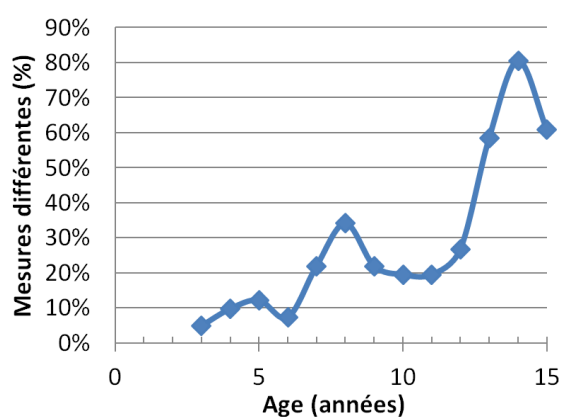


Figure 10 – Proportion de mesures anthropométriques significativement différentes entre les sexes. D'après la base de données décrite par *Serre et coll. (2009)*.

A partir de cette base de données, nous avons réalisé une comparaison des mesures par classe d'âge en fonction du sexe. Pour cela, un test de Student a été réalisé et sur les 41 mesures de la base de données, entre 2 et 5 d'entre elles sont significativement différentes ($p < 0,05$) avant l'âge de 7 ans (Figure 10). Mise à part la largeur bipariétale, ces différences significatives ne concernent respectivement qu'une classe d'âge entre 3 et 7 ans et peuvent donc être considérée comme anecdotiques. A 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. Il est donc légitime de globalement considérer comme négligeables les différences anthropométriques dues au sexe jusqu'à l'âge de 6 ans excepté pour la largeur bipariétale. A partir de l'âge de 7 ans, il est nécessaire de distinguer les mesures dont les différences entre les sexes pourront être négligées de celles qui ne le pourront pas. Une étude de corrélation entre les différentes mesures réalisées montre également que la croissance des différents segments corporels ne se fait pas de façon uniforme conformément aux observations de *Burdi et coll. (1969)*.

2.1.2 Dans différents systèmes de retenue

Serre et coll. (2011) ont réalisé des mesures anthropométriques sur des enfants de 3 et 6 ans installés dans différents systèmes de retenue correspondants aux différents groupes d'enfants décrits par la législation. Ils ont montré que certaines mesures peuvent différer entre un même enfant simplement assis ou installé dans un véhicule. En particulier, la hauteur acromion-siège et l'épaisseur thoracique sont significativement différentes ($p < 0,001$). Ces dimensions sont alors plus grandes lors des mesures en simple position assise avec un angle de 90° entre le dos et le siège. L'épaisseur abdominale n'est pas significativement différente entre la mesure en simple position assise et la mesure dans un rehausseur ($p > 0,25$). En revanche, on observe une différence significative entre la mesure classique et la mesure dans un siège passager pour les enfants de 6 ans ($p < 0,05$).

La hauteur acromion-siège est une dimension importante pour évaluer si le passage de la ceinture est correct et a donc une influence sur l'efficacité de la protection. Compte tenu des résultats précédents, il apparaît donc nécessaire d'utiliser des données anthropométriques d'enfants installés dans des systèmes de retenue lors du développement d'outils permettant d'optimiser la protection, comme les mannequins de crash ou les modèles numériques.

2.2 Croissance osseuse

Nous décrirons ici quelques généralités sur la croissance osseuse. Les étapes de croissance des différents os sont décrites plus précisément en Annexe I.

2.2.1 Rôle du cartilage dans la croissance

La matrice de l'os minéralisé est trop rigide pour permettre aux ostéoblastes de créer une nouvelle matrice osseuse en son sein. De même, les mouvements et les forces de contact entre les os empêchent la présence d'ostéoblastes aux extrémités des os. La présence de cartilage aux extrémités des os (maquette cartilagineuse), permet la formation d'une nouvelle matrice osseuse. Le cartilage est ensuite peu à peu remplacé par du tissu osseux, jouant ainsi un rôle indispensable dans la croissance de l'ossature des enfants et dans l'entretien des surfaces articulaires des adultes. Ce tissu peut par ailleurs résister à des chargements importants s'ils sont essentiellement de nature compressive. [*Martin et coll. (1998)*].

2.2.2 Croissance longitudinale des os longs

La croissance longitudinale des os intervient dans des zones non minéralisées situées près des extrémités. Le cartilage intervenant lors de la croissance est appelé cartilage de conjugaison ou cartilage de croissance. Il sépare l'épiphyse de la diaphyse. Du cartilage est constamment formé au sein de la zone de croissance mais une partie est parallèlement minéralisé du côté diaphysaire (cf. Figure 11). L'épaisseur du cartilage de croissance reste donc globalement constante alors que le volume osseux augmente. Cette croissance longitudinale s'accompagne d'un remaniement quasi continu des extrémités épiphysaires, ce qui permet de conserver les proportions entre la diaphyse et les épiphyses [Marieb et Hoehn (2005)].

2.2.3 Croissance des os en épaisseur

L'épaisseur des os ou le diamètre, dans le cas des os longs, augmente par un processus de croissance par apposition. Les ostéoblastes situés sous le périoste génèrent une matrice osseuse au niveau de la surface externe de l'os, tandis que les ostéoclastes détruisent l'os au niveau de la cavité médullaire (cf. Figure 11). Le processus de génération étant généralement plus important que celui de destruction, l'os devient plus épais et plus solide sans être trop alourdi. Ce phénomène peut se produire lors de la croissance, ou si l'activité musculaire engendre des sollicitations importantes. [Marieb et Hoehn (2005)]

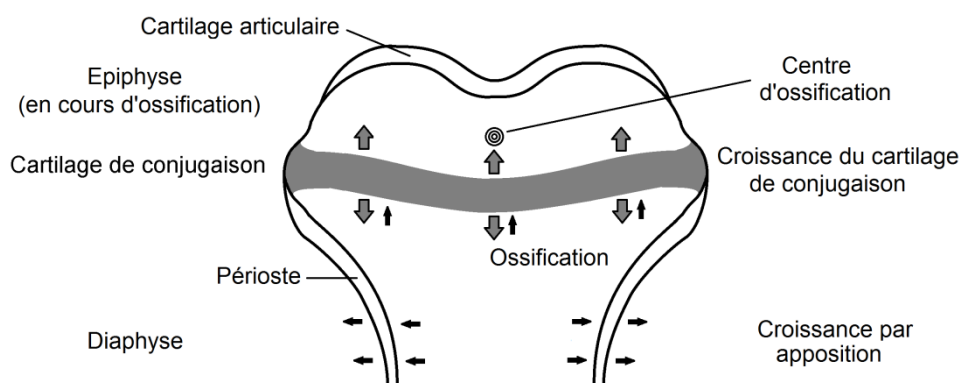


Figure 11 – Croissance et remaniement d'un os long au cours de la croissance. D'après Marieb et Hoehn (2005).

2.2.4 Cartilage de conjugaison et centres d'ossification secondaires

Chez le nouveau-né, le cartilage de conjugaison est relativement plat, formant plus ou moins une plaque circulaire. Lors de la croissance, le cartilage de conjugaison s'élargit avec l'os, perdant sa forme plate pour devenir incurvé. Il n'est pas très résistant en traction et en cisaillement. Les lésions au niveau du cartilage sont ainsi relativement fréquentes chez l'enfant. La présence d'irrégularité au niveau de sa géométrie lui confère cependant une certaine protection vis-à-vis de la rupture sous l'effet de forces de cisaillements. [Martin et coll. (1998)]

Au cours de la croissance, la maquette cartilagineuse des épiphyses est peu à peu remplacée par du tissu osseux autour de centres d'ossification secondaires. Lorsque les os ont

atteint leur taille adulte, la croissance longitudinale se termine par la fusion du tissu osseux de la diaphyse avec celui des épiphyses [Marieb et Hoehn (2005)]. Les différentes phases de la croissance osseuse peuvent être caractérisées par l'apparition localisée de centres d'ossifications ou par la fusion du tissu osseux. Ainsi, la connaissance de la chronologie d'apparition des centres d'ossification permet de déterminer l'âge osseux.

2.3 Croissance des tissus mous

Si de nombreuses études ont caractérisé l'anthropométrie externe des enfants au cours de la croissance, peu d'études se sont intéressées à la caractérisation des organes internes non osseux. Alors que la radiographie médicale ne permet que des mesures en deux dimensions, la tomographie permet de reconstruire la géométrie des organes et de réaliser des mesures en trois dimensions (3D). La tomographie médicale permettant de fournir des données in-vivo, cette technique peut également être utilisée pour suivre la croissance des organes internes d'un même sujet.

Dans le cadre du présent projet de doctorat, la croissance des organes thoraciques a été caractérisée à partir d'images tomographiques d'enfants ce qui a fait l'objet de deux publications [Coulangeat et coll. (2011a) ; Coulangeat et coll. (2011b)]. Cette étude s'inscrit dans le cadre du projet ANR Secur-Enfant dans lequel la croissance des organes abdominaux (foie, rate, reins) a également été caractérisée par Coquet et coll. (2010) et Sandoz (2010) suivant une méthode similaire. La démarche et les principaux résultats de ces études sont repris ci-après.

2.3.1 Organes thoraciques

2.3.1.1 Objectifs

Le but de cette étude est de trouver les mesures permettant de caractériser au mieux la croissance du cœur et des poumons ainsi que leur position relative au sein du thorax. Les mesures classiques réalisées à partir de radiographies thoraciques ont été comparées à des mesures originales réalisées à partir d'imagerie tomographique. Les mesures retenues doivent être dépendantes de l'âge et présenter une faible variabilité au sein d'une même classe d'âge.

2.3.1.2 Méthode

Des données tomodensitométriques (scanner) ont été acquises dans les hôpitaux universitaires de Nice et de Marseille entre 2008 et 2009. Ces données proviennent d'examen médicaux réalisés sur 31 enfants et jeunes adultes âgés de 4 mois à 23 ans, et ont été utilisées à des fins de recherches avec l'accord des hôpitaux dans lesquels ces examens ont été réalisés. Aucun examen n'a été réalisé spécifiquement pour notre étude. Les sujets présentant une pathologie susceptible d'influencer les résultats ont été exclus de l'étude. La Figure 12 montre la répartition des données tomographiques utilisées en fonction de l'âge et du sexe.

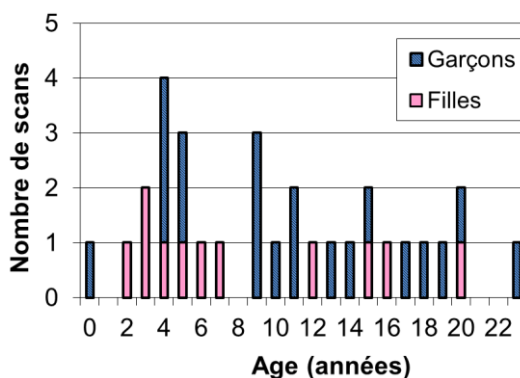


Figure 12 – Répartition des données tomographiques.

Les images scanner ont été réalisées en position allongée, en inspiration maximale à partir de l'âge de 6 ans et en inspiration forcée sous anesthésie générale pour les enfants plus jeunes. Les données ont été analysées avec le logiciel d'imagerie médicale Mimics (Materialise Software, Louvain, Belgique). Une segmentation des images basée sur une méthode de seuillage a été utilisée afin de définir les contours des organes. Une vérification manuelle a ensuite été effectuée coupe par coupe et une correction manuelle des contours a été réalisée si nécessaire. En particulier la base et le sommet du cœur ont fait l'objet d'une attention particulière. Les contours du cœur ont été définis par le péricarde durant la diastole.

Quatre points anatomiques ont été localisés sur les poumons : les sommets droit (Sd) et gauche (Sg) ainsi que les bases droite (Bd) et gauche (Bg) définies comme les points les plus latéraux des culs-de-sac droit et gauche (Figure 13, a-b). Deux points anatomiques ont été localisés sur le cœur : le sommet du cœur (Cs) défini comme le centre de l'aorte ascendante dans le même niveau transversal que la carène ainsi que l'apex du cœur (Ca) (Figure 13, c).

Des mesures ont été réalisées à partir de ces points ainsi qu'à partir des modèles géométriques en 3D. Elles sont décrites dans le Tableau 2. Une étude complémentaire réalisée dans le cadre de ce projet a montré une bonne reproductibilité et répétabilité de ces mesures [Coulangeat et coll. (2011a)].

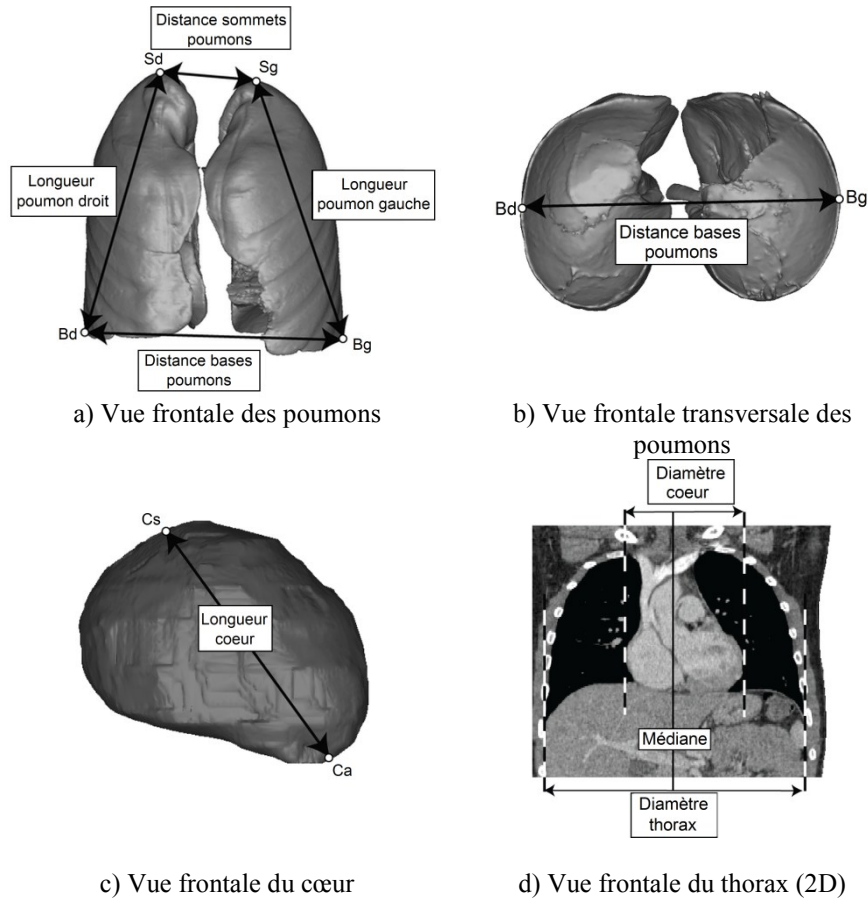


Figure 13 – Points anatomiques et mesures du thorax.

Tableau 2 – Mesures réalisées sur les organes thoraciques

	Mesure (unité)	Description
Poumons	Volume-droit (cm3)	A partir de la géométrie 3D
	Volume-gauche (cm3)	A partir de la géométrie 3D
	Volume total (cm3)	A partir de la géométrie 3D
	Longueur-droit (cm)	Distance Sd-Bd (3D)
	Longueur-gauche (cm)	Distance Sg-Bg (3D)
	Distance entre les sommets (cm)	Distance Sd-Sg (3D)
	Distance entre les bases (cm)	Distance Bd-Bg (3D)
Cœur	Diamètre transversal du thorax (cm)	A partir des coupes frontales (2D)
	Volume (cm3)	A partir de la géométrie 3D
	Longueur (cm)	Distance Cs-Ca (3D)
	Diamètre transversal (cm)	A partir des coupes frontales (2D)
	Index cardio-thoracique	Ratio diamètre cœur / diamètre thorax [Danzer (1919)]

Les mesures réalisées ont été considérées comme des fonctions de l'âge approximées par des modèles de régressions quadratiques :

$$Y = \alpha_0 + \alpha_1 X + \alpha_2 X^2 \quad (1)$$

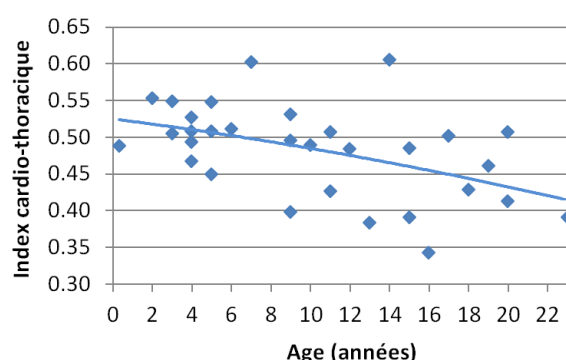
où Y correspond à la mesure et X à l'âge. La qualité des modèles de régression a été évaluée à l'aide des coefficients de détermination respectifs R^2 .

2.3.1.3 Résultats et discussion

Le Tableau 3 fournit les coefficients de régression ainsi que les coefficients de détermination des mesures réalisées en fonction de l'âge. L'ensemble des mesures réalisées semble fournir une bonne description de la croissance exceptés le diamètre transversal du cœur et l'index cardio-thoracique qui en découle. L'index cardio-thoracique semble en effet diminuer avec l'âge (Figure 14) conformément à *Maresh (1970)*. Si l'index cardio-thoracique peut être utilisé pour diagnostiquer certaines pathologies, sa variabilité est cependant trop importante pour pouvoir le considérer comme un indicateur fiable de la croissance thoracique. La variabilité du diamètre transversal du cœur pourrait être due aux différents morphotypes décrits par *Lincoln et Spillman (1928)*. Plusieurs morphotypes ont également été identifiés dans la présente étude. Or, la caractérisation des morphotypes est basée sur des radiographies en deux dimensions, ce qui explique que le diamètre transversal soit, par définition, fortement influencé par le morphotype du cœur. Le volume du cœur et la longueur du cœur sont mesurés en 3D et semblent donc moins affectés par le morphotype. Ces deux grandeurs offrent en effet des modèles de régression acceptables.

Tableau 3 – Coefficients de régression et coefficients de détermination des mesures en fonction de l'âge.

	Mesure (unité)	α_0	α_1	α_2	R^2
Poumons	Volume-droit (cm3)	-7,58	95,88	1,52	0,86
	Volume-gauche (cm3)	-2,54	72,33	2,35	0,83
	Volume total (cm3)	-10,12	168,21	3,77	0,85
	Longueur-droit (cm)	80,87	14,28	-0,26	0,85
	Longueur-gauche (cm)	95,15	11,78	-0,15	0,87
	Distance entre les sommets (cm)	45,71	2,70	-0,05	0,77
	Distance entre les bases (cm)	140,64	7,25	-0,02	0,90
	Diamètre transversal du thorax (cm)	140,42	7,63	-0,03	0,90
Cœur	Volume (cm3)	122,62	22,77	0,40	0,82
	Longueur (cm)	70,53	6,20	-0,11	0,82
	Diamètre transversal (cm)	74,35	3,39	-0,05	0,56
	Index cardio-thoracique	0,525	-0,003	0,000	0,23

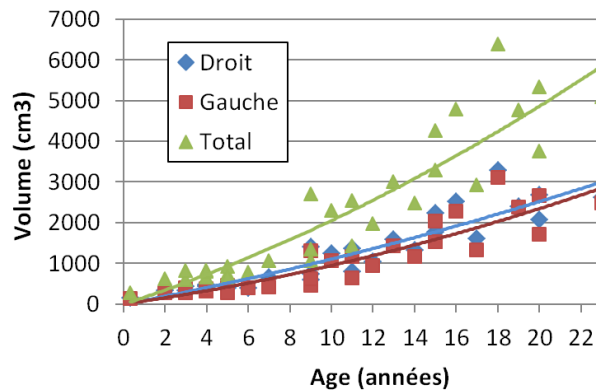


N.B. : la ligne continue représente le modèle de régression quadratique

Figure 14 – Index cardio-thoracique.

La Figure 15 montre l'évolution du volume des poumons en fonction de l'âge. La croissance des deux poumons est similaire. Le volume du poumon droit est cependant

systématiquement supérieur au volume du poumon gauche. Les mesures montrent également que la distance entre les bases des poumons est équivalente au diamètre du thorax. La différence moyenne entre ces deux dimensions est en effet de 1% avec un écart maximal de 4%.



N.B. : Les lignes représentent les modèles de régression quadratique.

Figure 15 – Volume des poumons.

Contrairement à la croissance du cœur, plusieurs études se sont intéressées à la caractérisation de la croissance des poumons à l'aide d'images tomographiques. Les volumes mesurés dans la présente étude sont cohérents avec les modèles de croissances décrits par *De Jong et coll. (2003)* et *Gollogly et coll. (2004)*. Cependant ces études sont focalisées sur le volume et la masse des poumons. La présente étude montre que la longueur du poumon, le diamètre transversal du thorax, et les distances entre les sommets et les bases des poumons donnent également des modèles de croissance fiables. En particulier, le diamètre thoracique est aussi fiable que le volume. Or, les mesures du diamètre thoracique présentent une meilleure répétabilité et reproductibilité que les mesures du volume des poumons [*Coulongeat et coll. (2011a)*], tout en étant plus rapide à mesurer puisque la mesure du volume nécessite une reconstruction préalable en 3D de la géométrie. Si le volume des poumons peut fournir des informations complémentaires sur d'éventuelles pathologies, la mesure du diamètre thoracique semble plus simple à mettre en œuvre d'un point de vue pratique.

2.3.1.4 Conclusion

Cette étude a permis d'identifier différentes mesures permettant de caractériser la croissance du cœur et des poumons. Des modèles de régression sont proposés pour caractériser cette croissance. Cependant, étant donné la faible taille de l'échantillon de sujets, il est nécessaire de valider et compléter ces courbes de régression par des études impliquant un nombre plus important de sujets. Ces études permettront alors de pouvoir distinguer l'effet du sexe sur la croissance des organes thoraciques. Toutefois, la présente étude fournit des données anthropométriques originales, notamment pour le cœur, qui serviront de base pour le développement et la validation de la géométrie du modèle éléments finis d'enfant.

Des mesures complémentaires, également réalisées dans le cadre du présent projet, ont montré que les positions relatives du cœur et des poumons par rapport au rachis thoracique ne sont pas corrélées avec l'âge [*Coulongeat et coll. (2011b)*].

2.3.2 *Organes abdominaux*

Dans le cadre du projet Secur-Enfant, *Sandoz (2010)*, *Coquet et coll. (2010)* et *Pauleau et coll. (2010)* ont caractérisé la croissance des reins, de la rate et du foie suivant une méthodologie similaire à celle décrite précédemment. Ils ont montré que les mesures n'étaient pas significativement différentes entre les sexes et aucune différence significative n'a été observée entre les reins droit et gauche.

La croissance des organes abdominaux ne se fait ni à la même vitesse, ni au même moment. En effet, la croissance de la rate, contrairement à la croissance du foie et des reins ne se fait pas linéairement en fonction de l'âge. On observe en effet un ralentissement de la croissance entre 7 et 12 ans pour reprendre entre 12 et 16 ans. La croissance de la rate se fait donc en suivant le pic de croissance pubertaire. Le sommet de la rate semble également se déplacer vers le bassin au cours de la croissance alors que la forme et la position relative du foie et des reins dans l'abdomen ne changent pas significativement au cours de la croissance.

Cette étude a donc montré que la géométrie des organes intra-abdominaux n'évolue pas de façon corrélée et que l'abdomen d'un enfant ne peut être assimilé à l'abdomen d'un adulte mis à l'échelle. Ce critère est important pour le choix de la méthodologie de l'acquisition géométrique du tronc d'un enfant en vue d'une modélisation par éléments finis. Les études de *Sandoz (2010)*, *Coquet et coll. (2010)* et de *Pauleau et coll. (2010)* fournissent également des données anthropométriques originales, qui serviront de base pour le développement et la validation de la géométrie du modèle éléments finis d'enfant.

2.4 Lésions spécifiques à l'enfant

Si les différences anatomiques de l'enfant vont modifier sensiblement la répartition des lésions observées par rapport à l'adulte (cf. Chapitre A.1), certaines lésions vont être spécifiques à l'enfant, en particulier au niveau des os. On distinguera notamment les fractures impliquant le cartilage de conjugaison et les autres.

Hormis les fractures analogues à celles observées chez l'adulte (trait de fracture transversal, oblique, spiroïde), on distingue plusieurs types de fractures spécifiques à l'enfant n'impliquant pas le cartilage de conjugaison [*Clavert (2004)*] :

- la fracture en motte de beurre : formation de plis plastiques dans l'os cortical métaphysaire ;
- la fracture en bois vert : une partie de l'os cortical est conservée alors que l'autre partie de l'os cortical est rompue en une multitude de petits fragments ;
- l'arcuature : pas de réelle fracture mais une courbure plastique qui s'étend sur toute la longueur de l'os.

Les fractures impliquant le cartilage de conjugaison peuvent être réparties en cinq catégories selon la classification de *Salter et Harris (1963)*:

- Type I : décollement épiphysaire complet le long du cartilage de conjugaison, sans fracture osseuse. Les cellules de croissance du cartilage de conjugaison restent sur l'épiphyse. Ce type de fracture résulte de forces de cisaillement ou d'arrachement et est le plus fréquemment observé sur des enfants en bas âge, lorsque l'épaisseur du cartilage de conjugaison est relativement faible.

- Type II : décollement épiphysaire partiel le long du cartilage de conjugaison sur une distance variable puis le trait de fracture passe la diaphyse jusqu'à sa périphérie. Ce type de fracture est le plus commun parmi les fractures intéressant le cartilage de conjugaison. Il résulte de forces de cisaillement ou d'arrachement et est principalement observé chez des enfants de plus de 10 ans.
- Type III : fracture intra articulaire allant de la surface articulaire jusqu'à la zone fragile du cartilage de conjugaison et s'étendant ensuite le long du cartilage de conjugaison jusqu'à sa périphérie. Ce type de fracture résulte de force de cisaillement intra articulaires. Il est peu fréquent et apparaît généralement dans les épiphyses proximale ou distale du tibia.
- Type IV : fracture intra articulaire partant de la surface articulaire à travers l'épiphyse, traversant le cartilage de conjugaison sur toute son épaisseur et passant ensuite à travers la métaphyse jusqu'à sa périphérie. Le trait de fracture sépare alors complètement un fragment épiphyso-métaphysaire.
- Type V : écrasement du cartilage de conjugaison résultant d'une importante force de compression appliquée via l'épiphyse à une partie du cartilage de conjugaison. Ce type de fracture se produit dans les articulations de la cheville ou du genou.

2.5 Conclusion

La croissance engendre une modification continue du corps de l'enfant. Or les modifications géométriques n'interviennent ni en même temps, ni dans les mêmes proportions. Au niveau externe, cela se traduit par une différence notable entre les proportions des segments corporels entre l'enfant et l'adulte. On remarque également une modification de la forme de certains segments corporels au cours de la croissance, comme la tête notamment.

Des différences anthropométriques sont également observées pour un même enfant en fonction de son environnement. En particulier, certaines dimensions anatomiques sont significativement différentes entre un enfant simplement assis et un enfant assis dans un véhicule (avec ou sans système de retenue adapté).

Au niveau interne, on remarque une croissance non corrélée entre les organes. La position relative de certains organes par rapport à leur environnement évolue également. Les os vont s'ossifier tout au long de la croissance. Cette ossification progressive peut avoir des conséquences directes dans le domaine de la sécurité routière. Par exemple l'ossification tardive des crêtes iliaques ne va pas permettre une retenue optimale de la ceinture ventrale sur le pelvis ce qui peut entraîner un phénomène de sous-marriage et une intrusion de la ceinture dans l'abdomen [*Floret (1999)*]. La croissance osseuse induit également des lésions observées uniquement chez les enfants. Ces lésions peuvent impliquer ou non le cartilage de conjugaison.

L'enfant, quel que soit son âge, n'est donc pas un petit adulte que ce soit en termes de dimension, de structure des tissus ou de lésions. Il est alors indispensable pour le développement d'un modèle éléments finis d'enfant de prendre en compte les spécificités de l'enfant. Il est également nécessaire de prendre en compte l'environnement dans lequel le modèle évoluera. Les travaux présentés précédemment vont servir de base pour intégrer ces spécificités lors du développement du modèle éléments finis.

Chapitre A.3 Biomécanique de l'enfant

La croissance modifie non seulement la géométrie du corps mais également certaines propriétés mécaniques des tissus. Cela peut avoir des conséquences sur le type de lésions observées cliniquement. Il est donc nécessaire de caractériser les tissus de l'enfant d'un point de vue mécanique. De même, la géométrie et la position relative des différents organes au sein d'un même segment corporel évoluent au cours de la croissance. La réponse à des sollicitations mécaniques sur un segment corporel peut donc être dépendante de l'âge.

Cependant, compte tenu de problèmes principalement éthiques, les études de caractérisation mécanique des tissus pédiatriques sont moins nombreuses que pour l'adulte. La plupart des études cadavériques de caractérisation des tissus d'enfants sont relativement anciennes et une majorité des essais a été réalisée sur des os longs et en particulier sur le fémur. Les essais mécaniques sur segments corporels ou corps entiers sont eux relativement rares. Les caractérisations mécaniques dérivées d'essais réalisés sur des adultes ou sur des animaux ne seront pas présentées en détails. Après avoir présenté les principaux essais de caractérisation des tissus pédiatriques issus de la littérature, nous présenterons des essais mécaniques réalisés sur des segments corporels d'enfants ainsi que des essais réalisés sur des corps entiers ou sur des volontaires, en situation de passager de véhicule.

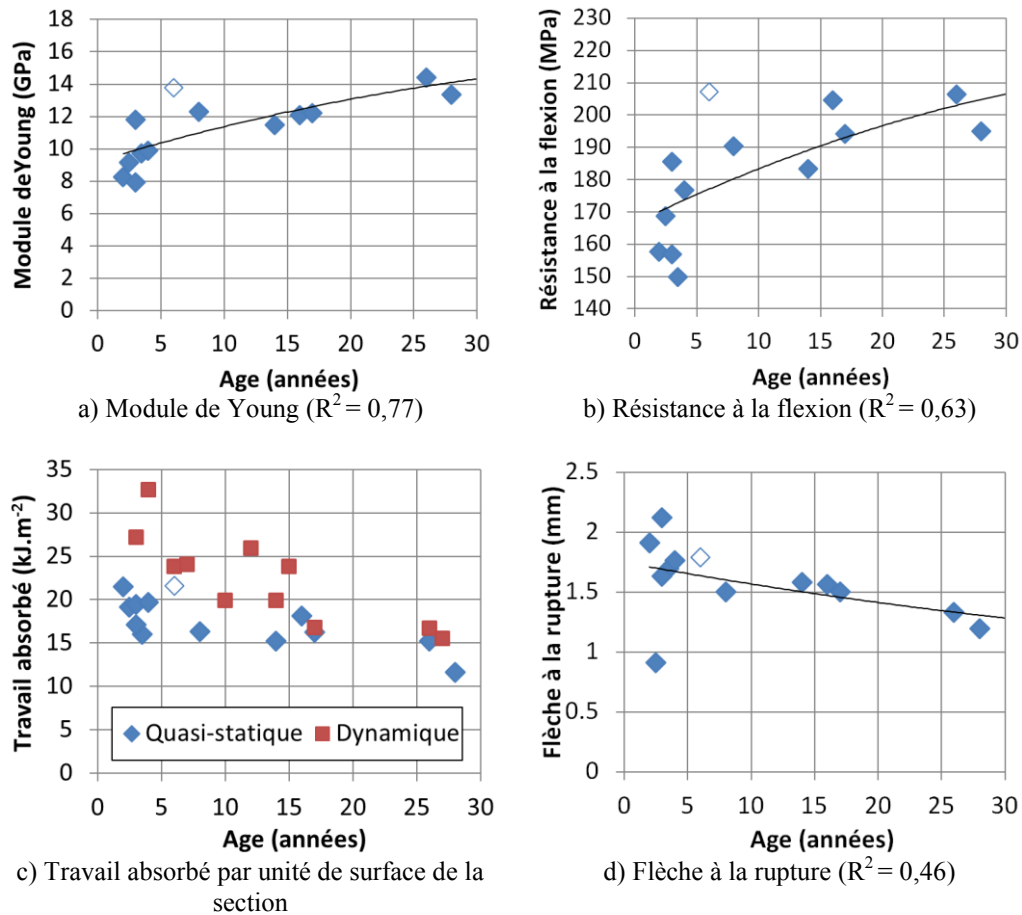
3.1 Caractérisation des tissus

3.1.1 Os longs

3.1.1.1 Essais de flexion

Currey et Butler (1975) ont réalisé des essais de flexion trois points sur des éprouvettes d'os cortical de fémur. Des éprouvettes rectangulaires de mêmes dimensions ont été découpées suivant l'axe longitudinal de l'os et ont été testées en quasi-statique (5 mm/min). Le module de Young, le travail absorbé par unité de surface de la section, la flèche au centre de l'échantillon à la rupture et la résistance à la flexion ont été mesurés sur des échantillons provenant de 18 sujets de 2 à 48 ans dont 11 âgés de moins de 18 ans. Le sujet de 6 ans était diabétique ce qui a pu influencer les propriétés matériaux. La Figure 16 montre l'évolution de ces différents paramètres avec l'âge. Il faut noter que la publication de *Currey et Butler (1975)* comporte des problèmes d'unités dans les valeurs données. Ainsi nous avons divisé le module de Young par un facteur 10. On obtient alors des valeurs du même ordre de grandeur que le reste de la littérature sur l'os cortical et en particulier que la publication du même auteur *Currey (1999)*. De même l'unité de l'énergie absorbée est kJ.m^{-2} et non 10^{-3} J.m^{-2} . On obtient alors des valeurs cohérentes avec la publication du même auteur focalisée sur l'énergie absorbée *Currey (1979)*. Les valeurs proposées dans la Figure 16 tiennent compte de ces modifications.

La résistance à la flexion et la flèche à la rupture ne permettent de comparer que des éprouvettes de même dimension comme c'est le cas dans cette étude. Ces deux paramètres peuvent permettre d'étudier l'évolution du comportement de l'os en fonction de l'âge mais ne peuvent être repris tels quels en tant que propriétés matériaux. Le module de Young et la résistance à la flexion augmentent avec l'âge tandis que le travail absorbé et la flèche à la rupture diminuent. L'os de l'enfant est donc moins rigide que l'os adulte mais peut se déformer plus avant la rupture.



N.B. : Les lignes continues correspondent aux régressions quadratiques des données. Le point vide correspond au sujet de 6ans diabétique.

Figure 16 – Caractérisation mécanique de l'os cortical du fémur en flexion. D'après Currey et Butler (1975) et Currey (1979).

La Figure 17 montre deux exemples de profils de chargement force-déformation pour l'enfant et l'adulte d'après Currey et Butler (1975). On remarque la longue région plastique chez l'enfant à force quasi-constante. Ces profils de chargement traduisent l'effet de l'âge sur les différentes propriétés de l'os.

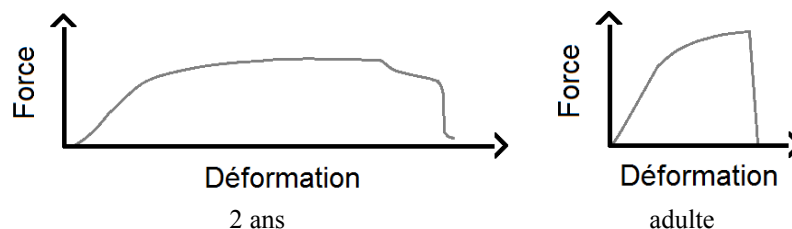


Figure 17 – Exemples de profils de chargement force-déformation de l'os cortical. D'après Currey et Butler (1975).

Currey (1979) a également réalisé des essais dynamiques sur des éprouvettes d'os cortical de fémur. Les éprouvettes rectangulaires de mêmes dimensions ont été découpées suivant l'axe longitudinal de l'os. Ces éprouvettes ont été impactées par un pendule suivant une flexion quatre points entraînant une rupture. Le travail absorbé par unité de surface de la

section a été mesuré pendant l'impact sur des échantillons provenant de 39 sujets âgés de 3 à 95 ans dont 11 âgés de moins de 18 ans. La Figure 16-c montre une comparaison de l'évolution de l'absorption d'énergie en quasi-statique et en dynamique en fonction de l'âge. Le travail absorbé est plus important lors d'un chargement dynamique. Sa diminution en fonction de l'âge semble également être plus importante en dynamique.

Martin et Atkinson (1977) proposent également des valeurs de résistance à la flexion quasi-statique d'os cortical du fémur pour des sujets de 2,5 à 19 ans. Les valeurs de résistance à la flexion proposées augmentent également avec l'âge. Cependant, ces valeurs ne sont pas directement obtenues à partir d'essais de flexion mais calculées empiriquement à partir des propriétés de la section de l'os et ne seront donc pas présentées plus en détails.

Franklyn et coll. (2007) décrivent les travaux de *Asang et coll. (1969)* qui ont réalisé des essais de flexion trois points et des essais de torsion sur des tibias de sujet de 12 à 19 ans. Les valeurs des moments de flexion et de torsion sont dépendantes du diamètre du tibia et non de l'âge des sujets. Plus le diamètre tibial est important, plus le moment observé est élevé.

3.1.1.2 Essais de traction

Les essais de traction de l'os fémoral réalisés par *Vinz (1969)* et ceux de *Hirsch et Evans (1965)* ont été résumés par *Franklyn et coll. (2007)* (cf. Figure 18). La contrainte à la rupture augmente légèrement avec l'âge.

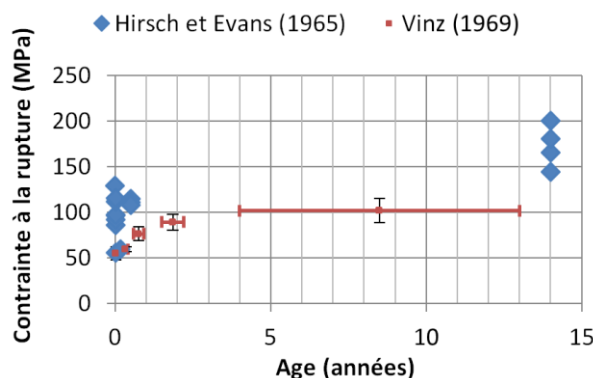


Figure 18 – Contrainte à la rupture de l'os cortical du fémur en traction. Les barres horizontales indiquent la catégorie d'âges. La barre d'erreur en ordonnée indique l'écart type des données. D'après *Franklyn et coll. (2007)*.

D'après les données de *Hirsch et Evans (1965)*, la déformation de l'os cortical à la rupture est en moyenne (écart-type) de 1,86% (0,82%) pour des enfants de 0 à 6 mois et de 1,92% (0,54%) pour des enfants de 14 ans. Un test de t-Student nous montre que la déformation de l'os cortical à la rupture est indépendante de l'âge ($p > 0,85$). *Vinz (1969)* montre toutefois que la déformation à la rupture avant 18 ans est plus élevée que chez l'adulte. Les valeurs de déformation présentées sont toutefois très supérieures à celles de *Hirsch et Evans (1965)* avec par exemple une moyenne de 7,25 % de déformation à la rupture entre 0 et 5 mois.

3.1.2 Autres os

3.1.2.1 Os spongieux

Mosekilde et Viidik (1985) ont réalisé des essais de compression d'os spongieux de crête iliaque et de vertèbres de sujets de 7 à 87 ans. La résistance en compression dans la direction verticale est plus importante que dans la direction horizontale. Une légère diminution de la résistance en compression est également observée en fonction de l'âge. On observe aussi une augmentation de l'anisotropie de l'os spongieux en fonction de l'âge.

3.1.2.2 Côtes

Stürtz (1980) rapporte des essais de flexion réalisés par *Theis (1975)* sur des côtes d'adultes et d'enfants de 0 à 14 ans. La force nécessaire pour fracturer la côte en sollicitation dynamique (entre 2 et 2,9 m/s) est plus importante chez l'adulte que chez l'enfant. Cependant, cette donnée ne fournit pas une réelle information sur les propriétés matériaux de l'os puisque les essais ont été réalisés sur côtes entières et la résistance de l'os dépend alors également de sa géométrie. Aucune différence significative de force n'a été observée entre les essais statiques et les essais dynamiques chez l'enfant.

3.1.2.3 Crâne

McPherson et Kriewall (1980) ont réalisé des essais de flexion trois points sur des os pariétaux et frontaux de prématurés, de nouveau-nés et d'un enfant de 6 ans. Le Tableau 4 donne la valeur du module de Young pour les nouveau-nés non prématurés et pour l'enfant de 6 ans. Le module de Young lors d'une sollicitation parallèle aux fibres de l'os est systématiquement plus élevé que lors d'une sollicitation perpendiculaire. On observe également une augmentation du module de Young avec l'âge.

Tableau 4 – Module de Young de l'os pariétal ($\pm$ écart-type). D'après *McPherson et Kriewall (1980)*

Age	Direction de sollicitation	Module de Young (GPa)
Nouveau-né	Parallèle	$3,82 \pm 0,41$
Nouveau-né	Perpendiculaire	$1,05 \pm 0,25$
6 ans	Parallèle	$7,38 \pm 0,84$
6 ans	Perpendiculaire	$5,86 \pm 0,69$

Margulies et Thibault (2000) ont réalisé des essais de flexion trois points d'os pariétal d'enfants de 0 à 6 mois et montrent que le module de Young, la contrainte à la rupture et l'énergie à la rupture augmentent avec l'âge et la vitesse de sollicitation. *Prange et coll. (2004)* montrent également une augmentation significative de la raideur de l'os avec la vitesse de sollicitation lors d'essais de compressions réalisés sur des têtes de nouveaux nés.

3.1.3 Cartilage de conjugaison

Certaines propriétés du cartilage de conjugaison de la tête fémorale ont également été caractérisées. *Chung et coll. (1976)* ont réalisé des essais de cisaillement au niveau de la tête fémorale sur des échantillons prélevés post-mortem sur des sujets âgés de 5 jours à 16 ans. Les fémurs ont été testés jusqu'à la rupture dans le plan antéro-postérieur avec et sans le complexe fibro-cartilagineux du péricondre.

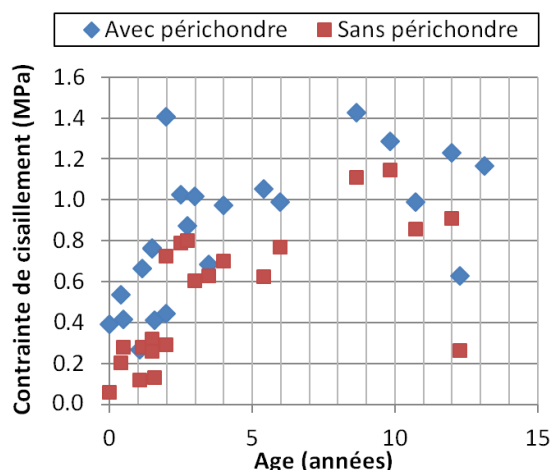


Figure 19 – Contraintes de cisaillement à la rupture du cartilage de conjugaison de la tête fémorale. D'après *Chung et coll. (1976)*.

La Figure 19 présente les résultats des essais. La contrainte de cisaillement à la rupture augmente avec l'âge. L'absence du complexe du péricondre réduit la résistance en cisaillement à la rupture.

3.1.4 Tissus mous

Il existe peu d'études portant sur la caractérisation mécanique des tissus mous de l'enfant. Les propriétés matériaux des enfants sont souvent déduites des propriétés adultes existantes. Nous allons référencer les principales études réalisées sur l'enfant.

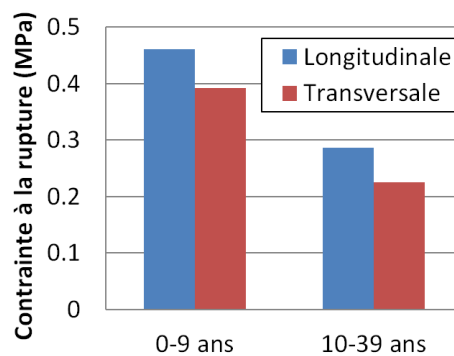
3.1.4.1 Organes

Stingl et coll. (2002) ont testé la résistance en traction des capsules hépatique et splénique de sujets âgés de 3 mois à 88 ans. Le Tableau 5 montre les résultats correspondants aux jeunes sujets. Le nombre de sujets est très limité et certains essais n'ont pas permis de déterminer les propriétés des tissus. Il est donc délicat d'interpréter ces résultats. On remarquera toutefois une plus grande résistance en traction de la capsule splénique. Cette tendance se retrouve également chez les sujets plus âgés. En revanche on ne peut pas tirer de conclusions sur l'effet de l'âge sur la résistance en traction des capsules splénique et hépatique. *Stürtz (1980)* présente les essais de compressions de foies et rates de *Fazekas et coll. (1971)*. Les sujets sont âgés de 10 et 91 ans. La contrainte à la rupture ne présente pas de différence notable entre les sujets âgés de 10 ans et les sujets adultes.

Tableau 5 – Contrainte à la rupture des capsules hépatique et splénique en traction. D'après *Stingl et coll. (2002)*.

Age (années)	Contrainte foie (MPa)	Contrainte rate (MPa)
0,4	0,23	-
13	0,297	0,652
18	0,189	-
18	0,161	0,652

Yamada (1970) présente des essais de tractions réalisés sur des échantillons d'estomac suivant différentes directions de sollicitation. La Figure 20 montre les résultats de cette étude pour des enfants et des adultes. La résistance à la traction est plus importante chez l'enfant que chez l'adulte. La direction de sollicitation a également une influence sur la résistance en traction de l'estomac.

**Figure 20 – Résistance en traction de l'estomac en fonction de la direction de sollicitation. D'après *Yamada (1970)*.**

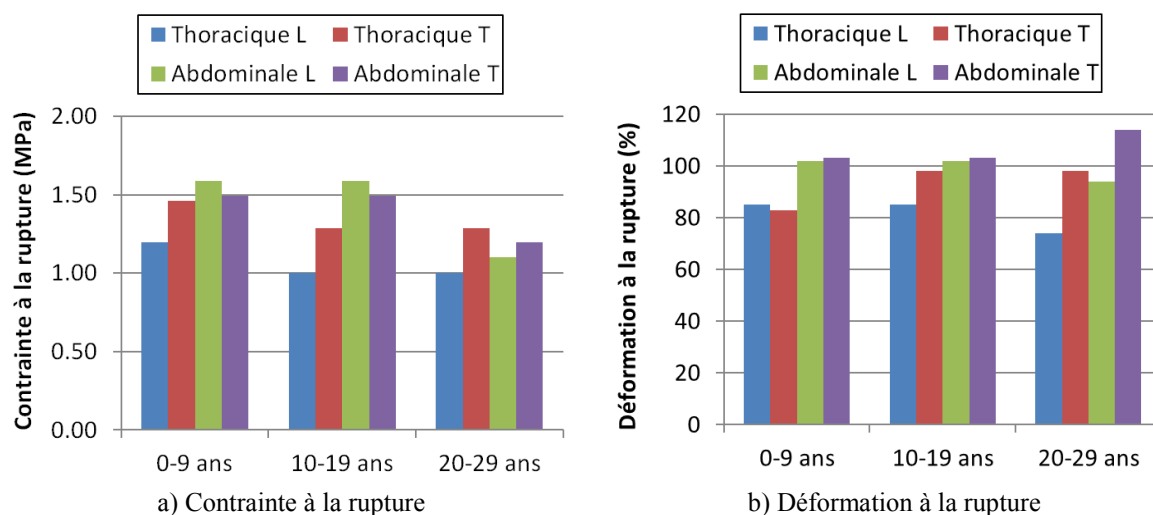
3.1.4.2 Muscles cardiaques et tissus vasculaires

Yamada (1970) présente des essais de tractions réalisés sur des muscles cardiaques parallèlement aux fibres dont les résultats sont donnés par le Tableau 6. On observe une légère augmentation de la contrainte à la rupture avec l'âge. La déformation à la rupture augmente entre le groupe 0-9 ans et le groupe 10-19 ans puis diminue.

Tableau 6 – Propriétés des muscles cardiaques en traction ($\pm$ écart-type). D'après *Yamada (1970)*.

Age	Contrainte à la rupture (Mpa)	Déformation à la rupture (%)
0-9 ans	0,122 $\pm$ 0,009	62,6 $\pm$ 6,9
10-19 ans	0,131 $\pm$ 0,010	79,2 $\pm$ 4,2
20-29 ans	0,138 $\pm$ 0,008	69,2 $\pm$ 3,0

Yamada (1970) présente également des essais de traction réalisés sur des échantillons d'aorte (Figure 21). La contrainte à la rupture diminue légèrement avec l'âge. La déformation à la rupture est peu dépendante de l'âge excepté dans le cas de la sollicitation transverse de l'aorte abdominale. Pour ces deux paramètres, on note une différence plus ou moins importante en fonction de la direction de sollicitation et de la localisation de l'aorte.



N.B. : L : sollicitation dans la direction longitudinale – T : sollicitation dans la direction transversale

Figure 21 – Résistance en traction de l'aorte en fonction de la direction de sollicitation. D'après Yamada (1970).

3.1.4.3 Tendons

Yamada (1970) présente une étude de traction du tendon d'Achille réalisée sur des fœtus et sur des sujets âgés de 0 à 79 ans. Les résultats sont donnés par le Tableau 7.

Tableau 7 – Propriétés du tendon d'Achille en traction : moyennes. D'après Yamada (1970).

Age	Contrainte à la rupture (Mpa)	Déformation à la rupture (%)
0-9 ans	51.94	11
10-19 ans	54.88	10
20-29 ans	54.88	9.9

La contrainte à la rupture semble être plus faible et la déformation à la rupture plus élevée chez l'enfant de 0 à 9 ans que pour les groupes de 0 à 29 ans. Cependant, ces résultats peuvent être biaisés par le fait que les fœtus ne sont pas différenciés des enfants de moins de 9 ans.

3.2 Essais sur segments corporels

Ouyang et coll. (2003), Ouyang et coll. (2005) et Ouyang et coll. (2006) présentent des essais cadavériques réalisés sur plusieurs enfants de 2 à 12 ans afin de caractériser le comportement mécanique du pelvis, du rachis cervical et du thorax. Les sujets ont pour la plupart été utilisés dans le cadre de ces trois études.

Kent et coll. (2009) ont réalisé des essais cadavériques sur une fille de 7 ans afin de caractériser le comportement mécanique du thorax ainsi que de l'abdomen. Le sujet mesure 119,4 cm et pèse 26,8 kg. L'épaisseur thoracique au niveau de la quatrième paire de côte est de 15,5 cm et l'épaisseur abdominale au niveau de l'ombilic est de 16,1 cm. Le sujet est allongé sur une table d'essai. Des essais de compression ont été réalisés à l'aide de ceintures de sécurité au niveau de l'abdomen et au niveau du thorax. Les différentes ceintures utilisées

sont composées de fibres composites renforcées de polyéthylène (module de Young de 97 GPa), moins déformables que les ceintures de sécurité classiques, afin d'isoler la réponse mécanique du sujet. Des essais de compression de type réanimation cardio-pulmonaire ont également été réalisés à l'aide d'un vérin pneumatique.

3.2.1 Rachis cervical

Ouyang et coll. (2005) ont réalisé des essais cadavériques sur 10 enfants âgés de 2 à 12 ans afin de caractériser mécaniquement le rachis cervical. Pour le traitement des résultats, les sujets ont été répartis en deux groupes de 2 à 4 ans (5 sujets) et de 5 à 12 ans (5 sujets). Des radiographies ont été réalisées avant les essais pour vérifier l'absence d'anomalies ou de lésions au niveau du rachis. Les sujets ont été désarticulés au niveau de T2. La mandibule ainsi que les muscles du cou ont été enlevés afin d'améliorer la visualisation des vertèbres lors des essais. Les vertèbres T1 et T2 ont ensuite été moulées dans du polyméthacrylate de méthyle formant un angle de 21° avec l'horizontale afin de conserver au mieux la lordose naturelle au niveau des cervicales. Les degrés de liberté de l'articulation entre T1 et C7 ont été conservés. Des essais de traction et des essais de flexion ont ensuite été réalisés. La Figure 22 présente les dispositifs expérimentaux utilisés.

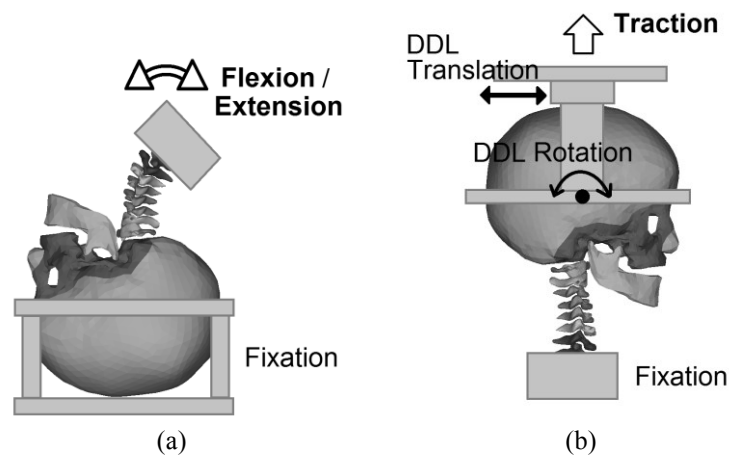


Figure 22 – Dispositifs expérimentaux des essais de flexion / extension (a) et de traction (b) du rachis cervical de *Ouyang et coll. (2005)*

3.2.1.1 Essais de flexion

Le dispositif expérimental a été conçu pour permettre d'appliquer un pur moment de flexion du rachis cervical, la tête étant fixée (cf. Figure 22, a). Plusieurs essais de chargement-relaxation quasi-statiques non destructifs ont été réalisés à des moments de 0,8, 1,6 et 2,4 N.m pour la flexion et de -0,8, -1,6 et -2,4 N.m pour l'extension. Les rotations de C2 et T2 ont été mesurées. La Figure 23 montre les corridors de réponses de l'angle entre T2 et C2 mesuré par rapport au moment appliqué. Ces corridors ont été créés à partir des courbes expérimentales fournies par *Ouyang et coll. (2005)*. Nous avons réalisé un test de Student qui nous indique que la différence observée entre les deux groupes d'âge est non significative pour la flexion ($p > 0,25$), mais que la différence est significative ($p < 0,05$) pour l'extension. Le groupe 5-12 ans présente en effet une raideur en flexion plus importante que le groupe 2-4 ans.

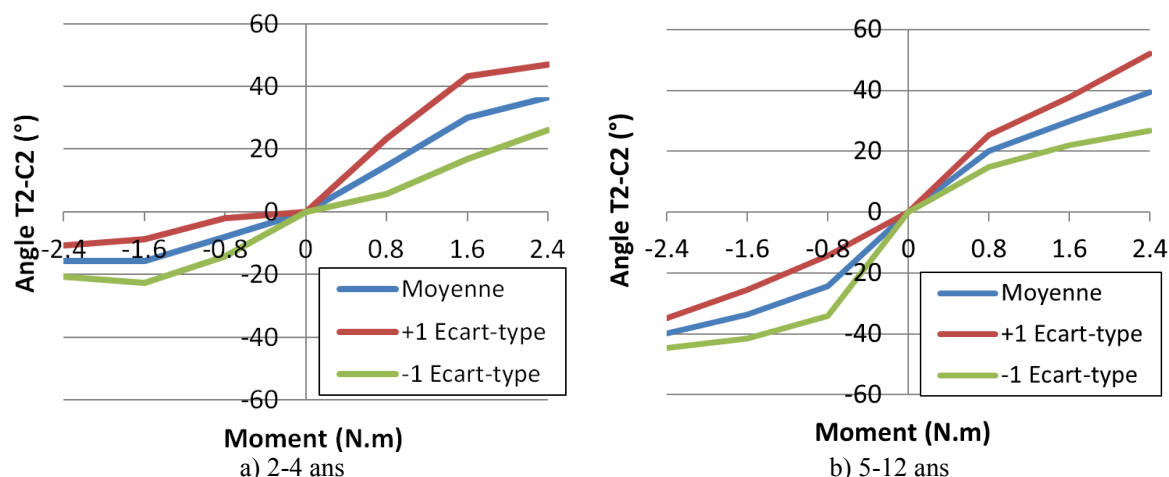


Figure 23 – Corridors de l'angle entre T2 et C2 en fonction du moment appliqué sur le rachis cervical. D'après *Ouyang et coll. (2005)*.

3.2.1.2 Essais de traction

Le dispositif expérimental a été conçu pour permettre un pur chargement axial du complexe tête-cou. Pour cela un axe de rotation passant par le centre de gravité de la tête a été rajouté (cf. Figure 22, b). Un pré-chargement d'un minimum de 5 cycles de 50 N a été appliqué aux complexes tête-cou. On notera qu'un sujet du groupe 5-12 ans a été exclu de cette partie de l'étude suite à une rupture du rachis cervical durant le pré-chargement. Plusieurs essais de chargement-relaxation non destructifs ont été réalisés à une vitesse de 50 mm/s pour atteindre 100, 200 et 300 N. Un essai destructif a ensuite été appliqué aux complexes tête-cou à une vitesse de 5 mm/s.

Le Tableau 8 donne les valeurs de force à la rupture, de déplacement à la rupture et de raideur déduites à partir des courbes fournies par *Ouyang et coll. (2005)*. Les auteurs de l'étude ont approximé les courbes force-déplacement par des fonctions de régression linéaires avec un coefficient de détermination R^2 de 0,97 au minimum sauf pour un sujet pour lequel le coefficient de détermination R^2 est de 0,81. La courbe correspondant à ce sujet présente en effet une chute brutale de force durant le chargement, ce qui explique que la régression linéaire ne soit pas tout à fait adaptée.

Nous avons réalisé des tests de Student pour analyser les différences entre les deux groupes d'âge. Une différence significative est trouvée pour la force à la rupture ($p < 0,001$) ainsi que pour la raideur lors du chargement ($p < 0,05$). La force à la rupture et la raideur sont plus élevées pour le groupe 5-12 ans. En revanche, aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux groupes d'âge pour la valeur du déplacement à la rupture.

Tableau 8 – Propriétés du rachis cervical en traction : moyennes ($\pm$ écart-type). D'après *Ouyang et coll. (2005)*.

Age	Force à la rupture (N)	Déplacement à la rupture (mm)	Raideur (N/mm)
2-4 ans	595 $\pm$ 143	19,0 $\pm$ 3,8	32,5 $\pm$ 5,8
5-12 ans	868 $\pm$ 71	21,7 $\pm$ 1,7	40,2 $\pm$ 1,8

La Figure 24 représente le corridor de réponse donné par *Ouyang et coll. (2005)* pour l'ensemble des sujets (2-12 ans).

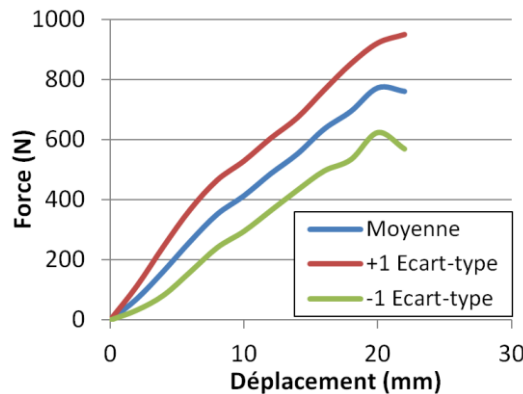


Figure 24 – Corridors de la force appliquée sur le rachis cervical en fonction du déplacement.
D'après *Ouyang et coll. (2005)*

Pour 7 des 9 sujets, les lésions observées lors de l'essai de traction lésionnel sont des fractures du cartilage de croissance d'une des vertèbres du segment C5 à T1.

Une étude plus ancienne réalisée par *Duncan (1874)* a montré une plus grande résistance des fœtus à la traction. La différence avec l'étude de *Ouyang et coll. (2005)* s'explique par le fait que les muscles n'étaient alors pas extraits des rachis cervicaux avant les essais.

3.2.2 Pelvis

Ouyang et coll. (2003) ont réalisé des essais cadavériques sur 12 enfants âgés de 2 à 12 ans afin de caractériser le comportement du pelvis lors d'un impact latéral. Pour le traitement des résultats, les sujets ont été répartis en deux groupes de 2 à 4 ans (6 sujets) et de 5 à 12 ans (6 sujets). Les corps ont été analysés à l'aide d'images scanner avant les essais pour vérifier l'absence d'anomalies ou de lésions.

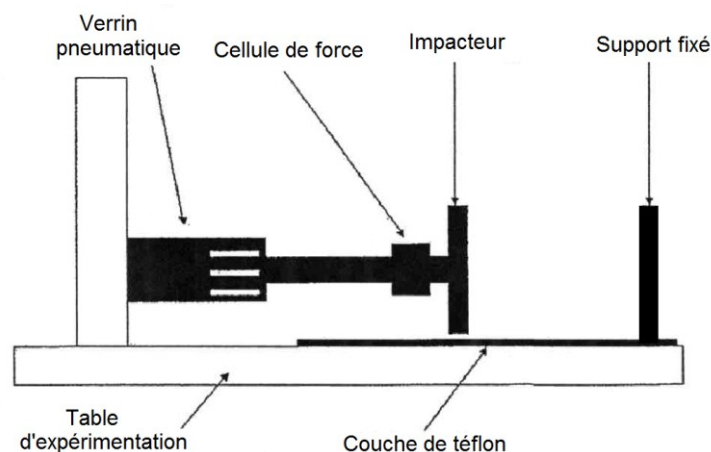


Figure 25 – Dispositif expérimental des essais d'impact latéral du pelvis de *Ouyang et coll. (2003)*.

Le dispositif expérimental est schématisé sur la Figure 25. Le sujet est assis sur une table recouverte de téflon afin de limiter au maximum les frottements. Du côté droit du sujet, un

impacteur d'une masse de 3,24 kg ayant un degré de liberté en translation peut être lancé à la vitesse souhaitée pour impacter le sujet latéralement au niveau de la crête iliaque et du grand trochanter. Une fois lancé, aucune force externe n'est appliquée à l'impacteur, alors libre de se déplacer suivant son degré de liberté. L'extrémité de l'impacteur est une plaque rectangulaire (18x14 cm) recouverte d'une couche de 0,95 cm de sorbothane. Du côté gauche du sujet un support recouvert d'une couche de 0,95 cm de mousse néoprène est fixé à la table pour retenir le pelvis au moment de l'impact. La vitesse initiale imposée à l'impacteur est de $7,6 \pm 0,5$ m/s.

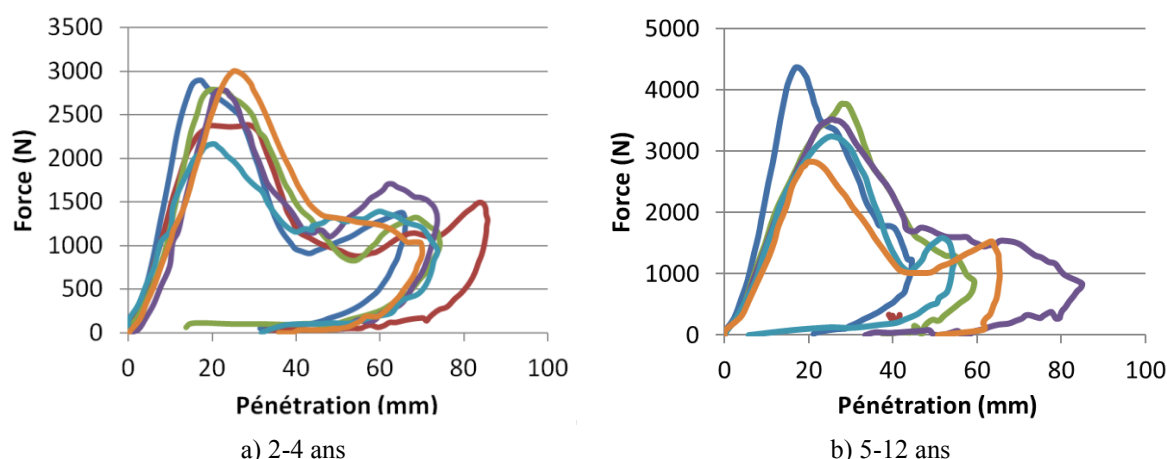


Figure 26 – Courbes de réponses à un impact latéral du pelvis. D'après *Ouyang et coll. (2003)*.

La Figure 26 montre les courbes expérimentales force-pénétration obtenues et le Tableau 9 les principales caractéristiques de ces courbes. Les données d'imagerie médicales réalisées après les essais n'ont révélé de lésion pour aucun des sujets malgré l'important niveau d'effort. *Ouyang et coll. (2003)* expliquent cela par la structure cartilagineuse chez l'enfant qui permettrait une absorption très importante d'énergie avant la fracture.

Un test de Student nous indique que la force maximale mesurée est significativement différente entre les deux groupes d'âge ($p < 0,001$), la force maximale étant plus élevée dans le groupe 5-12 ans. La pénétration maximale mesurée est également différente même si le niveau de confiance du test de Student est moins élevé ($p < 0,065$), la pénétration maximale étant plus élevée dans le groupe 2-4 ans. La moyenne de la raideur du pelvis à l'origine est plus importante dans le groupe 5-12 ans même si cette différence n'est pas significative ($p > 0,08$).

Tableau 9 – Propriétés du pelvis en impact latéral : moyennes ($\pm$ écart-type). D'après *Ouyang et coll. (2003)*.

Age	Force maximale (N)	Pénétration maximale (mm)	Raideur (N/mm)
2-4 ans	2670 ± 320	$73,9 \pm 6,6$	173 ± 42
5-12 ans	3490 ± 540	$58,3 \pm 15,8$	233 ± 72

Ouyang et coll. (2003) proposent également des corridors de réponses donnés par la Figure 27. Cependant, ces corridors ne reflètent pas totalement les courbes expérimentales notamment au niveau de la pénétration maximale. En effet, la pénétration maximale est la même pour toutes les courbes délimitant le corridor de réponse, ce qui induit que même les courbes expérimentales ne sont pas incluses dans les corridors proposés.

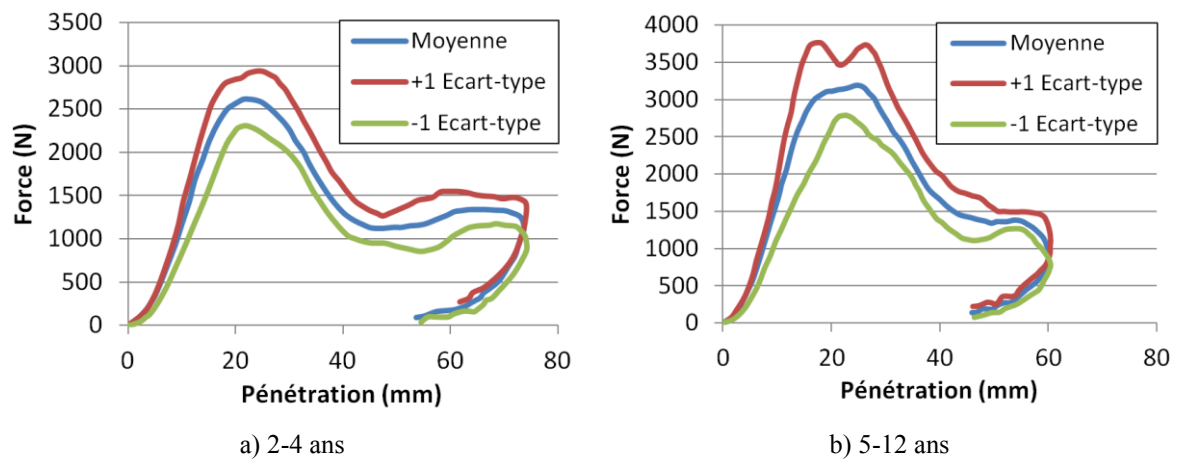


Figure 27 – Corridors de réponses à un impact latéral du pelvis. D'après Ouyang et coll. (2003).

3.2.3 Thorax

3.2.3.1 Impact frontal

Ouyang et coll. (2006) ont également réalisé des essais cadavériques sur 9 enfants âgés de 2 à 12 ans afin de caractériser le comportement du thorax lors d'un impact frontal. Les corps ont été analysés à l'aide d'images scanner avant les essais pour vérifier l'absence d'anomalies ou de lésions.

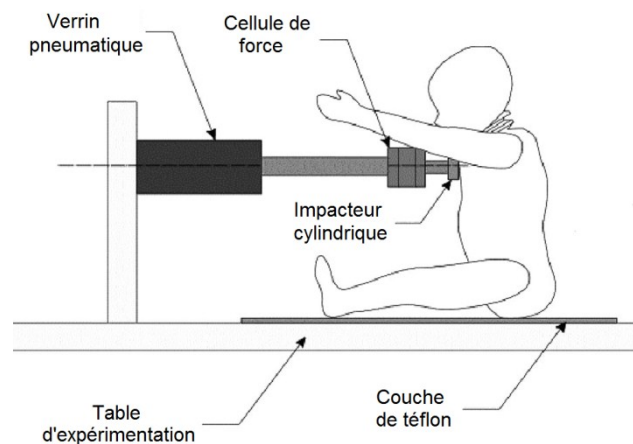


Figure 28 – Dispositif expérimental des essais d'impact thoracique de Ouyang et coll. (2006).

Le dispositif expérimental est schématisé sur la Figure 28. Le sujet est assis sur une table recouverte de téflon afin de limiter au maximum les frottements. Un impacteur similaire à celui décrit précédemment lors de la caractérisation du pelvis est centré sur le sternum. L'extrémité de l'impacteur est cylindrique. Les sujets ont été répartis en deux groupes de 2 à 4 ans (4 sujets) et de 5 à 12 ans (5 sujets). Pour le groupe d'enfants de 2 à 4 ans, l'impacteur utilisé a une masse de 2,5 kg et un diamètre de 5 cm. Pour le groupe d'enfants de 5 à 12 ans, l'impacteur utilisé a une masse de 3,5 kg et un diamètre de 7,5 cm. La vitesse initiale imposée à l'impacteur est de $6,1 \pm 0,2$ m/s.

La Figure 29 montre les courbes expérimentales force-pénétration obtenues et le Tableau 10 montre les principales caractéristiques de ces courbes. Au niveau lésionnel, six sujets présentent des pneumothorax, un sujet du groupe de 5 à 12 ans présente un saignement du thymus et deux des sujets du groupe de 2 à 4 ans ne présentent aucune lésion. La masse des impacteurs utilisés pour les deux groupes étant différente, la comparaison des lésions entre les deux groupes est difficile.

Un test de Student nous indique que la force maximale mesurée est significativement différente entre les deux groupes d'âge ($p < 0,05$), la force maximale étant plus élevée dans le groupe 5-12 ans. La pénétration maximale mesurée n'est en revanche pas significativement différente ($p > 0,6$). *Ouyang et coll. (2006)* ont calculé une moyenne de la raideur à l'origine pour chaque groupe d'âge mais les données fournies ne sont pas suffisantes pour réaliser un test de Student.

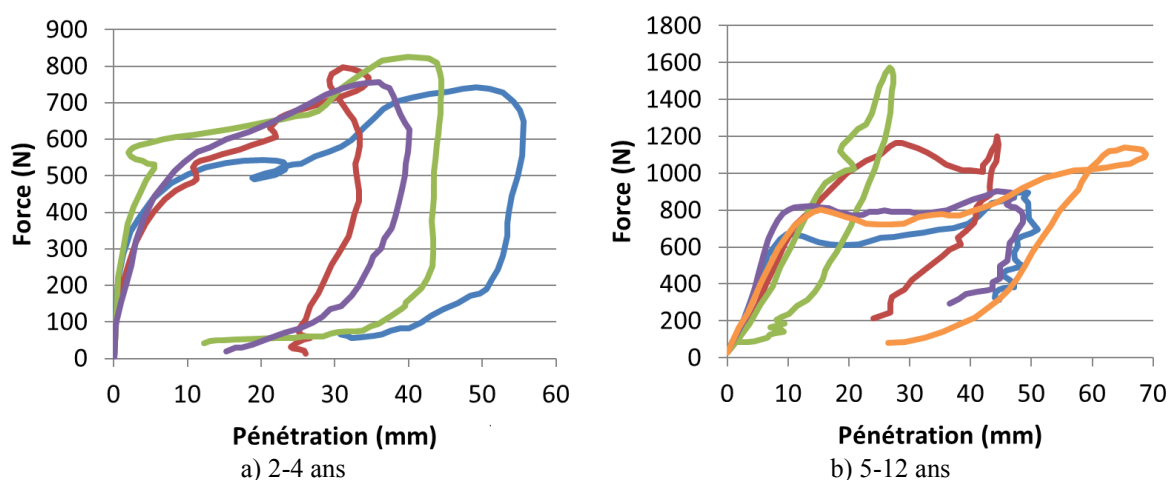


Figure 29 – Courbes de réponses à un impact frontal du thorax. D'après *Ouyang et coll. (2006)*.

Tableau 10 – Propriétés du thorax en impact frontal : moyennes ($\pm$ écart-type). D'après *Ouyang et coll. (2006)*.

Age	Force maximale (N)	Pénétration maximale (mm)	Raideur (N/mm)
2-4 ans	776 ± 39	$48,1 \pm 6,4$	60 ± 27
5-12 ans	1138 ± 272	$50,5 \pm 15,0$	75 ± 18

Ouyang et coll. (2006) proposent également des corridors de réponses donnés par la Figure 30. Cependant, tout comme pour les essais de caractérisation du pelvis, ces corridors ne reflètent pas totalement les courbes expérimentales notamment au niveau de la pénétration maximale.

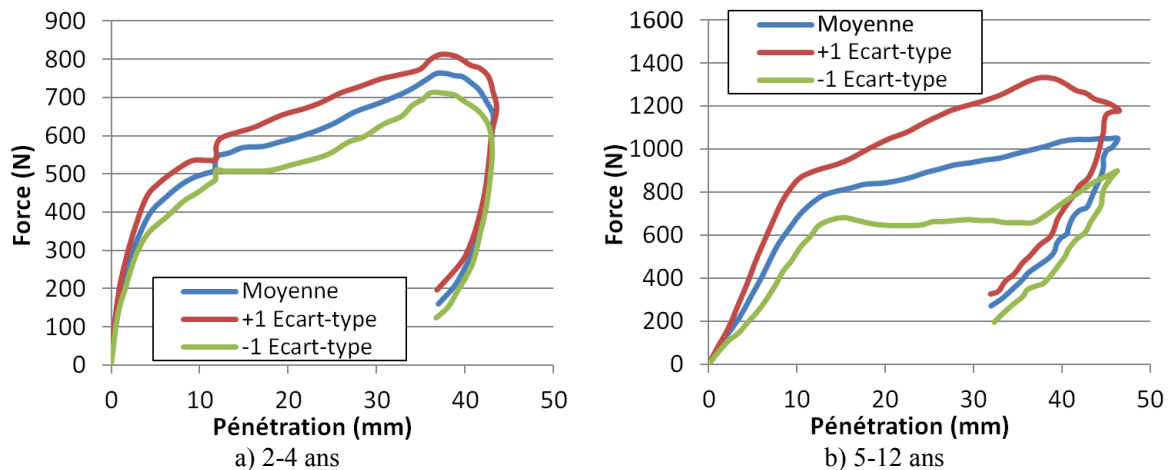
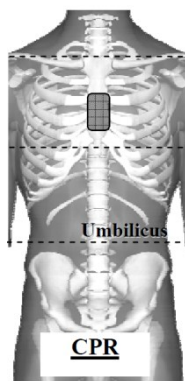


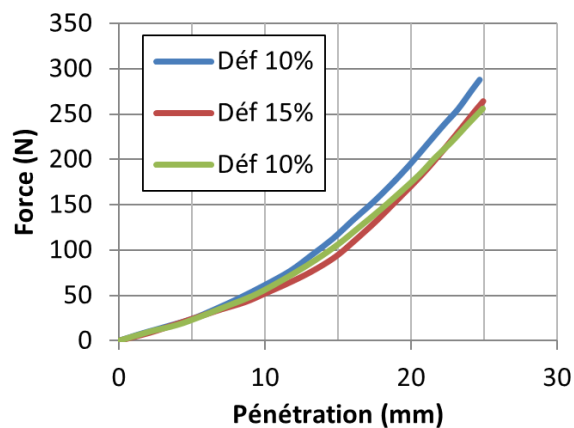
Figure 30 – Corridors de réponses à un impact frontal du thorax. D'après *Ouyang et coll. (2006)*.

3.2.3.2 Compression dynamique

Kent et coll. (2009) présentent trois types d'essais de compression thoracique. Le premier type d'essai consiste à appliquer une compression contrôlée de la poitrine, afin de reproduire une réanimation cardio-pulmonaire. Le dispositif d'indentation de forme rectangulaire (12,7 x 6,2 cm) est placé dans le plan sagittal centré entre le manubrium et le processus xiphoïde (cf. Figure 31,a). Trois séries d'une vingtaine de cycles de chargement-déchargement ont été réalisées. La déformation maximale visée pour chaque série était respectivement de 10%, 15% et 10%. La fréquence des cycles de chargement-déchargement appliquée est de 1 Hz. La Figure 31,b présente les courbes moyennes des phases de chargement pour chaque série. Ces courbes moyennes sont extrapolées par *Kent et coll. (2009)* jusqu'à une déformation de 15%.



a) Configuration de chargement



b) Courbes moyennes de chargement

Figure 31 – Configuration de chargement et courbes moyennes de chargement d'essais de réanimation cardio-pulmonaire [*Kent et coll. (2009)*].

Le deuxième type d'essai est une compression thoracique distribuée sur l'ensemble du thorax. Pour cela, une ceinture de 16,8 cm de largeur est centrée sur l'os xiphoïde (cf. Figure 32,a). La sollicitation est contrôlée par un déplacement imposé aux extrémités de la ceinture. La force de réaction est mesurée au niveau du support sur lequel est posé le sujet. Un essai de chargement-relaxation a ainsi été réalisé pour atteindre une déformation thoracique de 20%. La vitesse maximale de chargement lors de cet essai est de 2,1 m/s. La courbe force-

déplacement obtenue est présentée dans la Figure 32,b. Des essais de sollicitations sinusoïdales ont également été réalisés à différentes fréquences. La force maximale de chaque cycle décroît puis tend à se stabiliser avec le nombre de cycles ce qui montre l'importance du pré-conditionnement. La force observée est légèrement plus élevée lors d'une augmentation de fréquence au cours d'une même série.

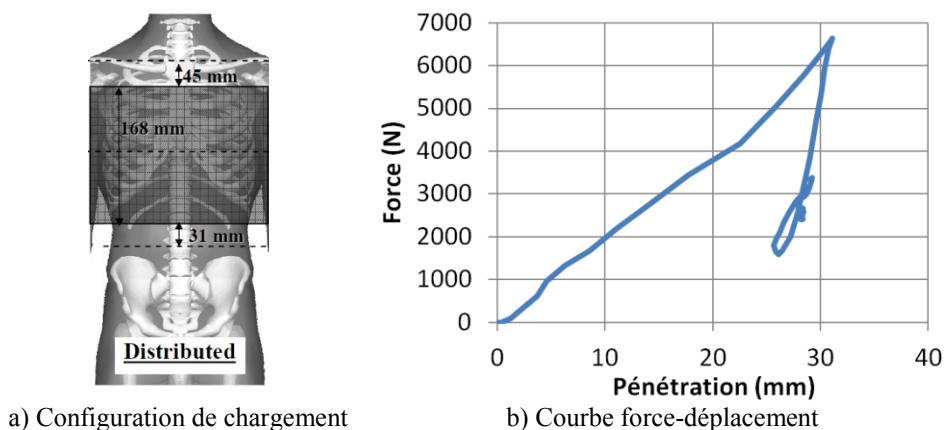
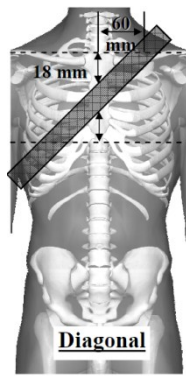


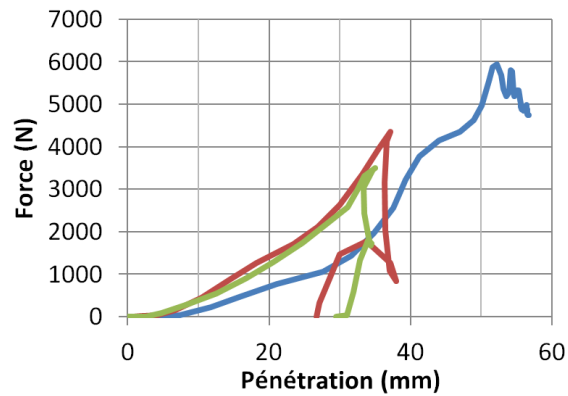
Figure 32 – Configuration de chargement et courbe force-déplacement d'une compression thoracique distribuée par une large ceinture [Kent et coll. (2009)].

Le dernier type d'essais consiste à appliquer une compression thoracique à l'aide d'une ceinture disposée en diagonale sur le thorax. La ceinture de largeur 5 cm passe au-dessus de l'épaule gauche et forme ensuite un angle d'environ 30° avec le plan sagittal. La ligne médiane de la ceinture passe au niveau de la clavicule à 6 cm du plan sagittal et s'échappe latéralement au niveau de la dixième côte (cf. Figure 33, a). La sollicitation est contrôlée par un déplacement imposé aux extrémités de la ceinture. La force de réaction est mesurée au niveau du support sur lequel est posé le sujet. La pénétration de la ceinture dans le thorax est mesurée par le déplacement du sternum. Trois essais de chargement-relaxation ont ainsi été réalisés pour atteindre une déformation thoracique de 20 et 40 %. La vitesse maximale de chargement lors de ces essais se situe entre 2,2 et 2,8 m/s. Les courbes force-déplacement obtenues sont présentées dans la Figure 33,b. Des essais de sollicitations sinusoïdales ont également été réalisés à différentes fréquences. La force maximale de chaque cycle décroît puis tend à se stabiliser avec le nombre de cycles ce qui montre l'importance du pré-conditionnement. La force observée est légèrement plus élevée lors d'une augmentation de fréquence au cours d'une même série. La raideur du thorax est moins importante que dans les essais équivalents de chargement distribué.

A l'issue de l'ensemble des essais réalisés par Kent et coll. (2009), le sujet présente 13 fractures de côtes. Du côté gauche, ces fractures sont localisées sur les côtes 2 à 6 à environ 1 cm de l'articulation sterno-costale. Du côté droit, ces fractures sont localisées sur les côtes 4 à 7 à environ 1 cm de l'articulation sterno-costale ainsi que latéralement sur les côtes 3 à 6. La forme et la localisation de ces fractures suggèrent qu'elles sont apparues lors des dernières séries d'essais qui correspondent aux essais de compression thoracique par une ceinture diagonale. La comparaison des réponses suggère que la stabilité de la structure de la cage thoracique n'aurait été compromise que pour deux des essais de chargement-relaxation par une ceinture diagonale.



a) Configuration de chargement



b) Courbes force-déplacement

Figure 33 – Configuration de chargement et courbes force-déplacement d'une compression thoracique par une ceinture diagonale [Kent et coll. (2009)].

Sandoz (2010) et *Sandoz et coll. (2011)* présentent une étude permettant de quantifier le comportement in-vivo du tronc de 26 enfants âgés de 45 jours à 7 ans soumis à un chargement lors de manipulations de kinésithérapie respiratoire. Les efforts ont été mesurés à l'aide d'une plate-forme de force située sous le tronc de l'enfant et les déplacements du tronc ont été enregistrés à l'aide de deux caméras synchronisées. Les sujets ont été répartis en 4 groupes d'âge, le dernier groupe étant composé d'un seul sujet de 7 ans. Les principaux résultats de cette étude sont présentés dans le Tableau 11. La raideur correspond à la force mesurée au maximum de la pénétration divisée par la pénétration maximum. On observe globalement une augmentation de la raideur du thorax avec l'âge ainsi qu'une augmentation de l'effort maximal mesuré. Ces essais sont infra-lésionnels et ne sont donc représentatifs que du début de la caractéristique force-déplacement.

Tableau 11 – Propriétés mécaniques du thorax lors de manipulations de kinésithérapie respiratoire ($\pm$ écart-type). D'après *Sandoz (2010)*.

Age (mois)	Force maximale (N)	Pénétration maximale (mm)	Raideur (N/mm)
4 $\pm$ 2	223 $\pm$ 46	21 $\pm$ 12	5,6 $\pm$ 4,3
8 $\pm$ 2	232 $\pm$ 31	21 $\pm$ 3	7,8 $\pm$ 3,0
20 $\pm$ 6	268 $\pm$ 45	24 $\pm$ 7	7,0 $\pm$ 2,3
7 ans	292	22	10,4

Maltese et coll. (2008) proposent également une méthode pour caractériser le comportement mécanique du thorax de l'enfant à partir de mesures réalisées lors de massages de réanimation cardiaques, à l'aide d'un capteur force-déplacement placé contre le sternum du patient. L'étude porte sur 18 sujets de 8 à 22 ans. La Figure 34 montre la force élastique mesurée lorsque la déformation du thorax est de 15%. La pénétration maximale ne change pas de façon significative en fonction de l'âge. En revanche, d'après *Maltese et coll. (2008)*, la force élastique mesurée pour 15% de déformation et la force maximale semblent augmenter avec l'âge.

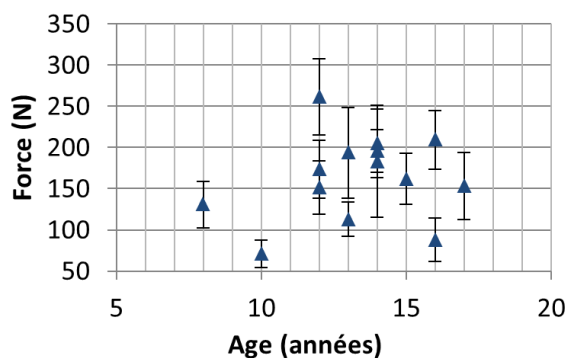


Figure 34 – Réponse élastique du thorax pour 15% de déformation en fonction de l'âge (moyenne et écart-type). D'après *Maltese et coll. (2008)*.

3.2.4 Abdomen

Kent et coll. (2009) présentent également des essais de compression abdominale à l'aide d'une ceinture de sécurité disposée au niveau de la partie inférieure de l'abdomen ou au niveau de la partie supérieure de l'abdomen. La ligne médiane de la ceinture de largeur 5 cm passe au niveau de l'ombilic dans le cas des sollicitations au niveau de la partie inférieure de l'abdomen, et 7 cm au-dessus de l'ombilic dans le cas des sollicitations au niveau de la partie supérieure de l'abdomen (cf. Figure 35). La sollicitation est contrôlée par un déplacement imposé aux extrémités de la ceinture. La force de réaction est mesurée au niveau du support sur lequel est posé le sujet. La force de tension de la ceinture est également mesurée. La pénétration de la ceinture dans l'abdomen est mesurée par le déplacement de la ceinture au niveau du plan sagittal.

Un essai de chargement-déchargement quasi-statique a été réalisé sur la partie inférieure de l'abdomen et deux essais dynamiques de chargement-relaxation ont été réalisés, l'un sur la partie inférieure de l'abdomen et l'autre sur la partie supérieure. La déformation maximale visée est comprise entre 25 et 30 %. La vitesse maximale de chargement lors des essais dynamiques se situe entre 2,2 et 2,3 m/s. Les courbes force-déplacement obtenues sont présentées dans la Figure 36.

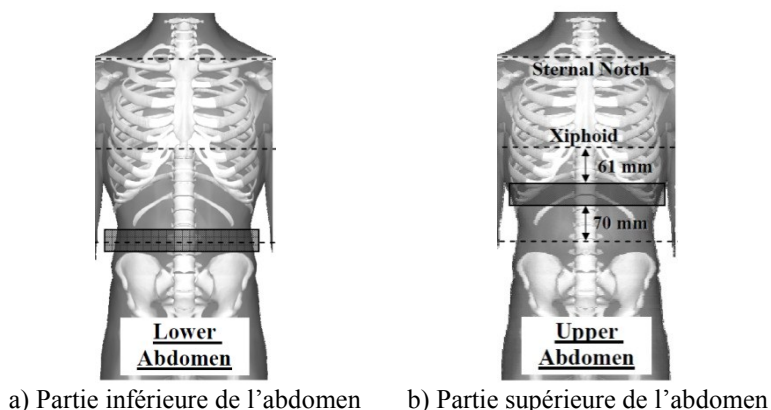


Figure 35 – Configuration de chargement d'une compression abdominale par une ceinture [*Kent et coll. (2009)*].

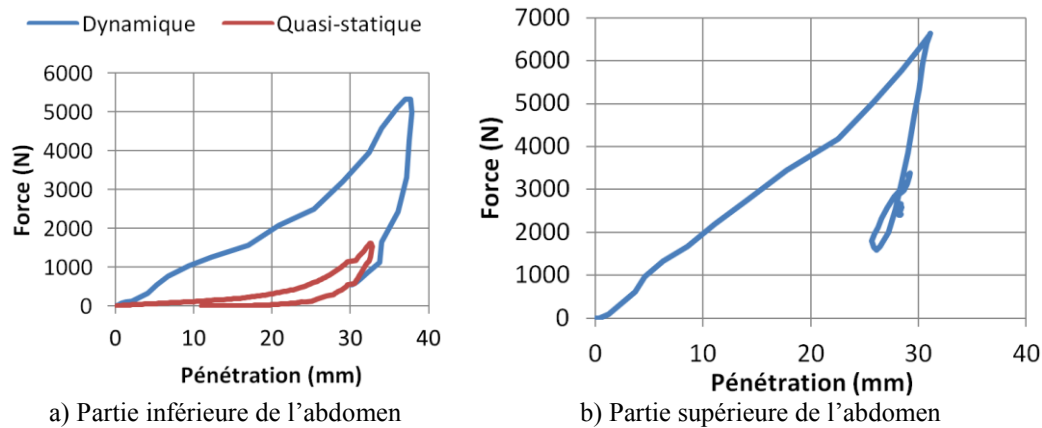


Figure 36 – Courbes force-déplacement d'une compression abdominale par une ceinture. D'après Kent et coll. (2009).

On remarque que la raideur de la partie supérieure de l'abdomen est plus importante que celle de la partie inférieure. On remarque également que la raideur de l'abdomen est plus importante lors d'une sollicitation dynamique.

3.3 Essais avec système de retenue

3.3.1 Essais sur volontaires

Arbogast et coll. (2009) ont réalisé des essais d'impact frontal sur chariot (« sled tests ») à basse vitesse sur trente sujets volontaires dont 20 enfants âgés de 6 à 14 ans. Ces essais et certains résultats complémentaires sont également décrits par Balasubramanian et coll. (2009). Le chariot subit un impact sous-lésionnel calibré à partir d'accélération mesurées sur des auto-tamponneuses. Le chariot est alors libre de se déplacer sur des rails rectilignes. La Figure 37 montre le dispositif expérimental et l'accélération moyenne du chariot d'essai pour les sujets enfants. Le dossier du siège est bas afin de pouvoir étudier la trajectoire du rachis. Une bande de maintien dorsal a été rajoutée pour limiter la course du sujet lors du rebond. L'accélération du chariot est similaire pour les sujets adultes. Les sujets sont assis sur un siège solidaire du chariot et sont attachés par une ceinture trois points. Les efforts au niveau de la ceinture et du siège ont été mesurés.

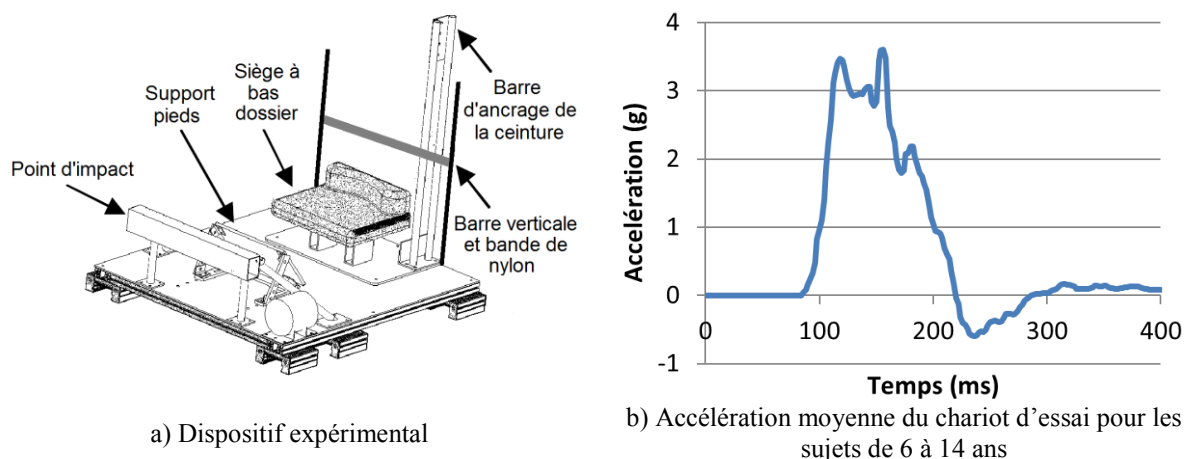


Figure 37 – Dispositif expérimental et accélération du chariot lors de l'impact [Arbogast et coll. (2009)].

Les trajectoires de la tête, du rachis, des épaules, du sternum et des jambes ont été enregistrées par un système de suivi de mire en trois dimensions. Les trajectoires ont été normées par la taille des sujets en position assise et les rotations de la tête et du rachis ont été calculées. La Figure 38 montre deux exemples de trajectoires moyennes normées. On remarque une différence en fonction de l'âge. Cette observation est généralisable à l'ensemble des trajectoires normées étudiées.

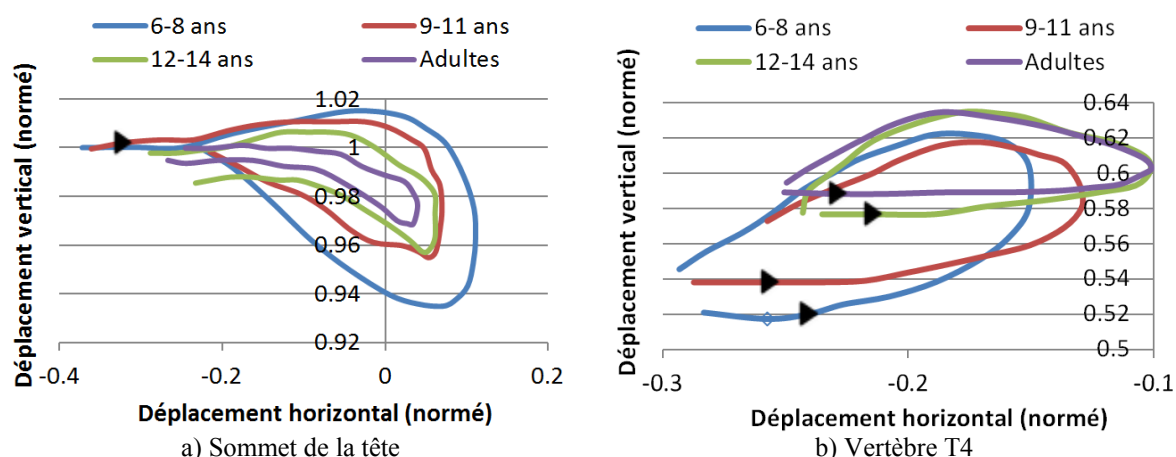


Figure 38 – Trajectoires moyennes normées dans le plan sagittal en fonction de l'âge. D'après Arbogast et coll. (2009).

Arbogast et coll. (2009) montrent également une différence significative de la course maximale normée de l'ensemble des points anatomiques suivis en fonction de l'âge. La course maximale observée décroît avec l'âge pour l'ensemble des points anatomiques étudiés. Les auteurs de l'étude suggèrent que ces différences pourraient provenir d'une flexibilité plus importante du rachis de l'enfant ou d'une réponse musculaire différente. Concernant la trajectoire de la tête, Arbogast et coll. (2009) montrent également une influence significative du ratio des circonférences de la tête et du cou.

3.3.2 Essais cadavériques

Kallieris et coll. (1976) ont réalisé des essais d'impact frontal sur chariot sur quatre sujets d'anatomie âgés de 2,5, 6 (x2) et 11 ans pesant de 16 à 31 kg. La vitesse d'impact est de 30 km/h (8,3 m/s) pour un des essais et de 40 km/h (11,1 m/s) pour les autres. Les sujets sont assis dans un siège automobile, retenus par un dispositif de table-bouclier dans lequel passe une ceinture ventrale de largeur 5 cm. La table bouclier est un dispositif de retenue d'enfant consistant en une large forme semi-cylindrique supportant la partie abdominale durant l'impact et sur laquelle s'appuie la ceinture ventrale. La partie supérieure du corps est laissée libre.

La Figure 39 montre les résultantes de l'accélération du chariot et de la tête pour deux des sujets. Ces deux sujets de 6 et 11 ans pèsent respectivement 30 et 31 kg. Si l'accélération du chariot est similaire, l'accélération de la tête est relativement différente. Ainsi, la valeur du HIC (Head Injury Criterion) est de 102 pour le sujet de 6 ans et de 523 pour le sujet de 11 ans. On remarque également que le pic d'accélération de la tête commence approximativement lorsque la résultante de l'accélération du chariot commence à décroître. Aucune fracture n'a été observée sur l'ensemble des sujets. Seules des lésions mineures des muscles et ligaments du rachis ont été observées sur trois des quatre sujets.

Ces essais ont également été réalisés avec des mannequins de crash afin d'évaluer leur réponse par rapport aux sujets d'anatomie. Une différence significative est notamment observée pour la flexion du rachis lors de l'impact.

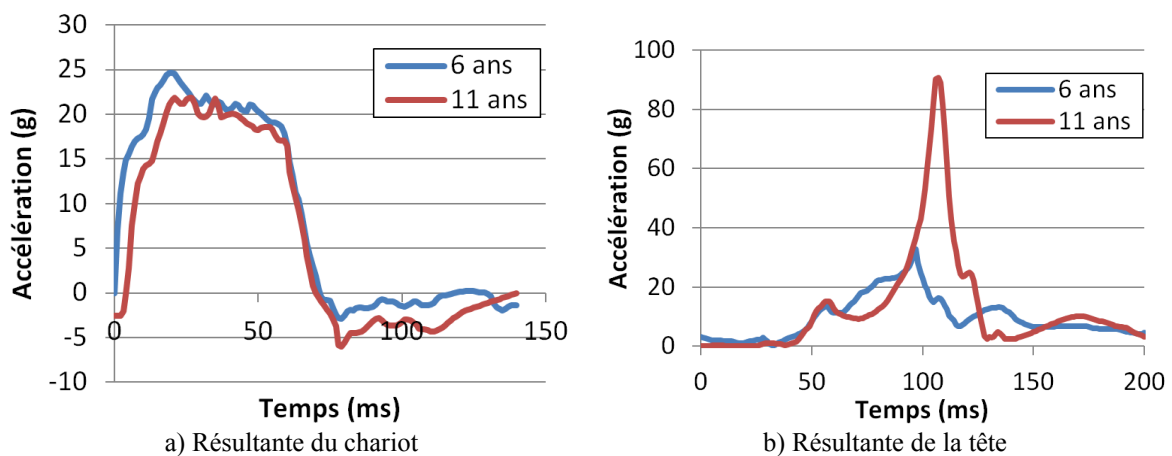


Figure 39 – Résultantes des accélérations du chariot et de la tête pour deux des sujets. D'après *Kallieris et coll. (1976)*.

Wismans et coll. (1979) ont réalisé un essai similaire sur un enfant de 6 ans qui présentait des retards de croissances et pouvait être assimilé à un enfant de 4 ans d'un point de vue anthropométrique. Le sujet est assis dans un siège équipé d'un harnais 5 points et la vitesse d'impact est de 50 km/h (13,9 m/s). La valeur du HIC durant l'essai est de 347. Aucune lésion n'a été observée suite à l'essai.

Brun Cassan et coll. (1993) ont repris les essais cadavériques de *Kallieris et coll. (1976)* et de *Wismans et coll. (1979)* mais également ceux de *Dejeammes et coll. (1984)* et en ont reproduit certains avec des mannequins de crash P3 et CRABI (cf. Chapitre A.4). Une différence est observée au niveau de la flexion du rachis entre les sujets d'anatomies et les

mannequins. Le comportement du mannequin P3 est toutefois plus proche de celui des sujets que celui du CRABI, que ce soit au niveau de la flexion du rachis ou de la cinématique de la tête.

3.4 Conclusion

Plusieurs études se sont intéressées à la caractérisation mécanique de l'os de l'enfant. On observe une évolution des propriétés de l'os en fonction de l'âge. Notamment, l'os cortical est moins rigide chez l'enfant que chez l'adulte, et l'énergie absorbée par l'os à la rupture est plus importante chez l'enfant. L'ensemble de ces études pourra servir de base à la définition des propriétés matériaux des différents os de l'enfant. Peu d'études en revanche se sont intéressées à la caractérisation mécanique des tissus mous de l'enfant. La plupart sont relativement anciennes et les sollicitations imposées lors des essais souvent quasi-statiques. Parmi les études disponibles, les différences de comportement mécanique en fonction de l'âge sont souvent non significatives et négligeables par rapport aux différences au sein d'une même classe d'âge.

Des études se sont également intéressées à la caractérisation du comportement mécanique de différents segments corporels : cou, thorax, abdomen et pelvis. Ces études montrent des différences significatives du comportement en fonction de l'âge. Les essais réalisés sont pour la plupart des sollicitations dynamiques et peuvent ainsi servir pour calibrer ou valider des modèles de mannequins de crash ou des modèles numériques d'enfant dans le cadre de l'accidentologie.

Ces études sont complétées par des essais d'impact frontal sur chariot avec différents systèmes de retenue. Certains essais sous-lésionnels ont été réalisés sur des sujets enfants et adultes volontaires et ont montré une évolution de la cinématique du corps en fonction de l'âge. D'autres essais ont été réalisés sur des sujets d'anatomie et ont également montré un comportement sensiblement différent en fonction de l'âge.

Que ce soit à l'échelle de l'organe, du segment corporel ou du corps entier, le comportement mécanique de l'enfant est différent de celui de l'adulte. Les travaux présentés précédemment vont servir de base pour intégrer ces différences lors du développement du modèle éléments finis et pour l'évaluer.

Chapitre A.4 Modèles d'enfants existants

Afin d'étudier le comportement du corps humain lors d'un choc, plusieurs possibilités sont envisageables. Dans le cadre de la biomécanique en accidentologie, on distinguera en particulier les essais physiques et les simulations numériques.

Les essais physiques peuvent être réalisés avec des corps donnés à la science ou avec des mannequins de crash, la calibration des mannequins étant principalement basée sur des essais cadavériques. Cependant, dans le cadre des études sur les enfants, des notions éthiques entrent en jeu ce qui limite considérablement le nombre d'études cadavériques. Les seuls essais physiques disponibles pour améliorer les systèmes de protection existants sont alors les essais avec des mannequins. Deux méthodes numériques sont principalement utilisées pour réaliser des simulations de chocs dans le domaine de l'accidentologie : les simulations de modèles multicorps et les simulations de modèles éléments finis.

Les modèles de mannequins sont historiquement les premiers à avoir été développés. Ils permettent d'étudier et de certifier les systèmes de sécurité. Cependant, tout comme les modèles multicorps, ils permettent d'étudier les efforts subis localement [*Johannsen (2004)*] mais ne permettent pas d'étudier précisément les organes internes ou les mécanismes lésionnels, contrairement aux modèles éléments finis [*Haug et coll. (2004)*]. En revanche les modèles multicorps, de par leur faible coût en temps de calcul, vont permettre d'étudier un accident dans son ensemble alors qu'un modèle éléments finis se limitera généralement à l'étude de quelques centaines de millisecondes. Les dimensions d'un modèle numérique peuvent aisément être modifiées ce qui permet de générer des modèles de différentes tailles ou âge, ce qui est plus délicat avec un modèle physique de mannequin. De plus, une fois développé, le coût d'utilisation d'un modèle numérique est relativement faible par rapport à

celui d'un mannequin qui doit être entretenu et calibré régulièrement. Ces raisons ont favorisé le développement des modèles numériques de corps humain, notamment dans le domaine de la recherche. Certains modèles numériques de mannequins ont même été développés.

Le développement, les spécificités ainsi que les modes de validation des principaux mannequins, modèles multicorps et modèles éléments finis sont présentés ci-dessous.

4.1 Mannequins

4.1.1 *Série 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 recouvert de cuir et possède des articulations en acier (Figure 40). 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 simple 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 de moins en moins adaptée. [De Jager et coll. (2005)]

4.1.2 *Hybrid III et CRABI*

Après le développement des modèles adultes Hybrid III 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 et 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 coll. (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.

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 par l'arrière. Les modèles développés correspondent à des âges de 6, 12 et 18 mois. Leur développement est également basé sur les données biomécaniques présentées par *Irwin et Mertz (1997)*.

4.1.3 *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 plus récemment 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 (Figure 40). 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 coll. (2005)]. Plusieurs accéléromètres, capteurs de déformation et capteurs d'effort équipent également les mannequins, afin de détecter d'éventuelles lésions en fonction des seuils lésionnels fixés.

Compte tenu du peu de données, la biofidélité des mannequins a été validée en déduisant des caractéristiques de réponses pour l'enfant à partir de caractéristiques de réponses pour l'adulte. La mise à l'échelle des réponses est basée sur les différences entre adultes et enfants en termes de géométrie et de propriétés mécaniques [Van Ratingen et coll. (1997)]. Les réponses observées pour la tête et le cou respectent les corridors de réponse. En revanche, les modèles Q3 et Q6 présentent une raideur thoracique plus importante que la valeur cible, en particulier à faible vitesse d'impact.



Figure 40 – Mannequins P6 (à gauche) et Q6 (à droite)¹.

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-marinage 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 coll. (2010)].

4.1.4 Modèles numériques de mannequin

Certains modèles de mannequins ont été modélisés numériquement. Cela permet, entre autres, de pouvoir effectuer une mise à l'échelle géométrique et ainsi d'élargir la gamme d'âges disponibles.

De Lange et coll. (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

¹ Image : www.sciencephoto.com

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 réponse 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 réponse.

Gehre et Schindler (2005) présentent 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. Si la réponse du modèle correspond bien au modèle physique, certains raffinements peuvent être réalisés pour améliorer la réponse du modèle.

4.2 Modèles multicorps

Les modèles multicorps, par leur temps de calcul relativement court, permettent de simuler des accidents sur plusieurs secondes. Ainsi, les modèles développés représentent le corps dans son ensemble et permettent d'étudier l'intégralité d'un accident.

4.2.1 Piéton

Liu et Yang (2002) présentent le développement de modèles multicorps d'enfants piétons de 3, 6, 9 et 15 ans. La géométrie des modèles a été mise à l'échelle à partir d'un modèle adulte existant et de bases de données anthropométriques (Figure 41). En l'absence de données biomécaniques sur l'enfant, les propriétés mécaniques des tissus et des articulations ont été obtenues par une mise à l'échelle des propriétés mécaniques de l'adulte.

Afin d'évaluer les modèles ainsi obtenus, deux accidents réels impliquant des enfants ont été simulés numériquement à partir des enquêtes détaillées de ces accidents. La cinématique globale du piéton et du véhicule ainsi que la position de l'impact de tête sont cohérentes avec les accidents réels. De même, bien que les critères lésionnels ne soient pas très bien établis chez l'enfant, les simulations montrent une corrélation acceptable avec les lésions observées dans les accidents réels.

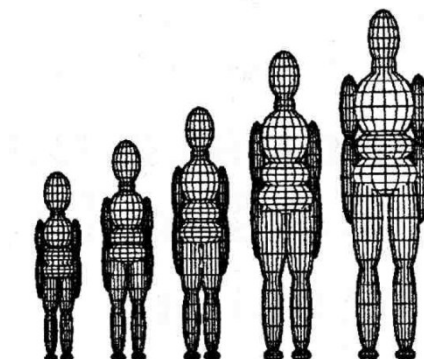


Figure 41 – Modèles multicorps de piétons enfants (3, 6, 9, 15 ans) et adulte [*Liu et Yang (2002)*].

Malgré la réponse satisfaisante de ces modèles multicorps, les propriétés mécaniques des articulations nécessitent un raffinement. De même, la géométrie peut être modifiée afin de se rapprocher de l'anatomie.

4.2.2 *Passager*

4.2.2.1 *Modèle HUMOS*

Forbes et coll. (2008) présentent un modèle multicorps d'enfant passager de 6 ans. Ce modèle est une mise à l'échelle d'un modèle adulte existant présenté par *De Lange et coll. (2005)*. Le modèle adulte est le modèle multicorps HUMOS (HUMAN MOdel for Safety) du 50^{ème} centile homme adulte [*Automotive TNO (2010)*]. La géométrie de ce modèle est de type facette, ce qui permet une représentation plus précise des interactions de contacts. La mise à l'échelle géométrique et mécanique est basée sur des données anthropométriques et a été réalisée avec l'outil de Madymo présenté par *Rodarius et coll. (2007)*. *Forbes et coll. (2008)* proposent également une méthodologie permettant de valider le modèle d'enfant en simulant des essais de la littérature.

Ainsi les essais de flexion-extension et de traction du rachis cervical de *Ouyang et coll. (2005)* ont été simulés. Les résultats des simulations ont été comparés aux résultats expérimentaux. Le modèle réagit de manière cohérente en flexion-extension. En revanche, en traction, le modèle numérique est plus rigide que les sujets expérimentaux ce qui peut s'expliquer par l'absence de tissus musculaires dans les essais de *Ouyang et coll. (2005)*.

Une simulation d'impact thoracique basée sur les expériences de *Ouyang et coll. (2006)* a également été réalisée. Le modèle numérique présente une raideur plus importante que les sujets expérimentaux. Le modèle a ensuite été calibré en diminuant la raideur de contact, la raideur thoracique et l'amortissement thoracique.

La validation de l'abdomen est basée sur les essais de chargement ceinture réalisés par *Kent et coll. (2006)* sur de jeunes cochons (correspondants à un enfant de 6 ans). La réponse du modèle multicorps ne respecte pas les corridors établis par *Kent et coll. (2006)* : la raideur abdominale du modèle est inférieure à celle observée expérimentalement.

Enfin, les essais d'impact sur chariot réalisés par *Kallieris et coll. (1976)* ont été simulés. Si les résultats du modèle sont globalement satisfaisants, certains pics ou chutes d'accélération au niveau de la tête du modèle restent inexpliqués.

4.2.2.2 *Modèle HARB*

Haug et coll. (2004) présentent un modèle multicorps d'enfant passager de 6 ans. Le squelette de ce modèle est une mise à l'échelle du modèle adulte existant HARB (Human Articulated Rigid Body). La mise à l'échelle a été réalisée séparément sur les différents segments corporels. L'enveloppe externe du modèle d'enfant de 6 ans a été mise à l'échelle à partir d'une géométrie existante d'enfant de 8 ans. La géométrie du squelette a été mise à l'échelle à partir d'une géométrie adulte et de bases de données anthropométriques.

4.3 Modèles éléments finis

A notre connaissance, il existe actuellement deux modèles éléments finis d'un corps complet d'enfant. Ces modèles sont des mises à l'échelle des modèles éléments finis d'adulte THUMS (Total HUMAN Model for Safety) et HUMOS. Les autres modèles éléments finis ne représentent que des segments corporels isolés : rachis, cou, tête, thorax ou pelvis. Des modèles éléments finis de segments corporels et corps complets d'enfants sont actuellement en cours de développement dans le cadre du projet européen CASPER (Child Advanced Safety Project for European Road). Les âges concernés sont les nourrissons et enfants de 6 semaines, 6 mois, 1 an, 1,5 an, 3 ans et 6 ans. Les modèles de 6 semaines et 6 mois sont les seuls prévus pour être développés en tant que corps complets. Les modèles correspondants aux autres âges représenteront des segments corporels qui pourront éventuellement être assemblés pour reconstituer des corps complets ou couplés avec des modèles éléments finis de mannequins de crash.

4.3.1 Segments corporels

4.3.1.1 Rachis cervical

Kumaresan et coll. (1997) et *Kumaresan et coll. (2000)* décrivent la modélisation d'un segment du rachis cervical (C4 à C6) pour des enfants de 1, 3 et 6 ans. Pour ce faire, trois approches ont été utilisées et comparées. La première consiste en une mise à l'échelle purement géométrique d'un modèle adulte existant. Cependant compte tenu de la finesse de maillage du modèle adulte, les dimensions du modèle n'ont pu être diminuées. Ainsi, les dimensions du modèle adulte original ont été augmentées de 25, 50 et 75% et une analyse de régression linéaire a permis d'extrapoler les réponses pour l'enfant. La deuxième approche consiste à intégrer au modèle adulte les spécificités anatomiques du rachis de l'enfant pour les différents âges étudiés. La dernière méthode est une combinaison des deux précédentes.

Les auteurs montrent que, globalement, la flexibilité du rachis diminue avec l'âge, quel que soit le mode de chargement ou l'approche de modélisation utilisée. L'intégration des spécificités anatomiques semble avoir plus d'influence sur la flexibilité que la simple mise à l'échelle de la géométrie. Cependant, la combinaison de ces deux approches est la méthode influençant le plus la flexibilité du rachis.

Si les résultats précédents sont intéressants, il faut toutefois les nuancer puisque cette étude n'a été réalisée que sur un segment du rachis composé de trois vertèbres.

4.3.1.2 Rachis

Plusieurs modèles éléments finis de rachis d'enfant ont également été développés pour étudier l'effet de certaines pathologies ou l'effet de la croissance sur le comportement du rachis. Ainsi, *Faizan et coll. (2007)* présentent un modèle permettant d'étudier les effets de l'ossification de l'anneau vertébral sur la biomécanique du rachis lombaire. *Sairyo et coll. (2006)* ont également développé un modèle éléments finis de rachis d'enfant pour étudier les fractures de l'anneau vertébral. *Driscoll et coll. (2009)* ont étudié, à l'aide d'un modèle éléments finis, les facteurs d'évolution d'une scoliose lors de la croissance. *Lalonde et coll.*

(2010) ont développé un modèle éléments finis de rachis pour étudier la position de décubitus latéral lors d'une opération de réduction de scoliose chez des adolescents. *Lafage et coll. (2004)* présentent également une méthode de personnalisation d'un modèle éléments finis de rachis pour la simulation d'une opération de réduction de scoliose.

Ces modèles n'ont, a priori, pas été développés pour être utilisés dans le cadre de la dynamique rapide.

4.3.1.3 Cou et tête

Dupuis et coll. (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.

4.3.1.4 Tête

Roth et coll. (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 coll. (2007)* et *Roth et coll. (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 coll. (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.

4.3.1.5 Pelvis

Kim et coll. (2009) ont développé un modèle éléments finis de pelvis d'enfant de 10 ans à partir d'images scanner. L'essai d'impact latéral du pelvis de *Ouyang et coll. (2003)* a ensuite été simulé. Une étude paramétrique a été réalisée à partir de ces simulations pour déterminer

les paramètres mécaniques influençant significativement la réponse du modèle. Les facteurs influents ont alors été optimisés afin de respecter, au mieux, la réponse expérimentale. Ainsi, les modules d'élasticité et d'épaisseur corticale ont été déterminés pour le modèle de pelvis développé.

4.3.1.6 Thorax

Un modèle élément finis de tronc d'enfant présenté par *Nováček et coll. (2010)* a été développé à l'origine pour l'étude de la scoliose. Ce modèle prend en compte les vertèbres et le bassin (ensemble de poutres peu déformables), le sternum et les éléments de liaison (disques intervertébraux, ligaments, contacts entre les facettes, jonctions costo-vertébrales et costo transverses). La géométrie du modèle peut être personnalisée en étant générée à partir de reconstructions en 3D basées sur des images radiographiques. Dans le cadre du projet ANR Secur-Enfant, le comportement mécanique du modèle lors d'une compression antéro-postérieure a été comparé aux résultats expérimentaux de *Sandoz (2010)*. Les résultats préliminaires obtenus lors des simulations sont proches des résultats expérimentaux. Le modèle sera ensuite complété par la prise en compte des tissus mous et externes.

4.3.2 Corps complet

4.3.2.1 Modèle THUMS

Mizuno et coll. (2005) décrivent la création d'un modèle éléments finis d'un enfant de 3 ans obtenu par une mise à l'échelle du modèle adulte THUMS (Figure 42). 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. Le module de Young de l'os est obtenu par un ratio avec l'adulte suivant la méthode proposée par *Irwin et Mertz (1997)*. La déformation maximale et la contrainte à la limite élastique sont obtenues à partir d'un ratio des valeurs adultes et des résultats d'essais sur os d'enfants de *Currey et Butler (1975)*. Les propriétés mécaniques des tissus mous n'ont pas été modifiées par rapport à celles de l'adulte étant donnée la faible différence décrite par *Yamada (1970)*. Seul le module d'élasticité de la peau a été diminué par rapport à l'adulte. Le rachis a été modélisé par des corps rigides et des éléments de type membrane ont été utilisés pour modéliser les ligaments connectant les vertèbres.

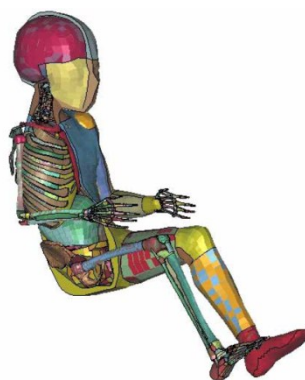


Figure 42 – Modèle éléments finis d'un enfant de 3 ans [*Mizuno et Namikiri (2007)*].

Les essais de validation du modèle correspondent à ceux effectués pour la calibration du mannequin Hybrid III de 3 ans. Ainsi, les corridors de réponse pour les sollicitations du cou, du thorax et du rachis sont mis à l'échelle à partir des réponses de l'adulte. Des essais d'impact sur chariot ont également été simulés afin de les comparer aux données cadavériques et aux essais avec mannequin présentés par *Wismans et coll. (1979)*. Le modèle éléments finis est plus flexible que le mannequin, ce qui le rend plus biofidèle.

Malgré la précision du modèle éléments finis, *Mizuno et coll. (2005)* précisent que la méthode numérique employée pour modéliser les fractures (méthode par suppression d'éléments) ne permet pas d'observer des fractures "en bois vert", typiques chez l'enfant. De même, les fractures au niveau de la plaque de croissance ne peuvent pas non plus être observées.

4.3.2.2 Modèle HUMOS

Koizumi et coll. (2004) décrivent le développement d'un 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 coll. (2005)*. La validation du modèle correspond aux essais de calibration du mannequin Q3 proposés par *Van Ratingen et coll. (1997)*. Les corridors de réponse sont mis à l'échelle par rapport aux corridors de l'adulte. Un essai d'impact thoracique frontal et un essai d'impact thoracique latéral ont ainsi été simulés. Si les résultats des simulations ne sont pas intégralement compris dans les corridors de réponse, le modèle éléments finis satisfait globalement 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 [*Serre et Bidal (2007)*]. Le maillage du modèle est dégradé par l'opération de mise à l'échelle. Les auteurs préconisent alors le développement de méthodes spécifiques, car les dimensions de l'enfant sont très différentes de celles de l'adulte.

4.4 Conclusion

Plusieurs modèles physiques et numériques représentant des enfants ont déjà été développés. Cependant, par manque de données, les propriétés mécaniques sont pour la plupart dérivées des propriétés adultes. Ainsi, la méthode développée par *Irwin et Mertz (1997)*, combinant les données pédiatriques existantes et les données adultes correspondantes, est reprise dans le développement de plusieurs modèles.

La géométrie des modèles de mannequins et de la plupart des modèles numériques est une mise à l'échelle de la géométrie de modèles adultes à partir de bases de données anthropométriques. Cependant, l'enfant n'est pas simplement un adulte miniature du fait de l'évolution des dimensions des organes et de leur position relative. *Roth et coll. (2007)* ont par exemple montré des différences notables entre les réponses d'un modèle adulte mis à l'échelle et d'un modèle avec une géométrie d'enfant. *Kumaresan et coll. (2000)* ont également montré que la prise en compte des spécificités anatomiques de l'enfant a une influence importante sur les réponses des modèles.

La biofidélité de la plupart de ces modèles est validée à partir de corridors de réponse dérivés de l'adulte. *De Jager et coll. (2005)* et *De Lange et coll. (2001)* mettent cependant en garde sur cette validation de la biofidélité. Compte tenu des nombreuses hypothèses dans la mise à l'échelle des corridors de réponse, ces derniers doivent être considérés comme des cibles et non comme des spécifications à respecter de façon stricte. De plus, un modèle dont les réponses respectent les corridors cibles n'est pas nécessairement biofidèle. Seules quelques études récentes [*Forbes et coll. (2008)* ; *Kim et coll. (2009)*] se basent sur des essais cadavériques réalisés sur enfants pour calibrer ou valider leurs modèles. Cependant, les réponses de ces modèles ne respectent pas toujours les corridors déterminés expérimentalement.

Les âges clefs développés dans la plupart des modèles présentés sont le nouveau-né, l'enfant de 3 ans, l'enfant de 6 ans et l'enfant de 10 ans. Des âges intermédiaires ont également été développés pour quelques modèles. On notera cependant qu'il n'existe pas de modèle éléments finis de corps complet représentant un enfant de 6 ans.

Partie B

Développement, évaluation et utilisation du modèle FEMOCS

Notre projet consiste à développer un modèle éléments finis d'enfant pour étudier les traumatismes lors d'un accident de la route. Les statistiques accidentologiques nous montrent que la majorité des enfants décédés suite à un accident le sont en tant que passager d'un véhicule de tourisme. Nous avons donc choisi de focaliser notre étude sur un enfant passager équipé d'un système de retenue. Dans le domaine de l'accidentologie, il existe différents âges clefs correspondant à différents systèmes de retenue. L'étude des modèles existants nous montre qu'il n'existe pas actuellement, à notre connaissance, de modèle éléments finis représentant le corps d'un enfant de 6 ans dans son ensemble. Cette partie présente le développement et l'évaluation d'un tel modèle. Ce modèle est appelé FEMOCS6 (pour « Finite Element Model of a Child for Safety » 6 ans). Le terme « modèle » sera utilisé par la suite pour désigner le modèle FEMOCS6. Nous présenterons les méthodes d'acquisition géométrique utilisées : l'acquisition à partir de données d'imagerie d'enfant et une mise à l'échelle de géométries adultes. Nous décrirons ensuite les choix de maillage et l'intégration des spécificités de l'enfant. Les hypothèses de modélisation et l'implémentation des différentes propriétés mécaniques sont basées sur les travaux présentés dans la Partie A. Le modèle a ensuite été évalué par comparaison avec des essais d'impact et de compression dynamique sur les différents segments corporels. Le modèle a enfin été utilisé pour simuler un accident réel impliquant un enfant de 6 ans passager. Les résultats de la simulation ont été comparés aux lésions observées chez l'enfant accidenté.

Chapitre B.1 Acquisition géométrique et maillage

Il existe deux principales méthodes pour obtenir les géométries internes et externes de l'enfant. La première consiste à effectuer une acquisition géométrique à partir de données d'imagerie d'enfants. La seconde consiste à mettre à l'échelle un modèle existant à partir de données anthropométriques.

Pour le développement de notre modèle, nous avons combiné ces deux méthodes. Toutefois, compte tenu des conclusions du Chapitre A.2, la méthode d'acquisition à partir de données d'imagerie a été privilégiée afin d'obtenir une géométrie d'enfant et non de petit adulte. La modélisation du tronc et de la tête a ainsi été réalisée à partir de données d'imagerie. Cependant, les données d'imagerie médicale ont été réalisées en position allongée. Cette méthode implique donc une étape de mise en position assise de la géométrie afin d'obtenir une géométrie d'enfant passager. Pour cela, des mesures externes complémentaires ont été réalisées afin de fournir la position dans l'espace de points anatomiques de référence en position assise. L'acquisition géométrique du tronc ainsi que sa mise en position assise ont fait l'objet d'une présentation lors d'un congrès de l'ISB (International Society of Biomechanics) [Coulangeat et coll. (2011c)].

Compte tenu d'un manque de données d'imagerie, la géométrie des membres thoraciques a été obtenue par la mise à l'échelle du modèle de *Astier et coll. (2008)* et celle des membres pelviens a été obtenue par la mise à l'échelle du modèle LLMS [Beillas et coll. (2001)].

Les géométries des différents segments corporels ont ensuite été assemblées puis maillées.

1.1 Acquisition à partir de données d'imagerie médicale

La technique d'imagerie utilisée est la tomodensitométrie également appelée scanner. Cette technique, très répandue dans le domaine médical, est particulièrement adaptée pour une acquisition géométrique tridimensionnelle. L'imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une méthode d'acquisition également très utilisée dans le domaine de l'imagerie médicale. Elle fournit des images fonctionnelles du corps humain mais la résolution est moins bonne que celle fournie par un scanner. Cependant les images obtenues présentent un meilleur contraste pour les tissus mous [*Suri et coll. (2002)* ; *Bidal et coll. (2003)*]. Dans le cadre de la présente étude, seules des données d'imagerie scanner ont été utilisées.

1.1.1 Principe

Les images obtenues sont représentatives de l'atténuation d'un faisceau de rayons X traversant les différents tissus du corps humain. L'atténuation est proportionnelle à l'épaisseur et à la densité des tissus traversés. L'image apparaît alors en niveaux de gris. Plus une zone est claire, plus celle-ci est difficilement traversable et inversement. Le tissu correspondant à une zone claire est alors dense ou possède des atomes de numéro atomique important. Typiquement, l'os apparaît blanc et l'air contenu dans les poumons apparaît noir. Des produits de contraste peuvent être injectés dans les vaisseaux sanguins afin de pouvoir aisément les visualiser. La mesure d'intensité des pixels s'effectue en unité Hounsfield (HU), qui varie de -1024 à +3000. Une correspondance peut être faite entre le type d'organe et l'intensité des pixels. [*Suri et coll. (2002)* ; *Bidal et coll. (2003)*]

Ainsi, il est aisé de différencier les parties osseuses, les tissus mous, les graisses, les muscles ou l'air. En revanche, il est plus difficile de différencier deux tissus mous entre eux. De même, une résolution trop faible peut rendre difficile la séparation de deux parties osseuses anatomiquement très proches.

Une acquisition géométrique à partir de données scanner permet d'obtenir une géométrie cohérente pour l'ensemble des organes de la section corporelle étudiée. La géométrie obtenue est unique et propre au sujet. Il s'agira donc de s'assurer que les dimensions du sujet sont conformes avec les dimensions moyennes de l'âge du modèle souhaité. Pour cela, il est possible de se référer à des bases de données anthropométriques.

1.1.2 Données d'imagerie

Relativement peu de données scanner d'enfants sont disponibles. En effet, d'un point de vue médical et éthique, les seules données disponibles sont celles obtenues lors d'un examen clinique. Il s'agira donc également de s'assurer que le sujet n'a pas de pathologie susceptible de modifier la géométrie de la section corporelle étudiée, ce qui réduit encore la quantité de données disponibles.

Les données scanner récupérées correspondent au tronc d'une fille de 6 ans ainsi qu'à la tête et au cou d'un garçon de 6 ans (cf. Figure 43). Ces données proviennent de l'Hôpital Nord de Marseille. Elles ont été acquises par un scanner "Siemens Sensation 64" et sont stockées sous le format DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine). Les examens ont été réalisés en position allongée et celui du tronc a été réalisé en inspiration maximale, les

bras levés. Les sujets ne présentent pas de pathologie susceptible d'influencer la géométrie des organes.

Tableau 12 – Comparaison des mesures anthropométriques des images scanner avec celles d'un enfant de 6 ans (moyenne $\pm$ écart-type) de la base de données de *Serre et coll. (2009)*.

Mesures (mm)	Scans	Anthropométrie
Tronc (scanner sujet féminin)		
Epaisseur du thorax	169	159 $\pm$ 16
Profondeur de l'abdomen	160	168 $\pm$ 19
Largeur du thorax	240	192 $\pm$ 13
Largeur à la taille	236	182 $\pm$ 22
Largeur bi-acromiale	222	273 $\pm$ 20
Largeur bi-crête iliaque	190	188 $\pm$ 18
Tête (scanner sujet masculin)		
Périmètre crânien	517	523 $\pm$ 14
Longueur glabellé-opisthocranion	176	175 $\pm$ 7
Largeur bipariétale	141	140 $\pm$ 7
Longueur commissure-vertex	143	143 $\pm$ 9

Des mesures anthropométriques ont été réalisées sur les données d'imagerie utilisées (cf. Tableau 12). Les images scanner correspondant à la tête sont cohérentes avec la base de données anthropométriques de *Serre et coll. (2009)*. En revanche, certaines dimensions des images scanner correspondant au tronc sont relativement différentes des moyennes anthropométriques, notamment la largeur du thorax, la largeur à la taille et la largeur bi-acromiale. Plusieurs paramètres peuvent expliquer ces différences. La position bras levés lors de l'examen aura notamment un effet sur la position des scapulas et donc sur la longueur bi-acromiale. L'inspiration maximale lors de l'examen pourra également avoir un effet sur la largeur du thorax.

1.1.3 Définition des contours

La reconstruction tridimensionnelle s'effectue à partir de contours définis pour chaque élément anatomique. Le logiciel d'imagerie médicale Mimics (Materialise Software, Louvain, Belgique) a été utilisé pour réaliser ce travail. Les contours ont été définis par des techniques semi-automatiques. Après un seuillage par niveau de gris, les contours ont été corrigés manuellement coupe par coupe (cf. Figure 43). La fréquence de l'intervention manuelle augmente avec la complexité des organes. Ainsi, pour le cœur, une majorité de contours a été réalisée manuellement du fait du nombre important de niveaux de gris présents au sein de sa structure. Au contraire, la définition des contours des poumons n'a nécessité que peu d'intervention manuelle. On notera que la géométrie de l'intestin a été simplifiée sous la forme d'un sac intestinal.

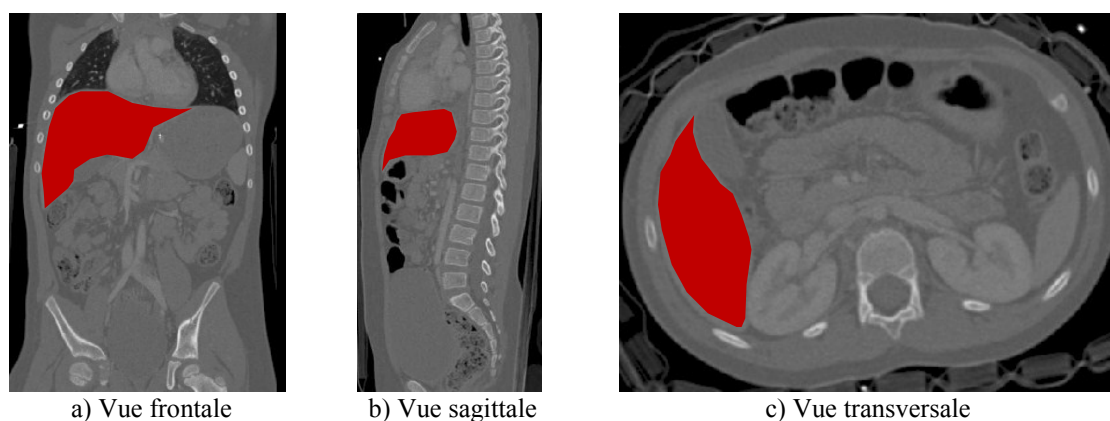


Figure 43 – Données d'imagerie scanner du tronc d'une fille de 6 ans et définition des contours des organes.

Plusieurs facteurs ont une incidence sur la précision des contours. Tout d'abord, la résolution de l'image influence la qualité des contours. Le pas de coupe numérique des données utilisées est de 0,5 mm avec une taille de pixel de 0,54 mm pour le tronc et de 1 mm avec une taille de pixel de 0,41 mm pour la tête et le cou. Les structures de taille inférieure à ces dimensions ne pourront être distinguées. Par exemple, l'épaisseur de la partie corticale des vertèbres peut être surévaluée significativement si cette dernière est inférieure à la taille d'un pixel [Silva et coll. (1994)]. Plus les contrastes sont marqués, plus les techniques de contours automatiques sont efficaces. Inversement, de faibles contrastes vont augmenter la part d'intervention manuelle. Or, la régularité et la précision des tracés réalisés manuellement sont moindres.

L'ensemble des données d'imagerie traitées représente environ 1300 coupes longitudinales. Une centaine de structures anatomiques ont été différenciées lors du traitement de ces données.

1.1.4 Reconstruction tridimensionnelle

Les paramètres du logiciel Mimics utilisés pour effectuer la reconstruction tridimensionnelle des différents organes sont :

- pas de réduction matricielle ;
- 10 itérations de lissage de facteur 1,0 ;
- 5 itérations de réduction triangulaire selon le mode « advanced edge » avec un angle de 10° et avec une tolérance de 0,1 mm.

Le lissage et la réduction triangulaire sont nécessaires pour obtenir des géométries exploitables lors de la phase de maillage. Cependant, ces opérations sont susceptibles de modifier la géométrie par rapport à la géométrie définie par les contours des organes. Les paramètres ont donc été choisis après différents essais empiriques pour obtenir un compromis entre la modification des géométries et leur caractère exploitable lors des phases suivantes du développement du modèle. Les Figure 44 et Figure 45 montrent les géométries du tronc et de la tête obtenues par reconstruction tridimensionnelle. La géométrie obtenue peut être exportée sous forme discrète c'est-à-dire sous la forme d'un maillage basique. Cependant, le maillage ainsi obtenu n'est pas exploitable directement dans le cadre d'une simulation par éléments finis. Chaque organe devra donc être remaillé par la suite.

N.B. : la peau, la graisse ainsi que certains muscles ont été masqués pour plus de visibilité.

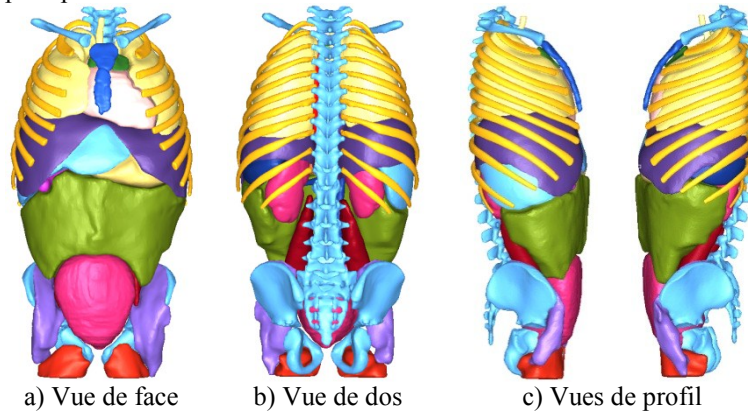


Figure 44 – Géométrie des organes du tronc après reconstruction en 3D à partir d'images scanner.

N.B. : la peau, la graisse ainsi que les muscles ont été masqués pour plus de visibilité.

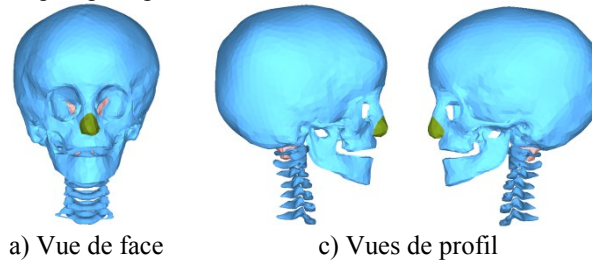


Figure 45 – Géométrie du crâne, de l'encéphale et du rachis cervical après reconstruction en 3D à partir d'images scanner.

1.2 Mise en position assise de la géométrie du tronc

La géométrie du tronc obtenue est alors en position allongée. Il est donc nécessaire de la modifier pour obtenir une géométrie en position assise correspondant à celle d'un enfant passager. Pour cela, deux principales méthodes ont été envisagées.

La première méthode consiste à réaliser une simulation par éléments finis dans laquelle les forces de pesanteur et les conditions limites adéquates sont appliquées pour simuler ce changement de posture. Cette méthode nécessite un remaillage préalable de la géométrie. Un remaillage a posteriori est également nécessaire compte tenu des déformations importantes subies lors de la simulation. Cette méthode est donc très coûteuse en temps puisque chaque organe est maillé deux fois.

La seconde méthode consiste à réaliser une interpolation spatiale de la géométrie basée sur des points de référence en position assise. Cette méthode ne nécessite pas de remaillage préalable de la géométrie. L'interpolation spatiale peut également permettre de compenser certaines différences entre la géométrie obtenue et les bases de données anthropométriques. Les forces de pesanteur seront introduites a posteriori lors des simulations. Nous avons opté pour cette méthode.

1.2.1 Mesures anthropométriques externes

Nous avons réalisé des mesures anthropométriques complémentaires afin d'obtenir la position de points anatomiques de référence en position assise. Les mesures ont été réalisées sur un garçon de 6 ans assis dans un rehausseur Junior Maxi (Graco, Philadelphie, USA). Ce dispositif de retenue est adapté pour les enfants de 3 à 12 ans. Le dossier du rehausseur a été percé afin de pouvoir atteindre des points au niveau du rachis.

Des mesures anthropométriques ont été réalisées au préalable sur le sujet et ont été comparées avec la base de données anthropométriques de *Serre et coll. (2009)* (cf. Tableau 13). Les dimensions du sujet sont cohérentes avec celles d'un enfant de 6 ans.

Tableau 13 – Comparaison des mesures anthropométriques du sujet avec celles d'un enfant de 6 ans (moyenne $\pm$ écart-type) de la base de données de *Serre et coll. (2009)*.

Mesures	Sujet	Anthropométrie
Poids (kg)	22,1	24,2 $\pm$ 4,3
Stature (mm)	1203	1206 $\pm$ 55
Hauteur du buste (mm)	655	655 $\pm$ 30
Hauteur acromion-siège (mm)	404	419 $\pm$ 25
Épaisseur du thorax (mm)	153	159 $\pm$ 16
Profondeur de l'abdomen (mm)	175	168 $\pm$ 19
Largeur bi-acromiale (mm)	267	273 $\pm$ 20
Largeur du thorax (mm)	194	192 $\pm$ 13
Longueur du sternum (mm)	120	124 $\pm$ 11

Les mesures ont été effectuées avec un bras Faro (FARO Technologies, Lake Mary, USA) qui est un dispositif de mesure tridimensionnelle de coordonnées de points. Nous avons mesuré les coordonnées de points anatomiques palpables :

- 22 points au niveau des processus épineux des vertèbres,
- 5 points du pelvis (symphyse pubienne et crêtes iliaques),
- 35 points au niveau de la cage thoracique,
- 3 points du sternum,
- 4 points sur chaque clavicule,
- 7 points sur chaque scapula,
- 1 point au niveau de l'ombilic,
- 6 points au niveau de la tête,
- 8 points au niveau du rehausseur.

La liste et la définition des points mesurés est disponible en Annexe III. La Figure 46 montre le dispositif expérimental ainsi que la position des points mesurés au niveau du rachis, du pelvis et de la cage thoracique.

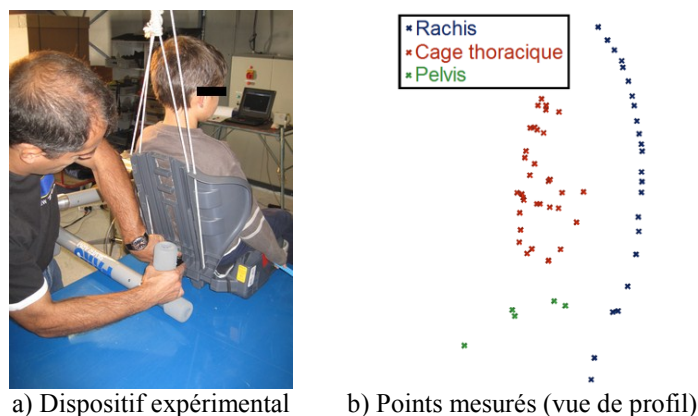


Figure 46 – Mesures des coordonnées tridimensionnelles de points anatomiques de référence en position assise.

A partir des points mesurés au niveau du rachis, on observe une courbure unique et notamment une absence de lordose lombaire (cf. Figure 46). L'annulation de la lordose lombaire est également observée chez l'adulte lors du passage de la station érigée à la position assise [Chabert et coll. (1998)]. De plus, la lordose lombaire n'apparaît qu'à partir de l'âge de 3 ans et s'accroît progressivement avec l'âge, ce qui peut expliquer la courbure observée lors de nos mesures. On remarquera toutefois une légère inversion de courbure au niveau des points du sacrum mais la position de ces points est à prendre avec précaution compte tenu de la difficulté pour les mesurer avec le dispositif de pointage à travers le dossier rehausseur.

Les coordonnées des points de la symphyse pubienne et des crêtes iliaques vont permettre de déterminer la position du pelvis en position assise. Les coordonnées du point correspondant à la symphyse pubienne sont toutefois à prendre avec précaution compte tenu de la difficulté de palpation et la difficulté pour l'atteindre avec le dispositif de mesure.

Les points de la cage thoracique et du sternum vont permettre de déterminer la forme du thorax en inspiration relâchée (par opposition à l'inspiration maximale lors de l'acquisition des données d'imagerie). Les points du rehausseur vont servir de référence spatiale et permettront de déterminer l'angle du dossier. Les autres points vont donner des indications sur l'orientation des os.

La fiabilité et la précision de la méthode utilisée pour l'acquisition des coordonnées dépendent de plusieurs paramètres. Comme nous l'avons précisé précédemment, certains points sont par exemple difficiles d'accès. Il sera donc nécessaire de relativiser l'interprétation de leurs coordonnées. De plus, les mouvements du sujet peuvent réduire la précision des mesures. Nous avons donc, dans la mesure du possible, essayé de limiter les mouvements du sujet.

On notera que Reed et coll. (2001) ont effectué des mesures suivant un protocole similaire afin d'obtenir l'enveloppe externe d'un enfant de 6 ans. Contrairement à nos mesures, le sujet était assis dans un siège moulé à ses dimensions. L'enveloppe obtenue est une surface lissée du tronc et des membres. Nos mesures sont donc complémentaires puisqu'elles fournissent également des informations sur l'orientation de certains os comme le pelvis, les clavicules ou les scapulas. Les résultats de Reed et coll. (2001) pourront cependant être utilisés comme élément de comparaison de notre géométrie en position assise.

1.2.2 Interpolation spatiale

Les coordonnées des points que nous avons mesuré ont alors permis de positionner la géométrie des os du tronc et de la tête fournie par les images scanners (Figure 47,a). On remarque que la symphyse pubienne et le sacrum sont légèrement décalés par rapport aux points équivalents mesurés.

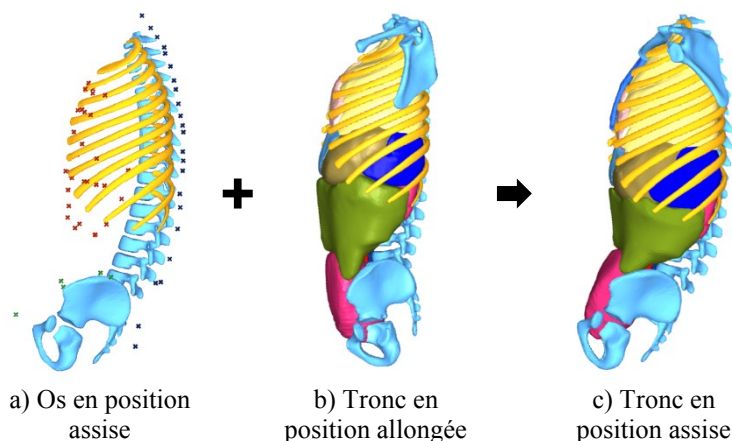


Figure 47 – Modification de la géométrie du tronc de la position allongée à la position assise.

Un algorithme de krigeage a alors été utilisé pour transformer la géométrie des tissus mous de la position allongée à la position assise (cf. Figure 47). Le krigeage est une méthode mathématique d'interpolation non linéaire pouvant être utilisée pour de l'interpolation spatiale [Stein (1999)]. Pour cela, deux séries de coordonnées de points de contrôle sont nécessaires : celle d'un certain nombre de points en configuration initiale et celle des points équivalents dans la configuration cible. Dans le cadre de notre interpolation, environ 2250 points de contrôle servant de référence à l'algorithme ont été définis à partir de la géométrie des os en position allongée (configuration initiale) et en position assise (configuration cible) (cf. Figure 48). L'algorithme utilisé a été codé en C++ et est décrit par Serre et Bekkour (2005).

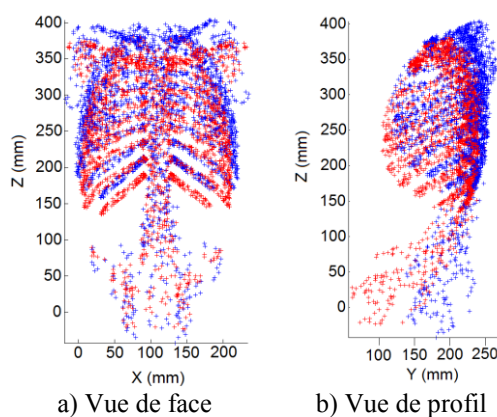


Figure 48 – Points de contrôle du krigeage en position allongée (bleu) et en position assise (rouge).

La Figure 49 permet de comparer la géométrie du tronc obtenue en position assise avec l'enveloppe externe d'un enfant de 6 ans développée par Reed et coll. (2001). Les dimensions

du sujet de *Reed et coll. (2001)* sont légèrement plus faibles que celles du sujet ayant servi pour obtenir notre géométrie du tronc. Un facteur de mise à l'échelle de l'enveloppe a été calculé à partir du ratio des valeurs de la hauteur acromion-siège de l'enveloppe et de notre modèle. Les dimensions de l'enveloppe ont ainsi été multipliées par un facteur 1,05 et une rotation de l'enveloppe a été effectuée. On observe alors que la géométrie des organes du tronc en position assise est cohérente avec l'enveloppe proposée par *Reed et coll. (2001)*.

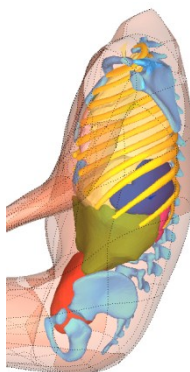


Figure 49 – Comparaison de la géométrie du tronc en position assise à l'enveloppe d'un enfant de 6 ans de *Reed et coll. (2001)* (en transparence).

1.3 Mise à l'échelle d'une géométrie existante

Le manque de données tomodensitométriques de membres d'enfants ne nous a pas permis de procéder à une acquisition géométrique similaire à celle du tronc et de la tête. Nous avons alors opté pour une mise à l'échelle d'une géométrie adulte existante. Pour le membre pelvien, ce travail a été réalisé en collaboration avec Antoine Navarro (Ecole Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg) lors d'un stage ingénieur. La géométrie du membre pelvien est basée sur celle du modèle LLMS [*Beillas et coll. (2001)*] et la géométrie du membre thoracique est basée sur celle du modèle de *Astier et coll. (2008)*.

1.3.1 Principe

La masse musculaire des membres est proportionnellement moins importante chez l'enfant que chez l'adulte [*Rouvière et Delmas (1991)*]. Il est donc nécessaire de dissocier les muscles des tissus osseux lors de la mise à l'échelle des membres pour prendre en compte ces différences. A partir de dimensions du modèle adulte et des dimensions équivalentes d'un enfant de 6 ans, un algorithme de krigeage a été appliqué sur l'ensemble de la géométrie adulte pour la transformer en une géométrie correspondant à un enfant. Une méthode similaire a été utilisée dans le cadre du projet HUMOS pour générer des modèles allant du 5^{ème} centile femme au 95^{ème} centile homme à partir du modèle de référence HUMOS [*Serre et coll. (2006a)*].

Pour réaliser le krigeage, nous avons sélectionné plusieurs points de contrôle au niveau des os et des muscles du modèle adulte (configuration initiale). Il est alors nécessaire de calculer les coordonnées de ces points pour un enfant de 6 ans (configuration cible). Pour cela, les muscles et les os ont été mis à l'échelle indépendamment puis réassemblés. Cette mise à l'échelle nécessite la définition de coefficients de mise à l'échelle. Ces coefficients ont

été déterminés en faisant le rapport entre les données anthropométriques moyennes de l'enfant de 6 ans [Serre et coll. (2009)] et les dimensions correspondantes de la géométrie adulte.

1.3.2 Détermination des coefficients de mise à l'échelle

Nous avons d'abord supposé que la croissance longitudinale des os et des muscles était similaire. De plus Robinow et Chumlea (1982) ont montré que le rapport des longueurs du tibia et du fémur n'évolue quasiment pas entre l'enfance et l'âge adulte. Nous définirons donc un unique facteur de mise à l'échelle suivant la direction longitudinale $\lambda_{\text{longitudinal}}$ pour la cuisse et la jambe. Nous supposerons également que la hauteur du pied suit la même évolution. Ce coefficient a été calculé à partir de la mesure de la distance entre le grand trochanter et le sol.

Nous avons ensuite considéré que la croissance des os de la cuisse et de la jambe dans le plan transverse ne dépendait pas de la direction. De plus, d'après l'ICRP (1995), le diamètre du fémur et du tibia évoluent de façon similaire au cours de la croissance. Nous définirons donc un unique facteur de mise à l'échelle dans le plan transverse pour la cuisse et pour la jambe ($\lambda_{\text{os_transverse}}$). Ce coefficient a été calculé à partir des mesures du périmètre du fémur à la jonction entre la diaphyse et l'épiphyse proximale. Cette dimension n'étant pas disponible dans la base de données de Serre et coll. (2009), la valeur utilisée pour l'enfant de 6 ans a été mesurée à partir des données d'imagerie du tronc utilisées précédemment dans lesquelles la partie proximale du fémur est présente.

De même, nous avons considéré que la croissance des muscles de la cuisse et de la jambe dans le plan transverse ne dépendait pas de la direction. Nous définirons donc un unique facteur de mise à l'échelle dans le plan transverse pour la cuisse ($\lambda_{\text{cuisse_muscles_transverse}}$) et un pour la jambe ($\lambda_{\text{jambe_muscles_transverse}}$). Ces coefficients ont respectivement été calculés à partir des mesures du périmètre de la cuisse et du périmètre du mollet.

Pour le pied, nous avons défini un facteur de mise à l'échelle suivant la longueur ($\lambda_{\text{pied_longueur}}$) et un suivant la largeur ($\lambda_{\text{pied_largeur}}$). Ces coefficients ont respectivement été calculés à partir des mesures de la pointure du pied et de la largeur du pied.

Le modèle adulte de membre thoracique sur lequel nous nous sommes basé est beaucoup moins détaillé au niveau des tissus mous que le modèle de membre pelvien. Un coefficient de mise à l'échelle uniforme ($\lambda_{\text{membre_thoracique}}$) a donc été appliqué à l'ensemble des structures anatomiques. Ce coefficient a été calculé à partir de la longueur du bras.

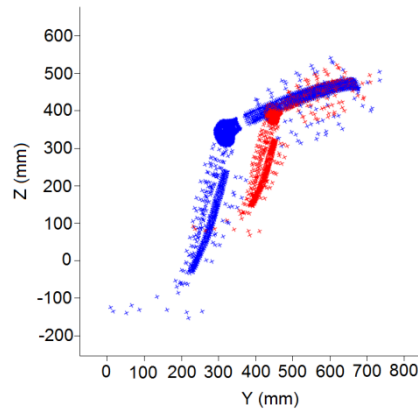
Le Tableau 14 présente les valeurs des coefficients calculés. Ces coefficients ont été utilisés pour mettre à l'échelle les muscles et les os indépendamment. On observe alors des intersections entre les différentes structures anatomiques d'où l'intérêt du krigeage pour obtenir une géométrie globale cohérente.

Tableau 14 – Coefficients de mise à l'échelle du membre pelvien

Coefficient	Valeur
$\lambda_{\text{longitudinal}}$	0,65
$\lambda_{\text{os transverse}}$	0,84
$\lambda_{\text{cuisse muscles transverse}}$	0,65
$\lambda_{\text{jambe muscles transverse}}$	0,69
$\lambda_{\text{pied longueur}}$	0,73
$\lambda_{\text{pied largeur}}$	0,72
$\lambda_{\text{membre thoracique}}$	0,64

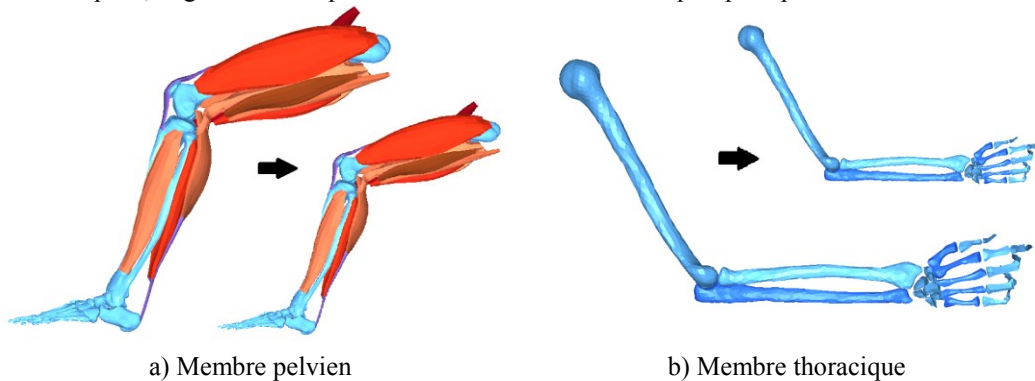
1.3.3 Krigeage de la géométrie

L'algorithme de krigeage a alors été utilisé à partir des coordonnées d'environ 2400 points de contrôle de la géométrie adulte (configuration initiale) et des points équivalents de la géométrie mise à l'échelle (configuration cible) (cf. Figure 50).

**Figure 50 – Points de contrôle du krigeage de la jambe adulte (bleu) et de la jambe d'enfant (rouge).**

La Figure 51 montre la transformation du membre pelvien par krigeage et celle du membre thoracique par mise à l'échelle uniforme.

N.B. : la peau, la graisse ainsi que certains muscles ont été masqués pour plus de visibilité.

**Figure 51 – Transformation de la géométrie des membres adultes en ceux d'un enfant de 6 ans.**

1.4 Assemblage et maillage

1.4.1 Assemblage des géométries

Nous avons ensuite assemblé les différentes géométries des segments corporels obtenues par acquisition de données d'imagerie (tronc et complexe tête-cou) et par mise à l'échelle de géométries adultes (membres) (cf. Figure 52). Les membres ont préalablement été dupliqués par symétrie par rapport au plan sagittal.

La position relative des membres thoraciques par rapport au tronc a été définie par la position de la tête humérale par rapport à celle de la glène humérale.

Pour plus de cohérence entre les géométries, la tête fémorale adulte mise à l'échelle a été remplacée par la géométrie de la tête fémorale reconstruite à partir des images scanner du tronc. La position relative des membres pelviens par rapport au tronc a ensuite été définie par la position de la tête fémorale par rapport à l'acétabulum.

La position relative du complexe tête-cou par rapport au tronc a été définie par superposition des vertèbres cervicales apparaissant à la fois dans la géométrie du complexe tête-cou et dans celle du tronc.

N.B. : la peau, la graisse ainsi que certains muscles ont été masqués pour plus de visibilité.

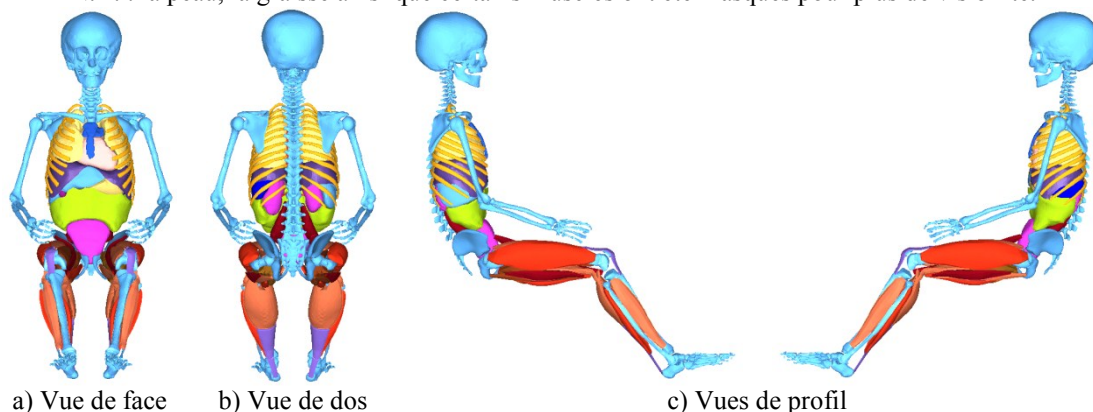


Figure 52 – Assemblage de la géométrie des différents segments corporels.

1.4.2 Maillage

1.4.2.1 Finesse du maillage

L'objectif de notre projet est de décrire le comportement mécanique et les mécanismes lésionnels d'un enfant lors d'un choc. Nous devons donc réaliser un maillage suffisamment fin pour pouvoir étudier les différentes structures anatomiques. *Du Bois et coll. (2004)* et *Jundt (2007)* ont mené des travaux pour étudier l'influence du maillage sur la réponse au choc d'un modèle éléments finis. La fidélité de la réponse augmente avec le raffinement du maillage. Cependant, il existe un seuil de finesse de maillage à partir duquel son influence sur la réponse devient négligeable. Un raffinement trop important n'apporte donc pas un gain

d'informations intéressant par rapport à l'augmentation du coût en temps de calcul. Ce dernier dépend en effet de la dimension des mailles qui influence le pas de temps du calcul et du nombre d'éléments constituant le modèle qui augmente le nombre de degrés de liberté du modèle.

Pour optimiser la qualité de modélisation et le coût en temps de calcul, la taille des éléments de notre modèle dépend de la complexité géométrique des structures modélisées. La taille caractéristique des éléments s'échelonne de 1 à 8 mm en fonction de la structure représentée. Ainsi, les structures fines comme certains os ou vaisseaux sanguins ont une taille caractéristique de l'ordre de 1 mm. Cette précision est suffisante pour décrire les mécanismes d'endommagement et de rupture à l'échelle macroscopique. Des structures de géométrie moins fine comme la graisse ou certains muscles ont une taille caractéristique de l'ordre de 8 mm.

1.4.2.2 Type d'éléments

Nous avons choisi d'utiliser des mailles triangulaires pour les éléments surfaciques et des mailles tétraédriques pour les éléments volumiques. Deux critères principaux ont motivé ce choix. Tout d'abord, pour la facilité de mise en œuvre. En effet, des méthodes de maillage automatique par propagation permettent de générer relativement facilement un maillage tétraédrique à partir d'un maillage surfacique en triangles malgré la complexité des géométries. La génération automatique de maillage avec des éléments hexaédriques n'est pas adaptée à des géométries complexes telles que celles des organes. L'autre critère est l'absence de distorsion (« warpage ») des éléments triangles qui par définition sont plans ainsi que l'absence de génération de phénomènes de Hourglass par le solveur.

Quelques inconvénients sont cependant liés à l'utilisation d'éléments tétraédriques. *Bourdin et coll. (2007)* ont notamment comparé les effets des éléments tétraédriques et hexaédriques lors d'une modélisation d'impact sur tissus mous. Ils ont montré une augmentation de la raideur des tissus et du pic d'effort lors de l'utilisation de tétraèdres par rapport à l'utilisation d'hexaèdres. La différence de raideur peut atteindre 14% et la différence au niveau du pic d'effort peut atteindre 7%. Ils ont également montré une augmentation du temps de calcul lors de l'utilisation des tétraèdres. En revanche, pour les mêmes conditions de simulation, les éléments tétraédriques sont beaucoup plus stables que les éléments hexaédriques qui présentent d'importants problèmes de Hourglass. *Bourdin et coll. (2007)* concluent que malgré quelques inconvénients, la réponse des éléments tétraédriques reste acceptable et que l'augmentation du temps de calcul est largement compensée par les techniques de maillage automatique pour les géométries complexes.

1.4.2.3 Génération du maillage surfacique

Le logiciel de reconstruction tridimensionnelle Mimics fournit un maillage surfacique triangulaire des structures. Cependant, ce maillage n'est pas exploitable en l'état. En effet, la forme des mailles n'est pas optimale pour une simulation par éléments finis. De plus, certaines imperfections de géométrie induisent une concentration de petits éléments et certains éléments peuvent être dégénérés (cf. Figure 53,a). De même, le maillage des membres adultes mis à l'échelle ne répond pas à nos critères.

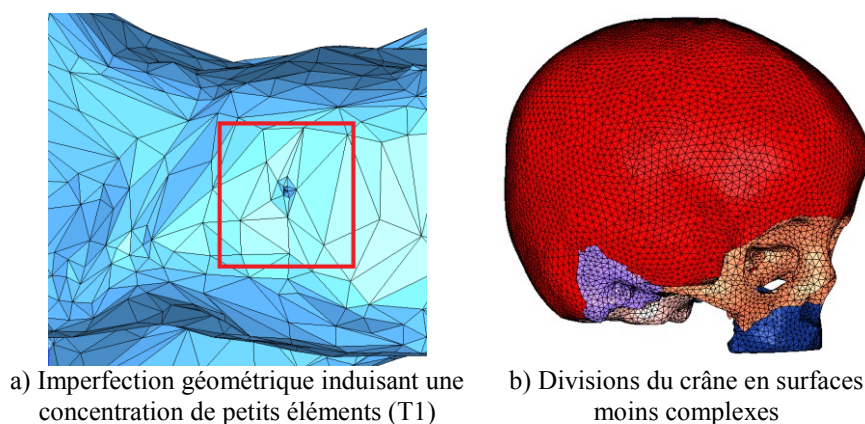


Figure 53 – Génération du maillage surfacique.

Nous avons donc généré un nouveau maillage de l'ensemble des structures anatomiques du modèle assemblé avec le logiciel Hypermesh (Altair, Troy, USA). Dans un premier temps, nous avons remaillé l'ensemble des structures avec un maillage surfacique triangulaire en prenant en compte les paramètres de taille d'éléments que nous avons définis. Nous avons alors vérifié la qualité des éléments générés et nous avons le cas échéant remaillé les zones problématiques. L'Annexe V fournit une description des principaux paramètres permettant de quantifier la qualité d'un maillage. Certaines structures anatomiques complexes ont été divisées en plusieurs parties élémentaires de géométries moins complexes afin de faciliter la génération automatique de maillage (cf. Figure 53, b).

1.4.2.4 Correction de la géométrie et maillage volumique

La reconstruction tridimensionnelle, la mise à l'échelle et le maillage ont généré des approximations géométriques. Bien que raisonnables, ces approximations ont engendré le chevauchement de certaines structures de notre modèle. Nous avons donc corrigé manuellement ces chevauchements.

Certaines structures sont également communes aux différents segments obtenus par les différents modes d'acquisition géométrique utilisés. On observe alors un chevauchement des différentes géométries correspondant aux mêmes structures, notamment les muscles, la graisse et la peau. Nous avons alors réalisé une fusion des structures apparaissant en double suivie d'un remaillage.

Un maillage volumique tétraédrique a alors été généré à partir du maillage surfacique triangulaire de chaque structure de notre modèle. Une vérification de la qualité des éléments volumiques générés a été réalisée et le cas échéant le maillage a été corrigé. Les vertèbres et les os des extrémités n'ont pas été maillés avec des éléments volumiques car ils seront assimilés par la suite à des corps rigides. On notera également que la graisse a été maillée de façon continue avec la peau et certains muscles. Ces hypothèses de modélisation sont décrites et justifiées en détails dans le Chapitre B.2.

1.5 Intégration des structures non visibles sur les images scanner et des spécificités de l'enfant

1.5.1 Structures non visibles sur les images scanner

La méthode de reconstruction tridimensionnelle utilisée n'est valable que pour les structures identifiables sur les images scanner. Des tissus peu denses comme les ligaments, les tendons musculaires ou le cartilage ne sont pas clairement identifiables. Pour ces structures, nous nous sommes basés sur des données de la littérature et sur l'expertise de chirurgiens pédiatriques. Le recoupement de ces informations nous a permis de situer les structures dans leur environnement, de connaître leur taille ainsi que leurs points d'attache. La géométrie de ces structures a alors été obtenue manuellement. Nous nous sommes attachés à respecter au mieux leurs positions anatomiques respectives afin qu'elles s'intègrent aux autres structures du modèle. On notera notamment la reconstruction du cartilage triradié, des ligaments du pelvis et du cartilage costal (cf. Figure 54).

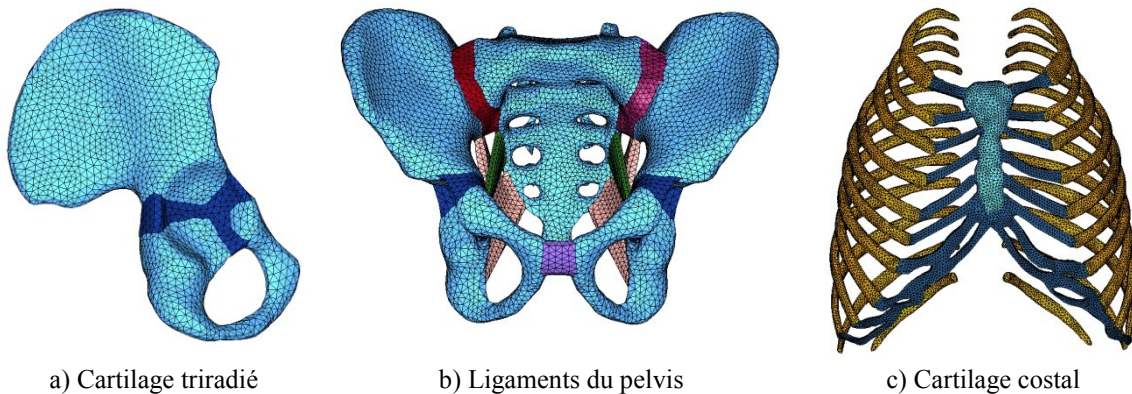


Figure 54 – Exemples d'intégration des structures non visibles sur les images scanner.

1.5.2 Spécificités de l'enfant

La géométrie des membres ayant été mise à l'échelle à partir d'un modèle adulte, il est nécessaire d'y intégrer les spécificités anatomiques de l'enfant, notamment la partie non ossifiée de l'épiphyse. L'épaisseur du cartilage de conjugaison des os longs est de l'ordre du millimètre pour un enfant de 6 ans. Cette épaisseur étant faible par rapport à la taille caractéristique du maillage de notre modèle, nous avons choisi de ne pas le représenter en maillage volumique.

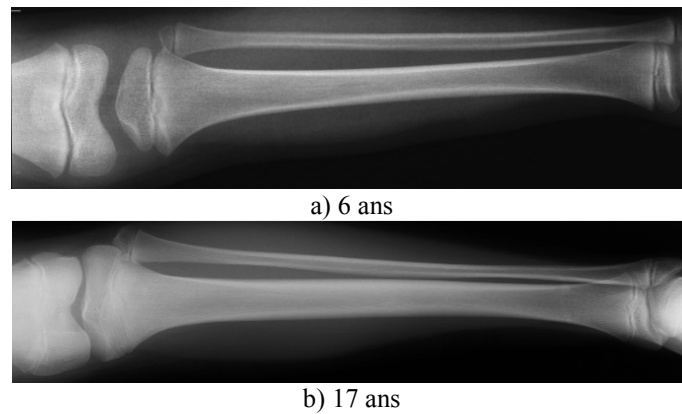


Figure 55 – Radios de la jambe d’un enfant de 6 ans et d’un adolescent de 17 ans.

La Figure 55 montre en revanche, des différences importantes du degré d’ossification des épiphyses des os longs en fonction de l’âge. Nous avons donc intégré une partie non ossifiée aux épiphyses du fémur et du tibia (maquette cartilagineuse) (cf. Figure 56) dont les propriétés matériaux seront différentes de celles de la partie ossifiée.

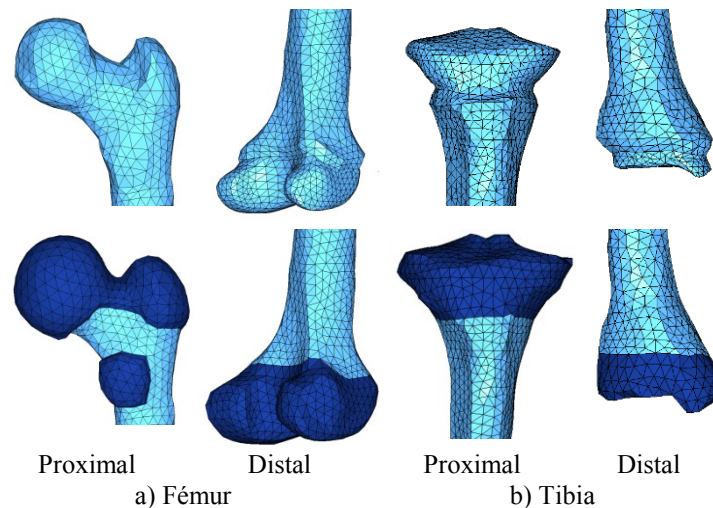


Figure 56 – Intégration de la partie non ossifiée des épiphyses du fémur et du tibia.

1.6 Résultats

La Figure 57 présente le maillage final du modèle FEMOCS6. Le modèle est constitué d’environ 390 000 éléments triangulaires, 460 000 éléments tétraédriques et 220 000 nœuds. Le Tableau 15 donne la répartition des éléments par segment corporel. Une description plus détaillée du maillage de chaque structure anatomique du modèle est donnée dans l’Annexe IV.

N.B. : la graisse ainsi que certains muscles ont été masqués pour plus de visibilité.

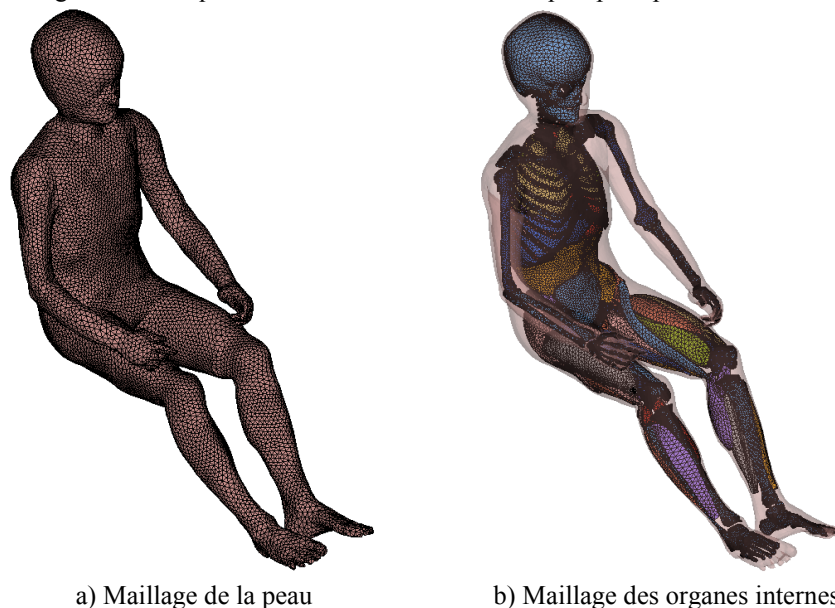


Figure 57 – Maillage du modèle éléments finis d'un enfant de 6 ans (FEMOCS6).

Tableau 15 – Répartition du maillage du modèle

Segment corporel	Nombre triangles	Nombre tétraèdres	Nombre nœuds
Tête-cou	19 887	31 100	11 253
Thorax	124 570	197 872	73 082
Abdomen	44 961	106 048	31 064
Rachis	103 063	20 926	53 000
Membre thoracique gauche	12 829	14 828	7 483
Membre thoracique droit	12 819	14 828	7 480
Membre pelvien gauche	34 792	39 483	19 585
Membre pelvien droit	34 724	39 342	19 539
TOTAL	387 645	464 427	218 986

Le Tableau 16 donne les valeurs extrêmes (minimum et maximum) des principaux critères permettant de quantifier la qualité du maillage. La qualité de certains éléments est faible mais n'est pas critique. Cependant, la qualité globale du maillage est plutôt bonne. En effet, si les éléments de moins bonne qualité sont exclus à hauteur de 10%, la qualité du maillage du modèle augmente jusqu'à des valeurs très satisfaisantes.

Tableau 16 – Valeurs extrêmes (minimum et maximum) des critères permettant de quantifier la qualité du maillage.

Paramètre	Triangles	Tétraèdres
Ratio dimensions - max	5,4 (1,7)	7,1 (2,1)
Angle d'obliquité - max (°)	68,3 (29,8)	76,3 (43,8)
Minimum angulaire - min (°)	14,0(38,5)	7,8 (28,5)
Maximum angulaire - max (°)	143,7 (85,7)	152,5 (100,6)
Taille minimale - min (mm)	0,35 (1,11)	0,49 (1,35)

N.B. : les valeurs entre parenthèses sont les valeurs extrêmes lorsque les éléments de moins bonne qualité sont exclus de l'analyse (10%).

Nous avons comparé plusieurs dimensions de la géométrie finale du modèle FEMOCS6 avec les valeurs moyennes d'un enfant de 6 ans de la base de données anthropométriques de *Serre et coll. (2009)* (cf. Tableau 17). Les principales différences anthropométriques sont localisées au niveau de la jonction entre le tronc et les membres et peuvent être dues à l'assemblage du modèle. Ces différences restent cependant négligeables. On remarque également une différence notable au niveau de la largeur à la taille. Cette différence, déjà présente sur les images scanner du tronc, n'a pas été corrigée lors du krigeage du tronc du fait de l'absence de repères osseux au niveau de la taille pour contrôler le krigeage. En revanche, la largeur du thorax a été en partie corrigée lors du krigeage même si elle reste élevée par rapport à la valeur moyenne.

Tableau 17 – Comparaison de la géométrie du modèle FEMOCS6 avec les valeurs moyennes ($\pm$ écart-type) d'un enfant de 6 ans de la base de données anthropométriques de *Serre et coll. (2009)*.

Mesures	Géométrie FEMOCS6	Anthropométrie 6 ans
Poids (<i>kg</i>)	23,2	22,9 $\pm$ 3,9
Tête		
Périmètre crânien (mm)	507	523 $\pm$ 14
Longueur glabell-opisthocranion	176	175 $\pm$ 7
Largeur bipariétale	141	140 $\pm$ 7
Longueur commissure-vertex	143	143 $\pm$ 9
Tronc		
Hauteur acromion - siège (mm)	418	441 $\pm$ 26
Epaisseur du thorax (mm)	161	155 $\pm$ 16
Profondeur abdominale (mm)	152	165 $\pm$ 21
Largeur du thorax (mm)	211	192 $\pm$ 13
Largeur à la taille (mm)	230	182 $\pm$ 22
Largeur bi-trochanter (mm)	244	228 $\pm$ 14
Largeur bi-acromiale (mm)	287	273 $\pm$ 20
Largeur bi-crête iliaque (mm)	182	188 $\pm$ 18
Membres thoraciques		
Circonférence du bras (mm)	196	175 $\pm$ 20
Circonférence du coude (mm)	177	173 $\pm$ 14
Circonférence du poignet (mm)	124	125 $\pm$ 10
Longueur du bras (mm)	247	230 $\pm$ 15
Longueur de l'avant-bras (mm)	184	180 $\pm$ 13
Membres pelviens		
Circonférence de la cuisse (mm)	370	339 $\pm$ 41
Circonférence de la jambe (mm)	264	248 $\pm$ 19
Circonférence de la cheville (mm)	188	194 $\pm$ 14
Longueur de la cuisse (mm)	406	391 $\pm$ 22
Longueur de la jambe (mm)	309	321 $\pm$ 26

1.7 Discussion

La géométrie d'un enfant n'est pas équivalente à la géométrie d'un petit adulte. La géométrie obtenue dans le cas d'une mise à l'échelle d'une géométrie adulte peut donc présenter des incohérences avec l'anatomie d'un enfant. Pour l'obtention de la géométrie des membres nous avons essayé de limiter ces incohérences en introduisant une méthode de mise à l'échelle non linéaire afin de pouvoir dissocier les différents segments corporels et tissus.

Un avantage de la méthode de mise à l'échelle est qu'il est possible de choisir aisément l'âge et la morphologie du modèle souhaité. Le temps de mise en œuvre de cette méthode est, de plus, relativement faible ce qui peut éventuellement permettre de générer plusieurs modèles correspondants à différents âges.

La géométrie obtenue à partir de données d'imagerie est par définition représentative d'un individu. Certaines dimensions anthropométriques peuvent donc s'éloigner des dimensions moyennes. Cependant, la géométrie obtenue est par définition cohérente avec celle d'un enfant. Cette méthode est toutefois dépendante des données d'imagerie disponibles et il est donc difficile de choisir la morphologie du sujet. Le temps de mise en œuvre de cette méthode est relativement important ce qui peut limiter, par exemple, le nombre de modèles développés et donc les âges potentiellement étudiés.

L'acquisition de la géométrie à partir de données d'imagerie nécessite également une mise en position assise. Cette étape peut introduire des approximations géométriques. Ces approximations peuvent être dues à la précision lors de la mesure des coordonnées des points anatomiques palpables et à l'interpolation spatiale réalisée. On notera également que la méthode d'interpolation utilisée ne permet pas de prendre en compte l'effet des forces de pesanteur qui s'exercent différemment en position allongée et en position assise. Cet effet sera compensé ultérieurement par l'introduction des forces de pesanteur dans les simulations.

Une piste pour obtenir la géométrie de futurs modèles d'enfants serait d'utiliser une IRM ouverte. Moins répandue que l'IRM fermée (tunnel), cette technologie présente plusieurs avantages. L'IRM n'est pas irradiante et pourrait potentiellement être réalisée sur des enfants sains en dehors du cadre d'un diagnostic médical (sous réserve d'acceptation par un comité d'éthique). On pourrait alors envisager une acquisition du corps complet de l'enfant. L'IRM ouverte pourrait également faciliter la mise en œuvre pratique de l'examen puisque moins traumatisant qu'une IRM fermée. Enfin, la configuration de certaines IRM ouverte permet de réaliser une acquisition en position assise [Beillas *et coll.* (2009)]. Pour résumer, cette technologie pourrait permettre d'obtenir une géométrie complète d'un sujet sain d'âge et de morphologie souhaitée en position assise. Cette méthode pourrait donc largement simplifier la phase d'acquisition de la géométrie. N'ayant pas eu accès à cette technologie durant ce projet, nous n'avons pas pu mettre en œuvre cette méthode.

Le maillage obtenu pour le modèle répond aux critères de taille et de qualité que nous nous étions fixés. La taille caractéristique variable en fonction des tissus permettra d'étudier les mécanismes lésionnels sur les différents tissus représentés tout en conservant des temps de calcul raisonnables.

1.8 Conclusion

L'acquisition géométrique du modèle a été réalisée par une combinaison de deux méthodes différentes : une reconstruction géométrique à partir de données d'imagerie médicale pour le tronc et le complexe tête-cou d'une part et une mise à l'échelle non linéaire d'une géométrie adulte pour les membres d'autre part. La géométrie des différents segments corporels a ensuite été assemblée puis maillée. Le modèle est alors constitué d'environ 390 000 éléments triangulaires et 460 000 éléments tétraédriques de taille caractéristique de 1 à 8 mm.

La géométrie finale est globalement cohérente avec les moyennes anthropométriques d'un enfant de 6 ans. On notera toutefois que la largeur à la taille et dans une moindre mesure la largeur au thorax sont relativement plus élevées que les moyennes anthropométriques.

Chapitre B.2 **Mise en données du modèle**

Le modèle que nous avons développé est destiné à être utilisé par un code de calcul par éléments finis afin de simuler des chocs. Notre problématique porte donc sur de la dynamique rapide, en grandes déformations et avec un nombre de degrés de liberté important. Une méthode de résolution utilisant un schéma d'intégration explicite en temps est alors particulièrement adaptée. Le solveur Radioss (Altair, Troy, USA) utilisé entre autres dans le domaine de l'industrie automobile permet de répondre à ce type de problématique. C'est ce solveur qui a été utilisé pour notre modèle. La mise en données du modèle a été effectuée avec les logiciels de la suite Hyperworks d'Altair : Hypermesh et Hypercrash.

Une fois la géométrie du modèle obtenue, la mise en donnée pour ce solveur s'effectue en plusieurs étapes. Il faut définir le type d'éléments pour chaque structure, attribuer une loi matériau, définir les interfaces de contact entre les structures adjacentes et définir les conditions limites. Des hypothèses de simplification du modèle pourront également être introduites telles que la modélisation de certains tissus en corps rigides.

2.1 Hypothèses de modélisation

Un modèle éléments finis est une représentation simplifiée d'un phénomène physique. Il est donc nécessaire de considérer certaines hypothèses permettant de transposer ce phénomène en une solution techniquement envisageable pour le solveur utilisé. D'autres hypothèses permettent de simplifier le modèle ou son fonctionnement. L'ensemble des hypothèses considérées pourra être justifié par une bonne compréhension initiale du phénomène physique étudié et du solveur utilisé.

2.1.1 Formulation des éléments

Le maillage surfacique et la formulation en éléments coques (« shell ») utilisés pour définir la surface des structures modélisées permet de représenter leur paroi dont l'épaisseur est faible devant les deux autres dimensions tout en conservant des éléments de taille acceptable. Le maillage surfacique peut également permettre de simplifier la gestion des contacts entre les différents organes.

L'épaisseur implémentée pour la paroi externe des tissus mous est basée sur le modèle développé par *Labe (2008)* mis à l'échelle d'un enfant de 6 ans selon le ratio défini par la stature moyenne d'un enfant de 6 ans divisé par la stature moyenne d'un adulte.

L'os cortical a également été modélisé par des éléments coques dont l'épaisseur a été adaptée de la littérature. L'*ICRP (1995)* a résumé les changements d'épaisseur corticale de la diaphyse des os longs ($Ep_{cort,diaph}$) lors de la croissance. L'épaisseur corticale de l'épiphyse ($Ep_{cort,épip}$) a été calculée à partir du ratio des épaisseurs corticales entre l'épiphyse et la diaphyse ($\lambda_{ép,épip/diaph}$) issus de modèles adultes existants :

$$Ep_{cort,épip} = \lambda_{ép,épip/diaph} Ep_{cort,diaph} \quad (2)$$

Pour cela, nous nous sommes basés sur *Astier et coll. (2008)* qui ont cartographié l'épaisseur corticale chez l'adulte de la scapula, de la clavicule, de l'humérus, du radius et de l'ulna et sur le modèle HUMOS pour les os du membre pelvien.

L'épaisseur corticale de la patella a été considérée égale à l'épaisseur de l'épiphyse de la fibula et l'épaisseur corticale de l'os iliaque de l'enfant est directement issue des travaux de *Parfitt et coll. (2000)*.

L'épaisseur corticale des autres os a été mise à l'échelle à partir de valeurs adultes. Les ratios d'épaisseur entre un enfant de 6 ans et un adulte ($\lambda_{ép}$) ont été calculés à partir des ratios de dimensions mesurées sur les os. Le Tableau 18 montre la valeur de ces ratios et les dimensions à partir desquelles ces derniers ont été calculés. Les dimensions comparées sont issues du modèle HUMOS pour l'adulte et du modèle FEMOCS6 pour l'enfant de 6 ans. L'épaisseur corticale d'un enfant de 6 ans utilisée dans notre modèle est alors exprimée :

$$Ep_{cort,6ans} = \lambda_{ép} Ep_{cort,adulte} \quad (3)$$

Tableau 18 – Ratios de l'épaisseur corticale $\lambda_{ép}$ entre un enfant de 6 ans et un adulte.

Os	Ratio	Basé sur le ratio de
Vertèbres	0,68	Stature
Côte	0,77	Diamètre côte
Crâne	0,87	Longueur glabell-opisthocranion
Scapula	0,57	Longueur scapula
Clavicule	0,60	Diamètre clavicule
Sternum	0,70	Epaisseur sternum
Extrémités	0,64	Longueur pied

Le Tableau 19 présente les valeurs d'épaisseurs corticales d'un enfant de 6 ans. Ces valeurs sont donc issues de la littérature, dérivées des valeurs adultes sur la base de l'équation (3) ou calculées à partir de l'équation (2).

Tableau 19 – Valeur de l'épaisseur corticale d'un enfant de 6 ans.

Os longs	Epaisseur corticale (mm)	Autres os	Epaisseur corticale (mm)
Epiphyse humérus	1,5 † ^[7]	Iliaque	0,8* ^[1]
Diaphyse humérus	3,0 * ^[7]	Vertèbres	0,3 ⁺ ^[2]
Epiphyse radius	0,6 † ^[7]	Côte	0,9 ⁺ ^[3]
Diaphyse radius	1,7 * ^[7]	Crâne	1,6 ⁺ ^[4]
Epiphyse ulna	0,5 † ^[8]	Scapula	1,7 ⁺ ^[5]
Diaphyse ulna	1,4 * ^[8]	Clavicule	2,1 ⁺ ^[5]
Epiphyse fémur	2,4 † ^[7]	Sternum	0,3 ⁺ ^[6]
Diaphyse fémur	5,0 * ^[7]	Extrémités	1,0 ⁺ ^[6]
Epiphyse tibia	2,3 † ^[7]	Patella	1,1 ⁺ ^[7]
Diaphyse tibia	3,7 * ^[7]		
Epiphyse fibula	1,1 † ^[7]		
Diaphyse fibula	2,0 * ^[7]		

* : Valeurs mesurées sur os d'enfant ; † : Valeurs dérivées de l'équation (2) ; + : Valeurs dérivées de l'adulte et de l'équation (3)

[1] Parfitt et coll. (2000) ; [2] Fazzalari et coll. (2006) ; [3] Jowsey (1966) ; [4] Ruan et Prasad (2001) ; [5] Astier et coll. (2008) ; [6] Arnoux et coll. (2001) ; [7] ICRP (1995) ; [8] De Schepper et coll. (1996)

2.1.2 Modélisation des interfaces entre organes

La notion d'interaction et de contact entre les structures du modèle peut être gérée de plusieurs façons par le solveur Radioss. Un maillage continu peut ainsi être défini entre deux structures adjacentes. Les nœuds du maillage sont alors communs au niveau de la jonction entre ces structures. Une seconde façon de gérer les interactions entre structures est de créer des interfaces (au sens du solveur). Plusieurs types d'interfaces peuvent être définis avec le solveur Radioss en fonction du type d'interaction souhaité. Les principales interfaces sont :

- Les interfaces collées (type 2 dans la bibliothèque Radioss) : une contrainte cinématique relie les nœuds des deux surfaces en contact.
- Les interfaces nœud-surface (type 7 dans la bibliothèque Radioss) : un nœud de la surface définie comme esclave peut entrer en contact avec un élément ou une arête d'élément de la surface définie comme maître. Pour chaque interface nœud-surface il est d'usage de définir une interface symétrique dans laquelle les surfaces esclaves et maîtres sont inversée afin de rendre le contact « imperméable ».
- Les interfaces arête-arête (type 11 dans la bibliothèque Radioss) : une arête de la surface esclave peut entrer en contact avec une arête de la surface maître. Ce type d'interface est complémentaire de l'interface de type 7 qui ne gère pas le contact entre arêtes.

Pour les interfaces décrites, il est nécessaire de définir une surface esclave et une surface maître, ainsi qu'un intervalle de recherche spatial. Une interface est activée lorsque la distance entre deux entités (en fonction du type d'interface : nœud, arête ou élément) est inférieure à l'intervalle de recherche. Une force répulsive est alors appliquée entre les deux surfaces en contact (ou la contrainte cinématique est activée dans le cas d'une interface collée).

Dans notre modèle, la graisse a ainsi été maillée en continue avec la peau et certains muscles. Une interface collée aurait également pu être définie mais la gestion des interfaces est coûteuse en temps de calcul et peut également être une source d'instabilité du modèle. Nous avons donc privilégié un maillage continu à une interface collée dans la mesure du possible. La majorité des interactions de contact entre les organes a été définie par des interfaces nœud-surface (symétrisées) doublées par des interfaces arête-arête. Les intervalles de recherches définis sont de l'ordre du millimètre.

Les contacts au niveau des articulations ont également été définis par des interfaces nœud-surface et arête-arête. Cependant, notre modèle ne représente pas l'ensemble des structures anatomiques définissant les articulations. Les ligaments et insertions musculaires ne sont notamment pas tous modélisés. La modélisation des articulations a donc été simplifiée par l'utilisation de liaisons mécaniques (« spring »). Différents types de liaisons existent (ressort, rotule, poulie, ...) et relient 2 à 3 nœuds en fonction du type. Les nœuds définissant une liaison mécanique appartiennent généralement à un corps rigide où des conditions limites leurs sont imposées. Sinon, l'intégralité des efforts transmis par la liaison mécanique sur une structure anatomique le seraient au niveau d'un unique nœud ce qui pourrait engendrer des problèmes de stabilité du maillage. Les propriétés définies pour les liaisons représentant les articulations sont décrites en détails dans le paragraphe 2.2.2. On notera cependant que l'articulation sacro-iliaque n'est pas modélisée par une liaison mécanique mais par l'insertion de ligaments.

Certaines attaches anatomiques comme des insertions musculaires ainsi que la fonction de maintien des replis du péritoine ont également été modélisées par des liaisons de type ressort (type 4 dans la bibliothèque Radioss) dont les raideurs ont été empruntées à des modèles adultes [Labe (2008) ; Arnoux et coll. (2001)]. La multiplication du nombre de liaisons alors implémentées a permis d'éviter l'introduction de corps rigides peu compatibles avec la notion de tissus mous.

2.1.3 Muscles

Les muscles peuvent être modélisés par des éléments volumiques permettant de prendre en compte leur volume et leur masse. Les muscles ainsi représentés traduisent notamment le comportement du muscle en compression. Les muscles représentés dans notre modèle ont été modélisés par des éléments volumiques. Sur la base du modèle HUMOS, des éléments de type ressort (type 4 dans la bibliothèque Radioss) ont également été introduits pour traduire les propriétés contractiles de certains muscles. Des muscles en éléments 1D ont notamment été ajoutés au niveau du cou pour maintenir la tête. Les propriétés de ces muscles 1D utilisées dans notre modèle sont celles du modèle HUMOS [Arnoux et coll. (2001)].

2.1.4 Simplification en corps rigides

Certaines structures du modèle sont constituées de matériaux beaucoup plus rigides que d'autres. On observe par exemple un facteur allant de 10^4 à 10^5 entre la rigidité de l'os cortical et celle des tissus mous. Une simplification envisageable est alors de considérer les structures osseuses comme infiniment rigides réduisant ainsi le nombre de degrés de liberté du modèle et donc le temps de calcul. Les structures alors appelées corps rigides n'étant pas

déformables par définition, il n'est alors plus possible d'étudier les contraintes, l'endommagement ou la rupture. Seuls les os n'étant pas susceptibles de subir une déformation non négligeable voire une fracture peuvent donc être considérés comme des corps rigides sans nuire à la pertinence de la modélisation.

Le Chapitre A.1 nous indique que seulement 3% des lésions observées chez l'enfant passeront lors d'un accident de voiture sont localisées au niveau du rachis thoracique et lombaire. Cette valeur passe à 1% si l'enfant est attaché avec un système de retenue adapté. Nous avons donc fait le choix de ne pas étudier les lésions du rachis et avons alors considéré les vertèbres en tant que corps rigides. Ce choix de modélisation permet de réduire le nombre de degrés de liberté du modèle d'environ 50 000. Les disques intervertébraux n'ont pas été modélisés, les articulations entre les vertèbres étant entièrement modélisées par des liaisons mécaniques (« spring »). Les os des pieds et des mains ont également été considérés comme des corps rigides.

La définition de liaisons mécaniques pour la modélisation des articulations nous a amené à définir des corps rigides au niveau des extrémités osseuses. Ainsi, la partie corticale des épiphyses des os longs, des extrémités des côtes, des parties articulaires des scapulas et des clavicules et d'une partie de l'os occipital autour du foramen magnum ont été définis comme des corps rigides.

2.2 Caractéristiques mécaniques

2.2.1 Propriétés matériaux

Compte tenu du manque de données de caractérisation mécanique des tissus de l'enfant, nous allons définir les propriétés implémentées dans le modèle à partir des données pédiatriques existantes et de données adultes mises à l'échelle pour combler les données manquantes. La méthode utilisée est en partie inspirée par la méthode décrite par *Mizuno et coll. (2005)* pour le développement d'un modèle éléments finis d'enfant de 3 ans. Les études de caractérisation des tissus pédiatriques sur lesquelles nous nous basons sont décrites en détail dans le Chapitre A.3.

2.2.1.1 Os cortical

L'os cortical a été modélisé par une loi matériau élastoplastique de Johnson-Cook (loi 2 de la bibliothèque Radioss). Ce modèle relie la contrainte à la déformation plastique et à la vitesse de déformation plastique. Une description détaillée de cette loi est donnée en Annexe VI. La fracture des os a également été implémentée par la définition d'une contrainte maximale et d'une déformation maximale. Le solveur Radioss gère la rupture par suppression des éléments ayant dépassé un des seuils fixés pour la déformation ou la contrainte.

A partir des essais de flexion d'os cortical décrits par *Currey et Butler (1975)*, nous avons réalisé des régressions quadratiques du module de Young, de la résistance à la flexion, du travail absorbé et de la flèche en fonction de l'âge (cf. Figure 16). Le modèle de régression de la résistance à la flexion nous permet de calculer le ratio (λ_σ) entre un enfant de 6 ans et un adulte qui est égal à 0,80. Nous avons alors supposé que les ratios de la contrainte

d'écoulement et de la contrainte de rupture étaient égaux au ratio de résistance à la flexion. Les contraintes d'écoulement ($\sigma_{y,6ans}$) et de rupture ($\sigma_{u,6ans}$) chez l'enfant sont alors définies en fonction des contraintes d'écoulement ($\sigma_{y,adulte}$) et de rupture ($\sigma_{u,adulte}$) chez l'adulte :

$$\sigma_{y,6ans} = \lambda_{\sigma} \cdot \sigma_{y,adulte} \quad (4)$$

$$\sigma_{u,6ans} = \lambda_{\sigma} \cdot \sigma_{u,adulte} \quad (5)$$

De la même façon, le ratio de la flèche à la rupture entre un enfant de 6 ans et un adulte est de 1,49. Nous avons alors supposé que le ratio de la déformation à la rupture (λ_{ϵ}) était égal au ratio de la flèche à la rupture. La déformation à la rupture chez l'enfant ($\epsilon_{max,6ans}$) est alors définie en fonction de la déformation à la rupture chez l'adulte ($\epsilon_{max,adulte}$) :

$$\epsilon_{max,6ans} = \lambda_{\epsilon} \cdot \epsilon_{max,adulte} \quad (6)$$

D'après le modèle de régression basé sur les travaux de *Currey et Butler (1975)*, le ratio du module de Young (λ_E) entre un enfant de 6 ans et un adulte est de 0,68 et le module de Young d'un enfant de 6 ans pour le fémur est de 10,6 GPa. Nous avons supposé que cette valeur du module de Young était identique pour l'os cortical de tous les os long. D'après *McPherson et Kriewall (1980)*, la valeur du module de Young pour l'os pariétal d'un enfant de 6 ans ($E_{6ans,OP}$) est de 6,6 GPa (valeur moyenne entre des sollicitations parallèles et perpendiculaires aux fibres de l'os). Le module de Young pour les autres os (E_{6ans}) est calculé à partir du module de Young de l'adulte :

$$E_{6ans} = \lambda_E \cdot E_{adulte} \quad (7)$$

Nous avons supposé que le coefficient de Poisson de l'enfant de 6 ans (ν_{6ans}) était égal au coefficient de Poisson de l'adulte.

Les propriétés de l'os cortical manquantes ont été calculées à partir de données adultes de la littérature sur la base des équations (4), (5), (6) et (7) :

- *Kim et coll. (2009)* ont résumé les propriétés du pelvis données par *Dalstra et coll. (1995)* et *Majumder et coll. (2004)*.
- *Kumaresan et coll. (2000)* ont résumé les propriétés des vertèbres.
- *Kemper et coll. (2005)* ont étudié les propriétés des côtes.
- Plusieurs propriétés d'os cortical ont également été mises à l'échelle à partir des données du 50 centile homme du modèle HUMOS décrit par *Arnoux et coll. (2001)*.

Le Tableau 20 résume les propriétés matériaux de l'os cortical d'un enfant de 6 ans ainsi obtenues et utilisées dans notre modèle.

Tableau 20 – Propriétés matériaux de l'os cortical d'un enfant de 6 ans.

Os	Module de Young (GPa)	Coefficient de Poisson	Contrainte d'écoulement (MPa)	Déformation à la rupture (%)	Contrainte à la rupture (MPa)
Os long	10,6 *, [1]	0,3 +, [2]	55 +, [2]	4,5 +, [2]	100 *, [8]
Pelvis	11,6 +, [4]	0,3 +, [5]	115 +, [2]	4,5 +, [2]	100 +, [2]
Vertèbre	8,2 +, [6]	0,3 +, [6]	80 +, [2]	4,5 +, [2]	100 +, [2]
Côte	9,5 +, [7]	0,3 +, [2]	65 +, [7]	4 +, [7]	100 +, [7]
Crâne	6,6 *, [3]	0,3 *, [3]	45 +, [2]	4,5 +, [2]	95 +, [2]
Scapula	10,9 +, [2]	0,3 +, [2]	110 +, [2]	6 +, [2]	95 +, [2]
Clavicule	10,9 +, [2]	0,3 +, [2]	110 +, [2]	6 +, [2]	95 +, [2]
Sternum	9,5 +, [2]	0,3 +, [2]	95 +, [2]	6 +, [2]	95 +, [2]
Extrémités	10,2 +, [2]	0,3 +, [2]	100 +, [2]	3 +, [2]	110 +, [2]

'*': Valeurs mesurées sur os d'enfant ; '+': Valeurs dérivées de l'adulte et des équations (4) (5), (6) et (7)

[1] *Currey et Butler (1975)* ; [2] *Arnoux et coll. (2001)* ; [3] *McPherson et Kriewall (1980)*. [4] *Dalstra et coll. (1995)*; [5] *Majumder et coll. (2004)* ; [6] *Kumaresan et coll. (2000)* ; [7] *Kemper et coll. (2005)* ; [8] *Vinz (1969)*.

2.2.1.2 Autres tissus

Compte tenu du peu d'études sur la caractérisation des tissus mous de l'enfant et des faibles différences alors observées entre l'enfant et l'adulte, nous avons considéré que les propriétés de tissus mous et de l'os spongieux étaient équivalentes aux propriétés de l'adulte implémentées dans le modèle HUMOS.

De même, l'absence de données dans la littérature nous a amené à modéliser la partie non ossifiée des épiphyses par une loi élastique (loi 1 de la bibliothèque Radioss) d'après les propriétés du cartilage proposées par *Kumaresan et coll. (2000)*.

Les ligaments, la peau et certains organes ont été modélisés par une loi matériaux viscoélastique. Radioss dispose de deux principales lois viscoélastiques : la loi de Boltzmann (loi 34 de la bibliothèque Radioss) utilisée pour la plupart des organes pleins et la loi Poynting Thomson (loi 35 de la bibliothèque Radioss appelée Kelvin-Voigt généralisée). Une description détaillée de ces lois est donnée en Annexe VI. Les autres tissus ont été modélisés par une loi élastique (loi 1 de la bibliothèque Radioss).

2.2.2 Articulations

Les articulations ont été définies en tant que liaisons mécaniques généralisées (type 8 dans la bibliothèque Radioss). Ces liaisons sont définies par deux nœuds appartenant chacun à une des deux structures articulées. Pour chaque degré de liberté ($i = x, y, z$), la force est donnée par :

$$F_i = f_i(u_i) + C_i \dot{u}_i \quad (8)$$

où C_i est l'équivalent du coefficient d'amortissement visqueux et $f_i(u_i)$ est une fonction de force dépendant du déplacement u_i de la liaison.

Pour chaque degré de liberté ($i = x, y, z$), le moment est donné par :

$$M_i = g_i(\theta_i) + C'_i \dot{\theta}_i \quad (9)$$

où C'_i est l'équivalent du coefficient d'amortissement visqueux et $g_i(\theta_i)$ est une fonction du moment dépendant de la rotation θ_i de la liaison.

Pour les articulations des membres, les fonctions $g_i(\theta_i)$ ont été définies pour respecter les limites articulaires fournies par *Rouvière et Delmas (1991)* et *Thollon (2001)* et les fonctions $f_i(u_i)$ ont été adaptées du modèle HUMOS. Le Tableau 21 donne les limites articulaires des membres. Les propriétés des liaisons du rachis cervical ont été déterminées à partir des essais de *Ouyang et coll. (2005)* (cf. paragraphe 2.2.3). Les liaisons correspondant aux autres articulations ont été adaptées du modèle HUMOS.

Tableau 21 – Limites articulaires des membres. D'après Rouvière et Delmas (1991) et Thollon (2001).

Articulation	Mouvement	Min (°)	Max (°)
Epaule	Flexion-extension	-50	180
	Adduction-Abduction	-30	180
	Rotation	-100	80
Coude	Flexion	0	145
	Pronation-Supination	-80	90
Poignet	Flexion-extension	-70	80
	Déviation ulnaire-radiale	-20	45
Hanche	Flexion-extension	-10	120
	Adduction-Abduction	-45	45
Genou	Flexion-extension	0	150
Cheville	Flexion-extension	-20	50

2.2.3 Rachis cervical

Ouyang et coll. (2005) ont réalisé des essais de traction et de flexion-extension sur des rachis cervicaux d'enfants. Le protocole de ces essais est décrit en détails dans le Chapitre A.3. Dans notre modèle, les vertèbres sont reliées entre elles par des liaisons mécaniques généralisée (type 8 dans la bibliothèque Radioss). L'atlas est également relié à l'os occipital par une liaison mécanique généralisée. Les résultats des essais de *Ouyang et coll. (2005)* vont alors permettre de calibrer les propriétés des liaisons mécaniques entre les vertèbres cervicales. Pour cela, nous avons supposé que les propriétés des articulations de l'ensemble du rachis cervical étaient identiques. Les tissus mous n'ont pas été pris en compte dans les simulations réalisées pour se rapprocher des conditions expérimentales.

2.2.3.1 Flexion

Afin de simuler l'expérience de flexion menée par *Ouyang et coll. (2005)*, les degrés de liberté du crâne ont été bloqués en translation et rotation. Un moment de flexion-extension a alors été imposé au couple T1-T2 (solidaire). Une simulation préalable a permis de mettre le modèle en position initiale de flexion avec un moment imposé de -2,4 N.m. Le moment a alors été augmenté de -2,4 à 2,4 N.m suivant une fonction linéaire par rapport au temps sur une durée totale de simulation de 4 s. La sollicitation expérimentale étant quasi-statique, nous nous sommes assuré qu'une diminution de la vitesse de sollicitation ne modifiait pas la

réponse du modèle numérique. L'angle entre les vertèbres T2 et C2 a été mesuré en fonction du moment imposé et comparé aux résultats expérimentaux. La Figure 58 montre la comparaison entre le groupe expérimental 5-12 ans et la simulation une fois les fonctions d'articulation calibrées en rotation. La fonction de raideur de l'articulation en flexion entre deux vertèbres cervicales est alors donnée par la Figure 59.

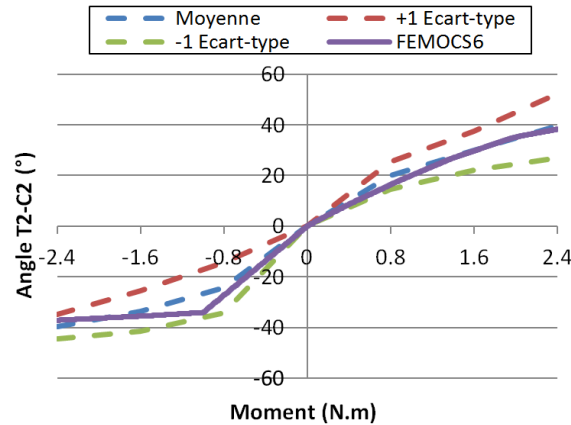


Figure 58 – Simulation de l'expérience de flexion du rachis cervical de *Ouyang et coll. (2005)* et comparaison avec le corridor expérimental.

Les résultats de la simulation sont dans le corridor de réponse proposé par *Ouyang et coll. (2005)*. On remarque toutefois qu'en flexion maximale du cou, la pente du modèle est sensiblement différente de la pente du corridor.

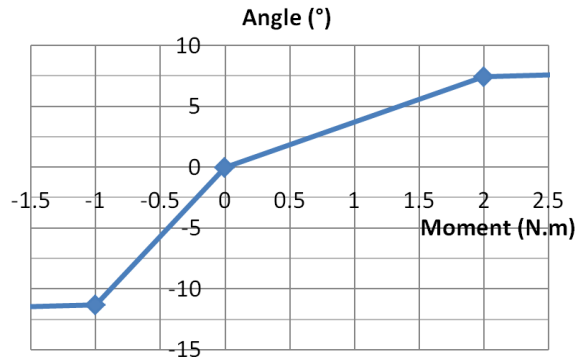


Figure 59 – Fonction de raideur en flexion des articulations entre les vertèbres cervicales.

2.2.3.2 Traction

Afin de simuler l'expérience de traction menée par *Ouyang et coll. (2005)*, les degrés de liberté de T1-T2 ont été bloqués en translation et rotation. Un degré de liberté en rotation a été conservé pour la tête lors de la traction. Une vitesse verticale de 5 mm/s a été imposée à la tête pour effectuer une traction du rachis cervical jusqu'à la rupture d'une des articulations. La force appliquée a été mesurée en fonction du déplacement du centre de gravité de la tête et comparée aux résultats expérimentaux. La Figure 60 montre la comparaison entre la simulation et l'expérimentation une fois les fonctions d'articulation calibrées en traction et en rupture. La raideur de l'articulation entre deux vertèbres cervicales en traction est alors de 40 kN/m.

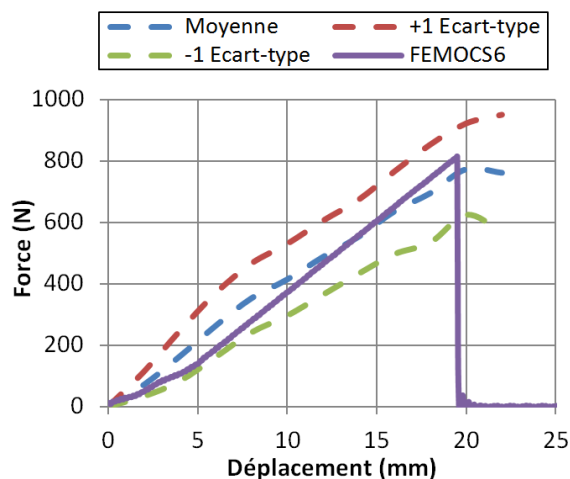


Figure 60 – Simulation de l'expérience de traction du rachis cervical de *Ouyang et coll. (2005)* et comparaison avec le corridor expérimental.

Les résultats de la simulation sont dans le corridor de réponse proposé par *Ouyang et coll. (2005)*. La rupture du rachis cervical du modèle FEMOCS6 intervient pour une force de 814 N et un déplacement de 19,5 mm. La force à la rupture est donc cohérente avec la force à la rupture moyenne observée expérimentalement dans le groupe 5-12 ans. Le déplacement à la rupture est légèrement inférieur au déplacement à la rupture moyen observé expérimentalement dans le groupe 5-12 ans. La localisation de la rupture du modèle se produit entre les vertèbres C2 et C3 contrairement à l'expérimentation où une fracture du cartilage de croissance se produit généralement sur une des vertèbres du segment C5 à T1. Il est cependant peu probable qu'un accident de voiture amène à une décapitation d'un passager équipé d'un système de retenue. Nous avons donc considéré ces différences comme acceptables.

2.3 Discussion

2.3.1 Hypothèses de modélisation

L'utilisation d'une formulation en éléments coques par rapport à une modélisation volumique pour l'os cortical permet de réduire le nombre d'éléments total du modèle et d'obtenir des éléments de taille raisonnable. Cette hypothèse se justifie par la faible épaisseur de l'os cortical par rapport aux autres dimensions. L'épaisseur est en effet inférieure à 5 mm pour l'ensemble des os du modèle.

L'utilisation de liaisons mécaniques pour modéliser les articulations permet de simplifier leur gestion. La modélisation anatomique d'une articulation nécessite en effet une modélisation très précise des ligaments et des muscles en termes de géométrie et de comportement mécanique. Même lorsque ces conditions sont remplies, il est difficile de retrouver un comportement biofidèle de l'articulation. Une telle modélisation pourra donc être réalisée ultérieurement pour les articulations que l'on souhaitera étudier spécifiquement ou si les limitations liées à la modélisation par une liaison mécanique se révèlent trop contraignantes. En effet, la modélisation par une liaison mécanique nécessite la définition de

corps rigides au niveau des extrémités des os ce qui peut modifier la transmission des contraintes au sein des structures osseuses et ainsi altérer la réponse du modèle.

La modélisation des vertèbres par des corps rigides permet de réduire le nombre de degrés de liberté et ainsi d'augmenter la vitesse de calcul. Ce choix se justifie dans notre modèle par la faible fréquence des lésions observées au niveau du rachis. Un modèle déformable du rachis pourra être facilement intégré dans une future évolution du modèle.

2.3.2 Caractérisation mécanique

Compte tenu du manque de données de caractérisation mécanique de l'enfant, nous avons ainsi été contraints de mettre à l'échelle certaines propriétés matériaux à partir des propriétés adultes voire d'intégrer directement certaines valeurs de l'adulte. Pour obtenir les propriétés matériaux de l'os cortical, nous avons privilégié les propriétés de l'enfant. Des facteurs de mises à l'échelle ont été déduits de ces propriétés ce qui a permis d'extrapoler les propriétés manquantes à partir des propriétés adultes. La méthode utilisée, basée sur celle de *Mizuno et coll. (2005)*, a été optimisée en dissociant les propriétés pour les différents os. Certains travaux tentent de contourner le manque de données par des essais non lésionnels pouvant être réalisés in-vivo [*Chotel et coll. (2008)* ; *Tran et coll. (2011)*] ou des essais sur du matériel biologique récupéré lors d'opérations chirurgicales [*Öhman et coll. (2011)* ; *Berteau et coll. (2010)*]. Ces méthodes peuvent représenter une source non négligeable de nouvelles données. Il est également possible de faire une analogie des propriétés mécaniques entre l'homme et l'animal [*Franklyn et coll. (2007)*].

Les travaux de *Ouyang et coll. (2005)* nous ont permis de calibrer les articulations du rachis cervical de notre modèle. La réponse du modèle est alors proche de la réponse expérimentale. Cette méthode ne nous permet cependant pas de dissocier la caractérisation des différentes articulations du rachis cervical. Les mêmes propriétés ont donc été implémentées dans chaque articulation du rachis cervical ce qui constitue une approximation.

2.4 Conclusion

Le modèle éléments finis d'enfant FEMOCS6 a été développé pour fonctionner avec le solveur Radioss. En prenant en compte les spécificités de ce solveur et les différents aspects de la problématique de l'enfant, nous avons définis des hypothèses de modélisation et déterminé les caractéristiques mécaniques du modèle. Les principales hypothèses de modélisation retenues sont :

- la modélisation de la partie corticale des os en éléments coques ;
- la modélisation des articulations par des liaisons mécaniques (« spring ») ;
- la modélisation des muscles par des éléments volumiques pour tenir compte de leurs formes et de leurs propriétés de résistance en compression transverse. Certains muscles ont également été modélisés par des éléments de type ressort pour tenir compte de leurs propriétés contractiles, notamment au niveau du cou ;
- la simplification des vertèbres en corps rigides permettant de réduire le nombre de degrés de liberté du modèle.

Les propriétés affectées aux matériaux du modèle ont en partie été issues de la caractérisation des tissus de l'enfant de la littérature, notamment au niveau de l'os cortical.

Certaines propriétés de l'os cortical ont également été mises à l'échelle à partir de propriétés adultes. Cependant le manque de données nous a amené à affecter des propriétés matériaux adultes à la plupart des tissus du modèle.

Les propriétés des liaisons mécaniques modélisant les articulations des membres ont été établies de façon à respecter les limites articulaires. Les propriétés des articulations du rachis cervical ont été établies afin que la réponse du modèle soit cohérente avec les essais cadavériques de flexion et de traction du rachis cervical de *Ouyang et coll. (2005)*. Les propriétés attribuées aux autres articulations sont issues du modèle HUMOS.

Chapitre B.3 **Evaluation du modèle**

La dernière phase de développement du modèle est son évaluation. Il est en effet nécessaire de s'assurer de la cohérence de la réponse du modèle à des sollicitations proches des conditions d'utilisation finale à savoir une décélération brutale sur un enfant équipé d'un dispositif de retenue. Pour évaluer le modèle FEMOCS6, nous nous sommes basés sur des essais cadavériques sur segments corporels ainsi que sur des essais réalisés sur des corps entiers ou sur des volontaires en situation de passager de véhicule. Les expérimentations utilisées pour l'évaluation du modèle sont décrits en détail dans le Chapitre A.3.

Ainsi, nous étudierons la réponse du modèle à des impacts et à des chargements de ceinture au niveau du thorax ou de l'abdomen. Nous étudierons également la réponse du modèle à un essai d'impact frontal sur chariot.

3.1 Impact latéral du pelvis

La réponse du pelvis du modèle à un impact latéral a été comparée avec les résultats des essais de *Ouyang et coll. (2003)*.

3.1.1 Conditions limites

Afin de reproduire le dispositif expérimental, deux plaques rectangulaires (18x14 cm) ont été positionnées de part et d'autre du modèle au niveau du pelvis, l'une correspondant à l'impacteur et l'autre au support fixé à la table d'expérimentation. Tous les degrés de liberté

du support ont été bloqués. La table d'expérimentation et la couche de téflon ont été modélisées par une paroi rigide (« rigid wall ») horizontale en contact avec la peau du modèle sans frottement. Une couche de 9,5 mm de sorbothane a été modélisée à la surface de l'impacteur et une couche de 9,5 mm de néoprène a été modélisée à la surface du support. Les propriétés matériaux affectées à ces deux couches sont issues de la littérature [Sharma *et coll.* (2002); Berry *et coll.* (2002)]. La Figure 61,a montre la modélisation du dispositif expérimental.

Une masse de 3,24 kg a été affectée à l'impacteur. L'impacteur est lancé à une vitesse initiale de 7,6 m/s et est ensuite libre de se déplacer suivant un unique degré de liberté en translation. Durant l'impact, la force et le déplacement au niveau de l'impacteur ont été mesurés.

3.1.2 Comparaison avec les réponses expérimentales

La Figure 61,b montre la réponse force-pénétration de la simulation du modèle FEMOCS6 comparée aux différentes réponses expérimentales du groupe 5-12 ans. Le Tableau 22 donne une comparaison de certaines caractéristiques obtenues avec le modèle FEMOCS6 et des données expérimentales.

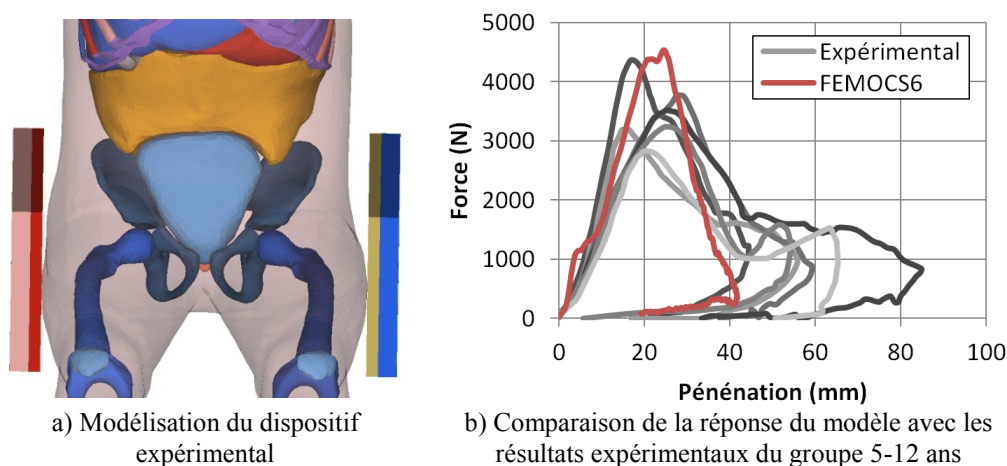


Figure 61 – Simulation de l'impact latéral de pelvis de Ouyang *et coll.* (2003).

La forme de la courbe de réponse du modèle est cohérente avec la forme des différentes réponses expérimentales. Au niveau du pic de force, la réponse de la simulation se situe dans la fourchette haute des réponses expérimentales. La force maximale observée numériquement est légèrement plus élevée (moins de 4%) que la force maximale observée expérimentalement. Au niveau de la pénétration maximale, la réponse de la simulation se situe dans la fourchette basse des réponses expérimentales. La pénétration maximale observée numériquement est légèrement plus faible (moins de 6%) que le minimum de pénétration maximale observée expérimentalement. La raideur à l'origine du modèle est en revanche proche de la raideur moyenne observée expérimentalement.

Tableau 22 – Comparaison des caractéristiques de réponse de la simulation avec les moyennes ($\pm$ écart-type) expérimentales du groupe 5-12 ans de *Ouyang et coll. (2003)*.

	Force maximale (N)	Pénétration maximale (mm)	Raideur (N/mm)
FEMOCS6	4530	41,8	206
Expérimental	3490 $\pm$ 540	58,3 $\pm$ 15,8	233 $\pm$ 72

Il apparaît donc que le comportement du modèle est cohérent avec les données expérimentales. Des précautions seront cependant nécessaires pour l'interprétation des pics de force et de pénétration.

Aucune lésion n'est observée lors de la simulation, ce qui est également cohérent avec les observations expérimentales.

3.2 Impact frontal du thorax

La réponse du thorax du modèle à un impact frontal a été comparée avec les résultats des essais de *Ouyang et coll. (2006)*.

3.2.1 Conditions limites

Afin de reproduire le dispositif expérimental correspondant au groupe 5-12 ans, un impacteur cylindrique de diamètre 7,5 cm a été positionné au niveau du sternum. La table d'expérimentation et la couche de téflon ont été modélisées par une paroi rigide (« rigid wall ») horizontale en contact avec la peau du modèle sans frottement. La Figure 62,a montre la modélisation du dispositif expérimental. Une masse de 3,5 kg a été affectée à l'impacteur. L'impacteur est alors lancé à une vitesse initiale de 6,1 m/s et ensuite libre de se déplacer suivant un unique degré de liberté en translation. Durant l'impact, la force et le déplacement au niveau de l'impacteur ont été mesurés.

3.2.2 Comparaison avec les réponses expérimentales

La Figure 62,b montre la réponse force-pénétration de la simulation du modèle FEMOCS6 comparée aux différentes réponses expérimentales du groupe 5-12 ans. Le Tableau 23 donne une comparaison de certaines caractéristiques du modèle FEMOCS6 et des données expérimentales.

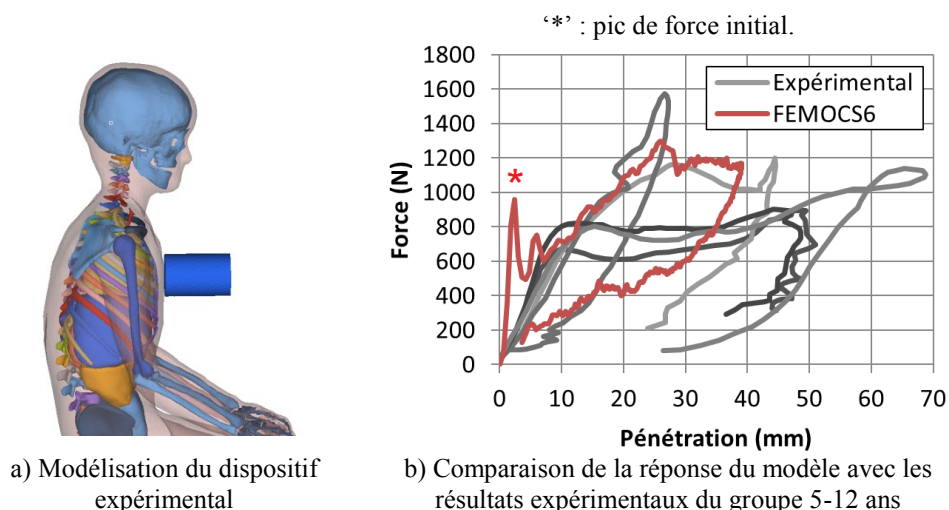
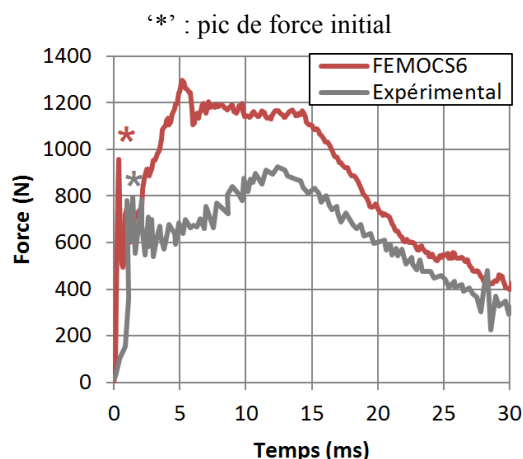


Figure 62 – Simulation de l'impact frontal de thorax de *Ouyang et coll. (2006)*.

La forme de la courbe de réponse du modèle est cohérente avec la forme des différentes réponses expérimentales. On observe toutefois sur la réponse du modèle un pic de force initial (symbolisé par '*' sur la Figure 62,b). Ce pic n'apparaît pas sur les caractéristiques expérimentales force-pénétration données par *Ouyang et coll. (2006)*. Cependant, on retrouve un pic de force similaire sur l'ensemble des caractéristiques expérimentales force-temps (non filtrées par rapport au temps) du groupe 5-12 ans. La Figure 63 montre la caractéristique force-temps pour l'un des sujets de l'étude où l'on distingue un pic de force initial (symbolisé par '*'). Le pic de force initial observé lors de la simulation est donc cohérent avec les données expérimentales. Il correspond probablement à l'impact entre le sternum et l'impacteur, avant que le comportement mécanique soit représentatif de la flexion de la cage thoracique.



N.B. : Données expérimentales décalées dans le temps pour que 0 ms corresponde au début du pic de force.

Figure 63 – Caractéristique force-temps de l'impact de thorax d'un sujet de 5 ans (*Ouyang et coll. (2006)*) et du modèle FEMOCS6.

Au niveau de la force maximale, la réponse de la simulation se situe dans la fourchette haute des réponses expérimentales. Au niveau de la pénétration maximale, la réponse de la simulation se situe dans la fourchette basse des réponses expérimentales. Si le pic de force initial n'est pas pris en compte, la raideur à l'origine du modèle est également proche de la

raideur moyenne observée expérimentalement. De même, la pente de la caractéristique force-pénétration lors de la phase de décharge du modèle est proche des pentes observées expérimentalement.

Tableau 23 – Comparaison des caractéristiques de réponse de la simulation avec les moyennes ($\pm$ écart-type) expérimentales du groupe 5-12 ans de *Ouyang et coll. (2006)*.

	Force maximale (N)	Pénétration maximale (mm)	Raideur (N/mm)
FEMOCS6	1296	39,1	80
Expérimental	1138 $\pm$ 272	50,5 $\pm$ 15,0	75 $\pm$ 18

Il apparaît donc que le comportement du modèle est cohérent avec les données expérimentales. La caractéristique force-pénétration du modèle est même très similaire à celle d'un des sujets de 6 ans de l'étude expérimentale.

Au niveau lésionnel, des pneumothorax ont été observés chez la plupart des sujets expérimentaux. La contrainte maximale observée au niveau des poumons du modèle est de 0,46 MPa et la déformation s'étend de -156% à 127%. Une fracture du sternum apparaît au niveau d'une des arêtes de l'impacteur lors de l'impact du modèle éléments finis. Cette fracture n'apparaît pas dans les expérimentations.

3.3 Compression dynamique du thorax

La réponse du thorax du modèle à un chargement dynamique de ceinture diagonale a été comparée avec les résultats des essais de chargement-relaxation de *Kent et coll. (2009)*. On notera que l'épaisseur thoracique du sujet expérimental est proche de l'épaisseur thoracique du modèle (4%).

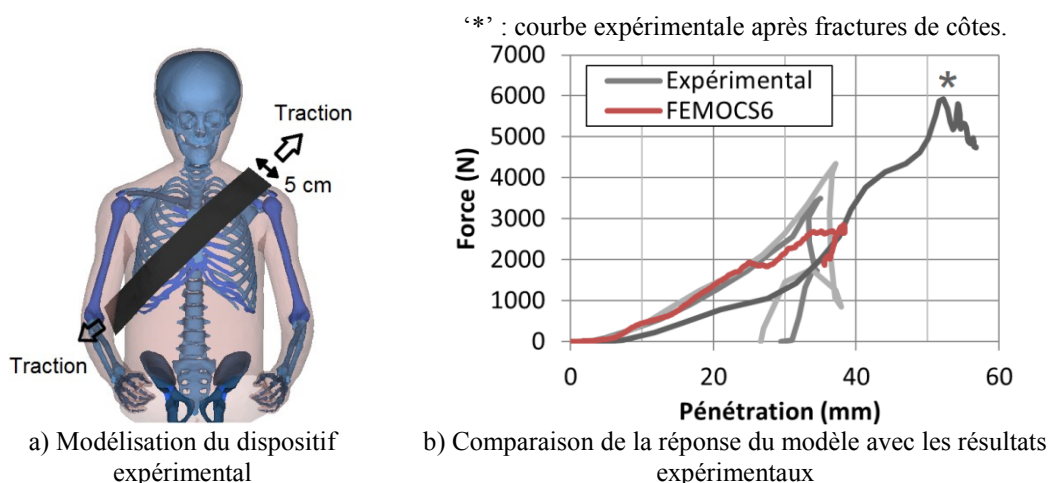
3.3.1 Conditions limites

Afin de reproduire le dispositif expérimental, une ceinture de 5 cm de largeur a été modélisée par des éléments de type coque d'épaisseur 1 mm. Le matériau affecté à la ceinture est purement élastique et de module de Young égal à 97 GPa. La ceinture a été disposée selon un angle d'environ 30° avec le plan sagittal. La ligne médiane de la ceinture modélisée passe au niveau de la clavicule gauche et s'échappe latéralement au niveau de la dixième côte droite. La translation verticale a été bloquée pour les nœuds de la peau du dos du modèle d'enfant pour modéliser l'interaction avec la table d'expérimentation. La Figure 64,a montre la modélisation du dispositif expérimental. Durant la simulation, la pénétration de la ceinture dans le thorax est mesurée par le déplacement du sternum. La force mesurée correspond à la résultante de la force de réaction du dos.

Nous avons choisi de simuler un des essais de chargement-relaxation. L'expérimentation présentant la déformation la plus élevée n'a pas été retenue car la réponse expérimentale suggère que la stabilité de la cage thoracique aurait été compromise par un des essais précédents. Nous avons alors simulé l'un des deux autres essais de chargement-relaxation avec une ceinture diagonale. Le déplacement des extrémités de la ceinture du modèle a été imposé de façon à ce que l'enfoncement du thorax du modèle corresponde au déplacement mesuré expérimentalement en fonction du temps.

3.3.2 Comparaison avec les réponses expérimentales

La Figure 64,b montre la réponse force-déplacement du modèle FEMOCS6 comparée aux différentes réponses expérimentales. La raideur thoracique du modèle est équivalente à la raideur thoracique observée expérimentalement jusqu'à environ 25 mm de déplacement du sternum. La raideur du modèle reste alors constante alors que la raideur observée expérimentalement augmente légèrement.



Plusieurs fractures de côtes sont observées sur le modèle éléments finis lors du chargement. Les côtes 1 et 2 subissent notamment une fracture au niveau des articulations costo-vertébrales lorsque le déplacement du sternum est de 32 mm. Les lésions observées après l'ensemble des essais de Kent et coll. (2009) étaient situées sur les côtes 2 à 7 au niveau de l'articulation sterno-costale et au niveau latéral.

3.4 Compression dynamique de l'abdomen

La réponse de l'abdomen du modèle à un chargement dynamique de ceinture abdominale a été comparée avec les résultats des essais de chargement-relaxation de Kent et coll. (2009). On notera que l'épaisseur abdominale du sujet expérimental est proche de l'épaisseur abdominale du modèle (5%).

3.4.1 Conditions limites

Afin de reproduire le dispositif expérimental, une ceinture de 5 cm de largeur a été modélisée par des éléments de type coque d'épaisseur 1 mm. Le matériau affecté à la ceinture est purement élastique et de module de Young égal à 97 GPa. La ligne médiane de la ceinture modélisée passe au niveau de l'ombilic dans le cas de la sollicitation au niveau de la partie inférieure de l'abdomen, et 7 cm au-dessus de l'ombilic dans le cas de la sollicitation au niveau de la partie supérieure de l'abdomen. La translation verticale a été bloquée pour les nœuds de la peau du dos du modèle d'enfant pour modéliser l'interaction avec la table

d'expérimentation. La Figure 65 montre la modélisation des dispositifs expérimentaux. Durant la simulation, la pénétration de la ceinture dans l'abdomen est mesurée par le déplacement de la ceinture au niveau du plan sagittal. La force mesurée correspond à la résultante de la force de réaction du dos.

Nous avons simulé les essais de chargement-relaxation dynamiques sur les parties inférieure et supérieure de l'abdomen. Le déplacement des extrémités de la ceinture du modèle a été imposé de façon à ce que l'enfoncement de l'abdomen du modèle corresponde au déplacement mesuré expérimentalement en fonction du temps.

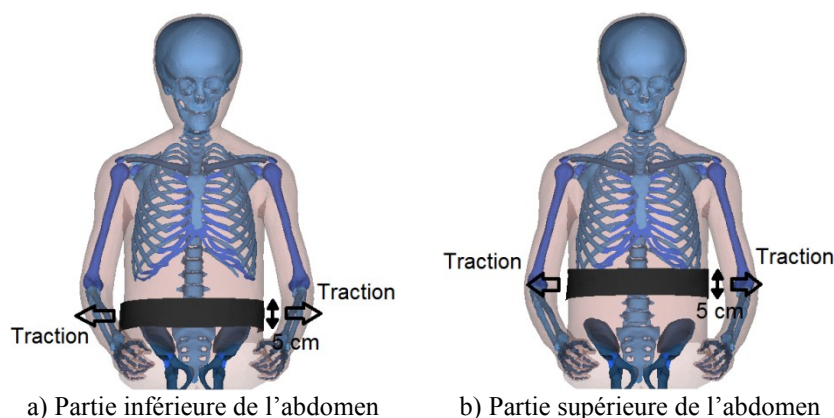


Figure 65 – Modélisation des dispositifs expérimentaux de chargement de ceinture sur l'abdomen de Kent et coll. (2009).

3.4.2 Comparaison avec les réponses expérimentales

La Figure 66 montre les réponses force-déplacement du modèle FEMOCS6 comparées aux réponses expérimentales. La réponse du modèle à la sollicitation sur la partie inférieure de l'abdomen est très proche de la réponse expérimentale équivalente tant en force qu'en déplacement. La force maximale mesurée lors de la simulation est 8% plus faible que la force maximale expérimentale.

La raideur de la partie supérieure du modèle est équivalente à la raideur observée expérimentalement jusqu'à un déplacement de 25 mm (soit 16% de déformation de l'abdomen) puis la raideur du modèle augmente. Ainsi, le début de la réponse du modèle est proche de la réponse expérimentale, mais la force maximale est 30% supérieure à celle observée expérimentalement.

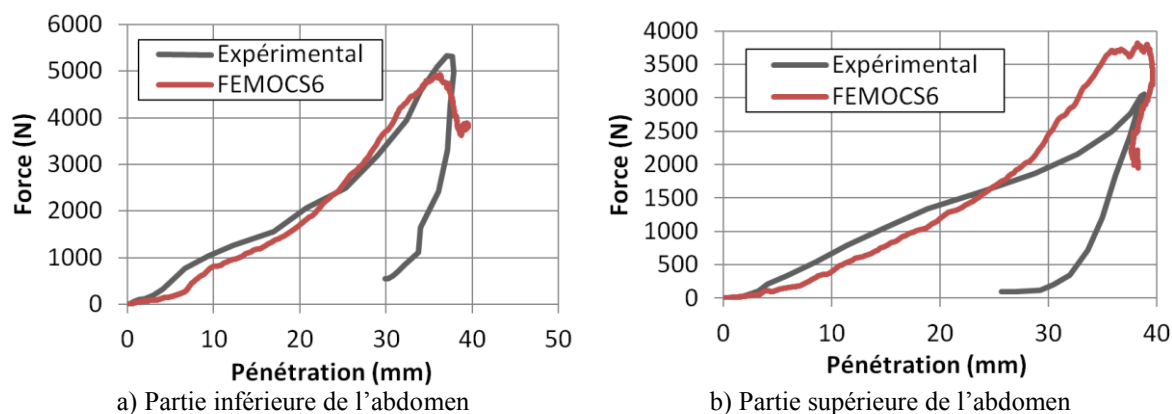


Figure 66 – Comparaison de la réponse du modèle avec les résultats expérimentaux de chargement de ceinture sur l'abdomen de *Kent et coll. (2009)*.

3.5 Choc frontal avec une ceinture 3 points

Le comportement cinématique du modèle à un choc frontal a été comparé avec les résultats des essais de *Arbogast et coll. (2009)*. En particulier, la trajectoire de la tête et le comportement du rachis ont été étudiés.

3.5.1 Conditions limites

Afin de reproduire le dispositif expérimental, une ceinture de 5 cm de largeur a été modélisée par des éléments de type coque d'épaisseur 1 mm. Le matériau affecté à la ceinture est un matériau élastoplastique dont les propriétés sont données par le logiciel Hypercrash (Altair, Troy, USA). Le dispositif expérimental permettant de régler le passage de la ceinture pour l'adapter au sujet, la ligne médiane de la ceinture 3 points modélisée passe par le centre de la clavicule et par le sternum. La Figure 67,a montre la modélisation du dispositif expérimental. Le chariot a été modélisé par un corps rigide comprenant les points d'ancrage de la ceinture, la coque du siège, le support des pieds et les points d'ancrage de la bande de maintien dorsal. Au niveau de l'épaule, l'enrouleur de la ceinture a été modélisé par un ressort dont le point d'ancrage appartient au corps rigide du chariot. La raideur de ce ressort a été implémentée de façon à obtenir une réponse cohérente avec la réponse de l'enrouleur utilisé expérimentalement (cf. Figure 67,b). La jonction entre la ceinture diagonale et la ceinture ventrale est assurée par une liaison de type poulie afin de permettre une transmission des efforts et déplacements entre les deux parties de la ceinture. Le point d'ancrage de la poulie appartient au corps rigide du chariot. L'extrémité gauche de la ceinture ventrale appartient au corps rigide du chariot. Une bande de maintien dorsal a également été ajoutée.

L'accélération imposée au corps rigide correspondant au chariot est l'accélération moyenne mesurée expérimentalement pour les sujets de 6 à 14 ans.

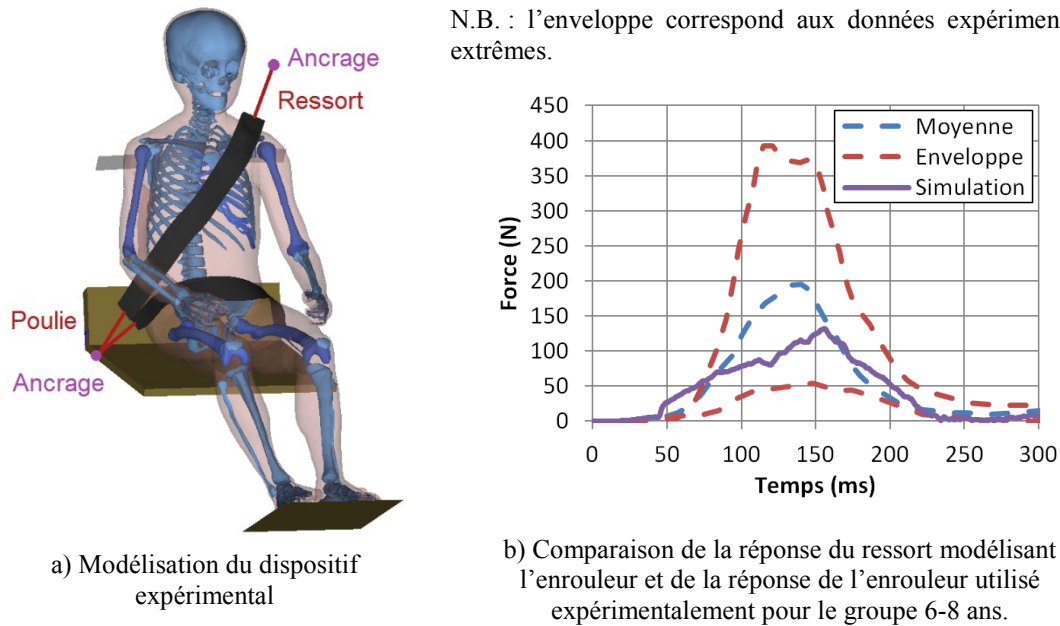


Figure 67 – Simulation d'un essai de chariot de type chariot de Arbogast et coll. (2009).

3.5.2 Comparaison avec les réponses expérimentales

La Figure 68 montre la trajectoire normée de la tête du modèle FEMOCS6 comparée à la réponse expérimentale du groupe 6-8 ans. La trajectoire de la tête du modèle est proche de la moyenne expérimentale jusqu'au déplacement horizontal maximal. Le rebond de la tête du modèle est légèrement plus vertical que la moyenne expérimentale. La trajectoire de la tête reste toutefois cohérente avec les différentes trajectoires expérimentales observées.

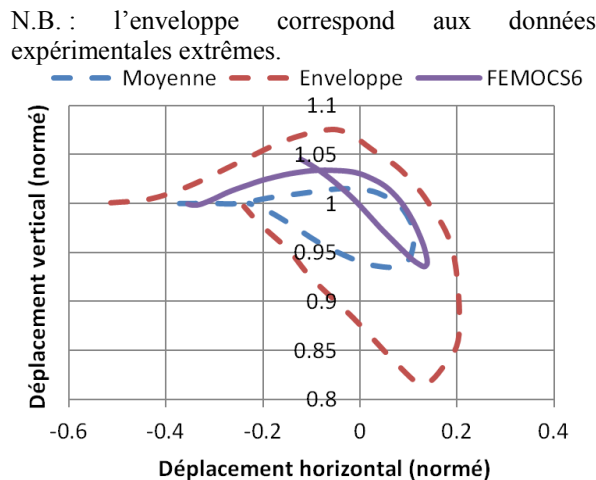


Figure 68 – Comparaison de la trajectoire du sommet de la tête du modèle avec les résultats expérimentaux du groupe 6-8 ans de Arbogast et coll. (2009).

La Figure 69 montre une comparaison du comportement du rachis entre un des sujets de l'étude expérimentale et le modèle. Le sujet, âgé de 8 ans, est le seul sujet enfant dont l'évolution de la courbure du rachis en fonction du temps est donnée par Arbogast et coll. (2009). On notera alors la courbure importante du rachis thoracique du sujet qui n'est pas représentative de la courbure initiale de l'ensemble des sujets du groupe 6-8 ans. La courbure

thoracique du modèle est plus faible que la courbure du sujet mais nous nous intéresserons à l'évolution globale du rachis en fonction du temps et non à sa position absolue.

L'évolution du segment C4-T4 du modèle est très similaire à celle du sujet expérimental. On notera en particulier l'annulation de la courbure du segment C4-T4 au cours de l'impact. On observe un déplacement vertical vers le haut de l'ensemble du rachis. Ce déplacement est présent pour le sujet expérimental et pour le modèle même s'il est plus faible dans le cas de la simulation. Il correspond à un décollement de l'enfant par rapport au siège. Ce déplacement vertical n'est pas observé expérimentalement chez l'adulte. Le déplacement horizontal des différentes vertèbres est similaire entre le modèle et le sujet de 8 ans. On notera notamment une rotation du rachis observée à partir de 150 ms lors de la simulation et chez le sujet expérimental. Cette rotation est limitée voire inexistante chez l'adulte.

N.B. : Données expérimentales décalées dans le temps pour que 0 ms corresponde au début du pic d'accélération du chariot. Les données ont été normées par la taille du sujet en position assise.

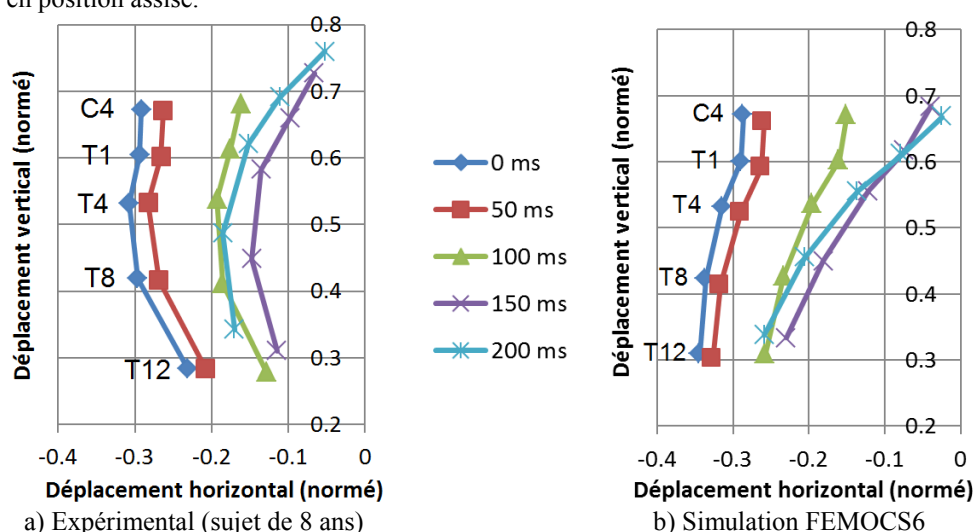


Figure 69 – Comparaison du comportement du rachis entre un des sujets de l'étude expérimentale (8 ans) et le modèle FEMOCS6. D'après Arbogast et coll. (2009).

Le comportement du modèle est donc cohérent avec le comportement des sujets expérimentaux enfants au niveau de la trajectoire de la tête et du rachis. On notera en particulier le décollement du modèle du siège et la rotation du rachis observés lors de la simulation et chez les sujets enfants mais limités chez l'adulte.

3.6 Discussion

Le comportement du modèle a été comparé avec plusieurs expérimentations. Les essais cadavériques de *Ouyang et coll. (2003)* et *Ouyang et coll. (2006)* ont été réalisés sur plusieurs sujets. Des différences notables sont observées entre les réponses des différents sujets pour un même essai. Les réponses des essais de *Kent et coll. (2009)*, réalisés sur un unique sujet de 7 ans, doivent donc être nuancées lors de leur utilisation pour évaluer le comportement du modèle. Il est alors raisonnable de considérer la réponse du modèle comme acceptable même si elle s'éloigne légèrement de la réponse expérimentale. C'est notamment le cas pour la partie supérieure de l'abdomen lorsque la raideur du modèle devient plus élevée que la raideur

mesurée expérimentalement, la réponse du modèle restant toutefois relativement proche de la réponse expérimentale.

Au niveau lésionnel, le modèle présente une fracture du sternum lors de la simulation d'impact du thorax. Cette fracture n'a pas été observée expérimentalement. Elle peut être due à la raideur infinie de l'arête de l'impacteur défini en tant que corps rigide. Le modèle présente également des fractures au niveau des articulations costo-vertébrales lors de la simulation de compression thoracique par une ceinture diagonale. Expérimentalement, les fractures ont été observées au niveau costo-sternal. Cette différence peut être due à la définition des articulations du modèle. En effet, pour pouvoir être intégrées aux articulations, les extrémités des côtes ont été définies en tant que corps rigides, ce qui peut avoir un effet sur la transmission des efforts et ainsi changer la localisation de la contrainte maximale donc de la rupture. Aucune fracture n'a été observée dans les autres essais et dans les simulations correspondantes.

Les simulations d'évaluation du modèle ont permis d'étudier son comportement global lors de chargements dynamiques de ceintures de sécurité diagonale et ventrale ainsi que lors d'un essai d'impact frontal. Le comportement du modèle a ainsi été évalué pour un accident en choc frontal lors de l'utilisation d'un dispositif de ceinture adapté, c'est à dire une ceinture 3 points passant par la clavicule et le sternum (éventuellement à l'aide d'un rehausseur). L'évaluation du comportement des parties inférieure et supérieure de l'abdomen permet également de prendre en compte le cas d'un sous-marinage dans lequel la ceinture ventrale ne serait plus retenue par le pelvis. L'essai d'impact latéral du pelvis permet d'étendre le domaine d'évaluation du modèle à un impact direct entre l'intérieur du véhicule et le bassin de l'enfant lors d'un accident en choc latéral.

Des essais complémentaires pourraient également permettre d'étendre le domaine d'évaluation du modèle à des impacts directs des membres ou de la tête avec des éléments de l'intérieur de l'habitacle notamment avec les sièges avant ou une portière. Le modèle FEMOCS6 peut cependant permettre de définir les conditions limites de l'impact à implémenter dans des modèles de tête d'enfant plus précis comme celui de *Roth et coll. (2008)*.

L'évaluation du modèle repose essentiellement sur la réponse des segments corporels dans leur ensemble. Le comportement des organes internes in situ et leur interaction lors d'une simulation doivent donc être interprétés avec précaution. On notera que cette précaution est également valable pour les modèles adultes. En effet, même si le comportement individuel des organes et leurs interactions peuvent être validés par comparaison avec des essais sur pièces anatomiques, il est difficile à l'heure actuelle de valider ces comportements in situ.

3.7 Conclusion

Les essais présentés nous indiquent un comportement mécanique cohérent du modèle. Nous avons ainsi évalué la réponse du thorax à un impact frontal et à un chargement dynamique par une ceinture diagonale. La réponse de l'abdomen à un chargement de ceinture ventrale et la réponse de la région pelvienne à un impact latéral ont également été évaluées. Enfin, le comportement global du modèle et notamment au niveau de la tête et du rachis a été évalué pour un choc frontal avec un dispositif de retenue 3 points adapté à la morphologie de l'enfant.

Le comportement mécanique du modèle est donc compatible avec une utilisation lors d'un accident en choc frontal lorsque l'enfant est équipé d'un dispositif de retenue ainsi que pour un choc latéral au niveau de la région pelvienne.

Chapitre B.4 Reconstruction d'un accident réel

Le modèle FEMOCS6 a été développé pour étudier le comportement mécanique d'un enfant lors d'un accident de voiture. Il a été évalué pour un usage en choc frontal avec l'utilisation d'un dispositif de retenue adapté. C'est dans ce cadre que nous allons simuler un accident réel avec le modèle. Une analyse dynamique a été réalisée à partir du recueil de données effectué suite à un accident impliquant un enfant de 6 ans. Les résultats de cette étude ont permis de déterminer les conditions limites à imposer au modèle FEMOCS6. L'analyse lésionnelle du modèle a ensuite été comparée aux lésions de l'enfant accidenté. Certains mécanismes lésionnels ont également été observés. La Figure 70 résume la démarche utilisée. Ce travail a été réalisé en collaboration avec Geoffroy Thill (Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne) lors d'un stage ingénieur.

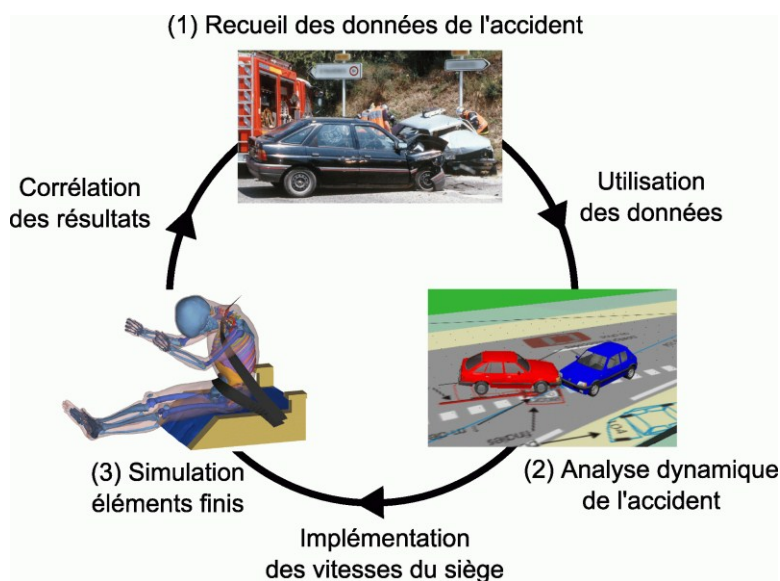


Figure 70 – Démarche de la reconstruction d'un accident réel.

4.1 Description de l'accident

L'accident a été sélectionné dans la base de données de recueil d'accident de l'unité de recherche Mécanismes d'Accidents (MA) de l'IFSTTAR. Il se devait d'être un choc frontal et impliquer un enfant de 6 ans passager retenu par un dispositif adapté. L'enfant devait également présenter des lésions pour pouvoir les comparer à celles observées lors de la simulation.

L'accident retenu implique une Ford Escort, avec le conducteur et un enfant passager, et une Peugeot 104, avec le conducteur uniquement (Figure 71).

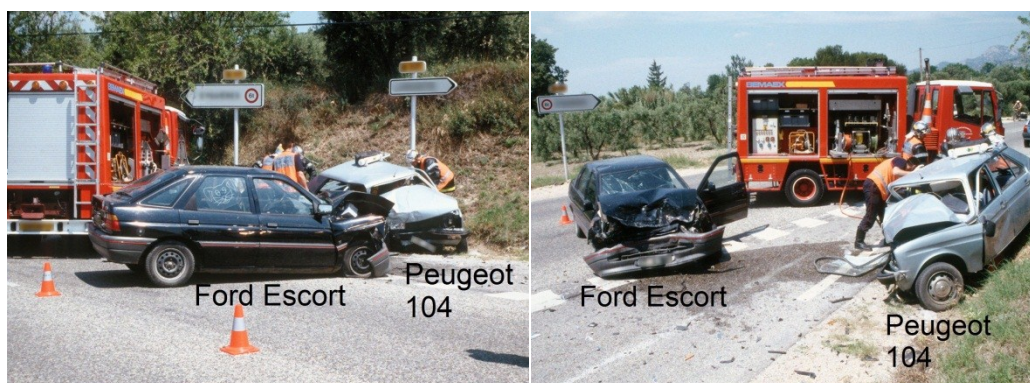


Figure 71 – Photos de l'accident étudié.

L'enfant, une fille de 6 ans, 120 cm et 20 kg était assis sur le siège avant droit du véhicule dans un rehausseur et retenu par une ceinture 3 points (Figure 72). Les lésions observées chez l'enfant suite à la collision sont :

- un traumatisme facial (hématome malaire à droite et hématome au menton) ;
- des hématomes au niveau des deux crêtes iliaques ;
- des hématomes au niveau de la racine de la cuisse droite.

Des examens supplémentaires (étude radiographique) ont montré qu'il n'y avait pas de fracture apparente.



Figure 72 – Photo du rehausseur sur le siège avant-droit.

4.2 Reconstitution cinématique de l'accident

A partir des données recueillies après l'accident (témoignages, traces de freinage, position finale des véhicules, etc.) une configuration spatiale approximative des véhicules au moment du choc a été déterminée (Figure 73,a). Ces données sont complétées par des calculs basés sur la conservation de la quantité de mouvement et de l'énergie qui permettent d'estimer la vitesse des véhicules juste avant l'impact.

La configuration spatiale et les vitesses estimées ont alors été utilisées pour réaliser une étude dynamique complète des véhicules (du freinage à l'arrêt complet des véhicules en passant par l'impact). Cette étude a été réalisée avec le logiciel de reconstruction d'accident PC-Crash (DSD Linz, Autriche). La Figure 74 montre la visualisation en 3D de la cinématique de l'accident.

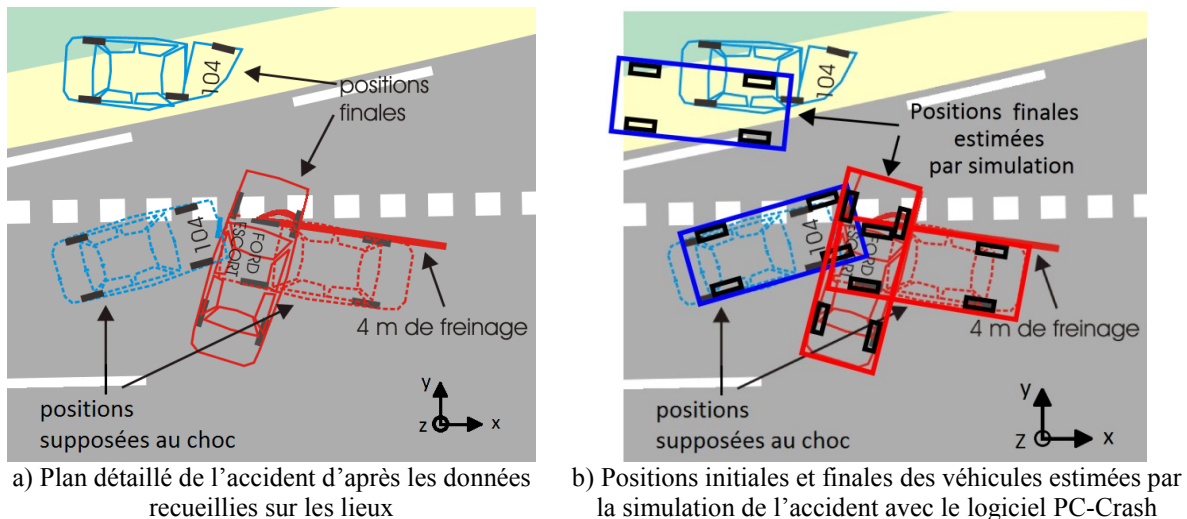


Figure 73 – Configuration de l'accident impliquant une Ford Escort (en rouge) dans laquelle se trouve l'enfant et une Peugeot 104 (en bleu).

Une étude paramétrique a ainsi été réalisée pour déterminer la configuration la plus probable autour de la configuration estimée lors de l'étude préalable (vitesse d'impact, localisation de l'impact, angle d'impact). Le critère d'évaluation de la pertinence des

simulations réalisées avec PC-Crash est la position finale des véhicules. La Figure 73,b montre les positions initiales et finales des véhicules de la configuration optimale déduite de l'étude paramétrique.

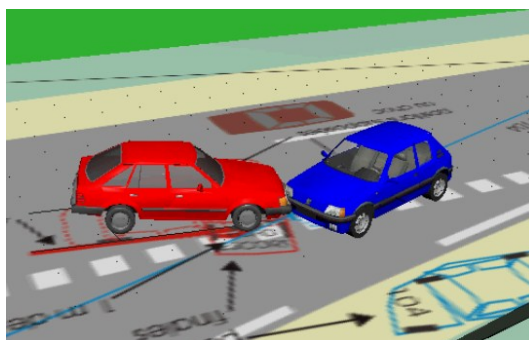


Figure 74 – Visualisation 3D de la cinématique de l'accident impliquant une Ford Escort (en rouge) et une Peugeot 104 (en bleu).

Le logiciel fournit alors en fonction du temps les vitesses linéaires et angulaires du siège avant droit de la Ford Escort sur lequel était installé l'enfant (Figure 75). Ces vitesses vont servir de base à la simulation de l'accident avec le modèle élément finis d'enfant.

N.B. : Le pic à $t = 80$ ms correspond à la déformation maximale des véhicules.

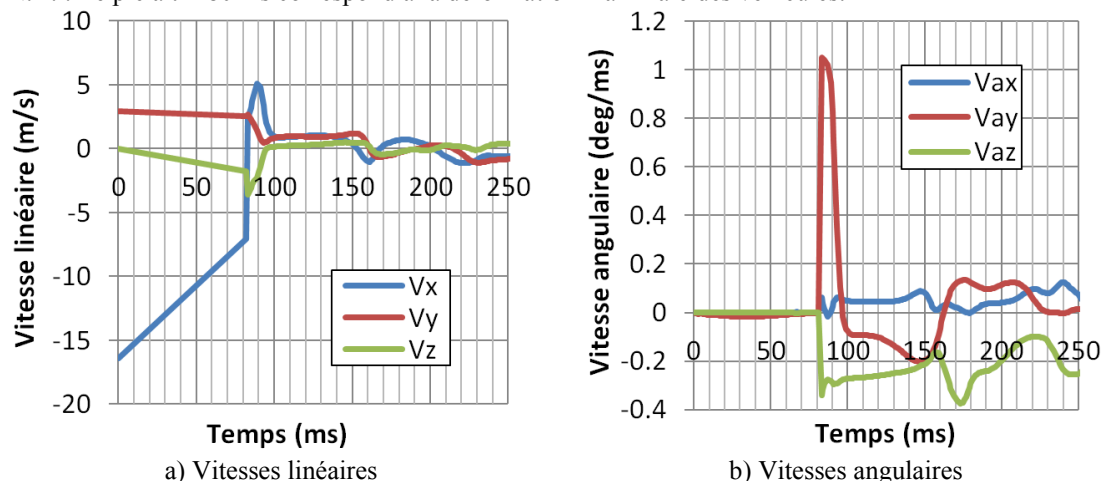


Figure 75 – Vitesses linéaires et angulaires du siège avant droit de la Ford Escort fournies par la simulation de l'accident avec PC-Crash.

4.3 Simulation de l'accident avec le modèle d'enfant

4.3.1 Conditions limites

Le siège du véhicule a été considéré comme un corps rigide auquel les vitesses linéaires et angulaires calculées précédemment ont été imposées. Afin de reproduire la configuration de l'accident, le modèle FEMOCS6 a été placé sur un rehausseur. La géométrie du rehausseur a été reproduite à partir des photos prises sur les lieux de l'accident (Figure 72) et des mesures réalisées par *Serre et coll. (2011)*. Le dossier du siège a également été modélisé. Les parties centrales du rehausseur et du dossier ont été définies en tant que mousse. La partie arrière du

dossier et la coque du rehausseur ont été définies en tant que corps rigides solidaires du siège. Une ceinture de 5 cm de largeur a été modélisée par des éléments de type coque d'épaisseur 1 mm. Le passage de la ceinture au niveau de la clavicule, du sternum et de l'ombilic correspond au 50^{ème} centile des mesures réalisées par *Serre et coll. (2011)*. La Figure 76 montre le dispositif de retenue utilisé lors de la simulation d'accident. Le matériau affecté à la mousse du siège et du rehausseur est élastique et le matériau affecté à la ceinture est élastoplastique. Les propriétés de ces matériaux sont fournies par le logiciel Hypercrash (Altair, Troy, USA).

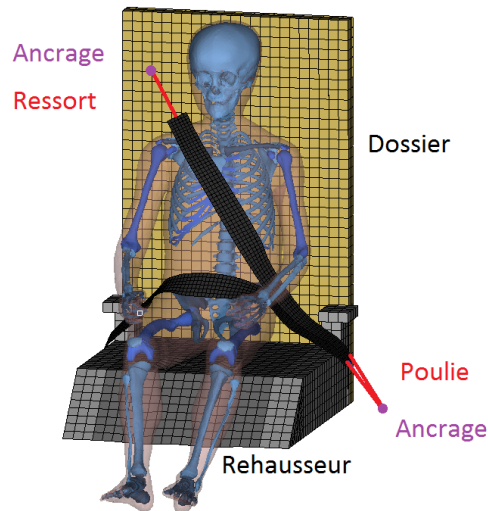


Figure 76 – Modélisation du dispositif de retenue utilisé lors de la simulation d'accident.

Au niveau de l'épaule, l'enrouleur de la ceinture est modélisé par un ressort dont le point d'ancrage appartient au corps rigide du siège. Les caractéristiques de ce ressort sont fournies par le logiciel Hypercrash et prennent en compte la fonction de blocage et de limiteur d'effort de l'enrouleur. La jonction entre la ceinture diagonale et la ceinture ventrale est assurée par une liaison de type poulie afin de permettre une transmission des efforts et déplacements entre les deux parties de la ceinture. Le point d'ancrage de la poulie et l'extrémité droite de la ceinture ventrale appartiennent au corps rigide du siège.

Le modèle d'enfant a été positionné dans le siège par une simulation préliminaire dans laquelle le modèle a été soumis aux forces de pesanteur. L'habitacle du véhicule n'a pas été modélisé.

La durée de la simulation de l'accident a été fixée à 120 ms ce qui permet d'observer les pics de vitesses longitudinales et angulaires imposées au siège.

4.3.2 Résultats de la simulation

La Figure 77,a montre la configuration du modèle d'enfant lorsque la flexion du rachis cervical est maximale. La Figure 77,b montre le phénomène de sous-marriage observé lors de la simulation. Les crêtes iliaques de l'enfant ne sont pas suffisamment développées pour retenir la ceinture ventrale. Le bassin glisse alors sous la ceinture ventrale qui comprime directement les tissus mous de l'abdomen et notamment les intestins. Ce résultat est cohérent avec la fréquence d'apparition des lésions des intestins et de l'estomac par rapport aux autres

lésions abdominales [Arbogast et coll. (2004)]. La ceinture diagonale glisse également sur le thorax et appuie alors au niveau du cou.

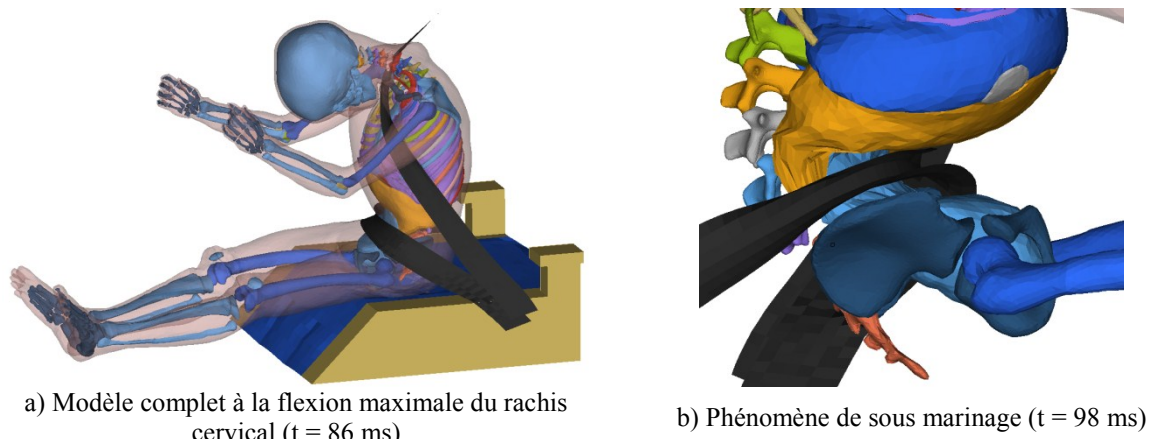


Figure 77 – Simulation d'un accident réel avec le modèle FEMOCS6.

La Figure 78 montre la courbure du rachis lors de l'accident. La flexion maximale du rachis cervical (entre C1 et C7) est de 52° et atteinte au temps $t = 86$ ms. Aucune rotation notable du rachis cervical n'a été observée lors de la simulation.

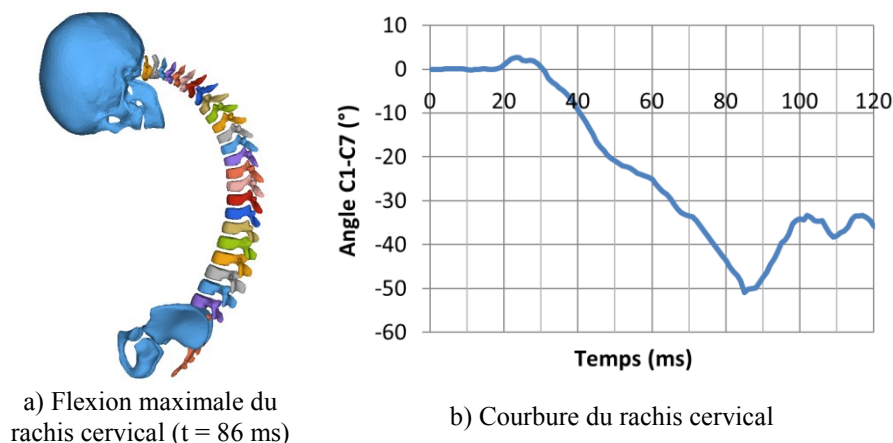


Figure 78 – Courbure du rachis

La Figure 79 montre les contraintes observées au niveau de la peau du modèle. On remarque que les contraintes les plus élevées sont localisées au niveau du passage de la ceinture notamment au niveau des crêtes iliaques et du cou.

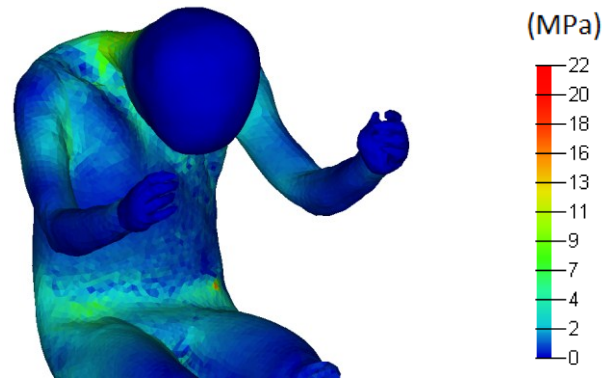


Figure 79 – Contraintes de Von Mises au niveau de la peau ($t = 90$ ms).

La Figure 80 montre les contraintes de l'os cortical observées au niveau de la cage thoracique. Les contraintes au niveau de la partie supérieure du manubrium gauche sont supérieures à la contrainte à la rupture calculée à partir des valeurs adultes (Chapitre B.2 Tableau 20). Les contraintes sont également élevées sur les premières côtes droites et sur la clavicule droite où vient s'appuyer la ceinture diagonale. On observe également des contraintes élevées au niveau postérieur des côtes, proche des articulations costo-vertébrales.

N.B. : Les seuils de fracture correspondent aux seuils calculés à partir des données adultes (cf. Tableau 20)

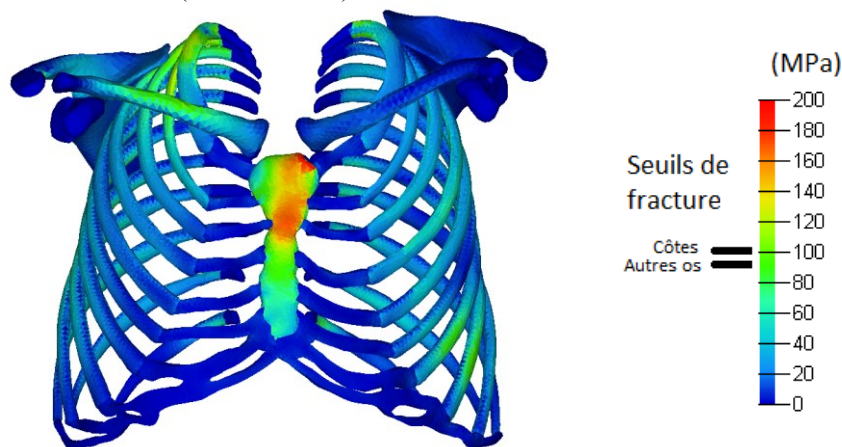


Figure 80 – Contraintes de Von Mises au niveau la cage thoracique ($t = 92$ ms).

La Figure 81 montre les contraintes de l'os cortical observées au niveau du pelvis. Des contraintes élevées (supérieures au seuil de fracture calculé dans le Chapitre B.2) sont situées au niveau de la crête iliaque gauche et à proximité de la symphyse pubienne.

N.B. : Le seuil de fracture correspond au seuil calculé à partir des données adultes (cf. Tableau 20)

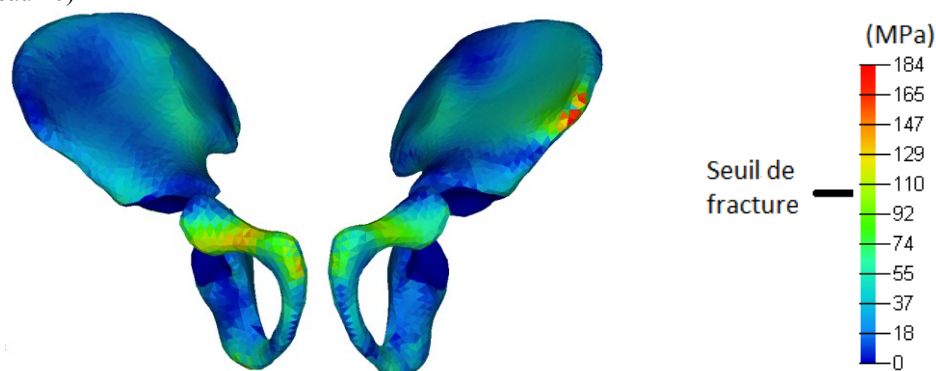


Figure 81 – Contraintes de Von Mises au niveau du pelvis (t = 92 ms).

Roth et coll. (2009) ont étudié les paramètres mécaniques pouvant prédire au mieux les lésions de la tête chez un enfant de 3 ans. Deux des paramètres présentant la meilleure prédiction sont les contraintes du cerveau et le pic d'accélération linéaire. La Figure 82 montre les contraintes au niveau de l'encéphale. Les contraintes les plus élevées sont situées sur les parties antérieure et supérieure. *Roth et coll. (2009)* proposent un seuil lésionnel entre 0,011 et 0,044 MPa en fonction des propriétés matériaux utilisées pour le cerveau. Les contraintes maximales observées dans le modèle FEMOCS6 sont 2 à 3 fois supérieures au seuil lésionnel le plus élevé. Un pic d'accélération linéaire de 324 g est également observé lors de la simulation à t = 91 ms. Le seuil lésionnel proposé par *Roth et coll. (2009)* est de 530 g.

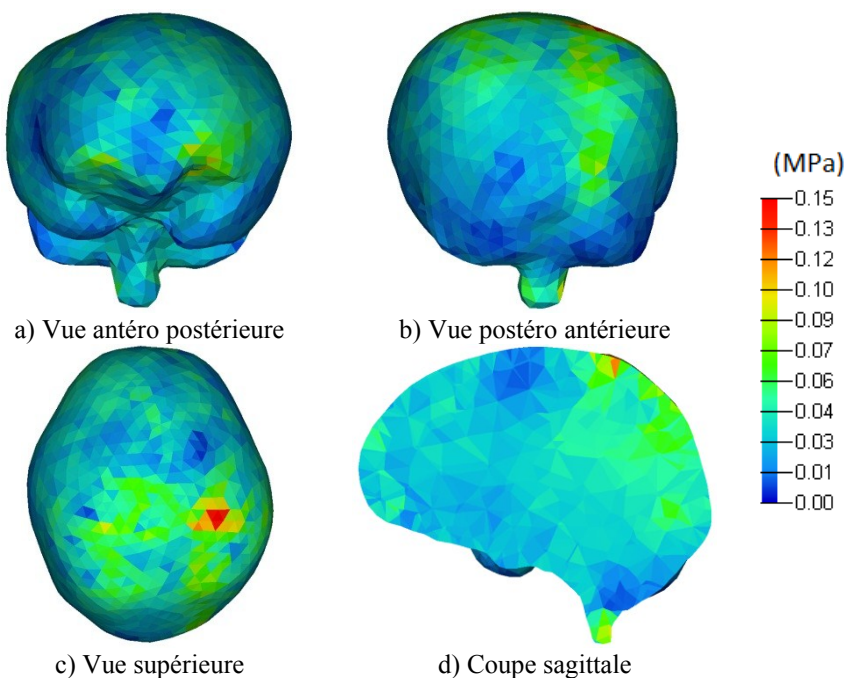


Figure 82 – Contraintes de Von Mises au niveau de l'encéphale (t = 92 ms).

4.4 Discussion

L'utilisation du logiciel PC-Crash permet d'obtenir la cinématique des véhicules lors de l'accident mais présente certaines limites. En effet, le comportement des véhicules lors de l'impact est basé sur une méthode énergétique [Datentechik (2008)]. Une surévaluation du pic de décélération des véhicules peut ainsi être observée au moment de l'impact.

Aucune fracture n'a été détectée par radiographie suite à l'accident. Les contraintes maximales observées sur les os lors de la simulation sont supérieures aux seuils de contraintes à la rupture calculés. Plusieurs explications sont envisageables :

- La modélisation des articulations et l'introduction inhérente de corps rigides pour les extrémités osseuses peut modifier la transmission des efforts et ainsi créer des concentrations de contraintes locales. Ce phénomène s'observe notamment au niveau des articulations costo-vertébrales.
- Si des lésions ont eu lieu au niveau du cartilage, ces dernières n'ont pas nécessairement pu être détectées lors de l'examen radiographique.
- Les propriétés matériaux calculées pour l'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.

Les hématomes observés au niveau de la face sont probablement dus à un choc avec l'habitacle, probablement la portière, lors de la rotation du véhicule. La durée de la simulation de l'accident ne permet pas d'observer cette partie de l'accident. En revanche, la Figure 79 et la Figure 81 permettent de visualiser les contraintes élevées au niveau des crêtes iliaques et de la racine de la cuisse droite, ce qui correspond à la localisation des hématomes relevés sur l'enfant lors de l'accident.

Aucune lésion cérébrale n'a été observée lors de l'accident réel. Or, si le pic d'accélération linéaire observé lors de la simulation est inférieur au seuil lésionnel proposé par Roth et coll. (2009), les contraintes observées au niveau du cerveau sont beaucoup plus élevées que le seuil lésionnel proposé. Plusieurs paramètres peuvent expliquer le dépassement de ce seuil lors de la simulation :

- Le seuil est proposé pour un enfant de 3 ans ;
- La loi matériau utilisée pour l'encéphale influence le seuil lésionnel. Or la loi implémentée dans le modèle FEMOCS ne correspond pas aux lois utilisées par Roth et coll. (2009).
- La tête du modèle FEMOCS6 ne prend pas en compte le liquide cérébro-spinal. Il y a donc un contact direct entre l'encéphale et le crâne, ce qui peut augmenter sensiblement les contraintes au niveau de l'encéphale.

Les contraintes au sein de l'encéphale ne semblent donc pas être un critère lésionnel pertinent pour notre modèle. L'étude des lésions de la tête du modèle FEMOCS6 pourra alors être réalisée à partir des pics d'accélération linéaire mais des précautions devront être prises lors de l'interprétation des lésions.

4.5 Conclusion

Le modèle FEMOCS6 a été utilisé pour simuler un accident réel impliquant un enfant de 6 ans passager d'un véhicule lors d'un choc frontal. Une reconstruction de la cinématique des véhicules a permis d'obtenir les vitesses linéaires et angulaires au niveau du siège de l'enfant. Ces vitesses ont alors été considérées comme conditions limites lors de la simulation par éléments finis de l'accident.

La simulation n'a pas permis d'expliquer les hématomes observés au niveau de la face de l'enfant lors de l'accident réel. Ces derniers sont sans doute dus à un choc contre une partie de l'habitacle, ce qui n'a pas pu être observé numériquement. Les contraintes élevées au niveau des crêtes iliaques et de la racine de la cuisse observées lors de la simulation sont en revanche cohérentes avec la localisation des hématomes relevés sur l'enfant.

Lors de la simulation un phénomène de sous-marinage a également été observé. La ceinture ventrale ne s'appuie plus sur une partie osseuse et compresse alors les organes internes. Ce mécanisme lésionnel n'aurait pas pu être observé avec les modèles physiques et numériques existants.

Les seuils de contraintes à la rupture des os ont localement été dépassés bien qu'aucune fracture n'ait été observée sur l'enfant. Ces seuils permettent en effet de fournir un ordre de grandeur mais leur dépassement n'implique pas systématiquement une fracture.

La démarche utilisée pour simuler l'accident pourra servir de base à la simulation d'autres accidents impliquant des enfants. La corrélation entre les lésions observées suite à des accidents réels et les niveaux d'efforts observés lors des simulations pourrait alors permettre de déterminer des seuils lésionnels pour les différents segments corporels du modèle FEMOCS6. Une démarche similaire a été utilisée par *Roth et coll. (2009)* pour établir des seuils lésionnels pour la tête.

Discussion générale

Le manque de données de caractérisation mécanique de l'enfant constitue le principal verrou scientifique de notre projet. Nous avons ainsi été contraints de mettre à l'échelle certaines propriétés matériaux à partir des propriétés adultes voire d'implémenter directement certaines valeurs de l'adulte. Certains travaux récents tentent de contourner ce verrou scientifique en réalisant par exemple des essais non invasifs [Berteau et coll. (2010) ; Tran et coll. (2011)] ou sur du matériel biologique récupéré suite à des opérations chirurgicales [Öhman et coll. (2011)]. Si ces méthodes présentent également des limites, elles peuvent représenter une source non négligeable de nouvelles données. De par les différences de législation entre pays, certains travaux récents comme ceux de Ouyang et coll. (2003) et Kent et coll. (2009) permettent également de contourner une partie du verrou scientifique par des essais sur des sujets d'anatomie enfants. Ce type d'étude reste cependant rare compte tenu des fortes contraintes éthiques.

L'accès limité à des données d'imagerie ne nous a pas permis d'obtenir des données complètes de membres d'enfant. La géométrie des membres de notre modèle a donc été mise à l'échelle à partir de géométries de membres d'adultes. Par l'utilisation d'un algorithme de mise à l'échelle non linéaire, nous avons évité d'obtenir des membres de petit adulte. La gravité des lésions observées aux membres chez l'enfant passager étant limitée, la modélisation des membres est moins critique dans le cadre de notre étude. La géométrie du tronc, bien qu'obtenue à partir d'images scanner à due être mise en position assise ce qui est une source d'approximation géométrique. De plus, les données utilisées proviennent de plusieurs sujets puisque nous n'avons pas eu accès à des données d'imagerie d'un corps complet. L'idéal aurait été de baser notre étude sur un unique sujet pour limiter les approximations induites par la phase d'assemblage. Une solution pourrait être l'utilisation d'une IRM ouverte qui présente l'avantage de pouvoir fournir des données d'imagerie en position assise et d'être une technologie non invasive ce qui pourrait permettre de l'utiliser sur des enfants volontaires (sous réserve d'acceptation par une commission d'éthique).

La gestion des articulations par des liaisons mécaniques et l'introduction inhérente de corps rigides peut influencer la transmission des efforts. Une modélisation anatomique des articulations avec l'introduction de certains ligaments par exemple permettrait d'obtenir un modèle plus fidèle. Une telle modélisation nécessiterait cependant un temps de développement et une puissance de calcul beaucoup plus importants pour un gain limité en fonction du domaine d'étude du modèle. Nous préconisons donc, dans le futur, de raffiner les articulations autour desquelles un traumatisme spécifique est attendu, en fonction de l'utilisation du modèle.

Au niveau lésionnel, les fractures en « bois vert » ou en « motte de beurre » sont des mécanismes lésionnels complexes difficiles à modéliser en éléments finis. Une modélisation très 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.

Le comportement mécanique du thorax et de l'abdomen du modèle est très proche de la réponse expérimentale. Le modèle FEMOCS6 peut alors servir de base pour l'étude de phénomènes plus complexes. La gestion des fluides (air et sang) dans un futur développement du modèle pourrait être gérée par l'implémentation d'une pression pulmonaire ou sanguine. L'utilisation d'éléments de formulation respectant les équations d'écoulements pourrait également être envisagée mais les interactions fluides-structures sont extrêmement coûteuses en temps de calcul.

Le modèle FEMOCS6 est donc susceptible d'évoluer, par la mise à jour des propriétés mécaniques à partir des nouvelles études de caractérisation ou par le couplage avec des modèles plus fins de segments corporels comme le rachis ou la tête. Intervient alors la contrainte technologique qui limite la puissance de calcul à disposition. Une modélisation plus fine induit nécessairement un coût en temps de calcul plus élevé. Il est donc nécessaire de faire des choix de modélisation en fonction de ce que l'on souhaite observer. Le modèle FEMOCS6 a été développé pour que le temps de calcul d'une simulation d'accident soit acceptable (de l'ordre de quelques jours). L'augmentation des capacités de calcul permettra donc ultérieurement de raffiner certains aspects de la modélisation.

Le développement et l'évaluation du modèle FEMOCS6 constituent une étape importante dans l'étude des mécanismes lésionnels de l'enfant de 6 ans passager d'un véhicule. Le modèle tel qu'il a été développé permet en effet d'étudier le comportement d'un enfant lors d'un accident mais pourra également servir de base à l'étude de mécanismes lésionnels complexes dans d'autres domaines de recherche.

Conclusion générale

L'utilisation d'un modèle éléments finis d'enfant peut permettre de comprendre les mécanismes lésionnels lors d'un accident. Il est alors nécessaire que ce modèle soit le plus biofidèle possible. Nous avons donc, au cours de ce projet, développé un modèle éléments finis d'enfant de 6 ans afin que son comportement mécanique soit proche du comportement décrit dans la littérature.

Ce projet de thèse s'intègre dans les activités de recherche du Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA) sur l'amélioration de la protection de l'être humain au cours d'un accident de la route et plus particulièrement à la problématique de l'enfant. Cette problématique a amené le LBA à participer à différents projets notamment le projet ANR Secur-Enfant et le projet européen CASPER.

Problématique de l'enfant

La première étape de nos travaux a permis de cerner la problématique de l'enfant en accidentologie. Le but de cette partie était de fournir les bases permettant de définir les hypothèses à implémenter dans le modèle et de donner un aperçu des méthodes de modélisations envisageables. Cette étape est essentiellement basée sur les données de la littérature.

La plupart des enfants tués lors d'un accident de la route le sont en tant que passager d'un véhicule de tourisme. La protection des enfants est fortement dépendante de l'utilisation d'un système de retenue adapté qui permet de limiter la gravité au niveau lésionnel. La répartition des lésions par segment corporel est également liée au dispositif de retenue utilisé. Cette répartition nous a permis de définir les segments corporels auxquels une attention particulière devait être portée lors de la modélisation. Ainsi, la tête est le segment corporel subissant le plus de lésions et la plus grande proportion de lésions sévères et critiques. Le thorax et le rachis thoraco-lombaire sont touchés dans une moindre proportion mais la gravité des lésions observées peut toutefois être sévère voire critique. Au contraire, les membres plus souvent touchés présentent des lésions de gravité moindre.

La connaissance de l'anthropométrie et des spécificités anatomiques de l'enfant est également nécessaire au développement du modèle. La croissance engendre une modification continue du corps de l'enfant dans des proportions et à des vitesses différentes en fonction du segment corporel. Au niveau externe, cela se traduit par une différence notable entre les proportions des segments corporels de l'enfant et de l'adulte. Au niveau interne, on remarque une croissance non corrélée entre les organes et une évolution de la position relative de certains organes par rapport à leur environnement. Les os vont également s'ossifier tout au long de la croissance ce qui induit certaines lésions observées uniquement chez les enfants. Ces lésions peuvent impliquer ou non le cartilage de conjugaison. L'enfant, quel que soit son âge, n'est donc pas un petit adulte que ce soit en termes de dimensions, de structure des tissus ou de lésions.

Ces évolutions observées lors de la croissance ont une incidence sur le comportement mécanique des tissus. Plusieurs études se sont intéressées à la caractérisation mécanique de

l'os de l'enfant et ont montré une évolution des propriétés de l'os en fonction de l'âge. L'os cortical est moins rigide chez l'enfant que chez l'adulte, et l'énergie absorbée par l'os à la rupture est plus importante chez l'enfant. Peu d'études en revanche se sont intéressées à la caractérisation mécanique des tissus mous de l'enfant. Parmi les études disponibles, les différences de comportement mécanique en fonction de l'âge sont souvent non significatives et négligeables par rapport aux différences au sein d'une même classe d'âge. Des études se sont également intéressées à la caractérisation du comportement mécanique de différents segments corporels et au comportement global du corps en situation de choc frontal et latéral. Que ce soit à l'échelle de l'organe, du segment corporel ou du corps entier, le comportement mécanique de l'enfant est différent de celui de l'adulte.

L'état de l'art des principaux modèles physiques et numériques d'enfant nous a permis d'identifier les différentes approches envisageables pour la modélisation et l'évaluation ainsi que les éventuels manques à combler. Les âges clefs développés dans la plupart des modèles présentés sont le nouveau-né, l'enfant de 3 ans, l'enfant de 6 ans et l'enfant de 10 ans. Des âges intermédiaires ont également été développés pour quelques modèles. On notera qu'il n'existe pas, à notre connaissance, de modèle éléments finis de corps complet représentant un enfant de 6 ans.

Développement et évaluation du modèle

La seconde étape de nos travaux qui représente plus le travail personnel effectué lors de ce projet a été le développement et l'évaluation du modèle éléments finis FEMOCS6 représentant un enfant de 6 ans dans son intégralité ainsi que son utilisation dans une configuration d'accident réel.

L'acquisition géométrique du modèle a été réalisée par une combinaison de deux méthodes différentes. Une méthode d'acquisition à partir de données d'imagerie a été privilégiée afin d'obtenir une géométrie d'enfant et non de petit adulte. La modélisation du tronc et de la tête a ainsi été réalisée à partir de données d'imagerie d'enfant. Ainsi, environ 1300 coupes scanner ont été analysées et une centaine de structures anatomiques ont été reconstruites. Le manque de données pour les membres nous a conduit à effectuer une mise à l'échelle non linéaire d'une géométrie adulte. La géométrie des différents segments corporels a ensuite été assemblée puis maillée. Le modèle est alors constitué d'environ 390 000 éléments triangle et 460 000 éléments tétraédriques de taille caractéristique de 1 à 8 mm. La géométrie finale est cohérente avec les moyennes anthropométriques d'un enfant de 6 ans. On notera cependant que la largeur à la taille et dans une moindre mesure la largeur au thorax sont plus élevées que les moyennes anthropométriques. Cette géométrie a été validée d'un point de vue qualitatif par plusieurs pédiatres.

Le modèle a été développé pour intégrer les différents aspects de la problématique de l'enfant. Nous avons pour cela défini des hypothèses de modélisation et déterminé les caractéristiques mécaniques du modèle. Les principales hypothèses de modélisation retenues sont :

- La modélisation de la partie corticale des os en éléments coques ;
- La modélisation des articulations par des liaisons mécaniques (« spring ») ;
- La modélisation des muscles par des éléments volumiques pour tenir compte de leurs formes et de leurs propriétés de résistance en compression. Certains muscles ont

également été modélisés par des éléments de type ressort pour tenir compte de leurs propriétés contractiles, notamment au niveau du cou ;

- La simplification des vertèbres en corps rigides permettant de réduire le nombre de degrés de liberté du modèle.

Les propriétés affectées aux matériaux du modèle ont été en partie issues de la caractérisation des tissus de l'enfant de la littérature, notamment au niveau de l'os cortical. Pour contourner le manque de données, certaines propriétés de l'os cortical ont également été mises à l'échelle à partir de propriétés adultes. Cependant, de l'absence d'information sur la caractérisation des autres tissus nous a amenés à affecter des propriétés matériaux adultes à la plupart des tissus du modèle. Les propriétés des liaisons mécaniques modélisant les articulations des membres ont été établies de façon à respecter les limites articulaires. Les propriétés des articulations du rachis cervical ont été établies en simulant des essais de caractérisation de la littérature. Les propriétés attribuées aux autres articulations sont issues du modèle HUMOS.

La dernière phase de développement du modèle est son évaluation. Il est en effet nécessaire de s'assurer de la cohérence de la réponse du modèle à des sollicitations proches des conditions d'utilisation finale à savoir une décélération brutale sur un enfant équipé d'un dispositif de retenue. Pour évaluer le modèle FEMOCS6, nous nous sommes basés sur des essais cadavériques sur segments corporels ainsi que sur des essais réalisés sur des corps entiers ou sur des volontaires en situation de passager de véhicule. Ainsi, nous avons étudié la réponse du modèle à des impacts et à des chargements de ceinture au niveau du thorax ou de l'abdomen. Nous avons également étudié la réponse globale du modèle et notamment au niveau de la tête et du rachis lors d'un choc frontal avec un dispositif de retenue 3 points adapté à un enfant. Le comportement mécanique du modèle FEMOCS6 est cohérent avec l'ensemble de ces essais et est donc compatible avec une utilisation lors d'un accident en choc frontal. Le comportement des organes internes devra toutefois être interprété avec précaution.

Le modèle a finalement été utilisé pour simuler un accident réel impliquant un enfant de 6 ans passager. Une reconstruction de la cinématique des véhicules a permis d'obtenir les vitesses linéaires et angulaires au niveau du siège de l'enfant. Ces vitesses ont alors été considérées comme conditions limites lors de la simulation par éléments finis de l'accident avec le modèle FEMOCS6. Des similitudes ont été établies entre les niveaux de contraintes et la localisation des hématomes observés sur l'enfant accidenté. La simulation a également permis d'observer le mécanisme de sous-marriage décrit dans la littérature et qui est en partie dû à l'ossification incomplète des crêtes iliaques de l'enfant. La démarche utilisée pourra servir de base à la simulation d'autres accidents impliquant des enfants.

Perspectives

Plusieurs utilisations du modèle FEMOCS6 peuvent être envisagées à court et moyen termes. La simulation de plusieurs accidents réels pourra permettre d'établir une corrélation entre les lésions observées lors d'un accident et les niveaux de contraintes et de déformation des structures anatomiques du modèle. Cela pourrait amener à la définition de critères pour les structures anatomiques mises en jeu. Le modèle pourra également être utilisé pour étudier l'efficacité des différents dispositifs de retenue et les limites de ces systèmes. Il pourrait éventuellement permettre d'optimiser la protection des dispositifs de retenues existants voire

de développer de nouveaux concepts pour un enfant de 6 ans. En particulier, les systèmes de retenue existants ne sont pas toujours adaptés pour la protection de la tête et du cou.

Le modèle pourra également servir de base pour le développement de la problématique de l'enfant d'un point de vue global, c'est-à-dire sans se limiter à l'âge de 6 ans. La démarche de développement du modèle décrite dans ce manuscrit pourra en effet être reprise pour développer des modèles correspondant à d'autres âges. Des modèles plus précis de certains segments corporels d'enfant pourront également être intégrés au modèle FEMOCS6 comme le rachis ou la tête, afin d'étudier plus précisément certains traumatismes. Une transformation du modèle en position érigée pourra permettre d'étudier d'autres types d'accidents et notamment les accidents impliquant un enfant piéton.

La méthode utilisée pour évaluer notre modèle pourrait être standardisée et servir de base à l'évaluation d'autres modèles, comme les mannequins de crash par exemple. En effet, la calibration et la validation de ces mannequins sont actuellement basées sur des corridors de réponses mis à l'échelle à partir de corridors adultes. Or nous avons vu précédemment que ce type de corridors n'était pas toujours représentatif de la réponse mécanique d'un enfant.

Enfin, sous réserve de critères d'évaluation supplémentaires, le modèle FEMOCS6 pourrait être utilisé dans d'autres contextes que celui de la sécurité routière. Il pourrait ainsi être utilisé dans le domaine de la médecine légale (enfants battus, ...) ou pour la visualisation des effets mécaniques d'un implant par exemple.

Références

- Altair Engineering (2009). "Radioss Theory Manual - 10.0 Version - Large Displacement Finite Element Analysis - PART2." Troy, USA.
- Arbogast K., Chen, I., Nance, M., Durbin, D., Winston, F. (2004). "Predictors of Pediatric Abdominal Injury Risk." Stapp Car Crash Journal **48**: 479-495.
- Arbogast K.B., Balasubramanian, S., Seacrist, T., Maltese, M.R., García-España, J.F., Hopely, T., Constans, E., Lopez-Valdes, F.J., Kent, R.W., Tanji, H. (2009). "Comparison of kinematic responses of the head and spine for children and adults in low-speed frontal sled tests." Stapp Car Crash Journal **53**: 329-372.
- Arkovitz M., Johnson, N., Garcia, V. (1997). "Pancreatic trauma in children: mechanisms of injury." The Journal of trauma **42**(1): 49-53.
- Arnoux P.-J., Thollon, L., Kayvantash, K. (2001). "The RADIOSS Human Model for Safety (HUMOS). Model presentation and guideline." Antony, France, Mecalog.
- Asang E., Posch, P., Engelbrecht, R. (1969). "Experimentelle Untersuchungen über die Bruchfestigkeit des menschlichen Schienbeins." Monatsschrift für Unfallheilkunde **72**(8): 336-344.
- Astier V., Thollon, L., Arnoux, P.J., Mouret, F., Brunet, C. (2008). "Development of a finite element model of the shoulder: application during a side impact." International Journal of Crashworthiness **13**(3): 301-312.
- Automotive TNO (2010). "MADYMO, Human Models Manual, Release 7.2", Delft, the Netherlands, TNO Automotive.
- Balasubramanian S., Seacrist, T., Maltese, M., Arbogast, K., Hopely, T., Constans, E., Sterner, R., Tanji, H., Higuchi, K. (2009). "Head And Spinal Trajectories In Children And Adults Exposed To Low Speed Frontal Acceleration." The 21st International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Stuttgart, Germany.
- Beillas P., Begeman, P.C., Yang, K.H., King, A.I., Arnoux, P.J., Kang, H.S., Kayvantash, K., Brunet, C., Cavallero, C., Prasad, P. (2001). "Lower Limb: Advanced FE Model and New Experimental Data." Stapp Car Crash Journal **45**: 469-494.
- Beillas P., Lafon, Y., Smith, F. (2009). "The effects of posture and subject-to-subject variations on the position, shape and volume of abdominal and thoracic organs." Stapp Car Crash Journal **53**: 127.
- Berry A., Wojtowicki, J., Berry, S., Panneton, R. (2002). "VIBRO Software Experimental Validation." (DREA CR 2001-054): Sherbrooke, Canada, Defence Research and Development Canada.
- Berteau J., Pithioux, M., Chabrand, P., Lasaygues, P. (2010). "Children Bone Elastic Properties Characterization: An Ultrasonic Issue?" 10ème Congrès Français d'Acoustique, Lyon, France.
- Bidal S., Serre, T., Kayvantash, K., Fieschi, M., Bonnoit, J. (2003). "Semiautomatic 3D reconstruction and meshing of organs from 2D contours." The 7th Congrès Numérisation 3D, Paris, France.
- Bourdin X., Trosseille, X., Beillas, P. (2007). "Comparison of tetrahedral and hexaedral meshes for organ finite element modeling : an application to kidney impact." The 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Lyon, France.
- Brun Cassan F., Page, M., Pincemaille, Y., Kallieris, D., Tarrière, C. (1993). "Comparative Study of restrained Child Dummies and Cadavers in Experimental Crashes. ." SAE Technical Paper **933105**.

- Burdi A.R., Huelke, D.F., Snyder, R.G., Lowrey, G.H. (1969). "Infants and children in the adult world of automobile safety design: Pediatric and anatomical considerations for design of child restraints." Journal of Biomechanics **2**(3): 267-280.
- Chabert L., Ghannouchi, S., Cavallero, C. (1998). "Geometrical characterisation of a seated occupant." The 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Windsor, Canada.
- Chiron M., Guillemot, H., Ndiaye, A., Thélot, B. (1998). "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)."
- Chotel F., Braillon, P., Sailhan, F., Gadeyne, S., Panczer, G., Pedrini, C., Berard, J. (2008). "Bone Stiffness in Children: Part I. In Vivo Assessment of the Stiffness of Femur and Tibia in Children." Journal of Pediatric Orthopaedics **28**(5): 534-537.
- Chung S., Batterman, S., Brighton, C. (1976). "Shear strength of the human femoral capital epiphyseal plate." The Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume) **58**(1): 94-103.
- Clavert J.M. (2004). "Fractures chez l'enfant : particularités épidémiologiques, diagnostiques, thérapeutiques". U. L.P.- Faculté de Médecine Strasbourg - DCEM1 2004/ 2005 - Module 12B - Appareil Loco-Moteur.
- Coquet B., Sandoz, B., Savoie, P., Thollon, L., Serre, T., Brunet, C. (2010). "Anthropometric characterization of spleen in children." Surgical and Radiologic Anatomy **32**(1): 25-30.
- Coulangeat F., Jarrar, M.-S., Serre, T., Thollon, L. (2011a). "Reproducibility of geometrical acquisition of intra-thoracic organs of children on CT scans." Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering **14**(8): 715-720.
- Coulangeat F., Jarrar, M.-S., Thollon, L., Serre, T. (2011b). "Growth characterization of intra-thoracic organs of children on CT scans." Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering **In press** (DOI:10.1080/10255842.2011.616943).
- Coulangeat F., Serre, T., Thollon, L. (2011c). "3D Geometrical acquisition of a seated child trunk to create a finite element model for vehicle safety." ISB 2011 Congress XXIII, Brussels, Belgium.
- Currey J. (1999). "What determines the bending strength of compact bone?" Journal of Experimental Biology **202**(18): 2495-2503.
- Currey J., Butler, G. (1975). "The mechanical properties of bone tissue in children." The Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume) **57**(6): 810-814.
- Currey J.D. (1979). "Changes in the impact energy absorption of bone with age." Journal of Biomechanics **12**(6): 459-465, 467-469.
- Dalstra M., Huiskes, R., Van Erning, L. (1995). "Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone." Journal of Biomechanical Engineering **117**(3): 272-278.
- Danzer C. (1919). "The cardiothoracic ratio: an index of cardiac enlargement." The American Journal of the Medical Sciences **157**(4): 513-521.
- Datentechik S. (2008). "PC-Crash A Simulation Program for Vehicle Accidents - Technical and Operating Manual, Version 8.2 ", Linz, Austria.
- De Jager K., Van Ratingen, M., Lesire, P., Guillemot, H., Pastor, C., Schnottale, B., Tejera, G., Lepretre, J.-P. (2005). "Assessing new child dummies and criteria for child occupant protection in frontal impact." The 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Washington, USA.

- De Jong P.A., Nakano, Y., Lequin, M.H., Merkus, P.J., Tiddens, H.A., Hogg, J.C., Coxson, H.O. (2003). "Estimation of lung growth using computed tomography." European Respiratory Journal **22**(2): 235-238.
- De Lange R., Van der Made, R., Feustel, J.R., Subbian, T., Van Hoof, J. (2001). "Development and evaluation of MADYMO child occupant dummy models". TNO MADYMO 4th Users' Meeting of the The Americas. Detroit, USA, TNO.
- De Lange R., Van Rooij, L., Mooi, H., Wisman, J. (2005). "Objective biofidelity rating of a numerical human occupant model in frontal to lateral impact." Stapp Car Crash Journal **49**: 457-479.
- De Schepper J., De Boeck, H., Louis, O. (1996). Measurement of radial bone mineral density and cortical thickness in children by peripheral quantitative computed tomography. Paediatric osteology. New developments in diagnostics and therapy. Amsterdam, Elsevier: 135-140.
- Dejeamnes M., Tarri, C., Thomas, C., Kallieris, D. (1984). "Exploration of biomechanical data towards a better evaluation of tolerance for children involved in automotive accidents." SAE Technical Paper **840530**: 427-440.
- Dimeglio A., Bonnel, F. (1998). La croissance du pied. Le pied de l'enfant et de l'adolescent. A. Dimeglio, C. Hérisson et L. Simon, Elsevier Masson.
- Dimeglio A., Bonnel, F., Muller, C. (1991). Croissance du genou. Le genou de l'enfant et de l'adolescent. A. Dimeglio, L. Simon et C. Hérisson, Elsevier Masson.
- Driscoll M., Aubin, C.E., Moreau, A., Villemure, I., Parent, S. (2009). "The role of spinal concave-convex biases in the progression of idiopathic scoliosis." European Spine Journal **18**(2): 180-187.
- Du Bois P., Fredriksson, L., Ratzel, M., Schneider, D. (2004). "The influence of the mesh on crashworthiness accuracy and sensitivity." LS-Dyna Anwenderforum, Bamberg, Germany.
- Duncan J.M. (1874). "Laboratory note: on the tensile strength of the fresh adult foetus." British Medical Journal **2**(729): 763-764.
- Dupuis R., Meyer, F., Deck, C., Willinger, R. (2006). "Three-year-old child neck finite element modelization." European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology **16**(3): 193-202.
- Faizan A., Sairyo, K., Goel, V.K., Biyani, A., Ebraheim, N. (2007). "Biomechanical rationale of ossification of the secondary ossification center on apophyseal bony ring fracture: A biomechanical study." Clinical Biomechanics **22**(10): 1063-1067.
- Fazekas I.G., Kosa, F., Jobba, G., Meszaros, E. (1971). "Die Druckfestigkeit der menschlichen Leber mit besonderer Hinsicht auf die Verkehrsun-fälle." Zeits Rechtsmed **68**: 207-224.
- Fazzalari N.L., Parkinson, I.H., Fogg, Q.A., Sutton-Smith, P. (2006). "Antero-postero differences in cortical thickness and cortical porosity of T12 to L5 vertebral bodies." Joint Bone Spine **73**(3): 293-297.
- Floret D. (1999). "Protection des enfants dans les voitures: intégrer ses spécificités." Archives de Pédiatrie **6**(3): 247-250.
- Forbes P.A., Van Rooij, L., Rodarius, C., Crandall, J. (2008). "Child human model development: a hybrid validation approach." The International Conference of Crashworthiness, Kyoto, Japan.
- Franklyn M., Peiris, S., Huber, C., Yang, K.H. (2007). "Pediatric material properties: a review of human child and animal surrogates." Critical Reviews in Biomedical Engineering **35**(3-4): 197-342.

- Gehre C., Schindler, V. (2005). "Development of the Numerical Model of the New-Born Child Dummy Q0." The 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Washington, USA.
- Gilsanz V., Ratib, O. (2005). "Hand bone age: A digital atlas of skeletal maturity", Springer.
- Gollogly S., Smith, J.T., White, S.K., Firth, S., White, K. (2004). "The Volume of Lung Parenchyma as a Function of Age: A Review of 1050 Normal CT Scans of the Chest With Three-Dimensional Volumetric Reconstruction of the Pulmonary System." Spine **29**(18): 2061-2066.
- Haug E., Choi, H., Robin, S., Beaugonin, M. (2004). "Human models for crash and impact simulation", Amsterdam, The Netherlands, Elsevier.
- Hirsch C., Evans, F.G. (1965). "Studies on some physical properties of infant compact bone." Acta Orthopaedica Scandinavica **35**: 300-313.
- ICRP (1995). "Basic anatomical and physiological data: The skeleton." Annals of the ICRP **25**(2): 1-80.
- Irwin A., Mertz, H.J. (1997). "Biomechanical basis for the CRABI and Hybrid III child dummies. ". The 41st STAPP Car Crash Conference. Lake Buena Vista, USA, SAE. **Paper no 973317**.
- Javouhey E. (2007). "Enfants victimes de l'insécurité routière : épidémiologie des traumatismes et séquelles. Lyon, Université Claude Bernard.
- Jermakian J., Kallian, M., Arbogast, K. (2007). "Abdominal Injury Risk For Children Seated In Belt Positioning Booster Seats." The 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Lyon, France.
- Johannsen H. (2004). "Possibilities to detect abdominal injuries child dummies considered as an example." Advanced Passive Safety Network - APSN Proceedings: D16 -WG4.2 Workshop on Biomechanical Experiments, Graz, Austria.
- Johannsen H., Schindler, V. (2004). "Technical Report - Literature Review - Abdominal Injuries." Berlin, Technical University of Berlin.
- Jowsey J. (1966). "Studies of Haversian systems in man and some animals." Journal of Anatomy **100**(4): 857-864.
- Jundt (2007). "Modèle d'endommagement et de rupture des matériaux biologiques". Laboratoire de Biomécanique Appliquée. Marseille, Université de la Méditerranée Aix-Marseille II.
- Kallieris D., Barz, J., Schmidt, G., Heess, G., Mattern, R. (1976). "Comparison between child cadavers and child dummy by using child restraint systems in simulated collisions." The 20th STAPP Car Crash Conference, SAE. **760815**.
- Kemper A.R., McNally, C., Kennedy, E.A., Manoogian, S.J., Rath, A.L., Ng, T.P., Stitzel, J.D., Smith, E.P., Duma, S.M., Matsuoka, F. (2005). "Material properties of human rib cortical bone from dynamic tension coupon testing." Stapp Car Crash Journal **49**: 199-230.
- Kent R., Salzar, R., Kerrigan, J., Parent, D., Lessley, D., Sochor, M., Luck, J., Loyd, A., Song, Y., Nightingale, R. (2009). "Pediatric thoracoabdominal biomechanics." Stapp Car Crash Journal **53**: 373-401.
- Kent R., Stacey, S., Kindig, M., Forman, J., Woods, W., Rouhana, S.W., Higuchi, K., Tanji, H., Lawrence, S.S., Arbogast, K.B. (2006). "Biomechanical response of the pediatric abdomen, part 1: development of an experimental model and quantification of structural response to dynamic belt loading." Stapp Car Crash Journal **50**: 1-26.
- Kim J.-E., Li, Z., Ito, Y., Huber, C.D., Shih, A.M., Eberhardt, A.W., Yang, K.H., King, A.I., Soni, B.K. (2009). "Finite element model development of a child pelvis with optimization-based material identification." Journal of Biomechanics **42**(13): 2191-2195.

- Koizumi T., Tsujiuchi, N., Uchida, Y., Okamura, M., de Lange, R., Verver, M. (2004). "Scaling methods for the development of a 3-year-old child FE human model." Advanced Passive Safety Network - APSN Proceedings: D16 -WG4.2 Workshop on Biomechanical Experiments, Graz, Austria.
- Kumaresan S., Yoganandan, N., Pintar, F.A., Maiman, D.J., Kuppa, S. (2000). "Biomechanical study of pediatric human cervical spine: a finite element approach." Journal of Biomechanical Engineering **122**(1): 60-71.
- Labe A. (2008). "Etude des mécanismes lésionnels de la région abdominopelvienne. Applications à la traumatologie virtuelle et à la sécurité routière." Laboratoire de Biomécanique Appliquée. Marseille, France, Université de la Méditerranée Aix-Marseille II.
- Labrune M., De Laveaucoupet, J. (1999). Imagerie du rachis de l'enfant. M. Labrune et G. Kalifa, Masson.
- Lafage V., Dubousset, J., Lavaste, F., Skalli, W. (2004). "3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction." Computer Aided Surgery **9**(1-2): 17-25.
- Lalonde N., Villemure, I., Pannetier, R., Parent, S., Aubin, C. (2010). "Biomechanical modeling of the lateral decubitus posture during corrective scoliosis surgery." Clinical Biomechanics **25**(6): 510-516.
- Langwieder K., Hummel, T. (1994). "Biomechanical Risk Factors for Children in Cars and Aggravation by Misuse of Restraint System." The 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Munich, Germany.
- Langwieder K., Stadler, P., Hummel, T., Fastenmeier, W., Finkbeiner, F. (1997). "Verbesserung des Schutzes von Kindern in Pkw", Bremerhaven, Germany, Wirtschaftsverlag NW.
- Lascombes P., Grosdidier, G., Borrelly, J. (1988). "Particularités anatomiques du bassin chez l'enfant." Chirurgie Pédiatrique **29**(2-3): 59-71.
- Laude M. (2004). "Anatomie Chirurgicale du Coude de l'Enfant." Maîtrise Orthopédique **131**: 10-16.
- Lerat J. (2004). "Orthopédie Sémiologie et traumatologie du membre supérieur." Lyon, France, Faculté de Médecine Lyon-Sud.
- Lesire P., Brun Cassan, F., Yang, J.K., Huang, S., Willinger, R., Meyer, F., Beillas, P., Rodarius, C., Johannsen, H., Eisenach, A. (2010). "Report on relevant children injury in road accidents and specification of children models." (Project deliverable [D.2.1.1]), CASPER : Child Advanced Safety Project for European Roads.
- Lincoln E., Spillman, R. (1928). "Studies on the hearts of normal children : II. Roentgen-Ray Studies." American Journal of Diseases of Children **35**(5): 791-810.
- Liu X.J., Yang, J.K. (2002). "Development of Child Pedestrian Mathematical Models and Evaluation with Accident Reconstruction." Traffic Injury Prevention **3**(4): 321-329.
- Madeline L.A., Elster, A.D. (1995). "Suture closure in the human chondrocranium: CT assessment." Radiology **196**(3): 747-56.
- Majumder S., Roychowdhury, A., Pal, S. (2004). "Dynamic response of the pelvis under side impact load—a three-dimensional finite element approach." International Journal of Crashworthiness **9**(1): 89-103.
- Maltese M.R., Castner, T., Niles, D., Nishisaki, A., Balasubramanian, S., Nysaether, J., Sutton, R., Nadkarni, V., Arbogast, K.B. (2008). "Methods for determining pediatric thoracic force-deflection characteristics from cardiopulmonary resuscitation." Stapp Car Crash Journal **52**: 83-105.
- Maresh M. (1970). Measurements from roentgenograms, heart size, long bone lengths, bone, muscles and fat widths, skeletal maturation. Human Growth and Development. R. W. McCammon. Springfield, Charles C. Thomas: 155-200.

- Margulies S.S., Thibault, K.L. (2000). "Infant skull and suture properties: measurements and implications for mechanisms of pediatric brain injury." Journal of Biomechanical Engineering **122**(4): 364-371.
- Marieb E.N., Hoehn, K. (2005). "Anatomie et physiologie humaines" Adaptation de la 6ème édition américaine, San Fransisco, USA, Benjamin Cummings
- Martin R.B., Atkinson, P.J. (1977). "Age and sex-related changes in the structure and strength of the human femoral shaft." Journal of Biomechanics **10**(4): 223-231.
- Martin R.B., Burr, D.B., Sharkey, N.A. (1998). "Skeletal Tissue Mechanics", New York, Springer.
- McPherson G.K., Kriewall, T.J. (1980). "The elastic modulus of fetal cranial bone: a first step towards an understanding of the biomechanics of fetal head molding." Journal of Biomechanics **13**(1): 9-16.
- Mizuno K., Iwata, K., Deguchi, T., Ikami, T., Kubota, M. (2005). "Development of a three-year-old child FE model." Traffic Injury Prevention **6**(4): 361 - 371.
- Mizuno K., Namikiri, T. (2007). "Analysis of Child Responses in CRS Using Child Human FE Model." The 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Lyon, France.
- Mosekilde L., Viidik, A. (1985). "Correlation between the compressive strength of iliac and vertebral trabecular bone in normal individuals." Bone **6**(5): 291-295.
- Nakayama D., Ramenofsky, M., Rowe, M. (1989). "Chest injuries in childhood." Annals of surgery **210**(6): 770.
- Nováček V., Sandoz, B., Mitton, D., Bruyère, K., Bermond, F., Laporte, S., Skalli, W. (2010). "Subject specific finite element model of child's thorax: construction and first validation." 17th Congress of the ESB, Edinburgh, Scotland.
- Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière (2008). "Enfants (0 à 14 ans) - Grands thèmes de la sécurité routière en France." Paris, France.
- Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière (2010). "La sécurité routière en France - Bilan de l'année 2009." Paris, France.
- Öhman C., Baleani, M., Pani, C., Taddei, F., Alberghini, M., Viceconti, M., Manfrini, M. (2011). "Compressive behaviour of child and adult cortical bone." Bone **49**(4): 769-776.
- Ouyang J., Zhao, W., Xu, Y., Chen, W., Zhong, S. (2006). "Thoracic impact testing of pediatric cadaveric subjects." Journal of Trauma **61**(6): 1492-1500.
- Ouyang J., Zhu, Q., Zhao, W., Xu, Y., Chen, W., Zhong, S. (2003). "Experimental cadaveric study of lateral impact of the pelvis in children." Academic Journal of the First Medical College of PLA **23**(5): 397-401.
- Ouyang J., Zhu, Q., Zhao, W., Xu, Y., Chen, W., Zhong, S. (2005). "Biomechanical assessment of the pediatric cervical spine under bending and tensile loading." Spine **30**(24): 716-723.
- Panuel M., Petit, P., Chaumôtre, K., Navarro, A., Jacquemier, M., Jouve, J., Bollini, G. (2000). "La hanche en croissance." Récupéré le 26/01/2009, de <http://www.sfip-radiopediatrie.org/SFIPoldpages/EPUTIM00/PANTIM00.htm>.
- Parfitt A.M., Travers, R., Rauch, F., Glorieux, F.H. (2000). "Structural and cellular changes during bone growth in healthy children." Bone **27**(4): 487-494.
- Pauleau G., Sandoz, B., Thollon, L., Serre, T., Brunet, C. (2010). "Anthropometric characterization of the child liver." Surgical and Radiologic Anatomy **32**(8): 767-775.
- Prange M.T., Luck, J.F., Dibb, A., Van Ee, C.A., Nightingale, R.W., Myers, B.S. (2004). "Mechanical properties and anthropometry of the human infant head." Stapp Car Crash Journal **48**: 279-299.

- Rambeau M. (1995). "Radiologie Ostéo-Articulaire Normale de l'Enfant." Récupéré le 23/03/2009, de <http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/RADIOANATOMIE/030.html>.
- Reed M., Lehto, M., Schneider, L. (2001). "Development of anthropometric specifications for the six-year-old OCATD." *SAE Transactions* **110**(7): 497-504.
- Robinow M., Chumlea, W.C. (1982). "Standards for limb bone length ratios in children." *Radiology* **143**(2): 433-436.
- Rodarius C., van Rooij, L., de Lange, R. (2007). "Scalability of Human Models." *The 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, Lyon, France.
- Roth S., Raul, J.-S., Ruan, J., Willinger, R. (2007). "Limitation of scaling methods in child head finite element modelling." *International Journal of Vehicle Safety* **2**(4): 404-421.
- Roth S., Raul, J.-S., Willinger, R. (2008). "Biofidelic child head FE model to simulate real world trauma." *Computer Methods and Programs in Biomedicine* **90**(3): 262-274.
- Roth S., Vappou, J., Raul, J.S., Willinger, R. (2009). "Child head injury criteria investigation through numerical simulation of real world trauma." *Computer Methods and Programs in Biomedicine* **93**(1): 32-45.
- Rouvière H., Delmas, A. (1991). "Anatomie humaine: descriptive, topographique et fonctionnelle. Tome 3: Membres, système nerveux central. 13th Ed.", Paris, France.
- Roux P., Fisher, R. (1992). "Chest injuries in children: an analysis of 100 cases of blunt chest trauma from motor vehicle accidents." *Journal of pediatric surgery* **27**(5): 551-555.
- Ruan J., Prasad, P. (2001). "The effects of skull thickness variations on human head dynamic impact responses." *Stapp Car Crash Journal* **45**: 395-414.
- Sairyo K., Goel, V.K., Masuda, A., Vishnubhotla, S., Faizan, A., Biyani, A., Ebraheim, N., Yonekura, D., Murakami, R.I., Terai, T. (2006). "Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring fracture." *European Spine Journal* **15**(6): 923-929.
- Salter R.B., Harris, W.R. (1963). "Injuries involving the epiphyseal plate." *The Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)* **45**(3): 587-622.
- Sandoz B. (2010). "Contribution à la modélisation géométrique et mécanique du tronc de l'enfant". *Laboratoire de Biomécanique*. Paris, Arts et Métiers ParisTech, centre de Paris.
- Sandoz B., Vajda, E., Alonzo, F., Bruyère, K., Bermond, F. (2011). "The mechanics of the in vivo infant and toddler trunk during respiratory physiotherapy." *Clinical Biomechanics*.
- Serre T., Bekkour, T. (2005). "Scaling Technique. Deliverable D03 of Task 1.3." (Ref.:1MED-050315-E1-DA), HUMOS 2 project - G3RD-CT-2002-00803.
- Serre T., Bidal, S. (2007). "Geometry scaling for child model development." (Deliverable AP-SP53-D5311-A), Aprosys Project.
- Serre T., Brunet, C., Bruyere, K., Verriest, J., Mitton, D., Bertrand, S., Skalli, W. (2006a). "HUMOS (Human Model for Safety) geometry: from one specimen to the 5th and 95th percentile." *SAE Transactions* **115**(6).
- Serre T., Lalys, L., Brunet, C., Bartoli, C., Christia-Lotter, A. (2006b). "3 and 6 years old child anthropometry and comparison with crash dummies." *SAE Technical Paper* **2006-01-2354**.
- Serre T., Lalys, L., Lecoz, S. (2011). "Anthropometric data of the 3 and 6 year-old child regarding the position of the safety belt." *First International Symposium on Digital Human Modeling (DHM2011)*, Lyon, France.
- Serre T., Lalys, L., Thouvenin, S., Bartoli, C., Leonetti, G., Brunet, C. (2009). "Comparison Between New Data On Children Anthropometry And CRS Dimensions." *The 21st*

- International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Stuttgart, Germany.
- Sharma A., Shukla, A., Prosser, R.A. (2002). "Mechanical characterization of soft materials using high speed photography and split hopkinson pressure bar technique." Journal of Materials Science **37**(5): 1005-1017.
- Sherwood C., Shaw, C., Van Rooij, L., Kent, R., Crandall, J., Orzechowski, K., Eichelberger, M., Kallieris, D. (2003). "Prediction of cervical spine injury risk for the 6-year-old child in frontal crashes." Traffic Injury Prevention **4**(3): 206-213.
- Silva M., Wang, C., Keaveny, T., Hayes, W. (1994). "Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate." Bone **15**(4): 409-414.
- Smith S.A., Norris, B.J. (2004). "Changes in the body size of UK and US children over the past three decades." Ergonomics **47**(11): 1195-1207.
- Snyder R.G., Spencer, M.L., Owings, C.L., Schneider, L.W. (1975). "Physical Characteristics of Children as Related to Death and Injury for Consumer Product Design and Use." (UM-HSRI-BI-75-5): Ann Harbor, Highway Safety Research Institute.
- Stein M. (1999). "Interpolation of Spatial Data: Some Theory for Kriging", New York, USA, Springer Verlag.
- Stingl J., Báca, V., Cech, P., Kovanda, J., Kovandová, H., Mandys, V., Rejmontová, J., Sosna, B. (2002). "Morphology and some biomechanical properties of human liver and spleen." Surgical and Radiologic Anatomy **24**(5): 285-289.
- Stürtz G. (1980). "Biomechanical data of children." SAE Technical Paper **801313**.
- Suri J.S., Setarehdan, S.K., Singh, S. (2002). "Advanced algorithmic approaches to medical image segmentation: state-of-the-art applications in cardiology, neurology, mammography and pathology", Springer Verlag.
- Theis M. (1975). "Untersuchung der dynamischen und statischen Biegebelastung frischer menschlicher Rippen in Abhängigkeit zu Alter und Geschlecht." Ruprecht-Karl-Universität Heidelberg.
- Thollon L. (2001). "Modélisation du membre thoracique dans le cadre d'un choc latéral. Approche expérimentale et numérique". Laboratoire de Biomécanique Appliquée. Marseille, France, Université de la Méditerranée.
- Tran D., Bruyere-Garnier, K., Didier, A., Minonzio, J., Foiret, J., Vilayphiou, N., Talmant, M., Laugier, P., Mitton, D. (2011). "Non-invasive assessment of human ribs mechanical properties." Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering **14**(Sup1): 195-196.
- Van Ratingen M.R., Twisk, D., Schrooten, M., Beusenbergh, M.C., Barnes, A., Platten, G. (1997). "Biomechanically Based Design and Performance Targets for a 3-Year Old Child Crash Dummy for Frontal and Side Impact. ". The 41st STAPP Car Crash Conference. Lake Buena Vista, USA, SAE. **Paper no 973316**.
- Vinz H. (1969). "Die Festigkeitsmechanischen Grundlagen der typischen Frakturformen des Kindesalters." Zentralblatt Chirurgie **45**: 1509-1514.
- Wismans J., Maltha, J., Melvin, J., Stalnaker, R. (1979). "Child restraint evaluation by experimental and mathematical simulation". The 23rd STAPP Car Crash Conference. San Diego, USA, SAE. **Paper no 791017**.
- Wismans J., Waagmeester, K., Le Claire, M., Hynd, D., De Jager, K., Palisson, A., Van Ratingen, M., Trosseille, X. (2008). "Q-dummies Report - Advanced Child Dummies and Injury Criteria for Frontal Impact." (Document No. 514), European Enhanced Vehicle-Safety Committee.
- Yamada H. (1970). "Strength of biological materials", Baltimore, USA, Williams & Wilkins.

Annexe I : Protection en fonction du dispositif de retenue

A partir de différentes bases de données européennes, le Working Group 18 de l'EEVC (European Enhanced Vehicle-Safety Committee) a établi le niveau de protection des différents segments corporels en fonction du dispositif de retenue enfant utilisé lors d'un impact frontal [*Wismans et coll. (2008)*]. Les conclusions de ce rapport sont présentées ci-dessous.

I.1 Lit nacelle (groupe 0)

Le nombre d'accidents disponibles est trop faible pour pouvoir émettre des conclusions sur les mécanismes lésionnels.

I.2 Siège bébé dos à la route (groupe 0/0+)

Ce dispositif fournit une bonne protection avec généralement peu de lésions. Les lésions de la tête sont les plus fréquemment observées parmi les lésions sévères : 60% de fractures du crâne couplées à une lésion cérébrale, 30% de fractures du crâne sans lésion cérébrale et 10% de lésions cérébrales sans fracture.

Trois mécanismes lésionnels sont possibles : l'impact de la coque sur le tableau de bord (67% des sièges dos à la route sont installés sur le siège passager avant), l'impact direct de la tête sur le dispositif et le rebond du dispositif.

Les membres représentent également une part importante des lésions mais peu sont sévères.

I.3 Siège enfant dos à la route (groupe 1)

Ce dispositif est populaire dans les pays scandinaves. Les lésions de la tête sont moins sévères que celles observées avec le siège bébé dos à la route. Ce dispositif est également considéré comme plus efficace que le dispositif équivalent face à la route en cas d'impact frontal.

Des lésions des membres (notamment thoraciques) sont également observées.

I.4 Siège enfant face à la route (groupe 1)

Les lésions de la tête sont les plus fréquemment observées. Elles sont provoquées par un impact direct ou une accélération angulaire qui peut survenir avec ou sans impact et qui engendre des lésions cérébrales étendues.

Si les lésions du cou sont relativement rares, sa protection est importante car les lésions observées peuvent engendrer un handicap permanent voire le décès.

Les lésions abdominales et thoraciques sont peu fréquentes.

I.5 Siège enfant face à la route avec bouclier de protection (groupes 1 / 2)

Les sources principales de documentation proviennent du Royaume-Unis et de la France où ce dispositif de retenue n'est pas très populaire. Le nombre d'accidents disponibles est trop faible pour pouvoir émettre des conclusions sur les mécanismes lésionnels mais des observations d'experts ont été collectées. Il en résulte que le contact direct de la tête avec le bouclier de protection, le risque d'éjection (total ou partiel) et le sous-marinage sont les mécanismes lésionnels les plus probables.

I.6 Rehausseur et ceinture adulte (groupes 2 / 3)

La tête est le segment corporel le plus touché en termes de fréquence et de sévérité.

L'importance relative des lésions abdominales augmente avec ce dispositif de retenue. La pénétration des organes mous engendre des lésions du foie, de la rate et des reins. La protection de l'abdomen est donc une priorité pour assurer une bonne protection des enfants utilisant un dispositif dans lequel ils sont attachés par une ceinture adulte.

Les lésions thoraciques sont peu fréquentes. La cavité thoracique protège cependant des organes vitaux. La protection du thorax reste donc importante. En général, les lésions thoraciques se produisent par compression et sans fracture de côte du fait de la compliance thoracique des enfants. La fréquence des lésions thoraciques augmente légèrement lorsque le rehausseur n'est pas pourvu d'un dossier. Les enfants utilisant ce type de rehausseur sont en effet plus âgés et présentent donc une compliance thoracique plus faible.

La protection du pelvis n'est pas prioritaire lors d'un impact frontal. De même, les lésions des membres sont nombreuses mais ne sont pas une priorité.

I.7 Ceinture 3 points seule

De nombreux enfants utilisent uniquement une ceinture 3 points au lieu d'un dispositif de retenue adapté. Les mécanismes lésionnels sont similaires à ceux observés lors de l'utilisation d'un rehausseur mais la gravité des lésions est plus importante, notamment au niveau de l'abdomen.

Annexe II : Croissance osseuse

II.1 Face et boîte crânienne

La forme de la tête évolue de façon importante au cours de la croissance (Figure 83). Le crâne d'un enfant est plus allongé et plus bombé que celui d'un adulte avec de larges proéminences frontales et pariétales. Ces changements de forme s'accompagnent également d'ossifications.

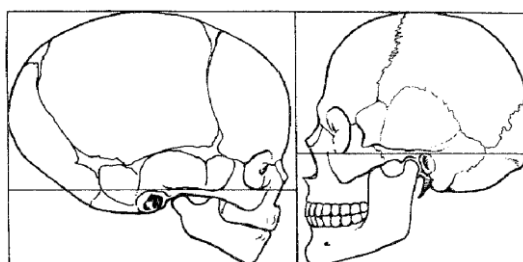


Figure 83 – Comparaison des proportions de la face et la boîte crânienne entre un nouveau-né et un adulte. La ligne horizontale passe par les mêmes repères anatomiques. Image de *Burdi et coll. (1969)*.

II.1.1 Voûte

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 (cf. Figure 84). Ces structures permettent le développement de l'encéphale et permettent à la tête de subir une compression modérée lors de la naissance [*Marieb et 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)*]. Le Tableau 24 résume les âges de fermetures des structures conjonctives de la voûte crânienne.

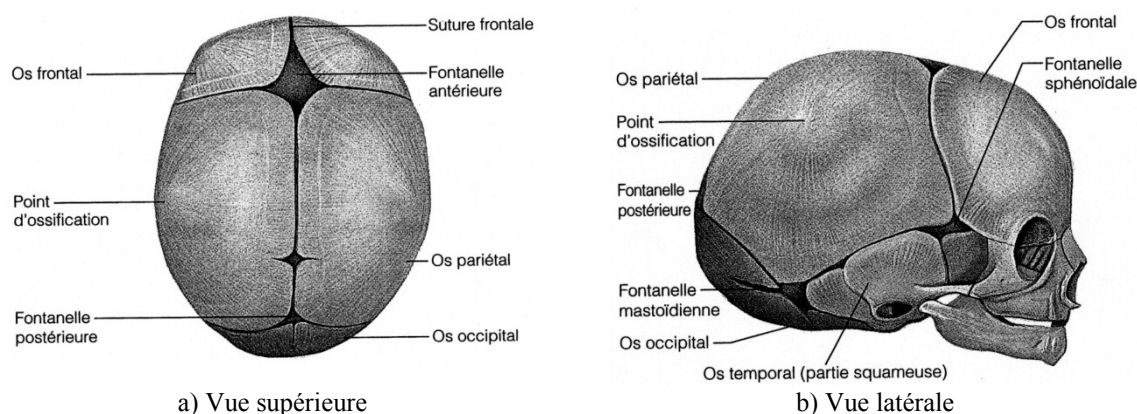


Figure 84 – Crâne fœtal. Images de *Marieb et Hoehn (2005)*.

Tableau 24– Ages de fermeture des structures conjonctives de la voûte crânienne. D’après *Rambeau (1995)*.

Structure	Age de fermeture
Suture coronale	/
Suture sagittale	/
Suture lambdoïde	/
Sutures temporo-pariétales	/
Suture mendosale	/
Suture métopique	2-3 ans
Suture occipito-mastoïdienne	/
Suture pariétales	6 mois
Fissure supérieure médiane	/
Synchondroses	3 ans
Fontanelle antérieure	18 mois
Fontanelle postérieure	2 mois
Fontanelles antéro-latérales (sphénoïdales)	3 mois
Fontanelles postéro-latérales (mastoïdiennes)	2 ans

II.1.2 Base et les sinus de la face

L’ossification de la base du crâne se fait par l’intermédiaire de structures cartilagineuses appelées synchondroses.

L’os occipital présente six sutures et synchondroses qui se ferment principalement avant l’âge de 2 ans. La fermeture des sutures et synchondroses se poursuit tout au long de l’enfance. A la naissance, l’os sphénoïde n’est que partiellement ossifié, principalement au niveau des petites ailes et du corps sphénoïdal.

L’os sphénoïde compte douze sutures et synchondroses. Jusqu’à l’âge de 2 ans, on observe de nombreuses fusions de centres d’ossification et de synchondroses dans la partie centrale de l’os. Les sutures et synchondroses se ferment ensuite au fur et à mesure jusqu’à l’âge adulte. [*Madeline et Elster (1995)*]

L’os ethmoïde se développe entre la naissance et l’âge de 4 ans. Le développement des sinus maxillaires est plus lent et se fait entre 4 et 8 ans, avec l’évolution des bourgeons dentaires. Le sinus sphénoïdal peut commencer à s’ossifier vers l’âge de 2-3 ans et sa forme peut se modifier jusqu’à l’âge de 20 ans. Les sinus frontaux commencent à se développer entre 4 et 8 ans. La pneumatisation des sinus, c’est-à-dire le développement de cavités remplies d’air, s’achève entre 12 et 14 ans. [*Rambeau (1995)*]

II.2 Rachis

II.2.1 Généralités

Chaque vertèbre comprend, à la naissance, trois centres d’ossification primaires : un noyau médian situé dans la partie antérieure de la vertèbre au niveau du corps vertébral et

deux noyaux situés dans la partie postérieure de la vertèbre au niveau des héli-ars. La synchondrose postérieure unissant les deux héli-ars se ferme à l'âge de 2 ans pour les vertèbres thoraciques et lombaires et jusqu'à l'âge de 4 ans pour le rachis cervical. Les synchondroses unissant le corps vertébral aux héli-ars postérieurs, se ferment entre 3 et 6 ans pour les vertèbres thoraciques et lombaires et entre 4 et 7 ans pour le rachis cervical. [Labrune et De Laveaucoupet (1999)]

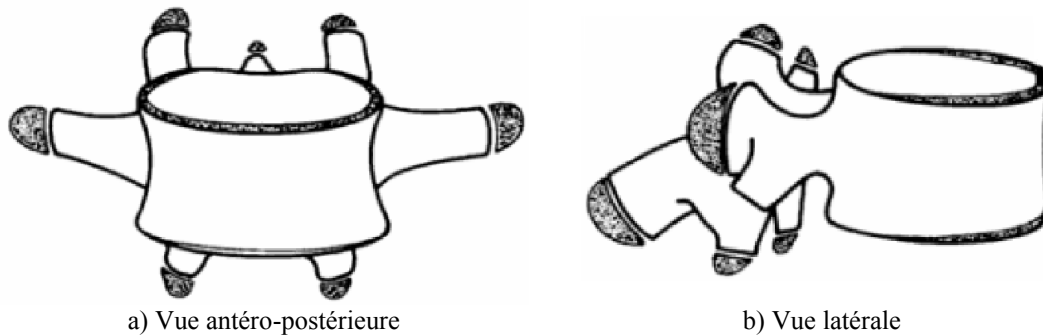


Figure 85 –Ossifications secondaires des vertèbres. Images de Labrune et De Laveaucoupet (1999).

Jusqu'à l'âge de 7 ans, les corps vertébraux présentent un aspect en marche d'escalier au niveau de leurs bords inférieurs et supérieurs. Un anneau cartilagineux, appelé listel marginal, apparaît sur les parties inférieure et supérieure du corps vertébral entre 8 et 10 ans. Cet anneau cartilagineux s'ossifie indépendamment des centres d'ossification primaires et fusionne avec le corps vertébral entre 20 et 25 ans. D'autres centres d'ossification secondaires apparaissent vers la puberté au niveau de l'arc postérieur et fusionnent vers 25 ans (cf. Figure 85). [Labrune et De Laveaucoupet (1999) ; Rambeau (1995)]

II.2.2 Le rachis cervical

L'arc antérieur de l'atlas peut s'ossifier quelques mois seulement après la naissance. Un point d'ossification supplémentaire peut apparaître dans la synchondrose postérieure.

La synchondrose postérieure de l'axis disparaît vers 3-4 ans et les synchondroses neuronales entre 4 et 7 ans. La synchondrose située entre la base de l'odontoïde et les héli-ars postérieurs se ferme entre 3 et 7 ans et la synchondrose unissant la base de l'odontoïde au corps de C2 disparaît vers le même âge. Un centre d'ossification secondaire apparaît souvent au sommet de l'odontoïde entre 2 et 6 ans et fusionne avec l'odontoïde vers 11-12 ans. [Labrune et De Laveaucoupet (1999)]

II.3 Bassin et hanches

II.3.1 Bassin

Le nouveau-né présente, au niveau du bassin, un squelette ostéo cartilagineux. L'os iliaque est schématiquement représenté par deux pales d'hélice, l'une proximale ou ilion et l'autre distale comprenant le pubis et l'ischion qui encadrent le trou obturateur. L'ilion, l'ischion et le pubis sont trois points d'ossification primaires qui sont réunis au niveau de

l'acétabulum par du cartilage dit triradié ou en Y, qui est une plaque de croissance agissant dans trois directions différentes (cf. Figure 86,a). La branche ischio-pubienne se soude entre 10 et 12 ans et la branche ilio-pubienne se soude vers 15-16 ans. La synchondrose ischio-pubienne qui relie l'ischion à la partie inférieure du trou obturateur se ferme entre 4 et 12 ans selon l'individu. [Lascombes et coll. (1988)]

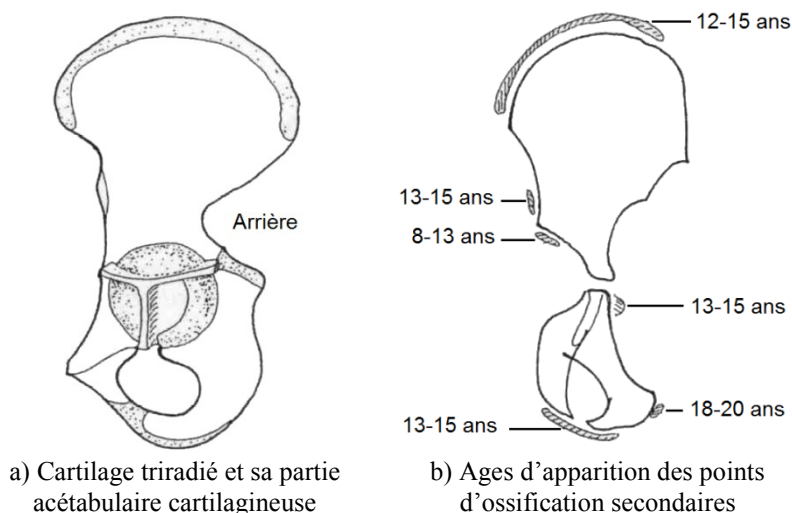


Figure 86 – Croissance osseuse de l'os iliaque. Images de Lascombes et coll. (1988).

La date d'apparition et de fusion des points d'ossification secondaires est extrêmement variable entre les individus (cf. Figure 86,b) [Lascombes et coll. (1988)] :

- Les points d'ossification du cotyle apparaissent entre 8 et 13 ans et se soudent entre 15 et 17 ans
- la crête iliaque apparaît entre 12 et 15 ans et se soude à l'os iliaque entre 21 et 25 ans. Son ossification débute par l'épine iliaque antéro-supérieure ;
- les points d'ossification secondaires de l'épine iliaque antéro-inférieure apparaissent entre 13 et 15 ans et se soudent entre 16 et 18 ans ;
- les points d'ossification secondaires de l'épine sciatique et de l'ischion apparaissent entre 13 et 15 ans et se soudent entre 20 et 25 ans ;
- les points d'ossification pubiens apparaissent entre 18 et 20 ans.

Ces apophyses sont susceptibles d'être arrachées par une force de traction importante. Ces arrachements surviennent toujours entre l'apparition du point d'ossification et sa soudure.

II.3.2 Sacrum et coccyx

Le sacrum, qui comprend plus de trente points d'ossification, est formé de 5 vertèbres qui commencent à fusionner à partir de 14 ans. La fusion des vertèbres sacrées progresse du bas vers le haut. Le coccyx est formé de quatre à six vertèbres qui se développent comme des vertèbres ordinaires. La soudure de ces vertèbres peut commencer entre 12 et 14 ans et se terminer vers 25 ans. [Lascombes et coll. (1988)]

II.3.3 Partie supérieure du fémur

A la naissance, on distingue trois zones cartilagineuses. La première comprend le noyau épiphysaire céphalique et le centre d'ossification du grand trochanter. La seconde comprend le cartilage de croissance avec ses composantes trochantérienne, cervicale et céphalique. Enfin, une dernière zone interne, plus petite, correspond au petit trochanter. Le grand trochanter apparaît vers 4 ans et le petit trochanter apparaît à 9 ans. Ils fusionnent à 16 ans. Le noyau épiphysaire s'ossifie durant les six premiers mois. Tout d'abord sphérique, sa forme devient hémisphérique à partir de 1 an. La configuration en arche du col fémoral se fait vers 18 mois, avec le développement de la station debout et de la marche. [Panuel et coll. (2000)]

II.4 Les membres

II.4.1 Coude

A la naissance, le coude ne présente pas de centre d'ossification secondaire. Les points d'ossification épiphysaires apparaissent entre 8 mois et 2 ans pour le capitellum, entre 3 et 6 ans pour la tête radiale, entre 4 et 6 ans pour l'épitrôchlée, entre 8 et 15 ans pour les trois points trochléens, entre 8 et 11 ans pour le point olécrânien et entre 10 et 12 ans pour l'épicondyle. Le noyau épicondylien fusionne avec le capitellum avant de se souder à l'humérus vers 12 ans et les points condylien, trochléen et épitrôchléen fusionnent vers 14-15 ans. La Figure 87 résume les âges d'apparition des points d'ossification épiphysaires du coude. [Laude (2004) ; Lerat (2004) ; Rambeau (1995)]

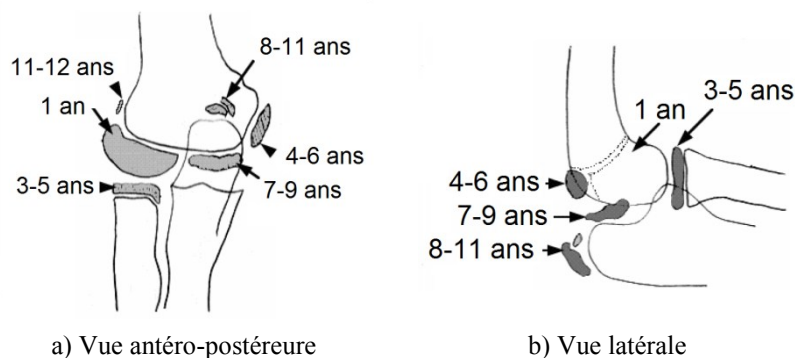


Figure 87 – Ages d'apparition des points d'ossification épiphysaires du coude. Images de Rambeau (1995).

II.4.2 Genou

La rotule, cartilagineuse à la naissance, s'ossifie entre 3 et 5 ans. Elle s'ossifie du centre vers la périphérie, lui donnant ainsi un aspect irrégulier. Plusieurs centres d'ossification secondaires peuvent aussi apparaître sur la partie supérieure externe, latérale externe ou inférieure. La continuité entre la rotule centrale et la rotule secondaire est alors assurée par un pont cartilagineux. La rotule est alors dite bipartite.

L'épiphyse supérieure du tibia commence à s'ossifier à partir de 3 mois. Le centre d'ossification, d'abord central et sphérique, s'étend ensuite latéralement pour prendre une forme elliptique. La tubérosité tibiale antérieure se caractérise d'abord par un cartilage de croissance et commence à s'ossifier entre 7 et 9 ans à partir d'un centre d'ossification inférieur. [Dimeglio et coll. (1991) ; Rambeau (1995)]

II.4.3 Cheville et pied

Le cuboïde peut être présent dès la naissance ou apparaître lors de la 1^{ère} année. Le centre d'ossification de l'épiphyse inférieure du tibia apparaît entre 2 et 7 mois et le noyau péronier inférieur apparaît entre 6 et 20 mois. Le scaphoïde s'ossifie vers 4-5 ans. La tubérosité postérieure du calcaneum apparaît entre 5 et 12 ans et sa fusion complète peut se faire jusqu'à 22 ans. Les centres d'ossification secondaires épiphysaires des phalanges et des métatarses apparaissent à 1 an environ et finissent leur fusion entre 12 et 22 ans. Les cartilages au niveau de l'arrière pied sont sphériques et les cartilages au niveau des métatarsiens sont rectangulaires. La Figure 88 résume les âges d'apparition des points d'ossification secondaires du pied. [Dimeglio et Bonnel (1998) ; Rambeau (1995)]

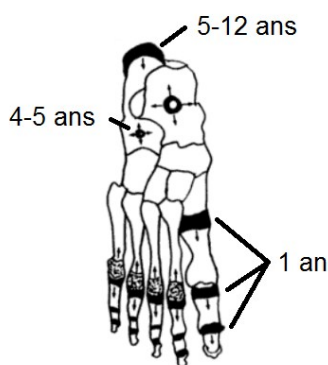


Figure 88 – Age d'apparition des points d'ossification secondaires du pied. D'après Dimeglio et Bonnel (1998).

II.4.4 Poignet et main

Un centre d'ossification apparaît vers 1 an dans l'épiphyse distale du radius. Des centres d'ossification apparaissent au niveau des épiphyses des phalanges et des métacarpes entre 1 et 3 ans. Les centres d'ossification des épiphyses continuent de croître durant l'enfance. On observe successivement la fusion des centres d'ossification des phalanges distales, des métacarpes, des phalanges proximales et des phalanges médiales entre 13 et 16 ans. [Gilsanz et Ratib (2005)]

II.4.5 Epaule

La tête de l'épiphyse supérieure de l'humérus et la coracoïde apparaissent vers 1 an. Le trochiter et le trochin apparaissent à l'âge de 3 ans. Les trois points d'ossification de l'épiphyse fusionnent vers 6 ans. Une plaque de croissance apparaît vers 10 ans et l'acromion apparaît

vers 15 ans. A 18 ans, on observe la fusion de l'épiphyse supérieure de l'humérus avec la diaphyse. La Figure 89 résume les âges clefs de l'ossification de l'épaule. [Lerat (2004)]

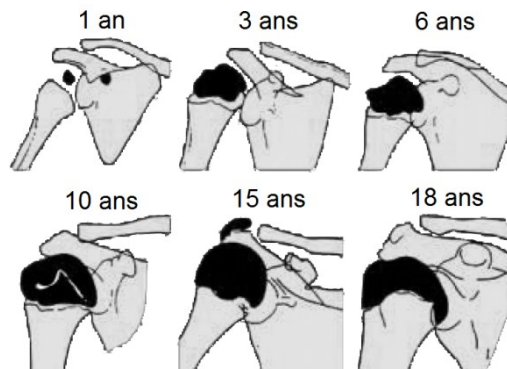


Figure 89 – Ossification des os de l'épaule. Image de Lerat (2004).

Annexe III : Points anatomiques palpables mesurés

Le Tableau 25 présente la liste et la description des points anatomiques palpables mesurés avec le bras Faro sur un sujet de 6 ans (cf. Chapitre B.1, paragraphe 1.2).

Tableau 25 – Points anatomiques palpables mesurés avec le bras Faro.

Segment	Définition des points palpables	Nom
Sternum	Incisure jugulaire du sternum	STER_NOTCH
	Angle sternal	STER_ANGLE
	Processus xiphoïde	STER_XYPHOID
Pelvis	Epine iliaque postéro-supérieure	PEL_ILIAC_P-S_R (L)
	Sommet de la crête iliaque	PEL_ILIAC_TOP_R (L)
	Symphyse pubienne	PEL_PUBIS
Clavicule	Point le plus latéral de l'articulation sterno-claviculaire	CLAV_S-C_R (L)
	Centre de la ligne supérieure de l'articulation acromio-claviculaire.	CLAV_A-C_R (L)
	Sommet de la convexité interne	CLAV_INT_R (L)
	Sommet de la convexité externe	CLAV_EXT_R (L)
Scapula	Sommet de l'angle inférieur	SCAP_INF-ANG_R (L)
	Sommet de l'angle supérieur	SCAP_SUP-ANG_R (L)
	Acromion	SCAP_ACRO_R (L)
	Bord médial	SCAP_MED_NB
Rachis	Processus épineux des vertèbres	SPINE_NB
Côtes	Point le plus médial de la partie antérieure	RIB_NB_ANT_R (L)
	Point le plus latéral	RIB_NB_MED_R (L)
Abdomen	Nombril	ABDO_NAVEL
Tête	Nasion	SKULL_NASION
	Porion	SKULL_PORION_R (L)
	Inion	SKULL_INION
	Extrémité du menton	SKULL_CHIN
	Base des orbites	SKULL_ORBIT_R (L)
	Bregma	SKULL_BREGMA
Rehausseur	Coin avant de l'assise	BOOST_FRONT_R (L)
	Coin avant de l'accoudoir	BOOST_ARM_R (L)
	Base du dossier	BOOST_BASE_R (L)
	Sommet du dossier	BOOST_TOP_R (L)

Annexe IV : Détails des éléments anatomiques du modèle FEMOCS6

Le Tableau 26 montre les différentes structures anatomiques représentées dans le modèle FEMOCS6 ainsi que le nombre d'éléments triangulaires et tétraédriques associés.

Tableau 26 – Structures anatomiques représentées dans le modèle FEMOCS6.

Segment	Tria	Tétra		Tria	Tétra
Head_Neck					
HN_Skin					
Head-Skin	2461	-	Neck-Skin	492	-
HN_Muscles					
Levator_Scapulae L&R	Ressorts 1D		Sternocleidomastoid L&R	Ressorts 1D	
Longus_Colli L&R	Ressorts 1D		Splenius_Capitis L&R	Ressorts 1D	
Scalenus L&R	Ressorts 1D				
HN_Organs					
Encephalon	2896	10029			
HN_Bones	-	-			
Mandible	862	1180	Skull	11816	8430
HN_Cartilage	-	-			
Nose-Cartilage	45	-			
HN_Flesh	-	-			
Neck_Flesh	662	2733	Scalp	-	6549
Face_Flesh	653	2179			
Thorax_Shoulder					
TS_Skin					
Trunk-Skin	10597	-			
TS_Vessels					
Aorta-3D	2224	3080			
TS_Muscles					
Pectoral_L	734	1022	Intercotal_L	6839	-
Pectoral_R	684	944	Intercotal_R	6816	-
Spinal	4250	8954	Trapezius L&R	Ressorts 1D	
Diaphragm	3555	-	Rhomboid L&R	Ressorts 1D	
TS_Organs	-	-			
Heart	3956	14839	Lung_L	2602	
Thymus	811	1485	Lung_R	2369	
TS_Bones	-	-			
Clavicle (x2)	1006	1599	Sternum	2654	6574
Scapula (x2)	2876	4675			
Rib1_L	1196	1800	Rib1_R	1198	1792
Rib2_L	1424	2288	Rib2_R	1480	2357
Rib3_L	1874	3160	Rib3_R	1924	3256
Rib4_L	2202	3629	Rib4_R	2262	3801
Rib5_L	2592	4631	Rib5_R	2602	4730
Rib6_L	2402	4062	Rib6_R	2432	4200
Rib7_L	2698	5009	Rib7_R	2706	5007
Rib8_L	2484	4547	Rib8_R	2496	4482
Rib9_L	2406	4350	Rib9_R	2436	4334
Rib10_L	2002	3357	Rib10_R	1996	3363
Rib11_L	1494	2406	Rib11_R	1496	2464
Rib12_L	936	1526	Rib12_R	930	1469

Segment	Tria	Tétra		Tria	Tétra
TS_Cartilage	-	-			
Costal_Cartilage	11498	17318	Scapula_Cartilage (x2)	488	855
TS_Flesh	-	-			
Trunk_Fat	4927	41807	Thorax_Flesh	2858	5571
Abdomen_Pelvis					
AP_Vessels	-	-			
Vena_cava	2477	4392			
AP_Muscles	-	-			
Iliac_L	483	877	Gluteal_L	2546	5797
Iliac_R	579	1013	Gluteal_R	2444	5393
Iliopsoas_L	617	1343	Major	2101	-
Iliopsoas_R	615	1357			
AP_Organs	-	-			
Stomach	1606	4737	Gallbladder	800	1707
Liver	3488	11866	Bladder	1930	6403
Pancreas	872	1763	Kidney_L	1370	3987
Spleen	1290	3384	Kidney_R	1392	4202
Intestine	4242	13995			
AP_Bones	-	-			
Pelvis	11280	29308			
AP_Cartilage	-	-			
Pubic_Cartilage	776	1816			
AP_Ligaments	-	-			
Pubic_Symphysis	383	259	Intestine_Insertions	Ressorts 1D	
Sacrospinous_Ligaments	761	-	Iliopsoas_Insertions	Ressorts 1D	
Sacrotuberous_Ligaments	1542	-	Iiac_Insertions	Ressorts 1D	
Anterior_Sacroiliac_Ligaments	386	-	Link-Aorta	Ressorts 1D	
Iliolumbar_Ligaments	57	-	Ling-Vena_Cava	Ressorts 1D	
Posterior_Sacroiliac_Ligaments	199	-			
AP_Flesh	-	-			
Fat_abdo	978	2449			
Vertebral_Column					
VC_Bones					
C1	3666	-	T7	3912	-
C2	3500	-	T8	4052	-
C3	2832	-	T9	3972	-
C4	2930	-	T10	4368	-
C5	3104	-	T11	4156	-
C6	3508	-	T12	4330	-
C7	3590	-	L1	4926	-
T1	3432	-	L2	5502	-
T2	3588	-	L3	5708	-
T3	3338	-	L4	5034	-
T4	3518	-	L5	4284	-
T5	3662	-	Sacrum	7574	19651
T6	3886	-			
VC_Cartilage					
Sacrum_Cartilage	691	1275			
Upper_limbs (x2)					
UL_Skin					
Arm_skin	2076	-	Hand_skin	799	-
UL_Bones					
Humerus	1770	2507	Ulna	1978	2332
Radius	1010	775	Hand_Bones	3270	-
UL_Ligaments					

Segment	Tria	Tétra		Tria	Tétra
Ulnar_Collatera_Ligament	43	-	Radial_Collatera_Ligament	50	-
UL_Flesh					
Arm_flesh	1833	9214			
Lower_limbs (x2)					
LL_Skin					
Thigh_Skin	2329	-	Foot_Skin	1000	-
Leg_Skin	2475	-			
LL_Muscles					
Semimembranosus	396	540	Gracilis	526	608
Biceps_Femoris_Long	380	480	Vastus_Lateralis	1926	3542
Biceps_Femoris_Short	342	410	Vastus_Medialis	752	1184
Gastrocnemius	1080	1686	Tibialis	522	753
Rectus_Femoris	462	556	Soleus	954	1533
Adductor	1068	2518	Sartorius	542	598
Semitendinosus	512	656			
LL_Bones					
Patella_L	296	495	Fibula	1162	-
Femur	4476	-	Foot_Bones	4124	-
Tibia	3804	-			
LL_Cartilage					
Femur_Proximal_Cartilage	750	3252	Tibia_Proximal_Cartilage	840	5056
Femur_Distal_Cartilage	1022	6135	Tibia_Distal_Cartilage	353	2171
LL_Tendons					
Patellar_Tendon	628	756	Semitendinosus	Ressorts 1D	
Achilles_Tendon	432	-	Gracilis	Ressorts 1D	
Semimembranosus	Ressorts 1D		Vastus_Lateralis	Ressorts 1D	
Biceps_Femoris_Long	Ressorts 1D		Vastus_Medialis	Ressorts 1D	
Biceps_Femoris_Short	Ressorts 1D		Tibialis	Ressorts 1D	
Gastrocnemius	Ressorts 1D		Soleus	Ressorts 1D	
Rectus_Femoris	Ressorts 1D		Sartorius	Ressorts 1D	
Adductor	Ressorts 1D				
LL_Flesh					
Thigh_Fat	1639	6554			

Annexe V : Critères de qualité d'un maillage éléments finis

Plusieurs paramètres permettent de quantifier la qualité d'un maillage. Pour les mailles triangulaires, on vérifie notamment :

- Le ratio des dimensions de la maille (« aspect ratio ») qui est défini par le ratio de la taille de l'arête la plus longue sur la taille de l'arête la plus courte.
- Les valeurs maximales et minimales des angles au sommet de chaque maille.
- L'angle d'obliquité (« skew angle ») qui rend compte de la différence de forme de la maille triangulaire par rapport à un triangle équilatéral. Les angles α_1 , α_2 et α_3 sont définis par l'intersection entre la médiane passant par un sommet et la droite passant par le centre des cotés adjacents à ce sommet (cf. Figure 90). L'angle d'obliquité est alors défini par la différence angulaire (en degrés) entre un angle droit et l'angle minimal parmi α_1 , α_2 et α_3 . L'angle d'obliquité a alors une valeur comprise entre 0° pour un triangle équilatéral et 90° pour un triangle dégénéré.

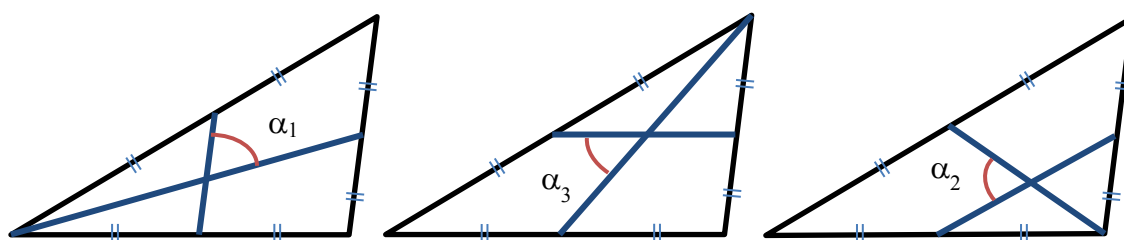


Figure 90 – Définition des angles permettant de calculer l'angle d'obliquité.

Pour les mailles tétraédriques, on vérifie notamment :

- Le ratio des dimensions de la maille (« aspect ratio ») qui est défini par le ratio le plus grand parmi les ratios des dimensions calculés pour chaque face triangulaire du tétraèdre.
- Les valeurs maximales et minimales parmi les angles au sommet de chaque face triangulaire du tétraèdre.
- L'angle d'obliquité (« skew angle ») qui est défini par l'angle d'obliquité le plus grand parmi ceux calculés pour chaque face triangulaire du tétraèdre.

Le Tableau 27 donne les valeurs par défaut à partir desquelles le solveur Radioss émet des avertissements concernant la qualité du maillage.

Tableau 27 – Valeurs d'avertissement du solveur Radioss concernant la qualité du maillage triangulaire / tétraédrique.

Paramètre	Limite inférieure	Limite supérieure
Ratio des dimensions	- / 0,001	50,0 / 100,0
Angle d'obliquité (°)	- / -	75,0 / 75,0
Angle au sommet (°)	15,0 / -	165,0 / -

Annexe VI : Lois matériaux utilisées

Voici une description des principales lois matériaux utilisées dans le modèle éléments finis FEMOCS6 [Altair Engineering (2009)].

VI.1 Johnson-Cook (loi 2)

Le matériau est linéaire élastique jusqu'à sa limite d'élasticité au-delà de laquelle il aura un comportement plastique. La contrainte de Von Mises σ s'exprime alors en fonction de la déformation plastique ε_p et de la vitesse de déformation $\dot{\varepsilon}$:

$$\sigma = (\sigma_y + b\varepsilon_p^n) \left(1 + c \ln\left(\frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}\right)\right) (1 - T^{*m}) \quad (10)$$

où

- σ est la contrainte de Von Mises,
- σ_y est la contrainte d'écoulement,
- ε_p est la déformation plastique
- b et n sont respectivement le coefficient et l'exposant d'écrouissage,
- c est le coefficient de vitesse de déformation,
- $\dot{\varepsilon}$ et $\dot{\varepsilon}_0$ sont respectivement la vitesse de déformation et la vitesse de déformation de référence,
- $T^* = \frac{T-298}{T_{fus}-298}$, la température homologue avec T la température et T_{fus} la température de fusion (en Kelvin). Nous supposons la température constante.

Lorsque la contrainte maximale est atteinte, elle reste constante et le matériau subit une déformation allant jusqu'à la limite plastique maximale. La rupture de l'élément intervient si la déformation plastique est plus élevée que la déformation maximale ε_{max} . Le phénomène de rupture est alors simulé en supprimant l'élément. Notons que cette fonction n'est disponible que pour les éléments coques. Pour les éléments volumiques, le tenseur de contrainte déviatorique de l'élément ayant atteint le seuil de rupture est définitivement mis à zéro mais l'élément n'est pas détruit et il reste la composante sphérique du tenseur. Notons également que la rupture du matériau est modélisée sans aucun effet d'endommagement.

VI.2 Boltzmann (loi 34)

Cette loi est valable pour les éléments solides et peut être utilisée pour des matériaux viscoélastiques comme des polymères, des élastomères et des fluides.

Le comportement déviatorique est caractérisé par une modèle de Maxwell. Le module de compressibilité Ψ est défini par :

$$\Psi = G_1 + (G_0 - G_1)e^{-\beta t} \quad (11)$$

où G_0 est le module de cisaillement à court terme, G_1 le module de cisaillement à long terme, β la constante d'affaiblissement définie comme l'inverse du temps de relaxation et t le temps.

La pression de l'air peut être prise en compte pour les structures closes des mousses :

$$P = -K\varepsilon_{kk} + P_{air} \quad (12)$$

avec

$$P_{air} = -\frac{P_0\gamma}{1 + \gamma - \Phi} \quad (13)$$

et

$$\gamma = \frac{V}{V_0} - 1 + \gamma_0 \quad (14)$$

et

$$\varepsilon_{kk} = \ln \frac{V}{V_0} \quad (15)$$

où γ est la déformation volumique, γ_0 la déformation volumique initiale, Φ la porosité, P_0 la pression d'air initiale, K le module de compressibilité, V le volume et V_0 le volume initial.

VI.3 Poynting Thomson (loi 35)

Cette loi est basée sur un modèle viscoélastique généralisé de Kelvin-Voigt (également appelé Poynting Thomson) alors que la viscosité est basée sur les équations de Navier. La loi viscoélastique s'exprime :

$$\dot{\sigma} = K\dot{\varepsilon} - \left(\frac{E + E_t}{\nu}\sigma\right) + \left(\frac{\dot{E}E_t}{\nu}\varepsilon\right) \quad (16)$$

avec

$$K = \frac{E}{3(1 - 2\nu)} \quad (17)$$

où ν est le coefficient de Poisson, E le module de Young, E_t le module de Young tangent et K le module de compression.

Ce modèle s'appuie sur une analyse thermodynamique et met en évidence deux phénomènes : le stockage d'une énergie de déformation élastique réversible et la dissipation d'une énergie irréversible.

Publications et communications

Publications

Coulangeat F., Jarrar, M.-S., Serre, T., Thollon, L. (2011). "Reproducibility of geometrical acquisition of intra-thoracic organs of children on CT scans." Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering **14**(8): 715-720.

Coulangeat F., Jarrar, M.-S., Thollon, L., Serre, T. (2011). "Growth characterization of intra-thoracic organs of children on CT scans." Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. (En cours d'impression).
(DOI:10.1080/10255842.2011.616943).

Coulangeat F., Serre, T., Navarro, A., Behr, M., Thollon, L. (2011). "Development of a finite element whole-body model of a 6-year-old child for safety studies" Journal of Biomechanics. (Soumis).

Coulangeat F., Thollon, L., Bidal, S., Serre, T. (2011) "Validation of a finite element whole-body model of a 6-year-old child for road safety studies." Journal of Biomechanics. (Soumis).

Communications

Coulangeat F., Serre, T., Thollon, L. (2010). "Acquisition géométrique du tronc d'un enfant en vue d'une modélisation par éléments finis." Colloque EDSMH 2010, Montpellier, France.

Coulangeat F., Serre, T., Thollon, L. (2011). "Development of a complete finite element model of a 6-year-old child for safety." Simbio-M 2011, Marseille, France.

Coulangeat F., Serre, T., Thollon, L. (2011). "3D Geometrical acquisition of a seated child trunk to create a finite element model for vehicle safety." ISB 2011 Congress XXIII, Brussels, Belgium, International Society of Biomechanics.

Modélisation numérique de l'enfant : application en accidentologie routière

En 2010, 130 enfants ont perdu la vie lors d'un accident sur les routes françaises. Une meilleure connaissance des mécanismes lésionnels lors d'un accident pourrait permettre d'améliorer leur sécurité. Si les modèles de mannequins de crash-test existants permettent d'obtenir certaines informations sur les niveaux d'effort subis localement et sur la cinématique, les modèles numériques par éléments finis peuvent fournir des informations complémentaires sur le comportement des organes internes. Or il n'existe actuellement que très peu de modèles numériques d'enfants. L'objectif de ce projet est de développer et évaluer un modèle éléments finis d'un enfant de 6 ans passager d'un véhicule (FEMOCS6). L'acquisition géométrique de ce modèle a été réalisée à partir d'images scanner d'enfants pour le tronc et la tête et de la mise à l'échelle de géométries d'adultes pour les membres. La géométrie maillée est composée d'environ 390 000 éléments triangulaires et 460 000 éléments tétraédriques. L'étude de la problématique de l'enfant nous a permis de définir certaines hypothèses de modélisation et de déterminer les propriétés mécaniques implémentées dans le modèle. Les propriétés matériaux proviennent en partie de travaux de caractérisation des tissus de l'enfant mais par manque de données la plupart des propriétés sont issues des valeurs de l'adulte. Le comportement mécanique du modèle a ensuite été évalué par la simulation d'essais décrits dans la littérature : impacts, compressions dynamiques et chocs avec utilisation d'un dispositif de retenue. Le modèle évalué pourra alors permettre d'étudier l'efficacité des différents dispositifs de retenue d'enfants existants.

Mots-clés: enfant, éléments finis, biomécanique, choc

Numerical model of a child for road safety

130 children died in the French roads in 2010. A better knowledge of the mechanisms of injuries could lead to an improvement of their safety. Crash test dummies provide data on the local forces and on kinematics but finite element models can provide further data on the mechanical behaviour of internal organs. However, few numerical models of children currently exist. The purpose of this project is to develop and assess a finite element whole-body model of a 6 year old child (FEMOCS6). The geometry of this model was provided by medical imaging data of children for the trunk and the head and by a scaling down of an adult geometry for the limbs. Meshed geometry is made up of about 390 000 tria elements and 460 000 tetra elements. The study of the specificities of children led to the definition of modelling hypotheses and of the mechanical properties. Material properties were partly provided by characterizations of paediatric tissues from literature but a lack of data led to the use of adult data for the most of the tissues. The mechanical behaviour of the model was assessed by the numerical simulations of paediatric tests from the literature: impacts, dynamical compression and sled tests with a restraint system. The model could allow to study efficiency of existing child restraint system.

Keywords: child, finite element, biomechanics, crash