



HAL
open science

Contribution à la modélisation géométrique et mécanique du tronc de l'enfant

Baptiste Sandoz

► **To cite this version:**

Baptiste Sandoz. Contribution à la modélisation géométrique et mécanique du tronc de l'enfant. Sciences de l'ingénieur [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2010. Français. NNT : 2010ENAM0004 . pastel-00005796

HAL Id: pastel-00005796

<https://pastel.hal.science/pastel-00005796>

Submitted on 16 Feb 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

Doctorat ParisTech

THÈSE

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement par

Baptiste SANDOZ

le 26 janvier 2010

CONTRIBUTION À LA MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET MÉCANIQUE DU TRONC DE L'ENFANT

Directeur de thèse : **David MITTON**

Co-encadrement de la thèse : **Thierry SERRE, François BERMOND, Sébastien LAPORTE**

Jury

M. Régis MOLLARD, Professeur, LAA, Université René Descartes-Paris 5
M. Pascal DRAZETIC, Professeur, LAMIH, Université de Valenciennes
M. Jacques GRIFFET, Professeur, Hôpital Couple-Enfant, CHU de Grenoble
M. Richard KENT, Associate Professor, CAB, University of Virginia, Charlottesville
M. David MITTON, Directeur de Recherche, LBMC INRETS-UCBL, Lyon
M. Thierry SERRE, Chargé de Recherche, LBA INRETS-UNIVMED, Marseille
M. François BERMOND, Chargé de Recherche, LBMC INRETS-UCBL, Lyon
M. Sébastien LAPORTE, Maître de Conférences, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris
M. Philippe LESIRE, Chef de projet, LAB, Nanterre

Président
Rapporteur
Rapporteur
Examineur
Examineur
Examineur
Examineur
Invité

T
H
È
S
E

"Il vaut mieux pomper d'arrache-pied même s'il ne se passe rien que de risquer qu'il se passe quelque chose de pire en ne pompant pas."

Devise Shadok

Il est habituel de commencer un manuscrit de thèse par des remerciements chaleureux envers toutes les personnes qui ont côtoyé de plus ou moins près le doctorant. Au-delà de cet usage, j'aimerais profiter de cette occasion pour préciser que ce travail de thèse est une occasion rare de se consacrer pleinement à quelques années de recherches. Ces années sont formatrices, elles m'ont permis de me lancer avec passion dans un projet que j'ai eu la chance de mener en partenariat avec trois laboratoires, dans un environnement riche d'enseignements. Ce cadre a été très bénéfique, j'ai toujours été libre de proposer mes idées, points de vue et façon de faire, tout en étant à tout moment entouré, guidé et soutenu.

J'espère que le résultat final est à la hauteur de la confiance qui m'a été accordée.

L'exercice est donc difficile, car il s'agit de n'oublier personne et de faire passer en quelques mots personnalisés des remerciements sincères. J'ai eu la chance de travailler avec de nombreuses personnes auprès de qui j'ai beaucoup échangé et appris, qu'elles soient toutes assurées de ma gratitude.

Ce projet est le fruit d'une collaboration réussie entre plusieurs laboratoires. Mes premiers remerciements s'adressent à tous ceux qui ont encadré ce travail, partagé leur expérience et leur passion. Leur soutien et leur confiance en toutes occasions ont plus que contribué au bon déroulement de cette thèse. Nos échanges ont été enrichissants à tous points de vues.

David Mitton, qui a dirigé cette thèse et a toujours pris le temps de répondre à mes nombreuses interrogations, mes inquiétudes et mes doutes, pour toute l'attention qu'il a portée à ce travail et pour sa prévoyance. Merci de m'avoir transmis cette passion de la recherche.

Thierry Serre, qui a co-dirigé cette thèse, de près et de Marseille, avec un sérieux et une rigueur appréciables, pour la pertinence de ses remarques et sa constante bonne humeur.

François Bermond et Karine Bruyère, pour nos riches échanges scientifiques, leur aide précieuse dans la collecte et l'interprétation des données lyonnaises et leur accueil toujours chaleureux.

Sébastien Laporte, pour son énergie, sa bonne humeur redoutable et ses grandes qualités pédagogiques.

Lionel Thollon, qui a grandement contribué à nos échanges scientifiques.

J'exprime ma profonde gratitude au Pr. Régis Mollard qui a accepté de présider le jury de cette thèse, au Pr. Pascal Drazetic et au Pr. Jacques Griffet qui me font l'honneur d'être rapporteurs de cette thèse, et à Richard Kent d'être venu de loin pour être membre du jury, ainsi qu'à Philippe Lesire d'avoir répondu à notre invitation.

Je tiens également à remercier les directeurs de chaque laboratoire pour m'avoir permis de travailler dans des conditions agréables et productives, Jean-Pierre Verriest, Philippe Vézin, Christian Brunet et en particulier Wafa Skalli pour avoir porté avec succès le projet SECUR_ENFANT.

Cette recherche m'a amené à travailler en collaboration étroite avec des médecins et des chirurgiens, qui ont su prendre le temps de me faire partager leur expérience : Alina Badina, Tania Bellot, Patricia Thoreux, Dominique N'Dri, Emmanuel Vajda, Pierre-Henri Savoie, Benjamin Coquet et Ghislain Pauleau.

Ma reconnaissance va bien sûr aux enfants, et à leurs parents, qui ont toujours accepté avec enthousiasme de participer aux différents protocoles et ont grandement contribué à l'obtention des données de cette thèse.

Je souhaite également remercier les personnes qui ont géré les aspects administratifs de ce projet et qui ont assuré la logistique de mes nombreux déplacements : Sophie Campana, Kristof Canu, Marine Souq, Vanessa Valminos, Soraya Garcia, Lucie Launay, Gaëlle Da Silva, Geneviève Vernay.

Aux permanents de l'UNEX et du LBM, Benjamin, Mohamed, Thomas, Cédric, Joachim, Élisabeth pour leur disponibilité et leur aide, pour toute l'assistance indispensable qu'ils ont apportée, en plus de leur grande sympathie.

Cette thèse n'aurait pu se dérouler dans ces conditions sans le support du GDR 2610 "Biomécanique des chocs" (CNRS/INRETS/GIE PSA Renault) et les apports financiers de l'Agence Nationale de la Recherche, de l'INRETS et du CNRS.

Je tiens à remercier Erwan Jolivet pour le projet qu'il a mené à terme avec une grande efficacité, dans le cadre de SECUR_ENFANT. De même, un grand merci à Vít Nováček dont le travail a permis de concrétiser certaines perspectives.

A tous mes collègues, pour les moments chaleureux passés ensemble, et à tous ceux qui ont apporté leur aide indéniable à faire des pauses, Xavier (qui soutient juste avant moi), Erwan, Jérôme, Céline, Ludo, Sylvain, Lukas, Alexandra, Sandra, Aurélien, Xavier, Laure-Lise, Jean-Sébastien, mais aussi François (x2), Virginie, Sophie, Anaïs, et tous ceux que j'ai oubliés. . .

Au village de Régny, que je ne connais pas du tout, mais qui se trouve à l'exact barycentre de chacun des laboratoires partenaires de cette thèse.

À Yasmina Chaibi qui a partagé mon bureau pendant 3 ans. Nous avons tous deux eu le courage de supporter les humeurs de l'autre. Quoi qu'on en dise, c'est un plaisir de travailler à ses côtés ! Aux personnes qui ont temporairement partagé notre bureau, et avec qui des liens se sont créés, Antoine (vive le BBM !), Ayman et Amine.

Je remercie particulièrement mes amis de toujours, présents dans les moments importants, qui savent être là quand il le faut. Avec (par ordre d'apparition) Houcine, Sarah, Samba, Yalcin, Touria (le droit, c'est sympa), Seb, Jérémy & Magali.

Ma famille, bien sûr, qui a su se montrer patiente et compréhensive.

Aurélien, mon grand frère, pour tout, merci. Pourvu que nous puissions toujours traverser les épreuves sans se perdre. Bon, et alors, c'est un neveu ou une nièce ?

Sylvie : Sans ton soutien quotidien, en toutes circonstances, rien de tout cela n'aurait été possible. Ce travail est aussi le tien. Tu as su débusquer les nombreuses coquilles qui se tapissaient sournoisement au fond des paragraphes et corriger de vilaines répétitions. Tes conseils, relectures et dons d'illustratrice ont rendu ce manuscrit intelligible. Et par dessus tout, nous avons surtout prouvé qu'il est tout à fait possible de se marier pendant une thèse.

SOMMAIRE

Introduction Générale	1
1 BASES ANATOMIQUES ET REVUE DE LITTÉRATURE	5
1 Introduction	7
2 Bases d'anatomie de l'enfant	7
2.1 Effets de la croissance	7
2.2 Le thorax	9
2.3 Les organes intra-abdominaux	11
3 Accidentologie de l'enfant	13
4 Évaluation des systèmes de protection	14
5 Données pour une modélisation biofidèle	17
5.1 Paramètres inertiels	17
5.2 Paramètres géométriques	19
5.3 Comportement mécanique du tronc	23
6 Synthèse et objectifs de la thèse	25
2 TRAVAIL PERSONNEL	27
Chapitre I Description des Segments Corporels à partir de Radiographies Biplanaires Basse Dose	29
1 Introduction	31
2 Matériels et Méthodes	31
2.1 Population et système d'imagerie	31
2.2 Méthode générale de reconstruction 3D	31
2.3 Évaluation des inerties	34
2.4 Évaluation de la méthode de reconstruction	35
2.5 Analyses statistiques	36

3	Résultats	36
4	Discussion	39
5	Conclusion	41
Chapitre II Évolution du tissu cartilagineux thoracique		43
1	Introduction	45
2	Matériels et Méthodes	45
2.1	Population	45
2.2	Méthode de reconstruction 3D	45
2.3	Traitement des données et paramètres calculés	46
2.4	Analyses statistiques	48
3	Résultats	48
3.1	Morphométrie du sternum	49
3.2	Géométrie des côtes et de la cage thoracique	50
4	Discussion	54
5	Conclusion	56
Chapitre III Modélisation Géométrique des Organes Intra Abdominaux		57
1	Introduction	59
2	Matériels et Méthodes	59
2.1	Population	59
2.2	Méthode de reconstruction 3D	59
2.3	Traitement des données et paramètres calculés	60
2.4	Évaluation de la précision de reconstruction	66
2.5	Analyses statistiques	66
3	Résultats	67
3.1	Évaluation de la précision de reconstruction	67
3.2	Les reins	67
3.3	La rate	69
3.4	Le foie	70
3.5	Corrélation entre les organes	72
4	Discussion	73
5	Conclusion	76

Chapitre IV Comportement in vivo du Tronc sous Chargement Dynamique	77
1 Introduction	79
2 Matériels et Méthodes	79
2.1 Population et technique de manipulation en kinésithérapie respiratoire	79
2.2 Stéréovision et algorithme de reconstruction DLT	80
2.3 Instrumentation	80
2.4 Paramètres calculés	81
2.5 Évaluation de la précision	82
2.6 Analyses statistiques	82
3 Résultats	82
4 Discussion	86
5 Conclusion	89
3 DISCUSSION GÉNÉRALE	91
Conclusion générale	99
Liste des figures	105
Liste des tableaux	109
Références	111
Annexe	119
Publications et communications	121

Introduction Générale

Le transport automobile fait partie intégrante de la vie quotidienne et ce, dès l'enfance, avec les trajets vers l'école et les lieux d'activités extra-scolaires. Aussi, les enfants sont des usagers fréquents des transports sur route et sont par conséquent exposés aux risques inhérents aux transports motorisés.

D'après l'Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière, il y a eu sur les routes de France, en 2008, 76 767 accidents corporels, dont 4 092 mortels qui ont représenté 4 443 tués et 96 905 blessés. La tendance est toutefois à la baisse depuis quelques années. Parmi les victimes, les enfants ne sont pas épargnés : avec 310 morts et 14 937 blessés, les 0-17 ans représentent 7 % des tués et 15 % des blessés. Sur les routes européennes, on a compté 2 321 enfants tués en 2007¹. Parallèlement, il faut noter que le coût global de l'insécurité routière s'est élevé à près de 24,7 milliards d'euros. La protection des usagers de la route, et particulièrement des enfants, est un enjeu socio-économique majeur.

La directive Européenne du 16 décembre 1991 impose que les enfants âgés de moins de 12 ans et ayant une taille inférieure à 150 centimètres, occupant les sièges équipés de ceintures, soient retenus par un système de retenue adapté à leur taille et à leur poids (Art. 2 de la directive 91/671/CEE). En France, depuis 1992, tout enfant de moins de 10 ans doit obligatoirement être attaché en voiture par un système homologué de retenue pour enfant 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 10 kg, siège placé dos à la route ;
- groupe 0+ : de la naissance à 13 kg, version agrandie du précédent siège ;
- groupe 1 : de 9 kg à 18 kg, siège placé face à la route et doté d'un harnais ou d'une tablette de protection ;
- groupe 2 : de 15 kg à 25 kg, siège ou réhausseur placé face à la route ;
- groupe 3 : de 22 kg à 36 kg et jusqu'à 10 ans, siège ou réhausseur placé face à la route.

En cas de choc, le tronc est l'un des principaux segments corporels sollicités lors de la retenue du corps de l'enfant. Parce qu'il contient et protège des organes vitaux (cœur, poumons, reins, rate, foie), les traumatismes associés sont graves. Il est donc essentiel de bien connaître le comportement biomécanique du tronc de l'enfant afin d'appréhender les mécanismes lésionnels, en vue d'améliorer sa protection. De plus, des mannequins physiques enfants sont régulièrement utilisés dans des crash-tests normalisés pour tester les systèmes de retenue, observer leur cinématique globale, ou procéder à des reconstructions d'accidents. Les mannequins enfants les plus récents sont ceux de la série Q, qui font historiquement suite aux séries Hybrid III et P (de Jager *et coll.*, 2005).

Les modèles existants, physiques ou numériques, ne sont toutefois pas parfaitement représentatifs de l'enfant par manque de biofidélité. Les freins à la construction de modèles enfants fiables proviennent essentiellement des lacunes dans la connaissance des caractéristiques géométriques et mécaniques qui leurs sont propres. Pour améliorer la biofidélité des modèles enfants, il est alors nécessaire de disposer de données réalistes du comportement du corps de l'enfant. En effet, les propriétés géométriques et mécaniques de

1. Le rapport annuel de l'Observatoire « La sécurité routière en France : bilan de l'année 2008 » est publié et diffusé par la Documentation Française.

l'enfant sont différentes de celles de l'adulte : l'enfant n'est pas un simple adulte miniature. Une protection efficace de l'enfant ne peut donc se faire qu'en ayant une connaissance précise et approfondie de la géométrie de son corps et de sa capacité à résister aux chocs.

Chez l'adulte, de telles informations peuvent être collectées grâce à l'utilisation de Sujets Humains Post Mortem (SHPM) ou à l'aide de tests mécaniques sur certaines structures. Selon les pays, il n'est pas possible de procéder de cette façon sur l'enfant. De plus, les fortes contraintes éthiques expliquent la faible quantité de données disponibles.

Le Groupe De Recherche en « Biomécanique des Chocs » (GDR 2610, CNRS, INRETS, GIE PSA Renault) a défini cette problématique comme un verrou scientifique majeur. Un projet sur l'amélioration de la biofidélité des modèles enfants a été proposé par le GDR auprès de l'Agence Nationale de la Recherche (ANR-06-BLAN-0385 SECUR_ENFANT), afin d'associer les expertises de trois laboratoires : le Laboratoire de Biomécanique (LBM, CNRS UMR 8005, Arts et Métiers ParisTech, Paris), le Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA, UMRT 24, INRETS/Université de la Méditerranée, Marseille), et le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC, UMRT 9406, INRETS/Université Claude Bernard Lyon).

Les objectifs du projet ANR SECUR_ENFANT sont, d'une part, de définir des éléments caractéristiques de la géométrie du système ostéo-articulaire, de l'enveloppe corporelle externe et des organes du tronc de l'enfant pour différentes tranches d'âges à partir d'imagerie médicale et, d'autre part, d'obtenir des valeurs réalistes de la raideur du tronc sous l'effet d'une sollicitation mécanique. Le travail doctoral présenté dans ce manuscrit fut une partie intégrante de ce projet et s'est focalisé sur 4 objectifs principaux : la définition des paramètres inertiels des segments corporels de l'enfant, la quantification de l'évolution des structures osseuses et cartilagineuses du thorax, la modélisation géométrique des organes intra-abdominaux, et enfin la quantification de la réponse mécanique du tronc *in vivo* soumis à un chargement.

Ce manuscrit s'articule autour de trois grandes parties.

Après un bref rappel anatomique du tronc humain, la première partie se propose de synthétiser la revue bibliographique en posant le contexte de l'accidentologie enfant. Elle détaille les différents types de modèles enfants existants et décrit les données nécessaires à la construction d'un modèle biofidèle, pour finalement préciser les objectifs spécifiques de la thèse.

Pour répondre à ces objectifs, le travail personnel présenté en deuxième partie est scindé en quatre chapitres, rédigés sous la forme d'articles scientifiques. Le premier chapitre proposera une description des paramètres inertiels des segments corporels de l'enfant à partir de radiographies biplanaires. Le deuxième quantifiera l'évolution du tissu cartilagineux thoracique, à partir de reconstructions issues de données scanners thoraciques. Puis, le troisième donnera une modélisation géométrique des organes intra-abdominaux que sont les reins, la rate et le foie, à partir de scanners abdominaux. Le quatrième, enfin, caractérisera le comportement *in vivo* du tronc soumis à un chargement dynamique.

Par une discussion générale, la dernière partie soulignera finalement l'intérêt et la complémentarité des résultats obtenus, en proposant des pistes de modélisations biofidèles d'enfants qu'il est possible de construire à partir des données issues de ce travail de thèse.

Première partie

BASES ANATOMIQUES ET REVUE DE LITTÉRATURE

1 INTRODUCTION

Cette partie présente la synthèse de la revue bibliographique effectuée afin de délimiter le travail à réaliser et répondre à la problématique posée en introduction générale. Nous détaillerons dans un premier temps les mécanismes de la croissance par des rappels anatomiques. Suivra une revue de l'accidentologie de l'enfant et la description des lésions qui y sont associées. Les différents modèles utilisés pour l'évaluation des systèmes de protection enfant et leurs limites seront ensuite détaillés. Puis, les études proposant des données utiles à une modélisation biofidèle de l'enfant seront répertoriées. L'accent sera mis en particulier sur les paramètres inertiels, géométriques et sur le comportement mécanique du tronc. Nous proposerons finalement une synthèse et poserons les objectifs de la thèse au regard des études existantes.

2 BASES D'ANATOMIE DE L'ENFANT

2.1 Effets de la croissance

Les enfants diffèrent des adultes non seulement par leur taille, mais aussi dans les proportions des segments corporels, comme l'illustre la Figure 1, d'après Burdi *et coll.* (1969).

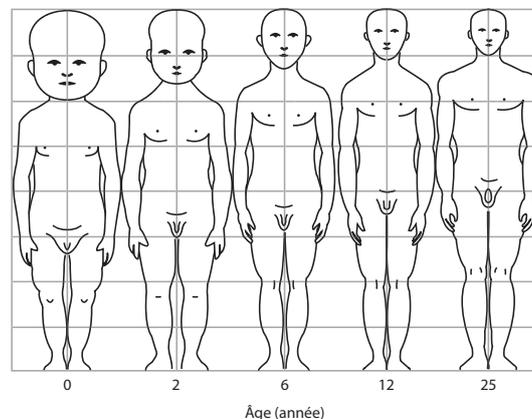


Figure 1 – Taille relative des segments corporels au cours de la croissance (Burdi *et coll.*, 1969)

Afin de définir les effets de la croissance chez l'enfant, de nombreuses mesures anthropométriques sont proposées dans la littérature. L'anthropométrie est définie comme étant l'étude des proportions du corps humain, ou bien la technique de mensuration du corps humain et de ses diverses parties (d'après le *Petit Robert 2008*). Historiquement, les travaux de références en anthropométrie de l'enfant sont ceux de Michel Sempé en 1965, avec une actualisation des données faites en 1996 (Sempé *et coll.*, 1996). Des corridors ont été tracés afin de proposer des mesures d'une population dite "normale". Ce sont ceux que l'on trouve habituellement dans les carnets de santé en France. La Figure 2 présente par

exemple l'accroissement de la taille en fonction de l'âge, de la naissance à 22 ans. Nous y observons en particulier le pic de croissance pubertaire qui a lieu entre 14 et 15 ans pour les garçons et généralement plus tôt pour les filles, entre 12 et 13 ans. Ces mesures ont été faites dans plusieurs régions du monde et des différences sont observées en fonction des populations étudiées, en plus des différences inter-individuelles habituellement présentes dans chaque groupe (Mollard *et coll.*, 2000, Serre *et coll.*, 2006, Snyder *et coll.*, 1977, 1975, Stuart et Beverley, 2004, Weber *et coll.*, 1985).

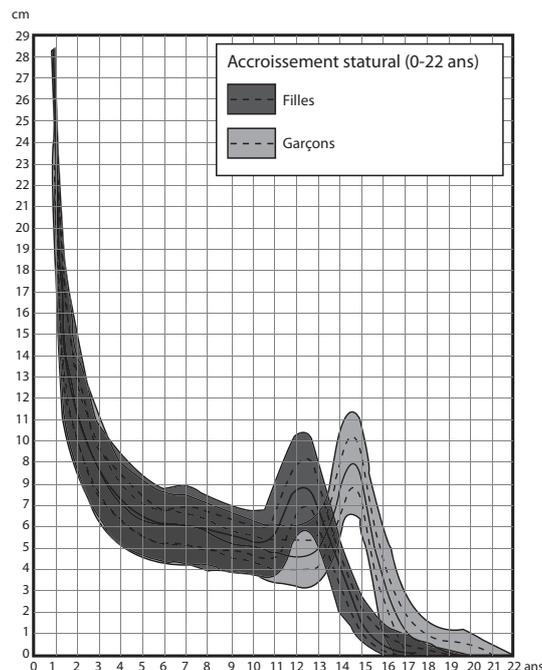


Figure 2 – Itinéraires de croissance filles et garçons, à partir des travaux de Sempe *et coll.* (1996)

Floret (1999) indique que les principales différences sont particulièrement visibles sur la croissance de la tête, qui représente le quart de la taille et la moitié du poids à la naissance, et sur le bassin dont les épines iliaques antérosupérieures (EIAS) ne sont pas encore ossifiées. La Figure 3 présente par exemple des radiographies de hanches droites d'enfants de 3 ans et de 17 ans. Alors que les structures osseuses sont matures chez l'adulte, les zones cartilagineuses radiotransparentes sont nombreuses chez l'enfant de 3 ans. Nous voyons clairement que l'ossification de la tête fémorale, du grand trochanter, ainsi que de la branche inférieure du pubis n'est pas terminée.

De même, la croissance des différents segments corporels ne se fait pas en même temps et à la même vitesse, comme nous pouvons le voir en Figure 4 qui représente le schéma de croissance de mesures anthropométriques exprimées comme fraction de leurs valeurs à 16 ans (Beusenbergh *et coll.*, 1993). Les descriptions anatomiques sont importantes mais ne permettent pas de quantifier véritablement les différences entre enfants et adultes, même si nous savons qu'elles existent.

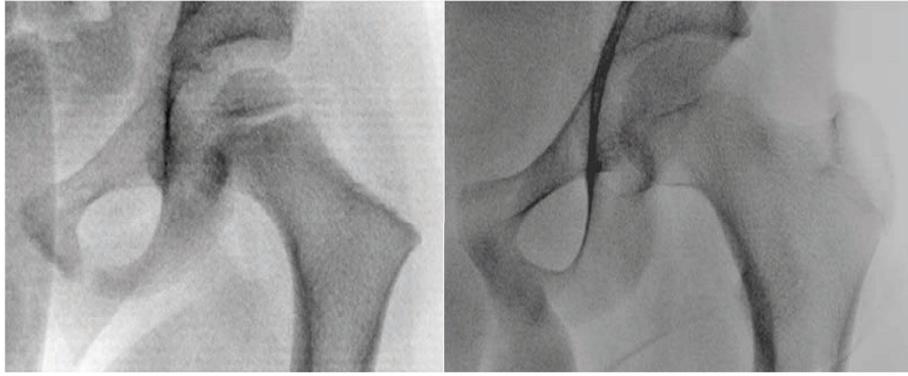


Figure 3 – Radiographie de la hanche droite d'un enfant de 3 ans (gauche) et d'un enfant de 17 ans (droite)

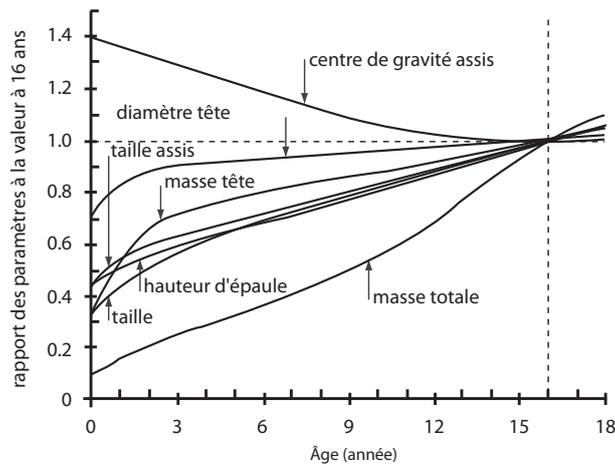


Figure 4 – Schéma de croissance, exprimée en fraction de la valeur à 16 ans (Beusenbergh *et coll.*, 1993)

2.2 Le thorax

Le tronc est défini en anatomie comme étant composé du thorax en partie haute, de l'abdomen en partie moyenne et du bassin en partie basse. Dans le présent manuscrit, le terme *tronc* sera utilisé pour désigner l'ensemble composé des segments *thorax* et *abdomen*.

La cavité thoracique qui abrite et protège l'appareil cardio-pulmonaire est ouvert en haut sur la base du cou et fermé en bas par le diaphragme (Figure 5a. b. c.). C'est aussi le lieu de passage de l'œsophage, de la trachée, de vaisseaux et de nerfs. Les vertèbres situées au-dessus du thorax composent le rachis cervical, les vertèbres situées en-dessous composent le rachis lombaire.

Les côtes sont des os plats, longs et incurvés qui délimitent en arrière et latéralement le thorax. Elles s'articulent avec la partie thoracique de la colonne vertébrale et se prolongent en avant par un cartilage costal (Figure 5d. et e.). Au nombre de douze paires, définies par niveau (en partant du haut), on distingue :

- les vraies côtes (1 à 7) s'articulent par leur cartilage propre au sternum ;
- les fausses côtes (8 à 10) ont leur cartilage qui s'unit avec le cartilage sus-jacent ;
- les côtes flottantes (11 et 12) se terminent par un cartilage libre.

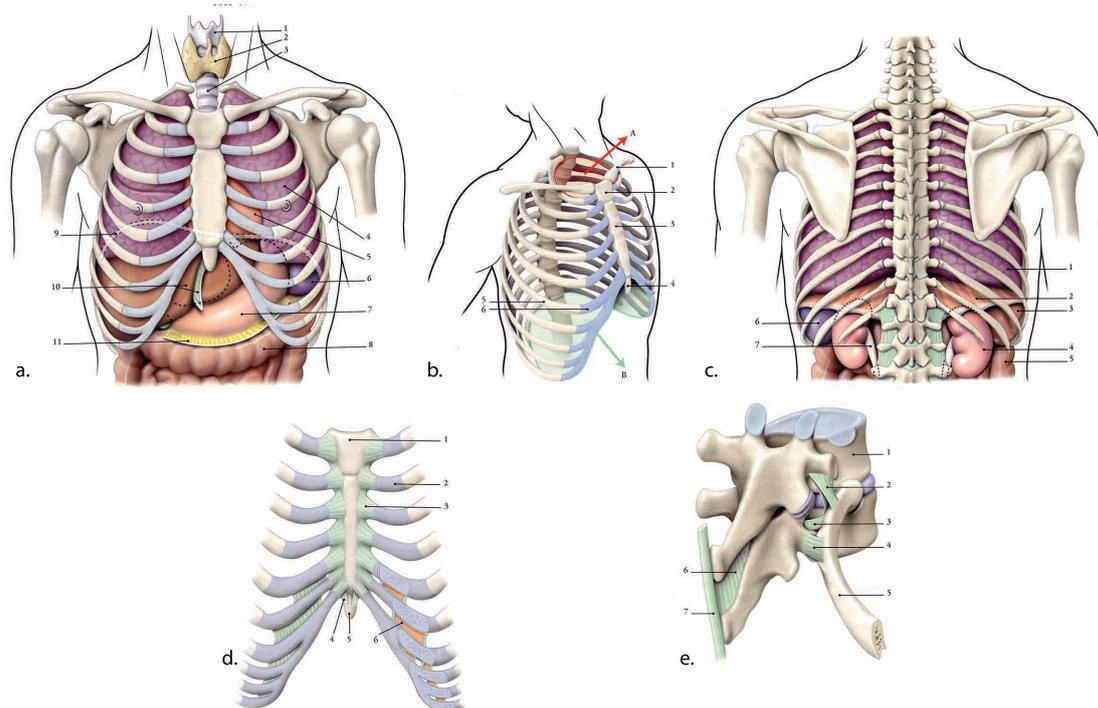


Figure 5 – Thorax a. vue antérieure, b. vue antéro-latérale, c. vue postérieure, d. articulations sterno-costales, e. articulation costo-vertébrale (Kamina, 2004)

La longueur des côtes croît des niveaux 1 à 7, puis diminue ensuite. Les 7 articulations sterno-costales unissent le sternum aux 7 cartilages costaux. Les articulations costo-chondrales assurent la solidité de la continuité d'une côte et d'un cartilage costal. Les articulations costo-vertébrales unissent les côtes aux vertèbres thoraciques. Chacune se compose d'une articulation qui unit la tête costale à deux corps vertébraux successifs, et d'une articulation costo-transverse qui unit une côte à un processus transverse. Les mouvements de la cage thoracique sont permanents et accompagnent la respiration. Ceux-ci résultent essentiellement des mouvements des articulations costo-vertébrales. Les articulations sterno-costales et interchondrales sont le siège de petits mouvements. Les articulations costo-chondrales sont fixes.

En rapport avec sa période immature, le sternum est formé de 5 segments appelés sternèbres :

- le manubrium correspond au premier segment ;
- le mésosternum comprend les segments 2, 3 et 4 ;
- le xiphoïde est le 5^e segment.

La Figure 6a. représente une radiographie de profil du sternum d'un enfant de 1 an dont la sternèbre 2 n'est pas ossifiée (Rush *et coll.*, 2002). Chez l'adulte, le sternum est constitué de trois pièces : le manubrium, le mésosternum (le corps) et l'appendice xiphoïde (Figure 6b.). Le manubrium et le corps du sternum forment un angle dièdre appelé "angle de Louis". Les deux bords latéraux du sternum présentent chacun sept échancrures costales qui s'articulent avec les sept premiers cartilages costaux. L'importante quantité de cartilage rend difficile l'identification radiographique du sternum et du cartilage costal.

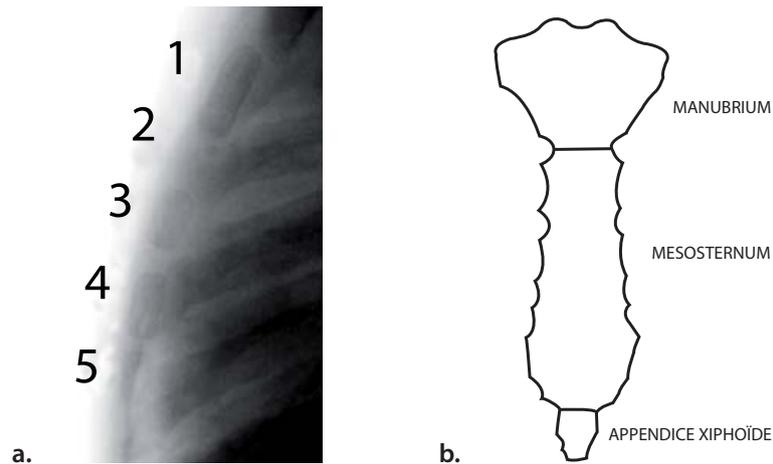


Figure 6 – a. Radio de profil du sternum d'un enfant de 1 an dont la sternèbre 2 n'est pas complètement ossifiée (Rush *et coll.*, 2002), b. Sternum adulte

Comme illustré en Figure 7, lors de la vie fœtale, les côtes se développent vers l'avant pour se rejoindre et former le sternum à partir de la 6^e semaine. C'est à partir du 6^e mois de vie intra-utérine qu'apparaissent les points d'ossification distincts pour chacune des pièces du sternum (Larsen, 1993).

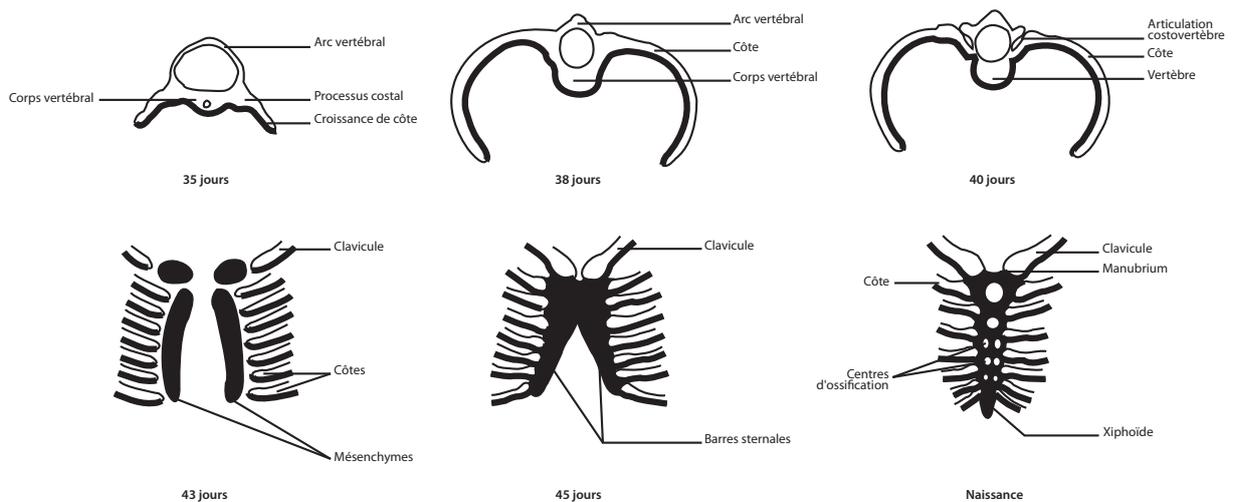


Figure 7 – Développement intra-utérin des côtes et du sternum (Larsen, 1993)

2.3 Les organes intra-abdominaux

L'abdomen est la partie comprise entre le thorax et le bassin. Dans la cavité abdominale se loge la plus grande partie des appareils digestifs et urinaire. Elle se continue en bas, sans démarcation, avec la cavité pelvienne. Les principaux organes mous (pleins) de l'abdomen sont les reins, la rate et le foie. Nous nous intéresserons donc en particulier à ces structures anatomiques.

Les reins sont des organes pairs en forme de haricot (Figure 8). Ils sont situés

immédiatement sous le diaphragme, plaqués contre la paroi postérieure de la cavité abdominale, au niveau des premières vertèbres lombaires (T12-L3) et de part et d'autre de la colonne vertébrale. Ils mesurent autour de 4 cm à la naissance et ont une longueur d'environ 12 cm à l'adolescence (Haddad-Zebouni *et coll.*, 1999). Sur la face concave des reins se trouve une échancrure, le hile par où pénètrent l'artère rénale et les vaisseaux lymphatiques, et par où quitte la veine rénale. Les cavités excrétrices puis l'uretère sortent à ce niveau pour transporter l'urine vers la vessie.

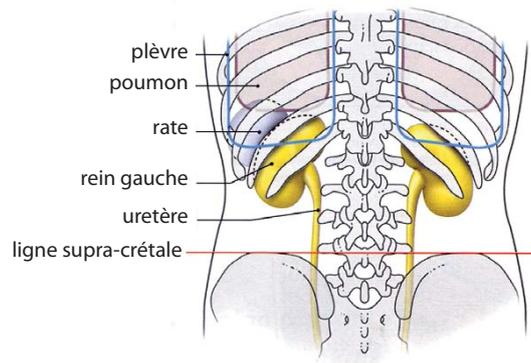


Figure 8 – Paroi postérieure de l'abdomen (Kamina, 2004)

La rate est un organe dont la morphologie précise *in vivo* a été peu étudiée. Embryologiquement, elle est constituée par la fusion de plusieurs lobules de parenchyme splénique (Kasales *et coll.*, 1994). Ce processus peut subir diverses variations, pouvant entraîner l'apparition de rates accessoires. Cela explique le polymorphisme important de l'organe lui-même, dont la forme générale est très variable d'un patient à l'autre. Cependant, on admet généralement que la base de la rate est de forme globalement tétragonale. Chez l'adulte, comme illustré en Figure 9, la rate est un organe dont l'axe suit la 10^{ème} côte gauche, et dont la pointe médiane se trouve à hauteur de la 11^{ème} vertèbre thoracique (Gray, 1942). Cet organe, comme le rein, présente un hile qui reçoit les vaisseaux et les nerfs.

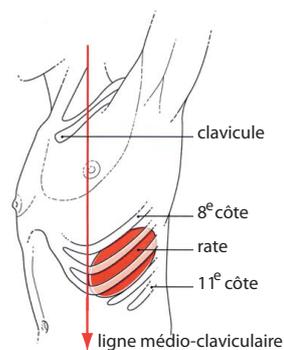


Figure 9 – Vue antéro-latérale gauche de la rate (Kamina, 2004)

Du point de vue anatomique, le foie est situé sous le diaphragme et traverse la cavité abdominale sur toute sa largeur (Figure 10). Le foie est l'organe le plus volumineux de l'organisme et il est compartimenté en deux lobes, droit et gauche. La vésicule biliaire est située au niveau du lobe droit (Gray, 1942).

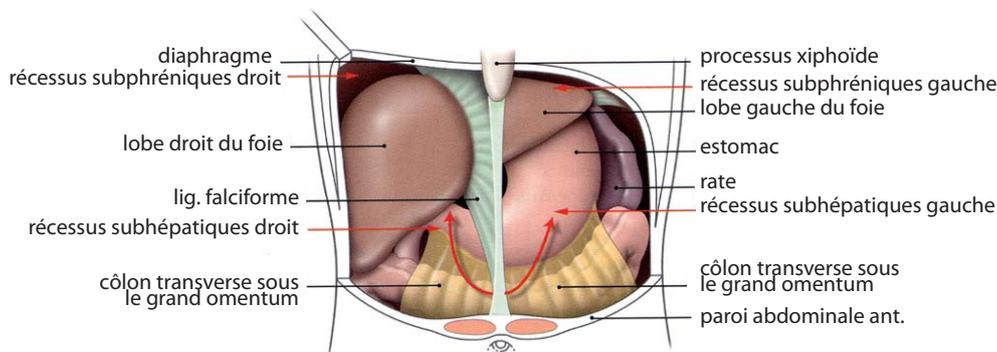


Figure 10 – Vue antérieure de l'abdomen (Kamina, 2004)

3 ACCIDENTOLOGIE DE L'ENFANT

D'après Valent *et coll.* (2002), les accidents de la route sont la principale cause de décès chez les enfants de plus de 1 an. Les enfants sont en général plus exposés à une augmentation des risques de lésions et de décès (Furnival, 2001), et ceci pour différentes raisons. L'une d'entre elles est liée à leur anatomie. Nous l'avons vu, l'ossification encore partielle du bassin implique que la ceinture ventrale ne peut pas s'y appuyer pour retenir l'enfant en cas d'accident. C'est pourquoi il est recommandé de placer la ceinture abdominale à plat sur les cuisses, ce qui est facilité lors de l'utilisation correcte d'un siège réhausseur.

Parce que la structure physique de l'enfant diffère de celle de l'adulte, les systèmes de retenue doivent être, et sont, différents. Seuls les systèmes de retenue spécifiquement adaptés à la morphologie et correctement utilisés peuvent distribuer les efforts de collision de manière la moins lésionnelle. Les Dispositifs de Retenue Enfant (DRE) sont spécialement conçus pour optimiser leur protection : les enfants non ceinturés de moins de 3 ans ont 5,8 fois plus de risque de lésions graves par rapport à ceux qui sont placés dans un système de retenue adapté (Nance *et coll.*, 2004, Parenteau et Viano, 2003). Les DRE sont continuellement améliorés afin de réduire la gravité des lésions, mais les accidents de voitures restent la cause la plus fréquente de lésions contondantes chez les enfants (Brown *et coll.*, 2006, Garcia-Espana et Durbin, 2008, Santschi *et coll.*, 2005). Bien que les réglementations varient selon les pays (Anund *et coll.*, 2003), il est obligatoire d'utiliser un DRE pour tous les trajets.

D'après Brown *et coll.* (2006), les principaux segments corporels lésés lors d'un accident de la route sont la tête (30 % des cas), le thorax (30 % des cas) et l'abdomen (10 % des cas).

Les lésions thoraciques et abdominales sont la cause respective de 20 % et 10 % des décès d'enfants (Furnival, 2001). Il apparaît donc important de s'attacher à protéger le tronc de l'enfant lors d'un choc.

L'étude de Currey et Butler (1975) explique que les os des enfants ont tendance à absorber plus d'énergie avant fracture, ce qui peut expliquer que les impacts thoraciques induisent des lésions de l'aorte thoracique, pleuro-pulmonaires ou cardiaques (Choit *et coll.*, 2006). De plus, les lésions spinales proviennent pour 29% des cas d'accidents de voiture (Cirak *et coll.*, 2004).

L'élasticité du thorax de l'enfant est également différente de celle de l'adulte. Floret (1999) indique que les côtes de l'enfant sont relativement flexibles et l'élasticité de la cage thoracique rend possible la compression directe des organes intra-thoraciques. Les viscères abdominaux apparaissent beaucoup plus exposés chez l'enfant : la vessie du fait de sa position plus haute que chez l'adulte, le foie du fait de sa position plus basse. L'élasticité des côtes et la faiblesse de la musculature abdominale n'offrent pas aux viscères une protection efficace. Surtout, la cage thoracique est plus courte, le bassin moins développé, de sorte que la zone non protégée par une barrière osseuse, comprise entre les côtes inférieures et les crêtes iliaques, est plus importante (Burdi *et coll.*, 1969). Tous ces effets combinés à un centre de gravité plus haut que chez l'adulte affectent la cinématique lors d'un choc. Le risque de sous-marinage est important : la ceinture abdominale pénètre dans l'abdomen et entraîne des lésions internes importantes (Durbin *et coll.*, 2001, Lane, 1994, Santschi *et coll.*, 2005, Vandersluis et O'Connor, 1987).

Lors d'un choc, les risques de lésions abdominales graves sont importants, surtout en cas de placement du DRE face à la route (Arbogast *et coll.*, 2004b). Alors que certains auteurs pensent que l'enfant assis, dans un DRE adapté, à l'arrière est mieux protégé qu'à l'avant (Berg *et coll.*, 2000, Braver *et coll.*, 1998), d'autres auteurs démontrent qu'il a les mêmes risques quelque soit sa place (Arbogast *et coll.*, 2004a). De plus, il peut y avoir des lésions abdominales sévères même pour des collisions à faible vitesse, alors que les autres occupants du même véhicule peuvent ne présenter que des blessures légères (Arbogast *et coll.*, 2007). C'est donc pourquoi il est important d'étudier les organes intra-abdominaux.

Les traumatismes de ces organes ne sont pas rares et représentent environ 8 à 10 % des traumatismes abdominaux. L'accident de la voie publique est l'étiologie la plus fréquente. Deux mécanismes expliquent les lésions observées au cours des traumatismes rénaux. Le principal mécanisme est celui de la transmission directe à l'organe des efforts d'impact. Le deuxième mécanisme est celui de mouvements antéropostérieurs ou céphalocaudaux du rein au cours de brusques décélérations. Le rachis et les gros vaisseaux restent fixes alors que le rein est mobilisé très rapidement, ce qui entraîne l'arrachement des vaisseaux de l'organe (Cheynel, 2007, Patard *et coll.*, 2003).

4 ÉVALUATION DES SYSTÈMES DE PROTECTION

Les systèmes de protection couramment utilisés sont conçus pour limiter les mouvements à l'intérieur de l'habitacle. Initialement, l'efficacité des systèmes de retenue étaient

estimée par des études d'accidentologie routière (Melvin *et coll.*, 1978). Ils sont maintenant développés et évalués à l'aide de mannequins dont les niveaux de précisions, pour la reproduction des propriétés de l'enfant, sont encore mal connus, tant en cinématique qu'en réponse lésionnelle. Un mannequin de choc enfant Q3 est représenté en Figure 11. Bien que de nombreux dispositifs soient en développement, il n'y a pas encore de capteur certifié pour mesurer la sévérité des impacts abdominaux (Arbogast *et coll.*, 2005, Biard *et coll.*, 1993, Melvin et Weber, 1986). Les critères lésionnels proposés sont encore difficiles à valider car il existe peu de moyens de comparaison.



Figure 11 – LBMC – Mannequin de choc enfant Q3

A contrario, le comportement du corps de l'adulte en choc commence à être bien connu, en particulier grâce à l'utilisation de Sujet Humain Post Mortem (SHPM), ce qui permet de concevoir avec précision les mannequins adultes dans le cadre d'une législation stricte. De rares études ont utilisé des SHPM enfants pour des tests en choc. Nous pouvons citer en particulier les travaux de Kallieris *et coll.* (1976), Ouyang *et coll.* (2006) et Kent *et coll.* (2009) détaillés ultérieurement.

Dans certains pays, dont la France, de telles études sur SHPM enfants ne sont pas autorisées par la loi². D'autres méthodes sont alors privilégiées. Une méthode de mise à l'échelle des données connues chez l'adulte (scaling) est utilisée pour définir les critères lésionnels enfants (Stürtz, 1980). Par exemple, les critères lésionnels des mannequins enfants CRABI (modèles d'enfants de 6 mois, 12 mois et 18 mois) et Hybrid III (3 ans et 6 ans) ont été définis comme étant des régressions de ceux connus chez l'adulte (Mertz *et coll.*, 2003). La validation de tels critères reste difficile.

Pour pallier aux limites inhérentes aux mannequins de chocs physiques et avoir une plus grande liberté de configuration, les modèles numériques d'enfants sont particulièrement adaptés (Koizumi *et coll.*, 2004, Liu et Yang, 2002, Mizuno *et coll.*, 2005). Les techniques de scaling sont alors largement utilisées pour adapter la géométrie, comme nous le montre la Figure 12. La quantité d'informations disponible est beaucoup plus importante, mais la biofidélité de ces mannequins numériques présente les mêmes limites que leur équivalent physique, avec des difficultés de validation similaires.

Afin de remédier à ces limitations, certains auteurs ont proposé l'utilisation d'un modèle animal. Dès les années 80, des tests d'impact thoracique ont été menés sur des porcs de

2. Les dispositions des articles 16-1, 16-3 et 414 du Code Civil, L1121-7 du Code de la Santé publique impliquent que les articles L1122-1, L1122-1-1, L1122-1-2 et L1122-2 du Code de la Santé publique ne peuvent s'appliquer aux mineurs.

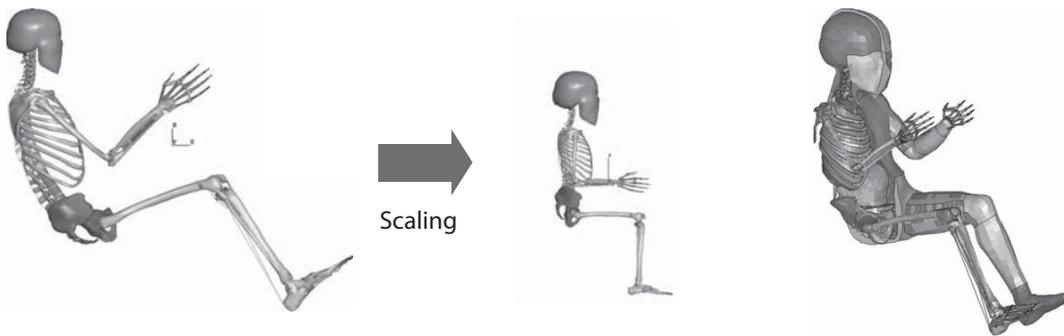


Figure 12 – Modèle EF d'un enfant de 3 ans par scaling (Mizuno *et coll.*, 2005)

54 kg (Kroell *et coll.*, 1981). Après des considérations anthropométriques, Kent *et coll.* (2006) ont modélisé la réponse du tronc d'un enfant de 6 ans par un modèle porcin de 77 jours et 21,4 kg. Ils ont ainsi effectué des tests de pénétration de ceinture sur l'abdomen de porcs euthanasiés, pour différentes configurations (position de la ceinture, tension des muscles, durée du chargement) et ainsi déterminé des corridors de réponse (Figure 13). Les organes intra-abdominaux des enfants et des animaux étudiés ayant des tailles similaires, ces modèles animaux sont très utiles car ils donnent un comportement proche du vivant que l'on ne pourrait pas obtenir autrement aux niveaux de chargements lésionnels étudiés. Néanmoins, les modèles animaux, et en particulier porcins, présentent des différences non négligeables avec l'humain. La forme et la position de la rate, la largeur de l'intestin, les zones d'attaches des organes (dues à la marche quadrupède du porc), et la forme de la cage thoracique sont différentes. Toutefois, les effets de ces différences et de leurs interactions ne sont pas connus.

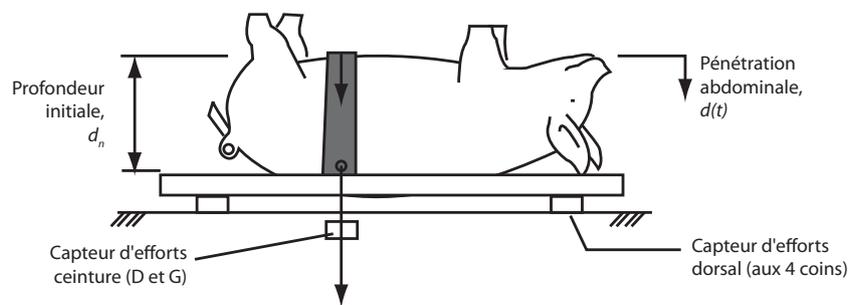


Figure 13 – Pénétration de ceinture abdominale sur modèle animal (Kent *et coll.*, 2006)

Que l'on choisisse une utilisation de SHPM, des tests sur mannequins physiques, des simulations de mannequins numériques ou des tests sur animaux, tous ces modèles sont des capteurs évolués qui donnent une vision plus ou moins fidèle de la réalité.

Le Tableau 1 synthétise les différents types de modèles proposés dans la littérature pour caractériser le comportement de l'enfant en choc.

Tableau 1 – Synthèse des études de modélisation de l'enfant en choc

Étude	Modèle	Objectif de l'étude	Validation
Mertz <i>et coll.</i> (2003)	Mannequins de choc	Limites lésionnelles pour mannequins de choc enfant par réduction des données lésionnelles adulte	
Kallieris <i>et coll.</i> (1976)	SHPM enfant	Placés dans un DRE, comparaison de comportement en choc entre SHPM et mannequin enfant	
Ouyang <i>et coll.</i> (2006)	SHPM enfant	Comportement thorax en impact frontal	
Kent <i>et coll.</i> (2009)	SHPM enfant	Comportement thorax et abdomen à des impacts ceintures et massages cardiaques	
Liu <i>et Yang</i> (2002)	Modèle numérique	Modèle mathématique composé de 15 ellipsoïdes pour simulation de choc piéton	Reconstruction d'un accident réel
Koizumi <i>et coll.</i> (2004)	Modèle éléments finis	Modèle EF d'un enfant de 3 ans obtenu par krigeage du modèle MADYMO	Corridors des mannequins de chocs
Mizuno <i>et coll.</i> (2005)	Modèle éléments finis	Modèle EF d'un enfant de 3 ans	Simulation du comportement du mannequin de choc Hybrid III 3 ans
Kent <i>et coll.</i> (2006)	Modèle animal	Modèle animal (porcin) pour tests de pénétration de ceinture abdominale	Similarités géométriques avec l'enfant de 6 ans

5 DONNÉES POUR UNE MODÉLISATION BIOFIDÈLE

Nous l'avons vu, aucun modèle physique, numérique ou animal ne représente parfaitement le comportement de l'enfant lors de sollicitations dynamiques. Afin de s'affranchir des limites d'un modèle, et pour permettre de valider les données issues de ces derniers, l'idéal serait d'étudier *in vivo* la réponse mécanique du tronc des enfants dans un cadre contrôlé.

Comme tout modèle, celui d'un enfant doit avoir comme données d'entrée : des paramètres inertiels, des propriétés géométriques et des propriétés mécaniques réalistes. Les données de sortie d'une simulation utilisant ce genre de modèle sont les cinématiques et les réponses mécaniques des segments corporels. Nous allons maintenant faire une synthèse des travaux de la littérature qui proposent des données nécessaires à la construction d'un modèle biofidèle de tronc d'enfant.

5.1 Paramètres inertiels

Les masses et Centres de Masse (CdM) des segments corporels adultes peuvent être obtenus à l'aide de différentes techniques : par mesures directes sur cadavres adultes, avec les études de référence de Dempster (1955) présentées en Figure 14, par techniques stéréophotogrammétriques (McConville *et coll.*, 1980), par absorptiométrie (DXA) (de Leva, 1996, Ganley et Powers, 2004), ou par équations de régression (Dumas *et coll.*, 2007). Néanmoins, ces méthodes sont peu utilisées chez les enfants.

La détermination des paramètres inertiels des segments corporels est également importante pour les études d'analyse de la marche de l'enfant. Une technique de libre oscillation a été proposée en 1997, à l'aide d'un modèle composé de cylindres, afin de déterminer les changements de moments d'inertie au cours de la croissance, mais

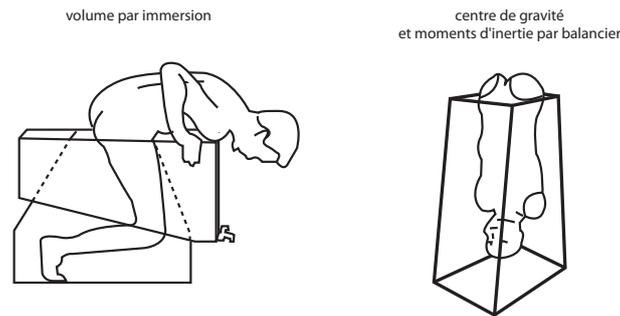


Figure 14 – Détermination des paramètres inertiels des segments corporels adultes (Dempster, 1955)

uniquement appliquée aux membres inférieurs (Lebiedowska et Polisiakiewicz, 1997). Cette méthode de pendule est souvent utilisée pour estimer les inerties, sa précision a été évaluée par Dowling *et coll.* (2006).

Avec un objectif similaire, un modèle mathématique a été proposé par les travaux de Jensen. Il est basé sur des zones elliptiques de 2 cm d'épaisseur, obtenues par numérisation d'enregistrements photographiques. Il a été utilisé dans de nombreuses études pour établir des relations de régressions au cours de la croissance (Chester et Jensen, 2005, Jensen, 1978, 1986, 1989, Sun et Jensen, 1994).

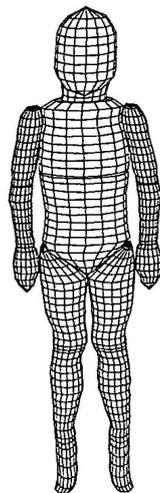


Figure 15 – Modèle mathématique d'un garçon de 6 ans (Jensen, 1993)

Une autre estimation personnalisée des paramètres des segments corporels d'enfants, basée sur des mesures anthropométriques et des prises de photographies dans différents plans, a été proposée par Davidson *et coll.* (2008). Cependant, cette méthode n'a été évaluée que sur l'avant-bras d'un seul sujet.

En fonction de la méthode employée, les résultats diffèrent, comme l'a souligné Bauer *et coll.* (2007). En dépit de tous ces travaux, les masses, les positions 3D des centres de gravité et les paramètres inertiels ne sont toujours pas précisément connus chez l'enfant.

Depuis quelques années, des méthodes de reconstruction personnalisées des segments corporels ont été développées au Laboratoire de Biomécanique (LBM, CNRS UMR 8005,

Arts et Métiers Paritech, Paris). Elles sont basées sur l'identification de repères et de zones anatomiques sur des radiographies face et profil du corps entier, acquises grâce au système radiographique biplanaire basse dose d'irradiation EOS[®] (Dubousset *et coll.*, 2005) et sur sujets complets adultes Collette *et coll.* (2005). La faisabilité de la détermination des paramètres inertiels par cette technique a été démontrée sur la cuisse adulte par les travaux de Dumas *et coll.* (2005). La richesse des informations radiographiques et les méthodes avancées de reconstructions rendent possible une étude de détermination des paramètres inertiels des segments corporels de l'enfant.



Figure 16 – Système EOS[®]. COLL : BIOSPACE, HOPITAL SVR, LBM, LIO

5.2 Paramètres géométriques

5.2.1 Corps entier

La morphométrie de l'enfant est bien connue dans ses principales dimensions externes, comme nous l'avons vu au début de cette partie. Pour le développement de modèles enfants, quelques bases de données anthropométriques ont été créées afin de disposer des dimensions caractéristiques. La "Child Anthropometry Database" (CANDAT) est par exemple utilisée pour les mannequins enfants de la série Q (de Jager *et coll.*, 2005, Saul *et coll.*, 1998, van Ratingen *et coll.*, 1997). Afin d'estimer la morphométrie d'un enfant pour un âge voulu, les dimensions sont souvent interpolées à partir de celles disponibles chez l'adulte (Irwin et Mertz, 1997, Schneider et Zernicke, 1992, Wang *et coll.*, 2005).

5.2.2 Os du thorax

L'évolution du sternum au cours de la croissance a été étudiée par de nombreux auteurs (Ashley, 1956, Ogden *et coll.*, 1979, O'Neal *et coll.*, 1998, Riach, 1967, Rush *et coll.*, 2002) et le processus d'ossification sternal est bien connu. Le nombre et le moment d'apparition des centres d'ossification au niveau du sternum varient d'un enfant à l'autre. Ils ne représentent donc pas un moyen fiable pour apprécier l'âge osseux (Riach, 1967).

En calculant la somme des surfaces des centres d'ossification, Riach (1967) trouve une corrélation entre celle-ci et l'âge, surtout pour la première période de vie, comme illustré par la Figure 17. Le nombre de sujets de son étude est réduit (23) et les sujets sont jeunes (entre 28 semaines de vie intra-utérine et 4 ans).

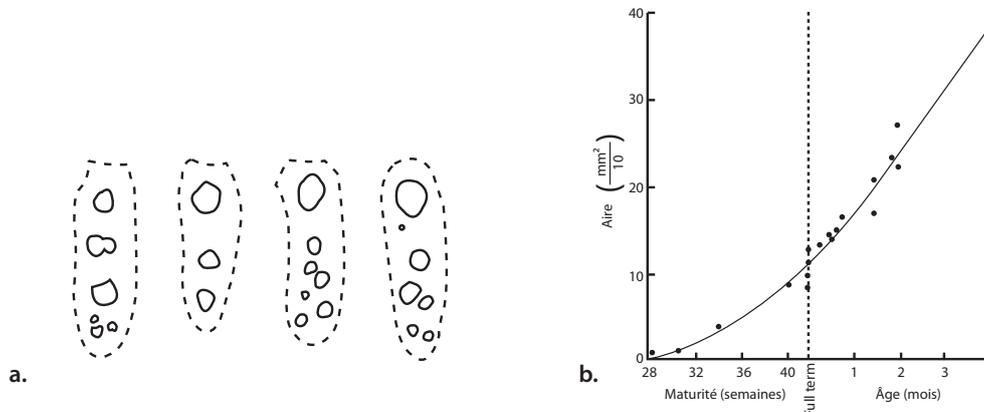


Figure 17 – a. Modèles d'ossification sternale chez 4 nouveaux-nés à terme, b. Corrélation entre surface des sternèbres et l'âge (Riach, 1967)

Ashley (1956) a analysé l'arrangement des centres d'ossification de 581 sternums immatures et a alors distingué 3 modèles d'ossification, présentés par la Figure 18.

- Type I (22 % des cas) : un seul centre d'ossification dans chacun des trois premiers segments du mésosternum ;
- Type II (60 % des cas) : un seul centre dans le premier segment et deux situés de manière bilatérale ou oblique dans le troisième segment ;
- Type III (18 % des cas) : deux centres situés de manière bilatérale ou oblique dans chacun des trois segments.

Même si la présence de centres d'ossification accessoires est très fréquente, le modèle le plus répandu à la naissance est constitué d'un seul centre d'ossification manubrial et trois majeurs dans le mésosternum. Le centre d'ossification du processus xiphoïde apparaît vers l'âge de 6 ans. L'apparition des centres d'ossification se fait de manière cranio-caudal et leur fusion caudo-cranial. La fusion des centres bifides apparaît d'habitude avant l'âge de 13 ans, mais on peut les retrouver séparés même à l'âge adulte. Une fusion osseuse entre le manubrium et le mésosternum est rencontrée chez 10% des individus (O'Neal *et coll.*, 1998).

La plupart des articles qui traitent de la géométrie de la cage thoracique chez l'enfant sont en rapport avec les déformations du thorax (pectus carinatum et excavatum) et peu avec des sujets normaux. Les descriptions anatomiques détaillées sont importantes mais ne nous permettent pas de quantifier finement la géométrie du thorax de l'enfant. En effet, la géométrie de la cage thoracique de l'enfant sain est rarement décrite dans la littérature, seules quelques études proposent des paramètres descriptifs.

Derveaux *et coll.* (1989) ont décrit 3 index sur la radiographie du thorax de profil, illustrés sur la Figure 19 :

- LVI (Lower Vertebral Index) = BC/AC ;

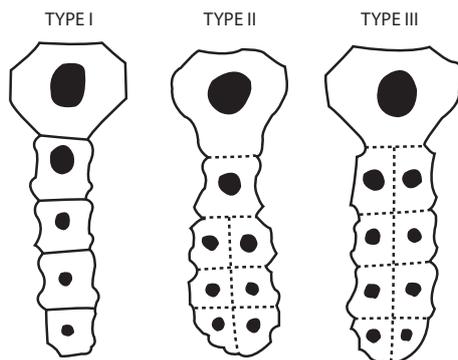
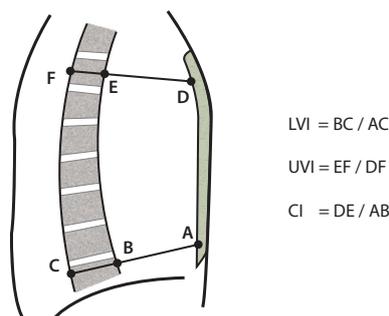


Figure 18 – Types d'ossification définis par Ashley (1956)

- UVI (Upper Vertebral Index) = EF/DF ;
- CI (Configuration Index) = DE/AB .

Sur une série témoin de 250 patients indemnes âgés de 1 à 40 ans, ils trouvent les relations suivantes :

- LVI augmente linéairement jusqu'à l'âge de 10 ans et reste constant ensuite ;
- UVI est indépendant de l'âge ;
- CI augmente linéairement jusqu'à 11 ans et diminue ensuite linéairement à partir 12 ans.



$$\begin{aligned} \text{LVI} &= BC / AC \\ \text{UVI} &= EF / DF \\ \text{CI} &= DE / AB \end{aligned}$$

Figure 19 – Schéma du thorax en vue de profil, indices de Derveaux *et coll.* (1989)

Haller *et coll.* (1987) ont décrit un index sur les coupes transversales de scanner (Figure 20) comme étant le rapport entre le diamètre transversal maximal (mesuré entre les bords internes des côtes) et le diamètre antéropostérieur (mesuré entre le bord postérieur du sternum et le bord antérieur de la colonne vertébrale). Sur seulement 19 sujets sains, Haller *et coll.* (1987) ne trouvent pas de différence significative entre les différents groupes d'âge, avec un index inférieur à 3,25 dans tous les cas. Dans une étude beaucoup plus ample sur 574 scanners d'enfants sans pathologie de la cage thoracique, Daunt *et coll.* (2004) trouvent un index de Haller significativement plus petit pour le groupe 0-2 ans que pour le reste des patients, ainsi qu'un index de Haller plus grand chez les filles dans les groupes 0-6 ans et 12-18 ans par rapport aux garçons de même âge.

Les méthodes proposées dans la littérature pour décrire le thorax de l'enfant sont synthétisées dans le Tableau 2. Elles ne donnent que des mesures en 2 dimensions. La

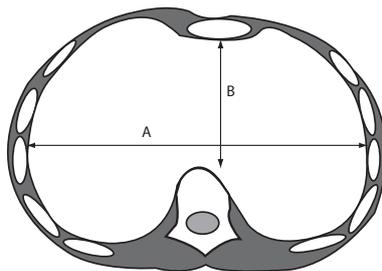


Figure 20 – Index de Haller *et coll.* (1987) sur coupes scanner

géométrie précise du sternum et du cartilage costal au cours de la croissance de l'enfant est encore mal connue.

Tableau 2 – Synthèse des études de mesures thorax enfants

Étude	Mesures	N Patients (âge)	Méthode	Résultats
Riach (1967)	Surface des centres d'ossification	23 (28 s int.ut. à 4 ans)	Radio	Variabilité f(âge)
Haller <i>et coll.</i> (1987)	Index de Haller	19 (4-18 ans)	Scanner	Invariable
Derveaux <i>et coll.</i> (1989)	Index de Derveaux	250 (1-40 ans)	Radio de profil	Variabilité linéaire f(âge)
Daunt <i>et coll.</i> (2004)	Index de Haller	574 (0-18 ans)	Scanner	Variabilité f(âge, sexe)

Des techniques de reconstructions personnalisées du rachis et de la cage thoracique à partir des données issues des radiographies du système EOS[®] ont été développées au LBM. Les travaux de Mitton *et coll.* (2008) et Bertrand *et coll.* (2008) ont en particulier validé la précision de ces méthodes. La géométrie du cartilage costal et du sternum, non visibles sur les radiographies, gagnerait à être étudiée afin de compléter les informations manquantes.

5.2.3 Reins, rate et foie

En médecine pédiatrique, les caractéristiques morphologiques des reins, des rates et des foies enfants donnent des informations utiles quant à l'évaluation de certaines pathologies. Les moyens de mesures non invasifs et respectant l'intégrité de l'organe sont l'échographie, le scanner et l'IRM. Chez l'enfant, les mesures sont souvent réalisées grâce à l'échographie (Fritz *et coll.*, 2003, Haddad-Zebouni *et coll.*, 1999, Oswald *et coll.*, 2004), mais restent approximatives car variables en fonction de l'opérateur ou de la position du patient (Li *et coll.*, 2004, Michel *et coll.*, 2004). Les courbes de croissance rénale utilisées en pédiatrie sont par ailleurs basées sur des études échographiques (Haddad-Zebouni *et coll.*, 1999). Les études portant sur les données en trois dimensions (écho-tomographie, scannographie, IRM) sont peu nombreuses. Les travaux de Bakker *et coll.* (1998) montrent que les mesures volumétriques par IRM seraient les plus précises. En fonction des auteurs, les études basées sur l'échographie sont contradictoires, concernant la variabilité en fonction du sexe, de l'âge et du côté pour les reins (Adeyekun *et coll.*, 2007, Konus *et coll.*, 1998, Safak *et coll.*, 2005).

Le Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA, INRETS UMRT 24, Université de la Méditerranée, Marseille) s'attache entre autres à étudier les organes intra-abdominaux de l'adulte, pour développer des simulations de crash réalistes. Ils ont en particulier étudié les dimensions du foie adulte dans un cadre clinique (Rosset *et coll.*, 1995) et à travers le

projet HUMOS 2 (Cheynel, 2007, Serre *et coll.*, 2004), qui avait pour objectif de développer un être humain virtuel pour la prédiction du risque lésionnel lors des accidents de la route. L'application des expertises du LBA permettrait d'obtenir des modèles géométriques des organes intra-abdominaux de l'enfant, dont l'évolution au cours de la croissance est encore mal connue. Les mesures existantes ne sont pas assez précises pour appréhender la géométrie 3D et le positionnement de ces organes dans l'abdomen.

5.3 Comportement mécanique du tronc

La réponse mécanique du tronc de l'enfant n'a encore jamais été étudiée *in vivo*. Quelques rares études ont procédé à des tests sur SHPM enfant.

La première, menée par Kallieris *et coll.* (1976), avait pour objectif de comparer le comportement lors d'un impact frontal (à 30 km.h^{-1} et 40 km.h^{-1}) de 4 SHPM (non embaumés, âgés de 2,5 ans à 11 ans) et de 2 mannequins enfants placés dans un système de retenue adapté (Figure 21). Les résultats de cette recherche ont été approfondis en particulier par Brun Cassan *et coll.* (1993).

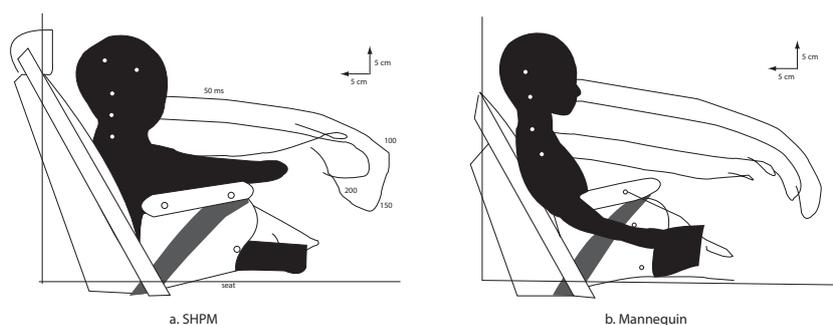


Figure 21 – Comparaison en impact frontal d'un SHPM et d'un mannequin enfant (Kallieris *et coll.*, 1976)

La seconde étude a été réalisée en Chine par Ouyang *et coll.* (2006). Elle avait comme objectif d'étudier la réponse mécanique de thorax de SHPM enfants soumis à un impact frontal, comme illustré par la Figure 22.

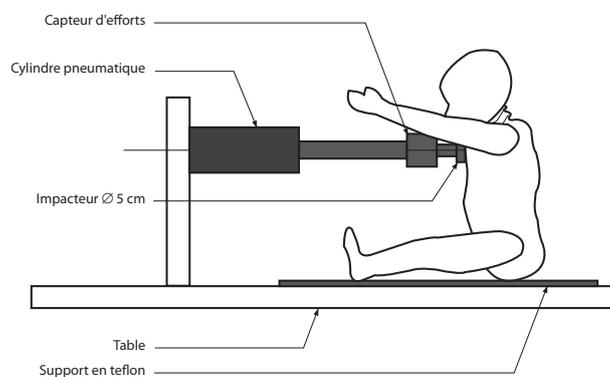


Figure 22 – Impact thoracique sur un SHPM enfant (Ouyang *et coll.*, 2006)

La dernière étude, plus récente, est celle menée par Kent *et coll.* (2009) sur un sujet féminin de 7 ans sur lequel ont été fait des tests de compressions thoraciques et abdominales dans 5 configurations de chargement différentes, comme illustré en Figure 23. Quatre configurations sont des tests de sollicitation par une ceinture, la 5^e reproduit des compressions thoraciques de massages cardiaques (CPR pour cardiopulmonary resuscitation).

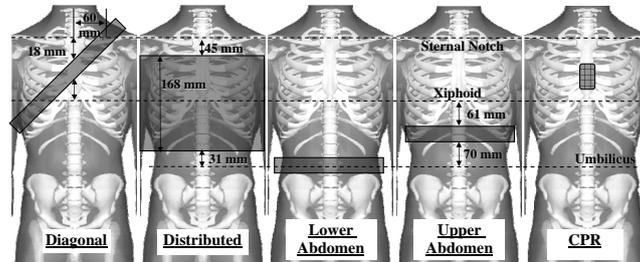


Figure 23 – Conditions de sollicitations d'un tronc SHPM enfant (Kent *et coll.*, 2009)

Nous pouvons signaler les mesures originales effectuées par Maltese *et coll.* (2008) lors de massages de réanimations cardiaques, à l'aide d'un capteur effort/déplacement placé contre le sternum du patient, sous les mains du praticien. Il faut noter que dans cette situation, les patients n'ont pas un comportement actif, il n'y a pas de réaction musculaire et de respiration spontanée. Le principal biais de cette étude reste que ces interventions se font en urgence, sur des brancards et des matelas qui absorbent une grande partie de la déformation appliquée. Pour estimer la déformation du thorax seul, les auteurs ont finement étudié le comportement des différents couples brancard/matelas lors de ce type de sollicitation (Maltese *et coll.*, 2008, Nishisaki *et coll.*, 2009). Les résultats de ces études seront particulièrement détaillées et commentées dans la partie travail personnel.

La caractérisation du comportement *in vivo* du tronc de l'enfant est une problématique forte du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC, INRETS UMRT 9406, Université Claude Bernard Lyon, Bron). Une méthodologie innovante a été proposée par l'observation de manipulations instrumentées faites dans le cadre de kinésithérapie respiratoire. Des premiers tests de faisabilité ont été menés par Goubel et Alonzo (2004), comme illustré par la Figure 24. L'application concrète de cette technique sur des enfants permettrait d'estimer la réponse mécanique de leur tronc soumis à un chargement.

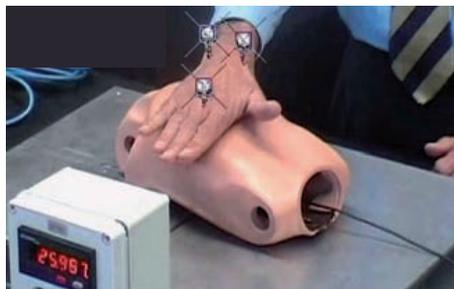


Figure 24 – LBMC – Faisabilité des observations de compression thoracique (Goubel et Alonzo, 2004)

6 SYNTHÈSE ET OBJECTIFS DE LA THÈSE

Ce chapitre a souligné les spécificités anatomiques et mécaniques qui caractérisent les enfants. La faible quantité de données biomécaniques relatives à l'enfant rend difficile l'évaluation du niveau de biofidélité des différents modèles proposés dans la littérature.

Parce que l'enfant n'est pas un simple adulte miniature, la revue bibliographique a souligné les limites des travaux menés sur l'enfant. La difficulté d'obtention des données chez l'enfant implique souvent la nécessité d'une mise à l'échelle des informations connues chez l'adulte. L'objectif est de fournir des données utiles à une modélisation biofidèle de l'enfant. Ainsi, le travail personnel réalisé au cours de cette thèse a pour but d'atteindre les objectifs suivants :

1. déterminer les paramètres inertiels des segments corporels de l'enfant ;
2. décrire les structures osseuses du thorax et la distribution cartilagineuse ;
3. proposer une géométrie fidèle des organes intra-abdominaux ;
4. évaluer le comportement *in vivo* du tronc sous chargement dynamique.

Les paramètres inertiels dépendent de la géométrie des segments corporels qui est connue par des mesures, certes nombreuses, mais faites en 2 dimensions. En conséquence, le Chapitre I s'attachera à définir les paramètres inertiels des segments corporels de l'enfant à partir de radiographies biplanaires EOS[®].

Le thorax est digne d'intérêt par son rôle dans la rétention de l'enfant en cas d'accident de voiture, mais aussi comme élément protecteur des organes vitaux que sont le cœur et les poumons. Le Chapitre II proposera une description 3D des éléments constitutifs du thorax : le sternum, les côtes et le cartilage costal, à partir de données scanner.

Le risque de sous-marinage étant élevé chez les plus jeunes, une connaissance géométrique précise des organes intra-abdominaux est essentielle. Le Chapitre III donnera donc ensuite une description géométrique des organes intra-abdominaux et de leur positionnement dans le système ostéo-articulaire à l'aide de coupes scanner.

De nombreux modèles enfants ont été développés, chacun ayant ses limites en terme de validation. La prédominance cartilagineuse des structures osseuses implique des comportements mécaniques différents de ceux habituellement observés chez l'adulte. Afin d'aider à la validation des modèles, le Chapitre IV s'attachera à caractériser le comportement mécanique du tronc de l'enfant *in vivo* sous chargements dynamiques, réalisés dans le cadre de traitement de kinésithérapie respiratoire.

Enfin, la partie discussion générale présentera une synthèse de l'ensemble du travail personnel et proposera des pistes d'utilisations concrètes des différents résultats obtenus.

Deuxième partie

TRAVAIL PERSONNEL

DESCRIPTION DES SEGMENTS CORPORELS À PARTIR DE RADIOGRAPHIES BIPLANAIRES BASSE DOSE

RÉSUMÉ

Nous proposons dans ce chapitre une description géométrique personnalisée de l'enfant à partir des reconstructions 3D de leurs segments corporels. Des données de 18 enfants et 6 adultes ont été obtenues à partir de radiographies biplanaires par l'utilisation du système de radiographie basse dose d'irradiation EOS[®]. Des densités issues de la littérature ont été appliquées afin de déterminer les masses des 11 segments étudiés. La précision des méthodes spécifiques de reconstruction a été évaluée de plusieurs manières. La plupart des segments corporels montrent une augmentation de leur masse relative de l'enfance à l'adolescence, puis une brusque diminution à l'âge adulte. De même, la variation de la hauteur des centres de gravité des différents segments corporels n'est pas linéaire avec la croissance. Ces résultats originaux peuvent être utiles dans la génération de modèles géométriques.

1 INTRODUCTION

À travers une revue bibliographique détaillée, la première partie a posé le contexte et les objectifs de cette thèse. Nous allons maintenant nous intéresser à la détermination des paramètres géométriques des segments corporels de l'enfant. En effet, la géométrie 3D du corps de l'enfant est connue de façon qualitative ou selon des mesures anthropométriques 2D simples. L'objectif de ce chapitre est de quantifier la croissance des segments corporels de l'enfant.

2 MATÉRIELS ET MÉTHODES

2.1 Population et système d'imagerie

Dix-huit enfants (8 filles, 10 garçons), âgés de 4,4 ans à 17,2 ans, ne présentant pas de déformation du système ostéo-articulaire au niveau du tronc, ont été inclus dans cette étude. Une répartition en 3 groupes égaux a été faite : le groupe A pour les enfants âgés de 4 ans à 8 ans, le groupe B pour les 9-12 ans et le groupe C pour les 13-17 ans. Toutes les radiographies ont été faites sur prescriptions médicales. Huit enfants ont passé ces radiographies dans le cadre d'une collaboration avec le Dr Bellot de l'École de danse de l'Opéra de Paris. Les autres radiographies ont été prescrites par le Dr Badina, chirurgien en orthopédie pédiatrique à l'hôpital Necker de Paris, dans le cadre d'un contrôle de présence d'ostéochondrites. Un groupe de 6 jeunes hommes sains âgés de 22 à 26 ans ont de même été volontaires afin de disposer de mesures de comparaison adultes.

Le système de radiographie basse dose EOS[®] (Biospace Instrument, Paris, France) a servi à l'obtention simultanée de radiographies tête aux pieds biplanaires (Antéropostérieure AP et Latérale LAT) de patients en position debout (Dubousset *et coll.*, 2005). Ce protocole a été approuvé par le comité d'éthique de l'Hôpital de la Pitié-Salpêtrière (CPP 06001 pour les enfants, CPP 06036 pour les adultes, Paris, France). La taille et le poids de chaque patient ont été mesurés (Tableau 3).

2.2 Méthode générale de reconstruction 3D

Les structures osseuses et les enveloppes des segments corporels ont été reconstruites pour chaque sujet. Les reconstructions 3D des os du rachis (cervical, thoracique et lombaire), de la cage thoracique et des enveloppes des segments corporels ont été obtenues en utilisant le logiciel IdefX[®] - développé en collaboration entre le LBM (Arts et Métiers ParisTech-CNRS) et le LIO (ETS-CRCHUM). Les algorithmes de reconstruction 3D ont déjà été décrits par ailleurs, les principaux principes seront simplement rappelés ici.

Une identification semi-automatique de zones anatomiques a été effectuée sur chaque radiographie AP et LAT. Les algorithmes sont basés sur une première estimation de l'enveloppe et de la position de chaque élément (os ou peau), à partir d'un modèle générique et/ou de données statistiques. Ensuite, une déformation de ce modèle générique

Tableau 3 – Morphométrie des patients (SD : écart-type) ; A : 4-8 ans, B : 9-12 ans, C : 13-17 ans, D : 22-26 ans

Patient	Genre	Âge (année)	Taille (mm)	Masse (kg)
1	H	4,4	990	14,7
2	H	4,8	1070	20,3
3	H	5,44	1088	16
4	F	5,5	1130	18,4
5	H	6,48	1140	25
6	H	7,49	1230	25,3
A	Moyenne	5,7	1108,0	20,0
	SD	1,1	80,2	4,5
7	H	9,45	1380	30
8	F	9,96	1395	28,2
9	H	10,34	1400	30,3
10	F	12,27	1480	34
11	F	12,74	1550	32,3
12	F	12,93	1550	40,1
B	Moyenne	11,3	1459,2	32,5
	SD	1,5	78,5	4,2
13	F	13,25	1610	42,7
14	F	13,8	1670	57
15	H	14,68	1660	49,8
16	F	14,88	1670	47,1
17	H	15	1690	62,6
18	H	17,2	1700	52,6
C	Moyenne	14,8	1666,7	52,0
	SD	1,4	31,4	7,1
19	H	22	1850	76,9
20	H	23	1850	68,75
21	H	24	1800	73
22	H	24	1850	67,5
23	H	25	1810	65,3
24	H	26	1750	88,3
D	Moyenne	24,0	1818,3	73,3
	SD	1,4	40,2	8,4

est appliquée en utilisant les principes de points non stéréo-correspondants (NSCP) (Mitton *et coll.*, 2000, Pomero *et coll.*, 2004) et de contours non stéréo-correspondants (NSCC) (Laporte *et coll.*, 2003). Les algorithmes de reconstruction consistent en 4 étapes :

1. la projection des contours 3D du modèle générique sur les radiographies ;
2. l'association entre les points des contours des radiographies et les points des contours 3D projetés ;
3. l'optimisation de la solution initiale ;
4. la déformation de l'objet optimisé afin de minimiser la distance entre les contours radiographiques et les contours 3D projetés.

Pour l'enveloppe corporelle, les contours de la peau ont été identifiés sur les radiographies AP et LAT. Le rachis a été reconstruit en utilisant la méthode décrite par Humbert *et coll.* (2009), quotidiennement utilisée au laboratoire. La précision de la reconstruction du rachis est en moyenne inférieure à 1 mm sur la forme des vertèbres, 1,8 mm en position et entre 2,3° et 3,9° en orientation (Humbert *et coll.*, 2009). Dans le cadre du projet ANR, une méthode spécifique de reconstruction de la cage thoracique a été développée (Figure 25) et a fait l'objet d'un article soumis dans *MBEC*, en révision au 8 février 2010 (Jolivet *et coll.*, 2009). Elle améliore très nettement les temps de reconstruction présentés par Bertrand *et coll.* (2008) et Mitton *et coll.* (2008). La précision de cette reconstruction thoracique est

en moyenne de 5 mm sur la longueur de côte, -4 mm sur la largeur maximale, 5 mm sur la longueur de corde et 81 mm² sur l'aire de la côte. Ces paramètres ont été en particulier décrits par Dansereau et Stokes (1988) et sont détaillés dans le Chapitre II de ce manuscrit.

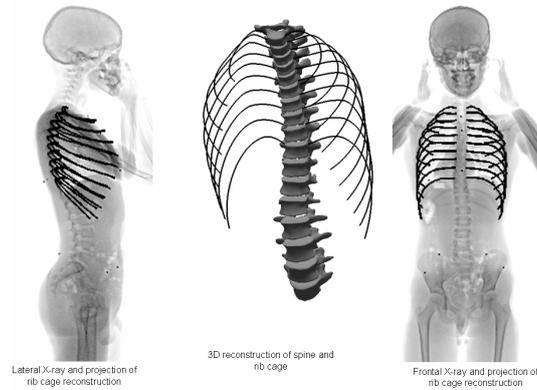


Figure 25 – Reconstruction personnalisée 3D de la cage thoracique et rétro-projection sur les radiographies frontale et latérale (Jolivet *et coll.*, 2009)

La Figure 26 illustre la reconstruction du rachis, de la cage thoracique et de l'enveloppe externe d'une fille de 12,3 ans à partir des 2 radiographies AP et LAT.



Figure 26 – Reconstruction personnalisée 3D d'une fille de 12,3 ans à partir de 2 radiographies

Les masses et positions des Cdm des membres supérieurs sont nécessaires à l'évaluation de la précision de la méthode présentée ici. Puisque la méthode de reconstruction 3D, à partir de deux vues planes, n'est pas encore finalisée pour les bras, avant-bras et mains,

ces segments ont été représentés par des solides rigides. Pour ce faire, les positions des repères anatomiques suivants ont été identifiées sur les radiographies frontales et latérales : l'acromion, l'olécrane, l'articulation des poignets et le bout des doigts. La position 3D de ces points a ensuite été reconstruite par un algorithme de Points Stéréo-Correspondants (SCP), qui est une adaptation de l'algorithme DLT (Direct Linear Transformation) (Abdel-Aziz et Karara, 1971). Le principe d'application de l'algorithme DLT est présenté en détail en Annexe.

2.3 Évaluation des inerties

L'enveloppe corporelle a été divisée en 11 segments : la tête, le cou, le thorax, l'abdomen, le bassin, les cuisses, les jambes et les pieds. Les frontières délimitant chaque segment sont celles décrites par Dumas *et coll.* (2007), excepté le cou et l'abdomen, non pris en compte dans le travail de Dumas *et coll.* (2007). La délimitation tête-cou a été définie comme étant le plan horizontal passant par le centre du corps vertébral de la vertèbre C1. La frontière thorax-abdomen a été définie par le plan horizontal passant par le point le plus antérosupérieur du corps vertébral de L3, comme illustré en Figure 27.

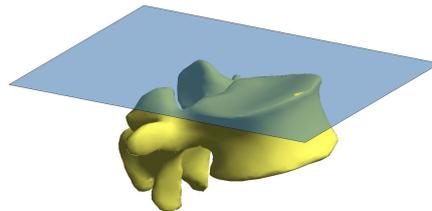


Figure 27 – Vertèbre L3 et plan de séparation thorax-abdomen

Pour chaque segment corporel, la localisation 3D du centre de masse (CdM) a été calculée, en appliquant une densité homogène. Le Tableau 4 détaille les densités appliquées à chaque volume afin de déterminer leurs masses, à partir des données de Dempster (1955). Le volume des poumons est basé sur la géométrie de la cage thoracique. Parce qu'ils contiennent de l'air, la densité des poumons a été définie pour que la densité globale du thorax complet (comprenant les poumons et les autres organes intra-thoraciques) reste en accord avec la littérature.

Tableau 4 – Densités de la littérature utilisées pour définir la masse des différents segments corporels (Dempster, 1955)

Segment	Densité (g.cm-3)
Tête	1,11
Cou	1,11
Thorax	0,92
Abdomen	1,01
Bassin	1,01
Cuisse	1,05
Jambe	1,09
Pied	1,10

Le Tableau 5 donne la position des CdM des membres supérieurs, définie d'après les travaux de Dempster (1955) et de Leva (1996). Les masses ont été calculées par application de l'équation I.1.

Tableau 5 – Position des CdM des membres supérieurs (de Leva, 1996, Dempster, 1955)

Segment et points de référence	Distance de la référence au CdM
Main	
(de l'articulation radio-carpienne à l'extrémité du majeur)	36,2 %
Avant-bras	
(de l'articulation ulno-humérale à la radio-carpienne)	43,0 %
Bras	
(de l'articulation gléno-humérale à l'ulno-humérale)	46,8 %

$$m_{\text{membres_superieurs}} = 2 * 0,07174 * m_{\alpha} \quad (\text{I.1})$$

avec $m_{\alpha} = m_{\text{bassin}} + m_{\text{cuisses}} + m_{\text{abdomen}} + m_{\text{thorax}}$.

2.4 Évaluation de la méthode de reconstruction

La précision de la méthode de reconstruction corps entier, présentée ici, a fait l'objet d'un article soumis dans CMBBE, en révision mineure au 8 février 2010 (Sandoz *et coll.*, 2009). Elle a été évaluée sur les 6 enfants du groupe B et les 6 adultes du groupe D, en suivant la démarche décrite ci-après.

Une plateforme d'effort a été utilisée pour obtenir la projection du centre de gravité pendant l'acquisition radiographique. La précision de la plateforme d'effort a été évaluée lors d'un travail de master (Duflos *et coll.*, 2007) à moins de 0,3 % sur la masse et à 1,5 mm en moyenne sur la position de la projection du CdM. De plus, la masse totale du corps a été calculée par addition des masses de chaque segment corporel virtuel. Le CdM global a été défini comme étant le barycentre pondéré des CdM de tous les segments.

La précision globale de la méthode a été calculée en comparant la différence entre les masses totales réelles et les masses totales estimées, et en calculant la distance entre les projections au sol des CdM mesurées et calculées.

De plus, afin d'évaluer l'influence des écarts de reconstruction 3D sur l'estimation de la géométrie des segments corporels, une étude de sensibilité a été menée. Puisque la frontière entre le thorax et l'abdomen dépend de la reconstruction et de la position 3D de la vertèbre L3, les rachis des 6 enfants du groupe B ont été reconstruits 3 fois par le même opérateur. Les volumes des thorax et des abdomens, ainsi que la position de leur CdM ont ensuite été modélisés et comparés. Toutes les différences entre les 18 reconstructions de cette étude de reproductibilité intra-opérateur ont été calculées.

2.5 Analyses statistiques

L'influence de l'âge et du genre a été statistiquement évaluée sur tous les paramètres. Le test de Kruskal-Wallis a été utilisé afin de déterminer le caractère significatif des différences entre les groupes (p – *value* inférieure à 5 %).

3 RÉSULTATS

La Figure 28 illustre les 11 segments corporels de la patiente n° 11 et la ligne de projection du CdM global.

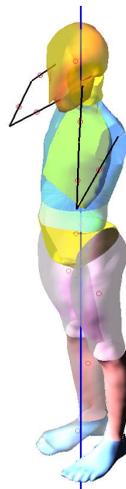


Figure 28 – Segments corporels et ligne de projection du CdM global issus de la reconstruction personnalisée 3D d'une fille de 12,7 ans

Concernant la validation de la méthode, la moyenne des écarts entre la masse réelle et la masse calculée est de 2,6 % (min 1,1 %, max 4,6 %, SD 1,2 %). La position de la projection du CdM calculée est espacée de celle mesurée de 4,5 mm en moyenne (min 2 mm, max 10 mm, SD 3,2 mm). L'étude de sensibilité a mis en évidence, pour les volumes, une différence de 20 cm³ (min 1 cm³, max 60 cm³, SD 20 cm³). Cela correspond pour le thorax à un écart moyen de 0,25 % (min 0,01 %, max 0,7 %, SD 0,2 %), et pour l'abdomen à une moyenne des écarts de 1,2 % (min 0,07 %, max 3,1 %, SD 0,9 %).

Les tests statistiques ont montré qu'il n'y a de différence significative pour aucun des paramètres en fonction du genre ($p > 0,111$), ni en fonction de la latéralité entre les membres pairs ($p > 0,950$). Dans la suite, il n'a donc pas été fait de distinction entre les filles et les garçons, pas plus qu'entre les segments droits et gauches.

Les moyennes des masses absolues, des masses relatives et des hauteurs relatives des CdM de chaque segment corporel sont résumées dans le Tableau 6, selon les différents groupes d'âges.

Tableau 6 – Valeurs moyennes des masses (en kg), des masses relatives (en % de la masse totale) et des positions verticales relatives des CdM (en % de la taille totale) des segments corporels, par groupe d'âges ; A : 4-8 ans, B : 9-12 ans, C : 13-17 ans, D : 22-26 ans

Segment	Paramètres (moyenne)	Groupes			
		A	B	C	D
Tête	Masse (kg)	2,4	2,9	3	3,4
	Masse relative (%)	12,6	9	6	4,6
	CdM hauteur relative (%)	92,7	93,7	94,7	92,8
Cou	Masse (kg)	0,3	0,4	0,7	1
	Masse relative (%)	1,7	1,3	1,3	1,3
	CdM hauteur relative (%)	85	87,8	88,7	86,9
Thorax	Masse (kg)	4,4	6,9	11	19
	Masse relative (%)	22,3	21,3	21,1	26
	CdM hauteur relative (%)	70,9	73,8	74,9	72,7
Abdomen	Masse (kg)	1,2	1,6	2,1	4
	Masse relative (%)	5,9	4,8	4,1	5,4
	CdM hauteur relative (%)	59,7	63,3	64,9	61,1
Bassin	Masse (kg)	2,7	4,2	7,7	9,9
	Masse relative (%)	13,5	13	14,7	13,6
	CdM hauteur relative (%)	52	56	57	53,9
Cuisse	Masse (kg)	2,2	4,4	7,6	9,7
	Masse relative (%)	11,2	13,4	14,5	13,3
	CdM hauteur relative (%)	39,6	42,8	43,2	40,7
Jambe	Masse (kg)	0,9	1,7	2,7	3,5
	Masse relative (%)	4,5	5,2	5,3	4,8
	CdM hauteur relative (%)	17,2	18,8	18,4	16,9
Pied	Masse (kg)	0,3	0,6	0,8	1,1
	Masse relative (%)	1,6	1,9	1,6	1,5
	CdM hauteur relative (%)	2,5	2,5	2,4	2,1

Plusieurs résultats caractéristiques sont à souligner. Comme nous le montrent les boxplots de la Figure 29, la masse relative du segment tête est beaucoup plus importante pour les enfants les plus jeunes. Elle représente 12,6 % du poids du corps en moyenne pour le groupe A et diminue avec l'âge de manière significative ($p = 0,0001$) pour atteindre seulement 4,6 % à l'âge adulte. Les masses relatives du thorax et de l'abdomen présentent une évolution similaire : un rapport qui décroît des groupes A à C, puis qui réaugmente pour le groupe D. Les masses relatives des cuisses et jambes ont une évolution inverse, alors que celle du bassin ne montre pas de variation marquée.

La Figure 30 présente les positions verticales relatives des centres de gravité des segments corporels. Celles-ci ont toutes un comportement semblable au cours de la croissance, avec une augmentation du groupe A à C puis un retour à une hauteur relative plus faible à l'âge adulte. Ainsi, alors que la masse relative de la tête diminue avec l'âge, son centre de gravité varie peu mais augmente tout de même des groupes A à C (de 92,7 à 94,7 %), puis diminue ensuite chez le groupe d'adultes (92,8 %).

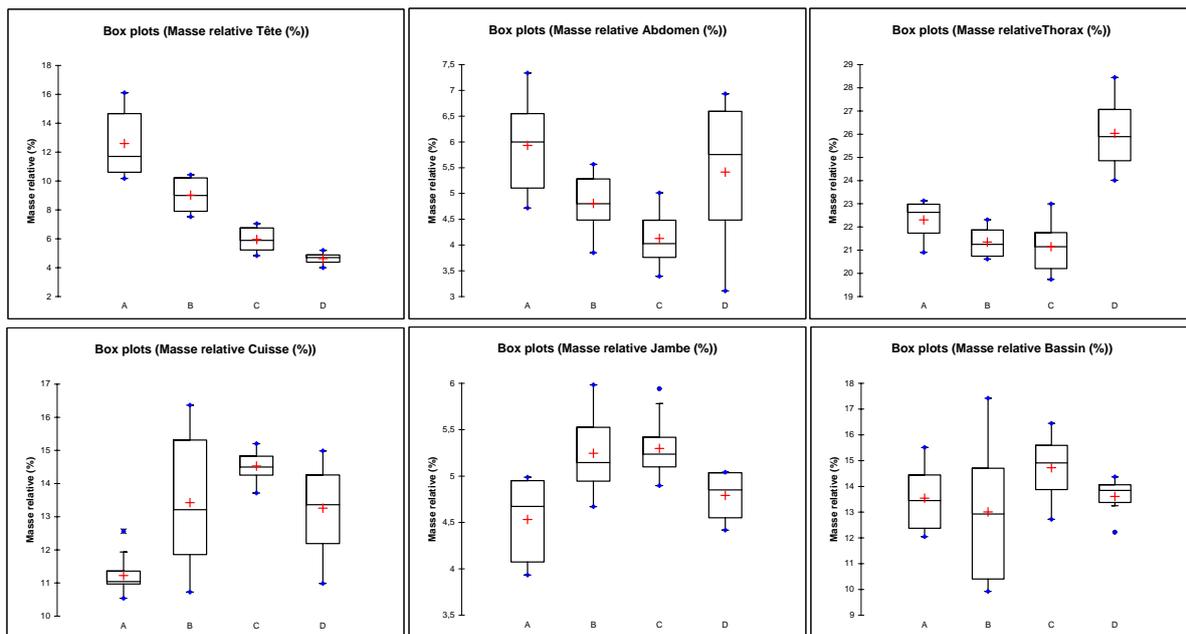


Figure 29 – Boxplots : Évolution des masses relatives des segments corporels (en % de la masse totale) par groupe d'âges ; A : 4-8 ans, B : 9-12 ans, C : 13-17 ans, D : 22-26 ans

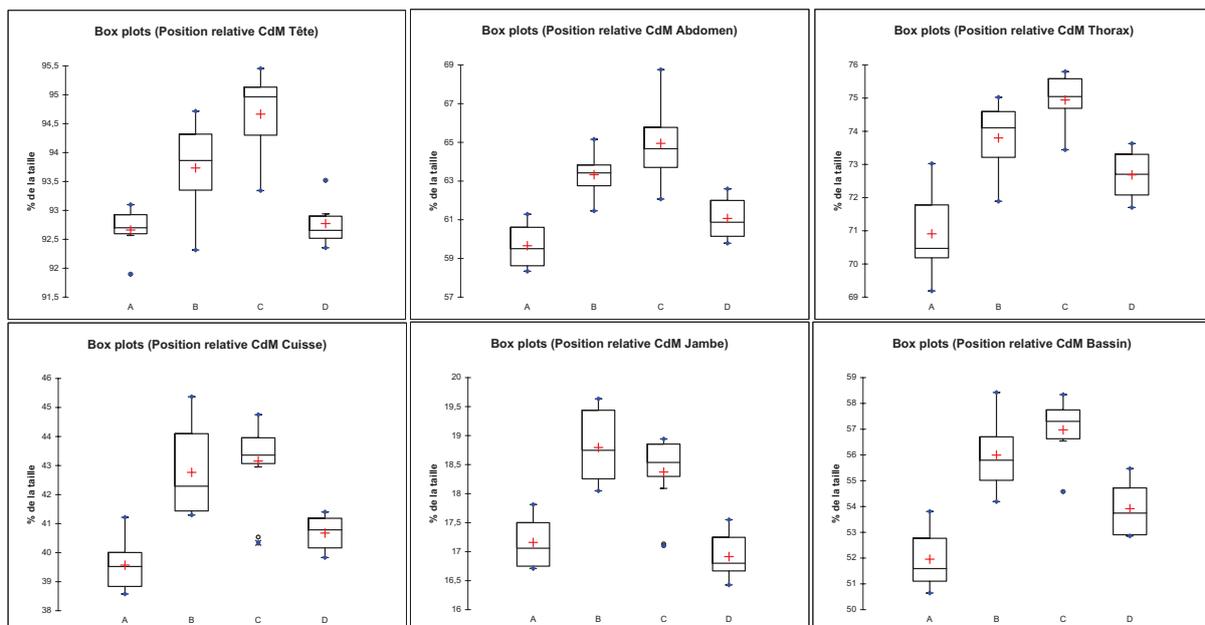


Figure 30 – Boxplots : Évolution de la hauteur relative des CdM des segments corporels (en % de la taille totale) par groupe d'âges ; A : 4-8 ans, B : 9-12 ans, C : 13-17 ans, D : 22-26 ans

4 DISCUSSION

Le but de ce travail était de déterminer les paramètres géométriques des segments corporels de l'enfant à partir d'imagerie biplanare EOS[®]. Les méthodes de reconstruction 3D de segments corporels, basées sur des radiographies biplanaires, ont déjà été publiées (Bertrand *et coll.*, 2008, Dumas *et coll.*, 2004, 2005, Humbert *et coll.*, 2009, Laporte *et coll.*, 2003, Mitton *et coll.*, 2008).

La population d'enfants étudiée est considérée comme "normale". Les enfants ne présentent pas d'altération connue de la croissance, de déformation osseuse ou de pathologie connue pouvant être une source de développement anormal. Les enfants de l'École de danse de l'Opéra de Paris sont des sportifs de haut niveau et n'ont donc pas une anatomie "standard". Les radiographies ne pouvant se faire que sur prescriptions médicales pour les enfants, cela limite le nombre et le type de populations analysées par cette méthode.

Parce qu'aucune mesure directe de masses de segments corporels d'enfants n'est disponible dans la littérature, une méthode indirecte d'évaluation de la précision a été proposée sur 6 enfants et 6 adultes. Quelques limitations de la méthode de validation peuvent être soulignées. Le modèle surfacique 3D utilisé pour la reconstruction de l'enveloppe externe provient de la digitalisation d'un jeune homme volontaire par une technique de bodyscan laser (Anthroscan[®], Human Solution). Les caractéristiques des membres supérieurs sont déduites de la littérature. De plus, des densités de segments corporels adultes ont été utilisées, car ceux des enfants ne sont pas disponibles. D'autre part, les données ont été obtenues en émettant l'hypothèse d'une densité uniforme de chaque segment. L'erreur globale a pu être sous-estimée car la validation ne s'est pas faite séparément pour chaque segment, mais pour le corps complet. La position du CdM global moyenne les différents écarts qui peuvent exister sur chaque segment, cela a pu avoir un effet de compensation global. Il est possible que ces éléments aient introduit un biais sur les paramètres calculés.

Toutefois, l'évaluation menée montre la faisabilité de la méthode proposée. Elle est cohérente avec celle d'études similaires. Dans la littérature, la plupart des auteurs valident leurs méthodes en comparant la masse totale calculée avec la masse réelle du corps complet. Jensen a trouvé une erreur de 1,2 % à 1,9 % pour sa méthode photogrammétrique, une précision de 0,2 % avec des enregistrements photographiques et une erreur de 0,9 % sur un modèle elliptique (Jensen, 1978, 1986, 1989). Dans le même temps, Yokoi *et coll.* (1986) obtenaient une erreur d'environ 3 % sur la position du CdM d'un corps complet par photogrammétrie et méthode de table de réaction (détermination de la position du centre de gravité par équilibre). Pour leur part, Sun et Jensen (1994) ont obtenu une erreur moyenne de 2,3 % avec un modèle elliptique. Or, la présente méthode propose une double validation avec d'une part la comparaison des masses totales (écart moyen de 2,6 %), et d'autre part la comparaison des projections du CdM global (écart moyen de 4,5 mm).

Une étude de sensibilité plus complète sur chaque segment pourrait être menée afin de montrer comment les erreurs de reconstruction affectent les paramètres des segments corporels. Dans l'immédiat, les modélisations complètes présentées ici nécessitent une journée par sujet. Il est indispensable de réduire le temps de reconstruction de l'enveloppe externe avant de procéder à une telle étude de sensibilité. Le volume des segments peut

être estimé sur des sujets vivants par immersion, comme le proposent Davidson *et coll.* (2008). Cependant, cette méthode n'est applicable facilement que sur les extrémités, avec des définitions de frontières perfectibles : la conformité entre l'articulation d'un segment virtuel et la limite définie par la surface de l'eau peut être difficile à obtenir. Un futur travail de validation de la géométrie de l'enveloppe externe est envisagé par l'utilisation d'un appareil de bodyscan laser, les volumes 3D obtenus serviraient alors de mesures de référence.

Les résultats obtenus sur notre groupe d'adultes sont comparés avec les travaux de de Leva (1996) dans le Tableau 7. Bien que le nombre de sujets soit très différent, les paramètres morphométriques sont proches. Les moyennes des masses relatives des deux études sont comparables, ce qui renforce la fiabilité de la méthode proposée ici.

Tableau 7 – Comparaison des masses relatives moyennes des CdM adultes avec celles de de Leva (1996)

	de Leva (1996)	Étude actuelle
Genre	Homme	Homme
N	100	6
Âge (année)	24	24
taille (mm)	1741	1818
Masse (kg)	73	73,3
Tête (%)		
Cou (%)	6,94	6
Thorax (%)		
Abdomen (%)	32,3	31,4
Bassin (%)	11,2	13,5
Cuisses (%)	28,3	26,4
Jambes (%)	8,6	8,9
Pieds (%)	2,7	2,9

Les résultats obtenus permettent une interprétation intéressante. En effet, nous constatons que, exceptés le bassin et la tête pour lesquelles la masse relative décroît continuellement de l'enfance à l'âge adulte, tous les segments ont des masses relatives et des hauteurs relatives de CdM présentant une différence marquée entre l'adolescence et l'âge adulte. Une fois le pic de croissance atteint, il n'y a pas de stabilisation des paramètres. Cela signifie qu'il faut user de prudence lors de l'utilisation de données de croissance, nous ne pouvons pas faire une simple interpolation linéaire des paramètres adultes pour espérer obtenir ceux des enfants.

Les résultats obtenus sur la masse relative de la tête sont comparées aux études de Jensen (1989) et de Yokoi *et coll.* (1986) à la Figure 31. Ces deux études ont utilisé une technique de mesure par photogrammétrie. Nos données sont légèrement inférieures, mais cohérentes avec celles des deux autres études. L'évolution de la masse relative des cuisses et des jambes de notre étude est de même similaire à celle trouvée par Jensen (1989), avec une masse relative qui augmente jusqu'à 15-16 ans puis diminue ensuite.

La pertinence des résultats pourrait être améliorée par la différenciation des densités des tissus osseux et mous, disponibles pour les adultes dans la littérature (White *et coll.*, 1987), et par une meilleure définition des membres supérieurs. La prise de radiographies du même sujet dans différentes positions et la mesure des positions du CdM global permettrait

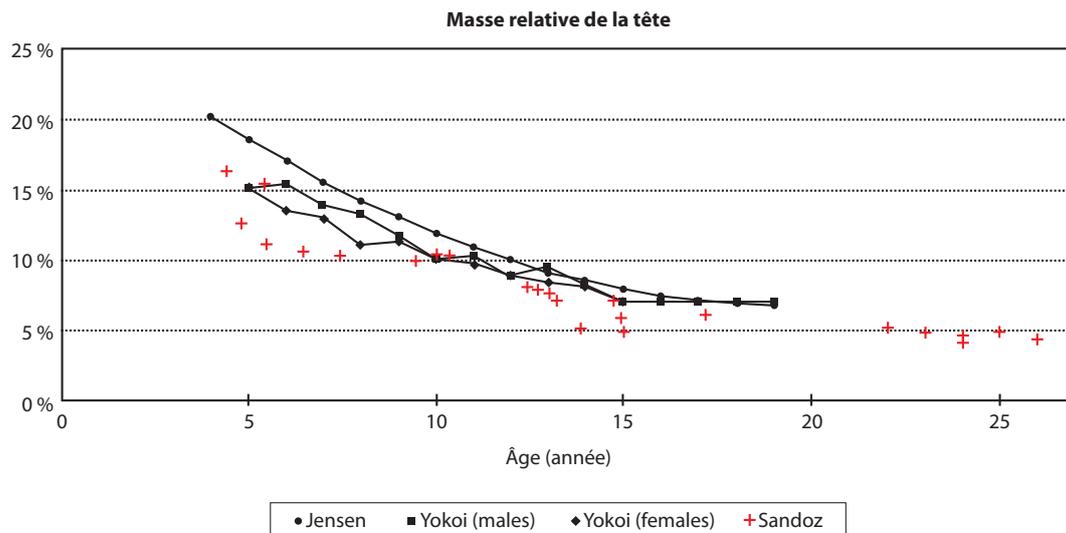


Figure 31 – Évolution de la masse relative de la tête avec l'âge. Comparaison avec les travaux de Jensen (1989) et Yokoi *et coll.* (1986)

d'affiner l'évaluation de la précision. Malheureusement, la largeur des radiographies est limitée, il est alors difficile d'obtenir des postures variées.

La méthode proposée présente de nombreux avantages. D'une part, elle permet d'obtenir des reconstructions et des paramètres segmentaires personnalisés par des mesures directes, sans utiliser de méthode de scaling ou d'équations de prédictions. Elle prend aussi en compte la possible non symétrie des segments pairs. D'autre part, les paramètres inertiels peuvent être calculés à partir de ces reconstructions. Le plein potentiel des radiographies biplanaires basses doses n'a pas été utilisé dans cette étude. Leur principal avantage est l'accès à des détails non disponibles sur de simples clichés photographiques, comme la géométrie et la localisation précise des os dans le système ostéo-articulaire. De plus, toutes les informations sont disponibles en une seule acquisition radiographique et peuvent servir de base de données géométriques pour la conception de modèles. L'application de cette méthode sur les 51 enfants radiographiés dans le cadre de cette étude permettrait d'affiner les résultats.

5 CONCLUSION

Cette étude a quantifié les paramètres géométriques et inertiels des segments corporels de l'enfant au cours de la croissance. Une méthode originale de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanaires a été utilisée et sa précision évaluée. Un groupe complémentaire de 6 jeunes adultes a permis de faire le lien avec le passage du pic pubertaire. Finalement, centrée sur les enfants, la méthode proposée permet d'obtenir des paramètres segmentaires personnalisés qui ne sont souvent qu'approximés dans la littérature.

La prochaine partie va proposer une description de l'évolution du cartilage costal et des structures osseuses de la cage thoracique de l'enfant au cours de la croissance.

ÉVOLUTION DU TISSU CARTILAGINEUX THORACIQUE

RÉSUMÉ

L'objectif de cette étude est de définir, au cours de la croissance, la géométrie des éléments caractéristiques de la cage thoracique enfant que sont le sternum, les côtes et le cartilage costal. Les reconstructions 3D de 960 côtes, 518 cartilages costaux et 113 sternèbres, issues de l'imagerie scanner de 48 enfants âgés de 4 mois à 15 ans, ont été réalisées. Elles ont permis de décrire l'anatomie du sternum et de calculer 9 paramètres descripteurs des côtes et de la cage thoracique. Un index costal a été défini pour évaluer la proportion de cartilage costal par niveau. La méthode de reconstruction a été validée par une étude intra-opérateur sur le volume de 102 sternèbres avec un écart moyen de 2,7 % (0,2 cm³). L'augmentation de la plupart des paramètres avec l'âge a ainsi été quantifiée. Les résultats obtenus donnent une description géométrique fine et détaillée du thorax de l'enfant et pourront servir à améliorer la biofidélité des modèles de thorax enfant. Des données complémentaires permettraient de mieux comprendre les effets du pic pubertaire sur la croissance de ce segment corporel.

1 INTRODUCTION

Le précédent chapitre a souligné les spécificités géométriques et inertielles des segments corporels des enfants. Nous allons maintenant nous pencher plus précisément sur la composition du thorax, principal segment corporel sollicité lors de la retenue en cas de choc.

L'objectif de ce chapitre est de proposer une définition géométrique des structures osseuses de la cage thoracique que sont les côtes et le sternum, ainsi que le cartilage costal qui les unit. Le premier chapitre nous a permis de montrer les limites des mesures 2D existantes. Il est donc nécessaire de disposer d'informations détaillées en vue d'une modélisation biofidèle.

2 MATÉRIELS ET MÉTHODES

2.1 Population

Quarante-huit scanners thoraciques d'enfants âgés de 4 mois à 15 ans (22 filles, 26 garçons) ont été collectés grâce à une collaboration entre le LBM et l'hôpital Necker (Service de radiologie du Pr. Bunnell et Service d'orthopédie du Pr. Glorion). Les scanners ont été réalisés sur prescriptions médicales et non spécifiquement pour notre étude. Les patients présentant des anomalies de la cage thoracique, ou qui avaient subi des interventions chirurgicales affectant le thorax n'ont pas été inclus. Quatre groupes d'âges de 12 enfants chacun ont été définis : le groupe A pour les patients âgés de 4 mois à 3 ans, le groupe B pour les 4-7 ans, le groupe C pour les 8-11 ans et enfin le groupe D pour les 12-15 ans.

2.2 Méthode de reconstruction 3D

Les structures osseuses sont facilement reconnaissables sur les coupes scanner, l'intensité des pixels étant très supérieure à celle des pixels des tissus mous. Pour chaque patient, la reconstruction semi-automatique des sternèbres et de chacune des côtes a été réalisée sur les coupes transversales à l'aide du logiciel Avizo[®], par le Dr Alina Badina, chirurgien en orthopédie pédiatrique à l'hôpital Necker de Paris. Le contraste entre les zones cartilagineuses et les tissus mous environnants étant trop faible pour une reconstruction automatisée, un contourage manuel a été opéré par un spécialiste pédiatrique sur les coupes frontales pour identifier les cartilages costaux. Ces derniers ont été reconstruits jusqu'à leur contact avec la partie cartilagineuse du sternum. Le cartilage sternal - qui entoure les noyaux sternaux - n'a pas été reconstruit, car sa délimitation est difficile à identifier.

Les informations incomplètement reconstruites n'ont pas été utilisées : côtes de niveaux 11 et 12, certains cartilages costaux inférieurs à cause du faible contraste avec les structures musculaires voisines.

La méthode de reconstruction 3D sous Avizo[®] a été évaluée en comparant les volumes de 102 sternèbres reconstruits 2 fois par un même opérateur à 4 semaines d'intervalle.

Les objets surfaciques des reconstructions 3D de chaque structure de la cage thoracique ont été exportés afin d'être traités sous Matlab[®].

2.3 Traitement des données et paramètres calculés

Ces reconstructions ont permis de décrire pour chaque sternum le nombre de noyaux d'ossification de chaque portion (manubrium, mésosternum et xiphoïde), la fusion ou non entre les noyaux adjacents et le type d'ossification selon la classification d'Ashley (1956), comme l'illustre la Figure 18 de la page 21.

Le volume des sternèbres a ainsi pu être calculé. Chaque côte a été modélisée par sa ligne moyenne, en suivant les étapes suivantes, illustrées en Figure 32 :

1. le plan aux moindres carrés de la côte est calculé ;
2. tous les points de l'objet 3D de la côte sont projetés dans ce plan ;
3. le cercle aux moindres carrés de ce nuage de points 2D est calculé ;
4. le centre de ce cercle définit un axe de rotation perpendiculaire au plan de la côte ;
5. l'objet 3D de la côte est ensuite coupé par 50 plans d'angles équidistants passant par cet axe ;
6. dans chaque plan de coupe, la section de côte est définie par une spline de 50 points équirépartis ;
7. le barycentre de cette spline, dans chaque plan de coupe, permet de définir le barycentre de la section de côte ;
8. finalement, la spline passant par ces centres de coupe correspond à la ligne moyenne de la côte.

Appliquée à chacune des côtes droites et gauches de chaque cage thoracique, nous obtenons les modèles filaires de la Figure 33.

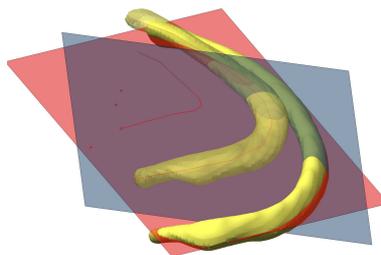


Figure 32 – Étapes de calcul de la ligne moyenne sur les 3 premières côtes, un plan parcourt chaque côte pour calculer les centres de coupe

Une méthodologie similaire a été appliquée afin de déterminer la ligne moyenne des cartilages costaux. À la différence des côtes, les cartilages costaux sont peu courbés dans le plan transversal, les plans de coupes ont donc été définis parallèles au plan sagittal, se propageant latéralement en partant de l'articulation sterno-costale, comme illustré en Figure 34.

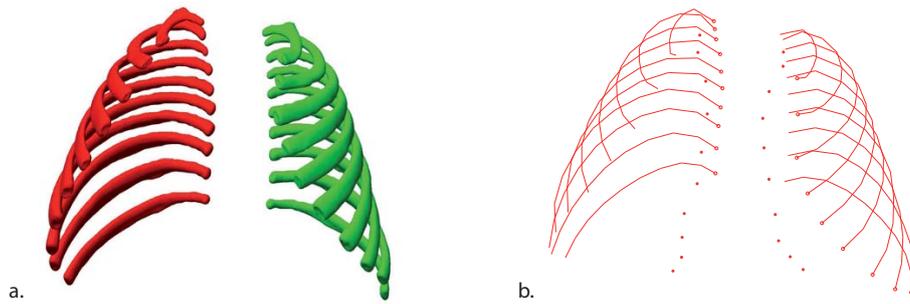


Figure 33 – Reconstruction des côtes d'un garçon de 4 mois : a. Objets 3D, b. Lignes moyennes des côtes après traitement Matlab[®]

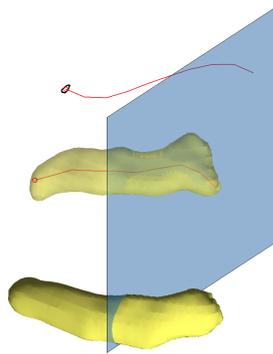


Figure 34 – Étapes de calcul de la ligne moyenne sur les 3 premiers cartilages costaux

Les paramètres globaux descripteurs de la cage thoracique, présentés en Figure 35 sont :

- le diamètre antéropostérieur (Largeur AP max) ;
- le diamètre latéral (Largeur LAT max) ;
- l'index thoracique : rapport entre le diamètre antéropostérieur et latéral.

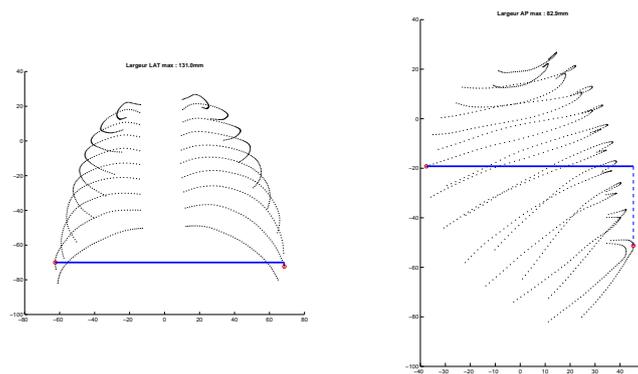


Figure 35 – Index thoracique : diamètres latéral et antéropostérieur de la cage thoracique d'un garçon de 4 mois

La caractérisation morphométrique de la cage thoracique a été effectuée en décrivant la géométrie des côtes et du cartilage costal. Nous avons calculé les paramètres habituellement décrits dans la littérature, que l'on retrouve par exemple dans les études de Dansereau et

Stokes (1988) ou plus récemment chez Bertrand *et coll.* (2008). Ils sont illustrés en Figure 36a. et b., et détaillés ci-dessous :

- la longueur de côte : longueur totale 3D de la ligne moyenne de la côte ;
- la longueur de corde : distance entre les articulations costo-vertébrale et costo-chondrale ;
- la surface délimitée par la côte : surface comprise entre la ligne moyenne de la côte et sa corde, dans le plan de la côte ;
- la largeur maximale : distance maximale entre un point sur la ligne moyenne de la côte et sa projection orthogonale sur la corde ;
- l'angle de la côte dans le plan sagittal ;
- l'angle de la côte dans le plan frontal : ce dernier paramètre dépend de la latéralité de la côte étudiée, il sera donc interprété en valeur absolue.

Afin d'évaluer la quantité de cartilage costal, l'index costal a été défini. Il correspond, pour chaque niveau de côte, au rapport entre la longueur curviligne du cartilage et la longueur totale de l'ensemble *côte/cartilage costal* illustré en Figure 36c.

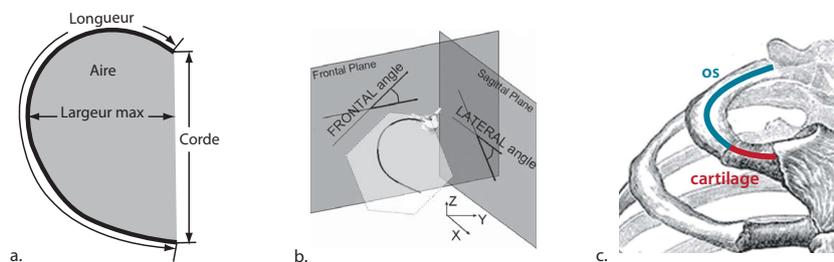


Figure 36 – Paramètres descripteurs des côtes : a. Longueur, corde, aire et largeur maximale, b. Angles dans les plans frontal et latéral (Bertrand *et coll.*, 2008), c. Index costal

2.4 Analyses statistiques

L'influence de l'âge et du genre a été statistiquement évaluée sur tous les paramètres. Le test de Kruskal-Wallis a été utilisé afin de déterminer le caractère significatif des différences entre les groupes (p – *value* inférieure à 5 %).

3 RÉSULTATS

L'étude de reproductibilité intra-opérateur faite sur le volume de 102 sternèbres nous a permis d'évaluer l'incertitude de reconstruction, avec une moyenne des écarts de 2,7 % (max : 9,9 %, SD : 2,3 %), ce qui correspond à des écarts moyens de 0,2 cm³ (max : 2,0 cm³, SD : 0,36 cm³).

Au total, 113 sternèbres, 960 côtes et 518 cartilages costaux ont été reconstruits. La Figure 37 montre la reconstruction complète de la cage thoracique d'une fille de 3 ans.

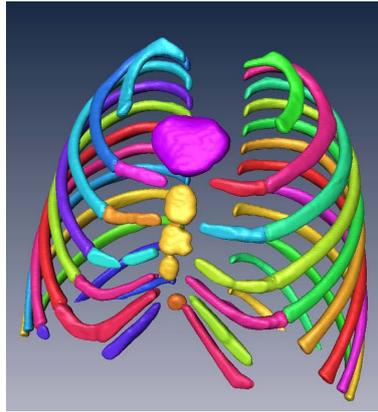


Figure 37 – Reconstruction de la cage thoracique d'une fille de 3 ans

3.1 Morphométrie du sternum

Le nombre de noyaux et le moment de fusion présentent une très grande variabilité, rendant la classification d'Ashley (1956) peu fiable, comme nous pouvons le voir sur la Figure 38 qui représente un sternum trop jeune (a.) et deux dont les sternèbres sont fusionnés (b.). Pour les patients plus âgés, après union complète des noyaux, il est difficile de reconnaître le pattern initial (c.). Dans les cas qui ne présentent pas d'ambiguïté, 53 % se sont révélés être de Type I et 47 % de Type II, illustrés par la Figure 38. Nous n'avons pas rencontré de sternum de Type III selon la classification d'Ashley (1956).

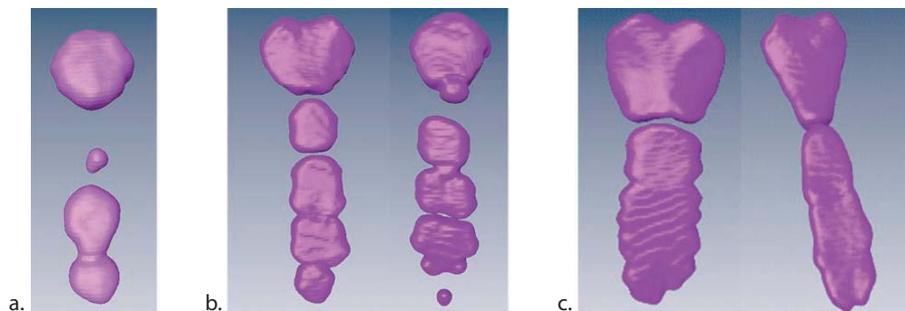


Figure 38 – Exemple de sternums pour lesquels la classification d'Ashley (1956) est difficile : a. Sternum trop jeune - b. Sternèbres fusionnées - c. Sternums de 8 et 9 ans (respectivement) arrivés à maturité, le 1^{er} semble de Type II, mais pourrait aussi être un dérivé de Type I alors que le 2^e semble être de Type II

Sur toutes les reconstructions analysées, nous retrouvons un manubrium possédant 1 seul noyau d'ossification et un mésosternum composé de 3 sternèbres. Trois cas ont présenté 2 noyaux d'ossification pour le manubrium, dans une disposition verticale (Figure 40). Le 3^e noyau présente souvent une division horizontale ou des noyaux accessoires en division verticale. Pour la plupart des patients, il y a des ponts osseux entre tous les noyaux du mésosternum. Dans un cas nous n'en trouvons pas du tout, et pour six autres des ponts osseux existent entre les 3^e et 4^e noyaux. Il y a union entre le manubrium et le corps sternal dans 2 cas, et 12 présentent un xiphoïde uni au reste du sternum. Le xiphoïde apparaît très tôt dans notre étude : avant l'âge de 6 ans il est présent dans 7 cas sur 18.

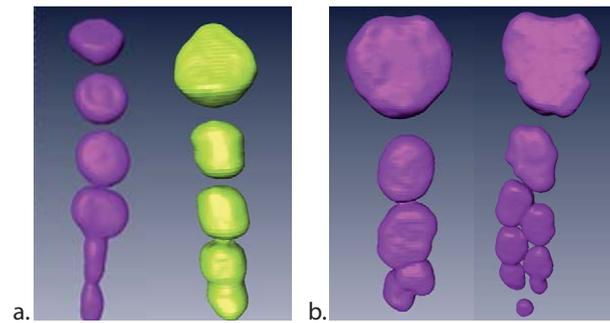


Figure 39 – Sternums selon la classification d’Ashley (1956). a. Type I - b. Type II

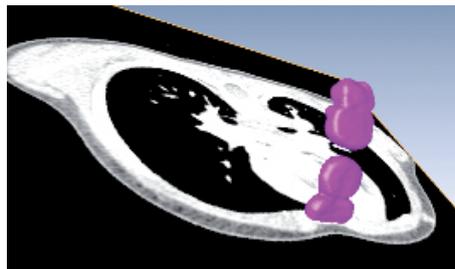


Figure 40 – Sternum d’une fille de 1 an : manubrium composé de 2 noyaux d’ossification en disposition verticale

La somme des volumes des noyaux d’ossification du sternum varie en fonction de l’âge, comme le montre la Figure 41. Elle est en augmentation régulière jusqu’à 10-11 ans, présente un pic entre 11 et 13 ans, et se stabilise ensuite.

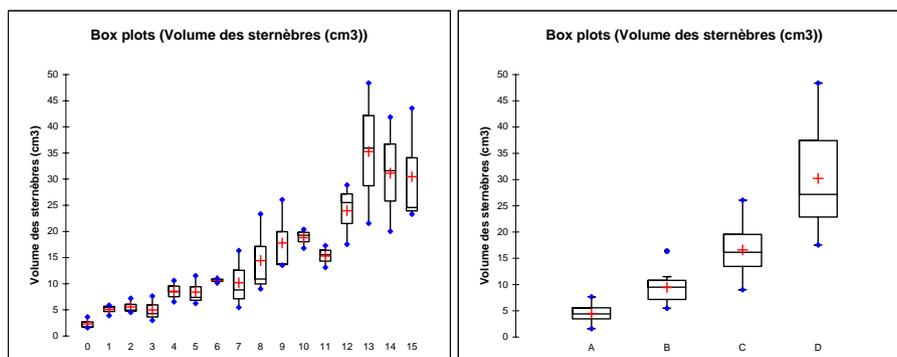


Figure 41 – Volume des sternèbres au cours de la croissance

3.2 Géométrie des côtes et de la cage thoracique

Les résultats par genre, âge, latéralité et pour les 480 niveaux de côtes étudiés sont trop nombreux pour être détaillés dans un tableau récapitulatif. Néanmoins, les paramètres généraux de la cage thoracique et la somme des volumes des sternèbres de chaque patient ont été synthétisés dans le Tableau 8. Les tests statistiques ont montré qu’il n’y a de différence significative pour aucun des paramètres en fonction du genre, ni de la latéralité

($p > 0,153$). Dans la suite, il n'a donc pas été fait de distinction entre les filles et les garçons, pas plus qu'entre les côtés droits et gauches de la cage thoracique.

Tableau 8 – Paramètres descriptifs de la cage thoracique et volumes des sternèbres ; A : 0-3 ans, B : 4-7 ans, C : 8-11 ans, D : 12-15 ans

Patient	Genre	Âge (année)	Largeur AP (mm)	Largeur LAT (mm)	Index thoracique	Index thoracique ⁻¹	Volume des sternèbres (cm ³)
1	H	0,3	83	131	0,63	1,58	1,60
2	F	0,5	77	145	0,53	1,89	1,75
3	F	0,92	97	158	0,61	1,63	3,63
4	H	1	92	161	0,57	1,75	5,88
5	F	1	97	150	0,65	1,55	3,90
6	F	1	107	174	0,61	1,63	5,47
7	F	2	116	159	0,73	1,38	4,53
8	H	2	100	177	0,57	1,77	4,96
9	H	2	102	179	0,57	1,76	7,18
10	F	3	114	187	0,61	1,64	7,65
11	H	3	113	179	0,63	1,58	3,00
12	H	3	112	165	0,68	1,47	4,29
A	Moyenne	1,6	101	164	0,62	1,63	4,49
	SD	1,0	13	16	0,05	0,14	1,90
13	M	4	102	182	0,56	1,79	6,55
14	H	4	121	203	0,60	1,67	10,63
15	F	4	125	186	0,67	1,48	8,47
16	H	5	112	171	0,66	1,52	7,39
17	F	5	137	205	0,67	1,49	11,52
18	H	5	126	182	0,70	1,43	6,25
19	F	6	120	173	0,70	1,44	10,18
20	F	6	124	183	0,68	1,48	10,73
21	H	6	126	179	0,70	1,42	11,01
22	H	7	126	209	0,60	1,66	16,33
23	H	7	132	208	0,64	1,57	5,47
24	H	7	132	195	0,68	1,48	8,81
B	Moyenne	5,5	124	190	0,65	1,54	9,44
	SD	1,2	9	14	0,05	0,11	2,98
25	H	8	130	194	0,67	1,50	10,90
26	F	8	126	192	0,66	1,52	23,34
27	H	8	148	220	0,67	1,48	9,02
28	F	9	127	188	0,67	1,48	13,80
29	F	9	136	206	0,66	1,51	26,08
30	H	9	136	225	0,60	1,66	13,56
31	H	10	150	231	0,65	1,54	16,78
32	H	10	149	239	0,62	1,60	19,28
33	H	10	155	216	0,72	1,39	20,38
34	H	11	160	228	0,70	1,43	17,28
35	F	11	150	213	0,70	1,42	15,54
36	F	11	150	208	0,72	1,38	13,12
C	Moyenne	9,5	143	213	0,67	1,49	16,59
	SD	1,2	12	16	0,04	0,08	5,02
37	F	12	144	241	0,60	1,67	28,86
38	F	12	146	220	0,66	1,50	17,56
39	F	12	175	235	0,75	1,34	25,50
40	H	13	172	276	0,63	1,60	48,38
41	H	13	164	247	0,66	1,51	35,93
42	H	13	153	215	0,71	1,40	21,56
43	F	14	150	220	0,68	1,47	41,86
44	H	14	179	244	0,73	1,36	20,03
45	H	14	165	249	0,66	1,50	31,61
46	H	15	137	255	0,54	1,86	24,56
47	H	15	176	258	0,68	1,46	23,29
48	F	15	173	258	0,67	1,49	43,57
D	Moyenne	13,5	161	243	0,67	1,51	30,23
	SD	1,2	15	18	0,06	0,14	10,10
All	Moyenne	7,5	132	202,5	0,65	1,55	15,19
	SD	4,6	26	33,5	0,05	0,13	11,34
	Min	0,3	77	131,0	0,53	1,34	1,60
	Max	15,0	179	275,8	0,75	1,89	48,38

Les données du Tableaux 8 sont représentées en boxplot en Figure 42. Nous constatons que les diamètres latéraux et antéropostérieurs des thorax augmentent avec l'âge. L'index thoracique montre une augmentation des groupes A à C, suivi d'une stabilisation pour le groupe D.

L'index costal moyen est donné par niveau de côte et par groupe d'âge dans le Tableau 9. Plusieurs informations peuvent en être tirées. En particulier, le pourcentage de cartilage décroît des niveaux 1 à 3 et augmente des niveaux 4 à 6, quel que soit l'âge. De plus, la

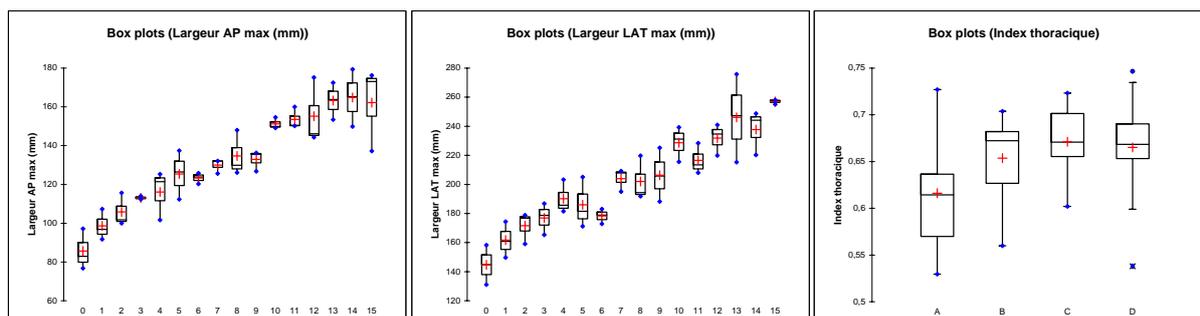


Figure 42 – Variation des diamètres antéropostérieurs et latéraux au cours de la croissance, index thoracique par groupe ; A : 0-3 ans, B : 4-7 ans, C : 8-11 ans, D : 12-15 ans

quantité de cartilage est plus importante dans les premières années de la vie avec presque autant de cartilage que d'os pour les niveaux 1 et 6 et un index respectif de 47 % et 45 % dans le groupe A. Pour tous les niveaux, l'index costal diminue significativement de 21 % entre les groupes A et B ($p < 0,0001$), puis tend à réduire de seulement 4 % entre B et C puis C et D ($p > 0,358$).

Tableau 9 – Index costal moyen par niveau de côte et groupe d'âge ; A : 0-3 ans, B : 4-7 ans, C : 8-11 ans, D : 12-15 ans

Niveau	Groupe				Total
	A	B	C	D	
1	0,47	0,35	0,33	0,32	0,37
2	0,26	0,20	0,20	0,20	0,22
3	0,25	0,19	0,19	0,18	0,20
4	0,28	0,22	0,21	0,20	0,23
5	0,34	0,27	0,25	0,24	0,28
6	0,45	0,36	0,35	0,33	0,37
Total	0,33	0,26	0,25	0,24	0,27

Concernant les paramètres costaux, le Tableau 10 synthétise la moyenne de toutes les valeurs calculées. Il en ressort que pour chacun des paramètres, hormis les angles de la côte dans les plans sagittal et frontal (Lateral rib angle et Frontal rib angle), les valeurs moyennes augmentent du niveau 1 au niveau 6 pour diminuer ensuite entre les niveaux 7 et 10. L'angle de la côte dans le plan sagittal est plus important pour le 1^{er} niveau que pour les 3 suivants, pour lesquels il reste constant. Il augmente ensuite des niveaux 5 à 9 pour être un peu plus petit au niveau 10. L'angle de la côte dans le plan frontal a une progression qui présente une diminution du 1^{er} au 5^e niveau, une stabilisation jusqu'au niveau 7, puis une augmentation jusqu'au niveau le plus bas.

La progression des paramètres en fonction des groupes d'âge est représentée par les boxplots de la Figure 43, pour tous les niveaux de côtes. L'aire de la côte, la longueur de sa ligne moyenne, sa largeur maximale et sa longueur de corde montrent une augmentation représentative. Les angles des côtes dans les plans frontaux et latéraux ne présentent pas de variation particulière au cours de la croissance.

Tableau 10 – Valeurs moyennes des paramètres costaux calculés par niveau et groupe d'âge. Unités : Longueur côte, Corde et Largeur max en mm, Aire en mm², Angle latéral et Angle frontal en degré. A : 0-3 ans, B : 4-7 ans, C : 8-11 ans, D : 12-15 ans

Niveau	Paramètre (moyenne)	Groupe				Total	Niveau	Paramètre (moyenne)	Groupe				Total
		A	B	C	D				A	B	C	D	
1	Longueur côte	56	78	88	99	80	6	Longueur côte	147	200	228	264	210
	Corde	33	45	51	59	47		Longueur de corde	102	132	150	170	139
	Aire	469	902	1156	1460	997		Aire	3265	5913	7639	10337	6788
	Largeur max	18	25	29	32	26		Largeur max	40	57	64	76	60
	Angle latéral	30	31	31	30	31		Angle latéral	28	29	28	30	29
2	Angle frontal	18	20	11	13	15	Angle frontal	8	8	7	10	8	
	Longueur côte	100	138	157	180	144	7	Longueur côte	143	196	225	256	205
	Corde	59	77	86	95	79		Longueur de corde	104	136	156	175	143
	Aire	1505	2781	3566	4769	3155		Aire	3035	5609	7274	9558	6369
	Largeur max	31	44	50	60	46		Largeur max	38	54	61	71	56
Angle latéral	23	26	26	23	24	Angle latéral		31	32	32	32	32	
3	Angle frontal	13	16	8	10	12	Angle frontal	8	7	7	9	8	
	Longueur côte	125	170	195	226	179	8	Longueur côte	132	181	207	242	191
	Longueur de corde	77	98	111	124	103		Longueur de corde	100	133	150	173	139
	Aire	2366	4260	5587	7582	4949		Aire	2574	4741	6108	8472	5474
	Largeur max	37	53	60	72	56		Largeur max	34	48	54	64	50
Angle latéral	22	25	24	24	24	Angle latéral		31	33	33	34	33	
4	Angle frontal	9	13	8	9	10	Angle frontal	9	9	8	10	9	
	Longueur côte	139	188	215	249	198	9	Longueur côte	116	156	181	219	168
	Longueur de corde	89	114	130	146	119		Longueur de corde	90	119	135	162	126
	Aire	2939	5221	6851	9293	6076		Aire	2002	3551	4785	7101	4360
	Largeur max	40	57	65	77	60		Largeur max	29	40	47	57	43
Angle latéral	22	25	25	25	24	Angle latéral		26	30	29	33	30	
5	Angle frontal	8	10	8	9	9	Angle frontal	15	16	14	15	15	
	Longueur côte	145	195	225	262	207	10	Longueur côte	87	118	138	177	130
	Longueur de corde	97	124	142	160	131		Longueur de corde	72	95	108	136	103
	Aire	3208	5687	7536	10286	6679		Aire	1157	2019	2849	4758	2696
	Largeur max	41	58	66	78	61		Largeur max	20	28	34	45	32
Angle latéral	25	27	26	27	26	Angle latéral		18	25	24	32	25	
	Angle frontal	8	8	7	9	8	Angle frontal	24	26	24	27	25	
	Total Longueur côte	119	162	186	217	171	Total Longueur côte	119	162	186	217	171	
	Total Longueur de corde	82	107	122	140	113	Total Longueur de corde	82	107	122	140	113	
	Total Aire	2252	4068	5335	7362	4754	Total Aire	2252	4068	5335	7362	4754	
	Total Largeur max	33	47	53	63	49	Total Largeur max	33	47	53	63	49	
Total Angle latéral	26	28	28	29	28	Total Angle latéral	26	28	28	29	28		
Total Angle frontal	12	13	10	12	12	Total Angle frontal	12	13	10	12	12		

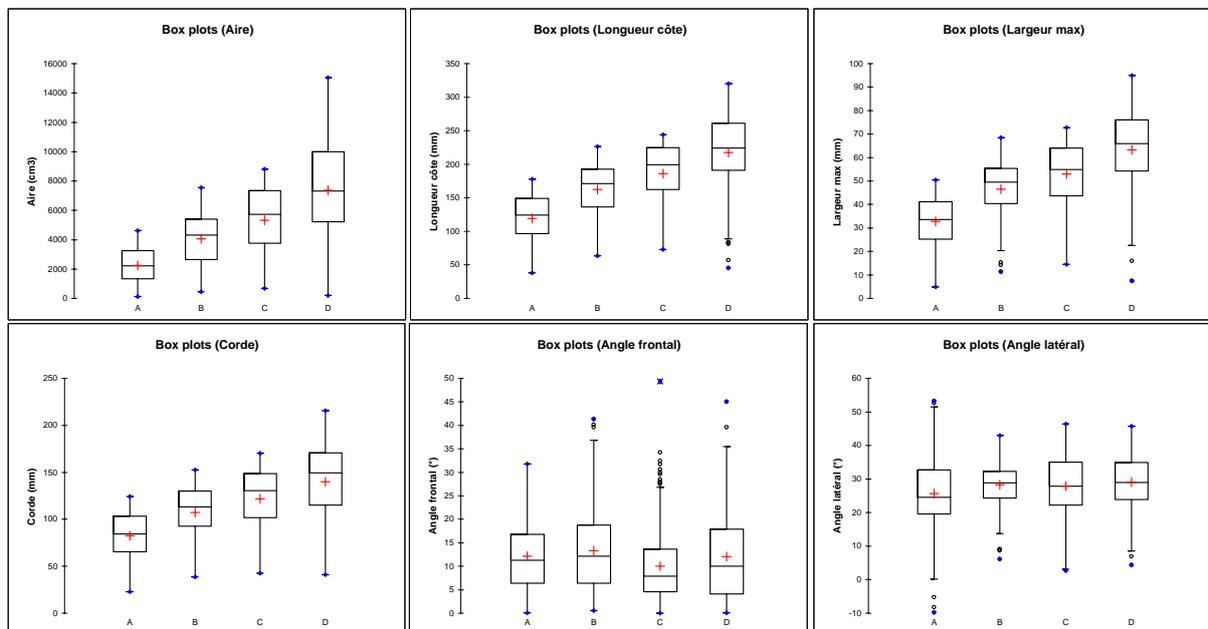


Figure 43 – Évolution des paramètres costaux en fonction de l'âge ; A : 0-3 ans, B : 4-7 ans, C : 8-11 ans, D : 12-15 ans

4 DISCUSSION

Cette étude caractérise les structures osseuses et cartilagineuses du thorax de l'enfant au cours de sa croissance, à partir de données scanner. Le nombre de sujets est important (48) et couvre un large éventail d'âges, de quelques mois jusqu'à 15 ans. La répartition par genre est équilibrée. Le défaut de la population étudiée est le faible nombre de sujets par âge (3), c'est pourquoi il a été fait une répartition en 4 groupes de 12 sujets.

La principale limite de cette étude est liée au principe même d'acquisition du scanner : la position allongée et la méconnaissance de la phase respiratoire lors de l'acquisition. Ces conditions impliquent une interprétation prudente des paramètres angulaires des côtes dans les plans frontaux et sagittaux, ils sont calculés pour une position allongée du patient. De même, pour les plus jeunes, la présence de vêtements ou de couches peut modifier l'angle naturel des côtes, ainsi que le diamètre antéropostérieur de la cage thoracique tel que nous l'avons défini (voir Figure 35 page 47). N'ayant pas accès aux informations de poids et taille totale de chaque patient, nous n'avons pas pu étudier de corrélation entre ces paramètres.

Les reconstructions faites avec le logiciel Avizo[®] ont été validées par une étude de reproductibilité intra-opérateur sur 102 sternèbres. Bien que la détection des pixels osseux soit automatique, une intervention de l'opérateur est nécessaire lorsque 2 structures osseuses différentes se touchent. Il faut alors faire une distinction manuelle des frontières. Ce fut le cas en particulier pour les jonctions costo-vertébrales et les limites entre 2 sternèbres successives. Pour avoir une évaluation plus fine de la méthode de reconstruction, cette étude de reproductibilité aurait pu se porter sur les reconstructions de cartilages costaux, qui ont été faites manuellement sur les coupes frontales. Il aurait alors fallu évaluer l'influence de la reconstruction sur la position 3D de la ligne moyenne calculée. Cependant, les reconstructions de cartilages prenant beaucoup de temps, nous n'aurions pas eu autant d'éléments à comparer.

La majorité des résultats montre l'augmentation des paramètres avec la croissance. Ce comportement était bien sûr attendu : la croissance est un phénomène qualitatif identifiable visuellement. L'originalité de cette étude réside dans son approche quantitative.

La littérature ne donne pas de mesure tridimensionnelle des composantes du thorax de l'enfant. Néanmoins, et bien que la méthode de mesure soit différente, nous pouvons tenter une comparaison entre l'inverse de notre index thoracique (Figure 35 page 47) et l'index de Haller *et coll.* (1987) (Figure 20 page 22). Ces 2 index utilisent les diamètres latéral et antéropostérieur de la cage thoracique. Le diamètre antéropostérieur proposé ici est tout de même supérieur à celui de Haller *et coll.* (1987). Alors que Haller *et coll.* (1987) calculent un index moyen invariant de 3,25 sur 19 patients âgés de 4 à 18 ans, Daunt *et coll.* (2004) trouvent une variabilité de ce paramètre (entre 2,09 et 2,66) sur un plus grand nombre de patients âgés de 0 à 16 ans.

L'index thoracique de notre étude présente une faible évolution au cours de la croissance jusqu'à 11 ans pour se stabiliser ensuite (Tableau 8 et Figure 42). Par ailleurs, l'index thoracique varie peu entre les enfants et les adultes. À l'aide du système de radiographie EOS[®] décrit au chapitre précédent, l'index thoracique a été évalué à 0,63 en moyenne (SD 0,07) par Bertrand *et coll.* (2008) sur 15 adultes de 27 ans d'âge moyen (SD 8 ans).

Notre étude montre que l'index thoracique moyen est de 0,65 (min 0,53, max 0,75, SD 0,05) pour notre population d'enfants. De plus, les moyennes des paramètres costaux pour tous les niveaux du groupe d'enfants le plus âgé sont comparées dans le Tableau 11 avec les mêmes paramètres calculés par Bertrand *et coll.* (2008). Nous constatons que les côtes continuent à croître après 14 ans. Les angles frontaux et latéraux montrent des différences qui sont certainement dues aux différences de méthodologies entre la présente étude et celle de Bertrand *et coll.* (2008) : alors que nos patients sont allongés sur le dos pendant l'examen scanner, les radiographies EOS[®] se font en position debout.

Tableau 11 – Moyennes (écart-type entre parenthèses) des paramètres costaux du groupe D comparées aux données de Bertrand *et coll.* (2008)

	Groupe D	Bertrand <i>et coll.</i> (2008)
N	6	15
Âge (année)	14 (1)	27 (8)
Aire (mm ²)	7362 (3324)	9348 (3749)
Longueur côte (mm)	217 (58)	248 (60)
Largeur max (mm)	63 (17)	70 (18)
Corde (mm)	140 (42)	166 (43)
Angle frontal (°)	12 (9)	24 (12)
Angle latéral (°)	29 (8)	39 (6)

L'interprétation des résultats obtenus est intéressante. Alors que les paramètres descripteurs de la géométrie des côtes croissent relativement régulièrement avec le temps, les largeur et profondeur de la cage thoracique montrent des variations de vitesse de croissance, avec un ralentissement entre 6 et 9 ans pour présenter une brusque augmentation ensuite. Ce phénomène est à rapprocher des courbes d'accroissement de la taille vues en Partie I. L'index costal présenté dans cette étude est une donnée importante. Il permet de connaître, pour un âge et un niveau de côte donnés, la longueur de cartilage par rapport à la longueur de côte correspondante. Cette information, rarement proposée dans la littérature, est indispensable dans la construction d'un modèle. Le cartilage est un élément du thorax dont la structure et le comportement mécanique sont différents des côtes. De même, le sternum est une structure qui s'ossifie progressivement et dont le nombre et la répartition des sternèbres varient avec le temps. Quantifier la répartition de chaque structure à l'aide des données proposées ici permettrait d'améliorer la biofidélité des modèles de cages thoraciques enfants.

Par exemple, dans le précédent chapitre, le cartilage étant radio-transparent, la modélisation des cages thoraciques à partir de radiographies biplanaires s'est uniquement basée sur l'identification des côtes et la position de 3 points caractéristiques du sternum. Couplées aux informations de la présente étude, ces modèles pourront être considérablement améliorés.

Afin d'affiner encore un peu plus l'interprétation des résultats, il aurait été intéressant de différencier les filles des garçons sur des âges correspondant à leur pic de croissance respectif. Pour cela, il aurait fallu disposer d'un nombre de cas plus important qui auraient passé le pic pubertaire, jusqu'à 17 ou 18 ans. Nous aurions alors pu étudier l'influence précise de la puberté sur les paramètres étudiés et faire le lien avec l'adulte.

5 CONCLUSION

Cette étude a quantifié les paramètres géométriques des structures osseuses et cartilagineuses de la cage thoracique de l'enfant au cours de sa croissance. La méthodologie basée sur des reconstructions 3D de données d'imagerie scanner a été mise en place et évaluée. Le nombre important de sujets a permis de couvrir une large étendue d'âges, et de disposer d'un grand nombre d'éléments à analyser. Bien que la position allongée des patients soit à prendre en considération sur la modification de la forme globale de la cage thoracique, les résultats obtenus sont originaux et sont une étape vers l'amélioration de la biofidélité des modèles.

Le prochain chapitre va s'attacher à proposer une description géométrique fidèle des organes intra-abdominaux que sont les reins, la rate et le foie, et tâchera de caractériser les effets de la croissance sur leur développement dans le système ostéo-articulaire de l'enfant.

MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE DES ORGANES INTRA ABDOMINAUX

RÉSUMÉ

L'objectif de ce chapitre est de quantifier les effets de la croissance de l'enfant sur la géométrie des organes intra-abdominaux. A partir de données scanners, les reconstructions 3D de 60 reins, 30 rates et 25 foies de 49 enfants âgés de 2 à 16 ans ont été analysées. Des mesures caractéristiques de chaque organe ont été proposées et la croissance relative des organes entre eux a été étudiée. La méthode de reconstruction a été évaluée et validée par des études de reproductibilité inter et intra-opérateurs sur 25 organes. Alors que la croissance des reins et du foie semble être linéaire, la rate présente un développement plus marqué lors de la puberté. Une corrélation linéaire a été trouvée entre le volume des reins et du foie. Les résultats obtenus donnent une description géométrique détaillée des organes intra-abdominaux de l'enfant et peuvent servir à la construction de modèles biofidèles. L'analyse de données complémentaires d'enfants plus âgés permettrait d'affiner la compréhension de l'effet du pic de croissance sur le développement de ces organes.

1 INTRODUCTION

Dans le chapitre précédent les structures osseuses de la cage thoracique de l'enfant au cours de la croissance ont été décrites. Par une approche similaire, nous allons maintenant caractériser la géométrie des organes intra-abdominaux.

L'objectif de ce chapitre est de quantifier les effets de la croissance de l'enfant sur la géométrie des reins, de la rate et du foie car les mesures actuellement proposées dans la littérature sont insuffisamment détaillées pour une modélisation biofidèle.

2 MATÉRIELS ET MÉTHODES

2.1 Population

Des scanners abdominaux de 49 enfants ont été collectés rétrospectivement dans les services d'imagerie médicale de 2 hôpitaux de Marseille, l'hôpital Nord et l'hôpital de la Timone dans le cadre de la collaboration étroite menée avec le LBA. Aucun scanner n'a été réalisé spécifiquement pour notre étude et la prescription d'un tel examen était à seul but médical à savoir : bilans après accident de la voie publique, traumatismes de chutes, bilans de suivi de tumeur, suspicion d'appendicite et de tuberculose. Les critères d'exclusion étaient l'existence d'une lésion de l'organe étudié, d'une lésion d'un viscère abdominal impliquant un changement de morphologie, ou d'une pathologie pouvant affecter le développement normal de l'organe. Les données scanners étaient indifféremment contrastées ou non avec des produits iodés, à des temps d'injection variables. Les coupes sont millimétriques jointives.

Le Tableau 12 détaille les organes d'intérêts de chaque patient et leurs caractéristiques. Différents groupes d'âges ont été définis afin d'avoir une répartition homogène : le groupe A pour les enfants âgés de 2 à 6 ans, le B pour les 7-9 ans, le C pour les 10-13 ans et le D pour 2 patients de 15 et 16 ans (dont uniquement la rate a été étudiée). Les reins ont tous été étudiés par paires. Ainsi, 60 reins de 11 filles et 19 garçons, 30 rates de 9 filles et 21 garçons, et 25 foies de 8 filles et 17 garçons ont été analysés.

2.2 Méthode de reconstruction 3D

La reconstruction des différentes structures a été faite sur les coupes transversales à l'aide du logiciel Mimics[®] (Materialise Software) par les chirurgiens Pierre-Henri Savoie (reins), Benjamin Coquet (rate), Ghislain Pauleau (foie), ainsi que par nos soins. Les pixels de ces organes internes ayant une intensité proche de celle des tissus mous voisins, la première géométrie obtenue par détection automatique a nécessité de nombreuses retouches manuelles. La modélisation 3D des organes est automatiquement calculée par le logiciel à partir des délimitations faites sur chacune des 20 000 coupes analysées.

Tableau 12 – Caractéristiques des patients et organes étudiés (les reins ont été analysés par paire)

Patient	Genre	age	Groupe	Reins	Rate	Foie	Patient	Genre	age	Groupe	Reins	Rate	Foie
1	H	2,1	A	x	x	x	25	H	9,3	B	x	x	
2	H	2,7	A	x		x	26	H	9,5	B	x	x	x
3	F	3,7	A		x		27	H	9,6	B		x	
4	H	4,1	A		x	x	28	H	9,6	B		x	
5	F	4,4	A	x		x	29	H	9,6	B	x		x
6	F	4,7	A		x		30	H	9,7	B		x	
7	H	4,8	A	x	x	x	31	H	9,8	B	x		
8	F	5,6	A		x		32	H	9,8	B	x		
9	H	5,7	A	x			33	H	10,0	C	x	x	x
10	H	5,8	A	x		x	34	H	11,0	C	x	x	x
11	F	6,0	A	x		x	35	H	11,0	C	x		
12	H	6,1	A		x		36	H	11,0	C	x	x	x
13	F	6,1	A	x	x	x	37	H	11,2	C	x	x	x
14	H	6,5	A	x		x	38	H	11,2	C		x	
15	H	7,0	B	x	x	x	39	H	11,4	C		x	
16	H	7,4	B	x	x	x	40	H	11,4	C		x	
17	F	7,7	B		x		41	H	11,5	C		x	
18	H	7,9	B		x		42	H	11,5	C	x	x	x
19	F	8,0	B	x			43	H	11,9	C	x		
20	H	8,1	B	x		x	44	H	12,0	C			x
21	F	8,5	B	x			45	F	12,4	C	x		x
22	F	8,8	B		x		46	F	12,5	C	x	x	x
23	H	9,0	B			x	47	F	13,3	C	x		x
24	H	9,2	B	x		x	48	F	15,0	D		x	
							49	F	16,0	D		x	

2.3 Traitement des données et paramètres calculés

L'étude des organes s'est faite dans l'ordre suivant : reins, rate et foie. Aussi, grâce à l'expérience acquise au fur et à mesure de l'avancement des travaux, les mesures et les paramètres calculés ont été de plus en plus complets et approfondis. Les paramètres considérés ont été les suivants.

2.3.1 Paramètres caractérisant les reins

Les paramètres que nous avons retenus et permettant de caractériser les reins sont :

- V_{rein} le volume (en cm^3) ;
- H la hauteur du rein (en mm) (Figure 44a.) ;
- L la largeur (en mm) au niveau du hile (Figure 44b.) ;
- E l'épaisseur (en mm) (Figure 44c.) ;
- IH la distance inter-hiles (en mm), permet d'évaluer l'écartement entre les reins droit et gauche (Figure 45) ;
- Ar l'angle (en $degré$) entre les reins droit et gauche, défini sur une coupe transversale par les axes de symétrie de chaque rein (Figure 45).

Trois mesures osseuses complémentaires ont été faites afin de chercher une corrélation entre la croissance osseuse et la croissance des reins :

- XP la distance xipho-pubienne (en mm), définie entre le xiphoïde et l'os pubien, sur la coupe sagittale médiane (Figure 46a.) ;
- $Deias$ la distance (en mm) entre les deux épines iliaques antérosupérieures gauche et droite (Figure 46b.) ;

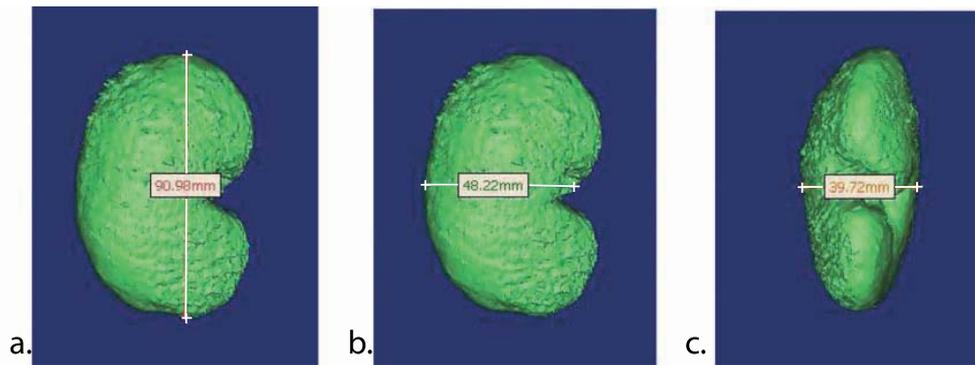


Figure 44 – a.Hauteur, b.Largeur et c.Épaisseur du rein

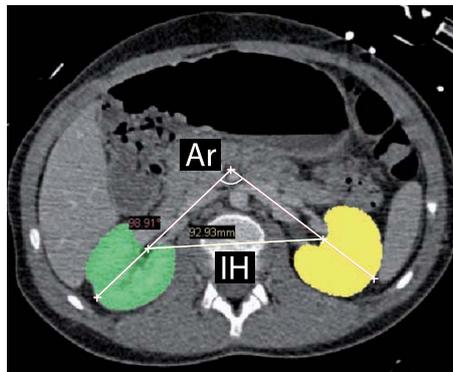


Figure 45 – Distance inter-hiles (IH) et angle entre les reins (Ar)

- ICF la distance inter-céphalique fémorale (en mm), définie entre le centre des têtes fémorales (Figure 46c.).

Les scanners abdominaux n'englobant toutefois pas toujours le bassin dans sa totalité, ces 3 derniers paramètres n'ont pu être mesurés que chez 27 des 30 patients.

2.3.2 Paramètres caractérisant la rate

Les paramètres caractérisant la rate illustrée en Figures 47 et 48 sont :

- V_{rate} le volume (en cm^3) ;
- L la longueur (en mm), définit la plus grande diagonale de la rate ;
- LP la largeur polygonale (en mm), définit la distance diagonale inférosupérieure (ou proximale-distale) ;
- LO la largeur orthogonale (en mm), définit la plus grande dimension de la base de la rate mesurée perpendiculairement à sa longueur ;
- E l'épaisseur au niveau du hile (en mm), définit la plus grande distance entre la face latérale et la face hilare de la rate, perpendiculairement aux longueur et largeur polygonale de la base, en regard du hile ;
- LO/L est le rapport entre la longueur et la largeur de la rate.

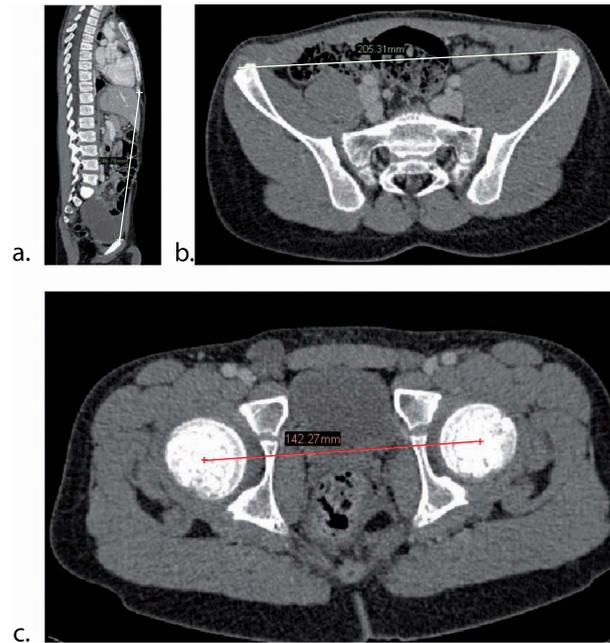


Figure 46 – a.Distance xipho-pubienne sur la coupe sagittale médiane, b.Distance entre les épines iliaques antérosupérieures, c.Distance inter-céphalique fémorale

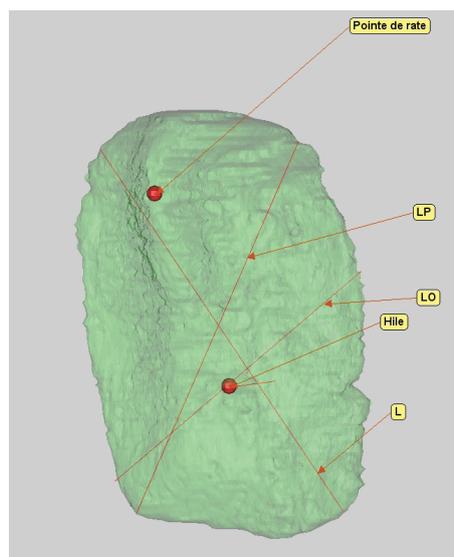


Figure 47 – *L* longueur, *LP* largeur polygonale et *LO* largeur orthogonale de la rate (vue sagittale)

Afin d'évaluer la position relative de la rate dans l'abdomen au cours de la croissance, les mesures suivantes (orientées positivement en suivant l'axe inférosupérieur) ont été identifiées :

- *HSV* la distance (en *mm*) entre le sommet de la rate et le plan sagittal passant par le milieu du corps de la 11^e vertèbre thoracique ;
- *HPV* la distance (en *mm*) entre la pointe médiane de la rate et le plan sagittal passant par le milieu du corps de la 11^e vertèbre thoracique.

La position relative de la rate dans l'abdomen est illustrée par la reconstruction 3D de la rate, de la 11^e vertèbre thoracique et de la 10^e côte gauche, en Figure 49.

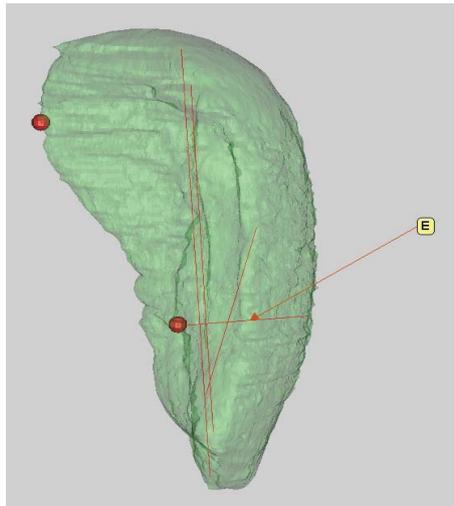


Figure 48 – E épaisseur de la rate au niveau du hile (vue frontale)

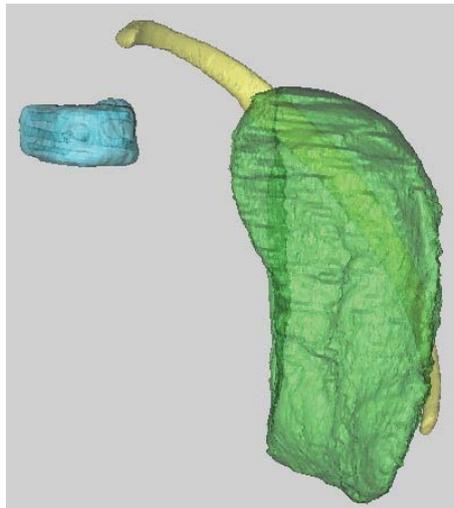


Figure 49 – Reconstruction 3D de la rate, de la 11^e vertèbre thoracique et de la 10^e côte gauche

2.3.3 Paramètres caractérisant le foie

Fort de l'expérience acquise lors des protocoles de mesures menés sur les 2 précédents organes, les paramètres du foie ont été mesurés d'une manière légèrement différente. En effet, afin d'accroître la précision et la rapidité de la prise de mesures, les coordonnées de points anatomiques caractéristiques ont été relevés directement sur les reconstructions 3D. Ces coordonnées ont servi à la construction d'un modèle filaire, à partir duquel les distances d'intérêt ont été calculées. Les points d'intérêt sont ceux qui ont été proposés dans le cadre du projet HUMOS 2 (Serre *et coll.*, 2004).

Les points anatomiques caractéristiques illustrés en Figures 50 et 51 sont :

- M000 point de jonction supérieur entre le ligament falciforme, le ligament triangulaire et le lobe droit ;

- M001 extrémité supérieure droite du lobe droit ;
- M002 point de jonction inférieur entre le ligament falciforme et le lobe droit ;
- M101 extrémité supérieure gauche du lobe gauche ;
- M102 extrémité inférieure droite du lobe droit ;
- M103 point le plus inférieur de la fossette vésiculaire ;
- M106 point de jonction inférieur entre le ligament rond et le lobe gauche ;
- M107 point de jonction entre le bord droit de la veine cave inférieure et le lobe droit ;
- M108 point de jonction entre le bord gauche de la veine cave inférieure et le lobe droit ;
- M109 point de jonction supérieur entre le ligament falciforme, le ligament triangulaire gauche et le lobe gauche ;
- M111 dôme hépatique ou sommet du lobe droit ;
- T11 centre du plateau supérieur du corps vertébral de la 11^e vertèbre thoracique ;

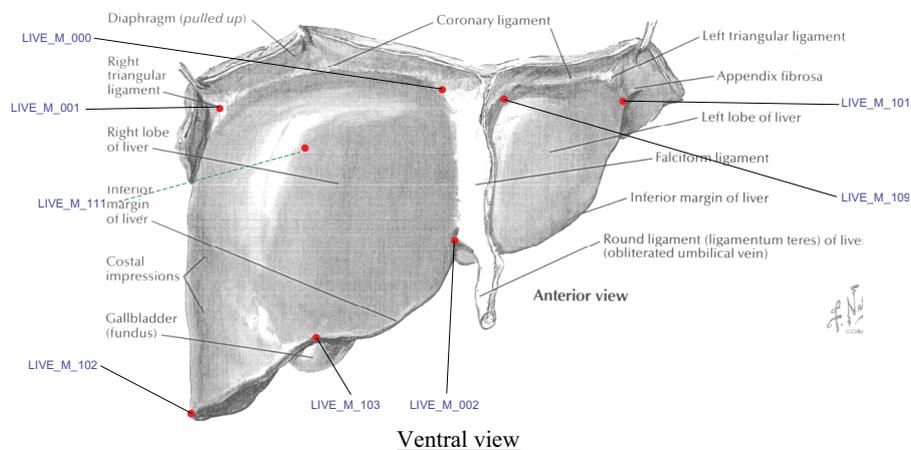


Figure 50 – Vue frontale du foie et points de contrôle, d'après HUMOS 2 (Serre *et coll.*, 2004)

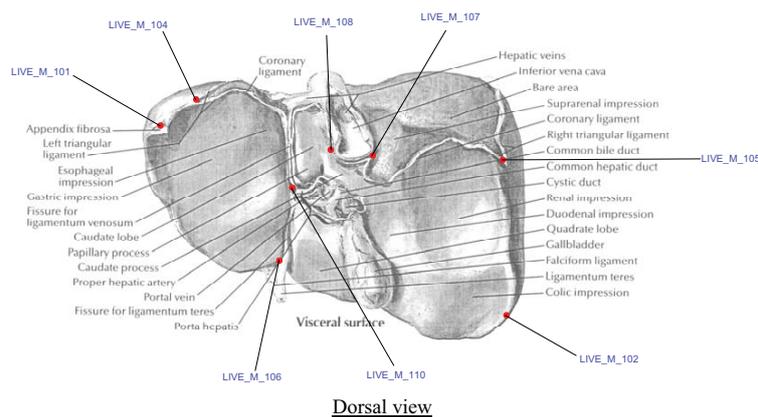


Figure 51 – Vue postérieure du foie et points de contrôle, d'après HUMOS 2 (Serre *et coll.*, 2004)

Le volume du lobe droit ($V_{d_{foie}}$), le volume du foie complet (V_{foie}) et le rapport entre ces volumes ($V_{d_{foie}}/V_{foie}$) ont été automatiquement calculés à partir des reconstructions 3D.

Les coordonnées des points anatomiques définis précédemment et relevés sur les reconstructions 3D ont permis de définir les 9 distances (exprimées en *mm*) et 2 angles (en *degré*) suivants :

- *D03* diamètre transversal de la veine cave inférieure (distance [*M107*,*M108*]) ;
- *D04* longueur horizontale du foie (distance [*M101*,*M001*]) ;
- *D05* longueur diagonale du foie (distance [*M101*,*M102*]) ;
- *D06* longueur horizontale du lobe droit (distance [*M001*,*M000*]) ;
- *D07* hauteur du bord gauche du lobe droit (distance [*M002*,*M000*]) ;
- *D08* hauteur du bord droit du lobe droit (distance [*M001*,*M102*]) ;
- *D09* longueur horizontale du lobe gauche (distance [*M101*,*M109*]) ;
- *D10* hauteur du bord droit du lobe gauche (distance [*M106*,*M109*]) ;
- *D17* épaisseur du foie (distance [*M000*,*M108*]) ;
- *AT11* angle (*M001*, $\widehat{T11, M101}$) dans le plan sagittal : cet angle permet d'évaluer "l'enroulement" du foie autour du rachis ;
- *AM111* angle (*M001*, $\widehat{M111, M101}$) : cet angle permet d'évaluer la morphologie de la face supérieure du foie.

La reconstruction 3D d'un foie est illustrée en Figure 52 avec la position des mesures en vue frontale. La Figure 53 présente le modèle filaire d'un foie, construit à partir des coordonnées des points anatomiques relevées.

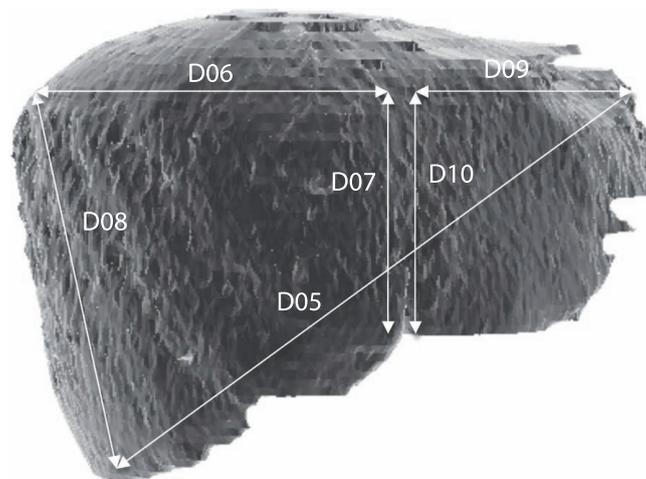


Figure 52 – Reconstruction 3D du foie, vue frontale

Afin de définir la position verticale du foie dans l'abdomen, 4 distances verticales ont été calculées (en *mm*) par rapport au centre du plateau supérieur du corps vertébral de la 11^e vertèbre thoracique (*T11*). Une distance positive indique une position supérieure à *T11* :

- *D000* distance entre *M000* et *T11* ;
- *D001* distance entre *M001* et *T11* ;
- *D101* distance entre *M101* et *T11* ;
- *D111* distance entre *M111* et *T11*.

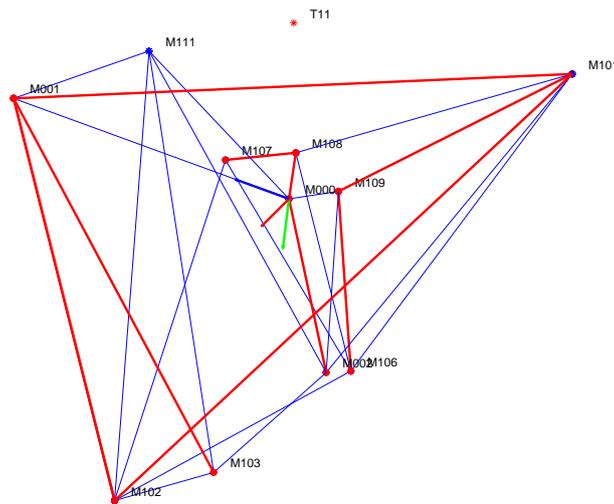


Figure 53 – Modèle filaire du foie, vue frontale

2.3.4 Corrélation entre les organes

Comme nous le voyons dans le Tableau 12 (page 60), l'ensemble reins-rate-foie a pu être analysé sur 12 patients. Afin d'étudier l'existence d'une corrélation entre la croissance des organes, le volume de chaque organe a été étudié en comparaison avec les autres.

2.4 Évaluation de la précision de reconstruction

Le biais induit par l'opérateur lors des reconstructions a été évalué par plusieurs études de reproductibilité menées sur chaque organe. Ainsi, les volumes de 10 rates et de 10 reins, reconstruits 1 fois par un opérateur et 2 fois par un autre, à 2 semaines d'intervalles dans un ordre aléatoire, ont été comparés. Le foie étant un organe plus volumineux, le temps de sa reconstruction a été beaucoup plus long. Aussi, seulement 5 foies ont été reconstruits à 2 reprises dans un ordre aléatoire par un opérateur à 2 semaines d'intervalles. Les volumes des foies, leurs dimensions et leurs angles ont été comparés.

2.5 Analyses statistiques

À l'aide du logiciel XLSTAT[®], l'influence de l'âge, du genre (et de la latéralité pour les reins) a été statistiquement évaluée pour tous les paramètres. Le test de Kruskal-Wallis a été utilisé afin de déterminer le caractère significatif des différences entre les groupes (p -value inférieure à 5 %). Le coefficient de Spearman a été calculé pour l'étude des corrélations. Ce coefficient permet d'indiquer la présence d'une corrélation (pas nécessairement linéaire) entre 2 paramètres. Plus le coefficient est proche de 1, plus la corrélation est forte.

3 RÉSULTATS

3.1 Évaluation de la précision de reconstruction

Le résultat des différentes études intra et inter-observateurs menées sur chaque organe sont résumées dans les Tableaux 13, 14 et 15.

Tableau 13 – Reproductibilité intra-opérateur sur le volume de 30 reins, 30 rates et 10 foies (moyennes et écart-types)

Intra	Rein		Rate		Foie	
Écart volumes	cm ³	%	cm ³	%	cm ³	%
Moyenne	0,3	0,0	0,2	-0,5	3,0	1,2
SD	4,7	3,5	9,5	6,5	3,7	1,6

Tableau 14 – Reproductibilité inter-opérateur sur le volume de 30 reins et 30 rates (moyennes et écart-types)

Inter	Rein		Rate	
Écart volumes	cm ³	%	cm ³	%
Moyenne	0,0	-2,1	0,0	-0,2
SD	19,4	21,0	8,9	5,6

Tableau 15 – Reproductibilité intra-opérateur des mesures faites sur 10 foies (moyennes et écart-types)

Intra	Foie	
Ecart	distances (mm)	angles (°)
Moyenne	6,3	6,4
SD	5,6	7,5

Au global, les différences moyennes des volumes entre les différentes reconstructions sont très faibles, bien que l'étude de reproductibilité inter-observateur ait un écart-type plus important pour les reins que pour la rate. Les mesures faites sur le foie montrent également un écart moyen de 6,3 mm sur les longueurs et 6,4 ° sur les angles. Nous considérons donc notre méthodologie de mesure comme reproductible et répétable.

3.2 Les reins

Les tests statistiques ont montré qu'il n'y a pas de différence significative pour l'ensemble des paramètres calculés en fonction du genre ni de la latéralité ($p > 0,075$). Dans la suite, il n'a donc pas été fait de distinction entre les filles et les garçons, ni entre les reins droits et gauches.

Les mesures moyennes sont présentées par groupe dans le Tableau 16. Tous les paramètres mesurés sont illustrés en Figure 54. Les paramètres géométriques de volume, hauteur, largeur et épaisseur du rein montrent un effet significatif de la croissance entre les groupes ($p < 0,0001$). De même, les reins s'éloignent l'un de l'autre avec l'âge ($p = 0,003$),

avec un ralentissement entre les groupes B et C, comme le montre l'évolution du paramètre IH. L'angle des reins ne semble pas montrer d'évolution significative au cours de la croissance ($p = 0,783$). En ce qui concerne l'évolution des paramètres osseux (XP , $Deais$ et ICF) nous pouvons identifier également un effet significatif de la croissance.

Tableau 16 – Dimensions moyennes des 60 reins (écart-types entre parenthèses) ; A : 2-6 ans, B : 7-9 ans, C : 10-13 ans

	A	B	C
N	18	22	20
V_{rein} (cm ³)	66 (17)	95 (21)	132 (27)
H (mm)	78 (9)	92 (9)	101 (10)
L (mm)	40 (4)	45 (4)	49 (5)
E (mm)	36 (4)	40 (4)	45 (5)
IH (mm)	65 (12)	79 (9)	87 (7)
Ar (°)	104 (15)	104 (15)	98 (10)

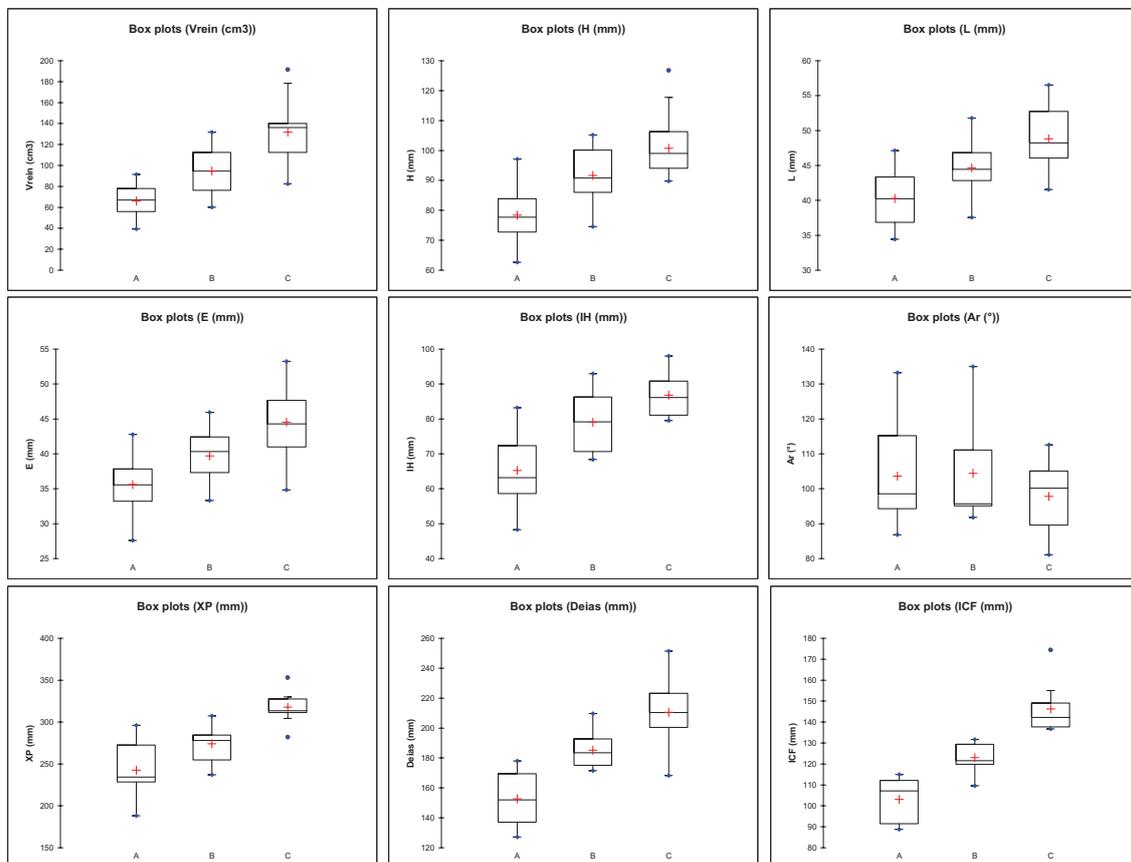


Figure 54 – Évolution du rein au cours de la croissance ; A : 2-6 ans, B : 7-9 ans, C : 10-13 ans

Afin de déterminer l'existence d'une corrélation entre les paramètres de mesures osseuses et des reins, le coefficient de corrélation de Spearman a été calculé entre chaque paramètre (Tableau 17). Nous constatons alors qu'il existe une forte corrélation entre la distance xipho-pubienne (XP) et le volume du rein (V_{rein}), ainsi qu'entre la distance inter-céphalique fémorale (ICF) et les mesures caractérisant la géométrie du rein (V_{rein} , H , L et E).

Tableau 17 – Coefficient de corrélation de Spearman sur les 60 reins

	V_{rein} (cm ³)	H (mm)	L (mm)	E (mm)	IH (mm)	Ar (°)	XP (mm)	$Deias$ (mm)	ICF (mm)
V_{rein} (cm ³)	1	0,926	0,871	0,828	0,748	-0,086	0,851	0,661	0,855
H (mm)	0,926	1	0,849	0,691	0,681	-0,016	0,775	0,639	0,803
L (mm)	0,871	0,849	1	0,701	0,632	-0,122	0,726	0,559	0,742
E (mm)	0,828	0,691	0,701	1	0,753	-0,003	0,791	0,583	0,751
IH (mm)	0,748	0,681	0,632	0,753	1	-0,199	0,673	0,571	0,711
Ar (°)	-0,086	-0,016	-0,122	-0,003	-0,199	1	-0,210	-0,341	-0,230
XP (mm)	0,851	0,775	0,726	0,791	0,673	-0,210	1	0,797	0,935
$Deias$ (mm)	0,661	0,639	0,559	0,583	0,571	-0,341	0,797	1	0,837
ICF (mm)	0,855	0,803	0,742	0,751	0,711	-0,230	0,935	0,837	1

3.3 La rate

Les tests statistiques ont montré qu'il n'y a pas de différence significative pour l'ensemble des paramètres calculés en fonction du genre ($p > 0,197$). Dans la suite, il n'a donc pas été fait de distinction entre les filles et les garçons.

Les mesures moyennes sont présentées par groupe dans le Tableau 18. Tous les paramètres mesurés sont illustrés en Figure 55

Tableau 18 – Dimensions moyennes des 30 rates (écart-types entre parenthèses). A : 2-6 ans, B : 7-9 ans, C : 10-13 ans, D : 15-16 ans

	A	B	C	D
N	8	10	10	2
V_{rate} (cm ³)	80 (32)	140 (52)	149 (38)	471 (144)
L (mm)	85 (14)	103 (12)	104 (11)	138 (19)
LP (mm)	75 (14)	89 (15)	88 (11)	131 (10)
LO (mm)	66 (13)	76 (12)	78 (12)	117 (16)
E (mm)	26 (5)	29 (4)	31 (5)	44 (0)
LO/L	1 (0)	1 (0)	1 (0)	1 (0)
HSV (mm)	-23 (8)	-15 (14)	-23 (17)	-33 (39)
HPV (mm)	-4 (8)	7 (19)	-4 (18)	10 (11)

Les paramètres géométriques V_{rate} , L , LP , LO et E montrent une augmentation des dimensions de la rate au cours de la croissance, avec une différence particulièrement marquée pour le groupe le plus âgé (mais qui ne comporte que 2 sujets). Le rapport LO/L ne présente pas de variation significative entre les groupes ($p = 0,441$). Le paramètre HSV , qui indique la position du sommet de la rate, montre que celui-ci est plus haut dans l'abdomen pour les enfants de 7 à 9 ans, et redescend ensuite avec l'âge. La position de la pointe médiane de la rate, identifiée par le paramètre HPV ne montre pas de variation particulière au cours de la croissance.

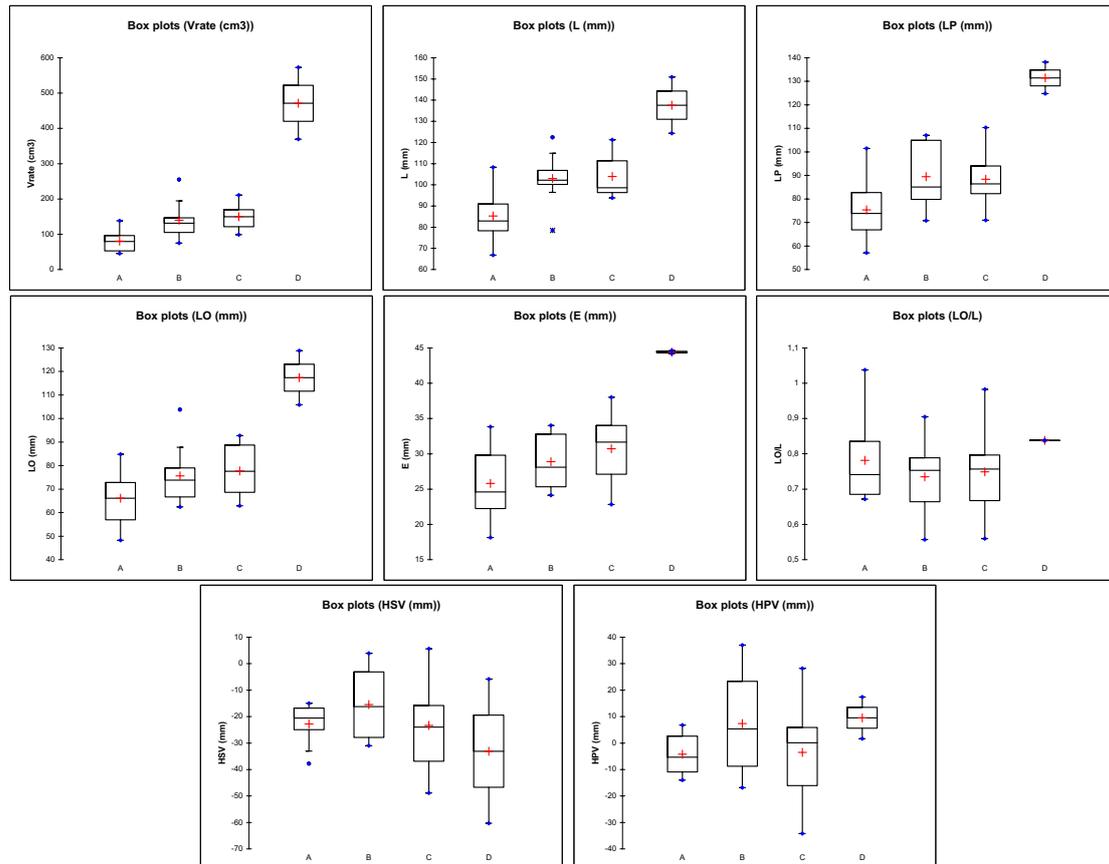


Figure 55 – Évolution de la rate au cours de la croissance ; A : 2-6 ans, B : 7-9 ans, C : 10-13 ans, D : 15-16 ans

3.4 Le foie

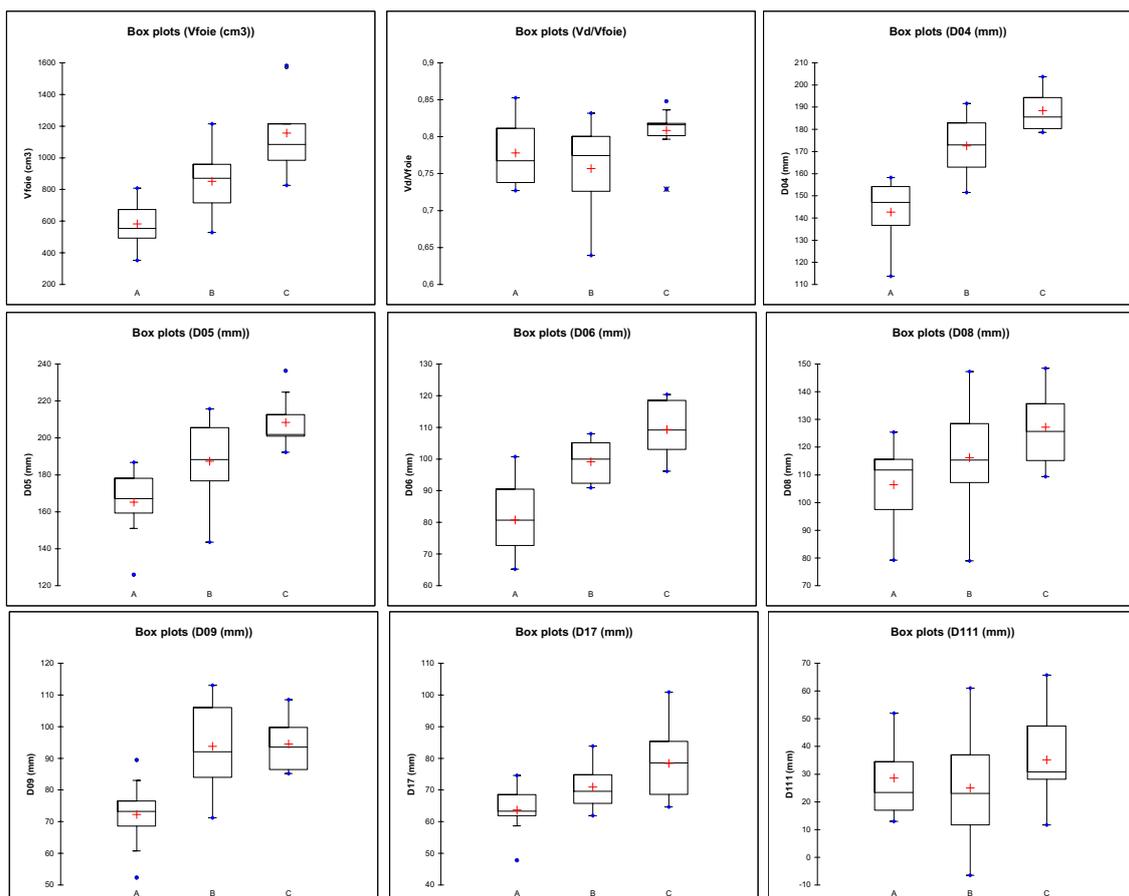
Les tests statistiques ont montré qu'il n'y a pas de différence significative pour l'ensemble des paramètres calculés en fonction du genre ($p > 0,061$). Dans la suite, il n'a donc pas été fait de distinction entre les filles et les garçons.

Les mesures moyennes sont présentées par groupe dans le Tableau 19. Les principaux paramètres mesurés sont illustrés en Figure 56. Les paramètres non illustrés ne présentent pas de variation significative entre les groupes.

Les paramètres géométriques montrent une augmentation des dimensions du foie au cours de la croissance. Les lobes droit et gauche gardent un volume relatif constant et l'ensemble du foie semble légèrement se déplacer vers le bas de l'abdomen, comme nous le montre la variation du paramètre $D111$. La largeur du lobe gauche ($D09$) présente une croissance importante jusqu'à 9 ans et se stabilise ensuite, alors que celle du lobe droit ($D06$) a une croissance régulière. L'angle formé par le sommet du foie ($AT11$) ne varie pas de manière significative entre les groupes, cela signifie qu'il n'y a pas de changement de la forme du sommet du foie avec l'âge. De même, l'angle ($AM111$) reste constant, l'enroulement du foie autour du rachis ne semble pas modifié avec la croissance.

Tableau 19 – Dimensions moyennes des 25 foies (écart-types entre parenthèses) ; A : 2-6 ans, B : 7-9 ans, C : 10-13 ans

	A	B	C
N	9	7	9
Vdfoie (cm3)	454 (120)	656 (220)	936 (227)
Vfoie (cm3)	582 (146)	852 (235)	1156 (266)
Vd/Vfoie	0,78 (0,04)	0,76 (0,07)	0,81 (0,03)
D03 (mm)	11 (3)	17 (3)	20 (5)
D04 (mm)	143 (14)	173 (14)	188 (10)
D05 (mm)	165 (19)	187 (25)	208 (15)
D06 (mm)	81 (12)	99 (7)	109 (9)
D07 (mm)	58 (18)	66 (9)	73 (15)
D08 (mm)	106 (15)	116 (22)	127 (14)
D09 (mm)	72 (11)	94 (15)	95 (9)
D10 (mm)	60 (19)	65 (10)	70 (15)
D17 (mm)	64 (8)	71 (8)	78 (12)
D000 (mm)	7 (16)	-1 (18)	3 (21)
D001 (mm)	10 (15)	0 (26)	3 (24)
D101 (mm)	8 (17)	-7 (26)	4 (14)
D111 (mm)	29 (15)	25 (22)	35 (18)
AT11 (°)	91 (16)	85 (11)	91 (12)
AM111 (°)	140 (9)	140 (9)	138 (5)

**Figure 56** – Évolution du foie au cours de la croissance ; A : 2-6 ans, B : 7-9 ans, C : 10-13 ans

3.5 Corrélation entre les organes

Les volumes des organes des 12 patients pour lesquels l'ensemble reins-rate-foie a été analysé sont synthétisés dans le Tableau 20. Pour les reins, le volume moyen des deux reins a été considéré. Cet échantillon étant faible ($N = 12$), une analyse par groupe d'âge ne pouvait être considérée comme cohérente. C'est pourquoi nous avons cherché une corrélation entre les volumes des différents organes en calculant les coefficients de corrélation Pearson.

Tableau 20 – Patients dont l'ensemble reins-rate-foie a été analysé (la moyenne des reins droit et gauche est considérée) ; A : 2-6 ans, B : 7-9 ans, C : 10-13 ans

Patient	Groupe	Genre	Age	$V_{rein}(cm^3)$	$V_{rate}(cm^3)$	$V_{foie}(cm^3)$
1	A	H	2,1	41	46	353
7	A	H	4,8	84	138	674
13	A	F	6,1	85	104	777
15	B	H	7,0	63	100	529
16	B	H	7,4	117	145	1045
26	B	H	9,5	96	145	870
33	C	H	10,0	138	129	1015
34	C	H	11,0	110	146	826
36	C	H	11,0	134	106	939
37	C	H	11,2	127	99	1084
42	C	H	11,5	148	203	1214
46	C	F	12,5	137	211	984

Les graphiques de la Figure 57 illustrent les volumes des organes les uns par rapport aux autres. La matrice de corrélation de Pearson du Tableau 21 montre l'existence d'une forte corrélation linéaire entre le volume du rein et celui du foie ($p = 0,949$).

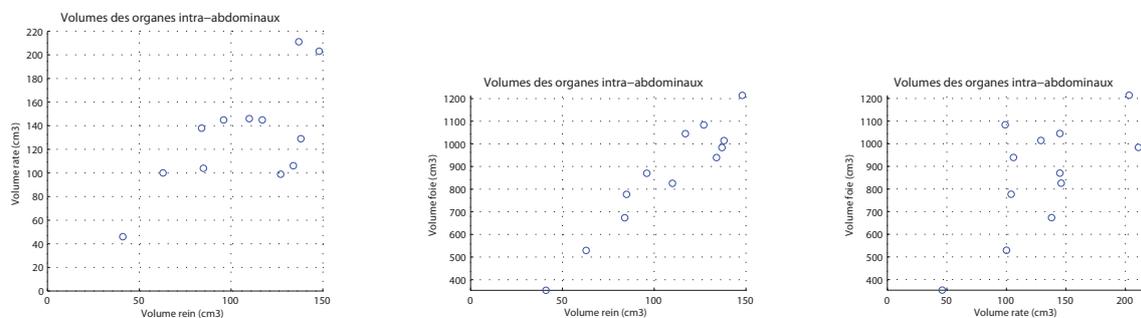


Figure 57 – Évolution relative du volume des organes entre eux

Tableau 21 – Coefficient de corrélation de Pearson sur les volumes des organes intra-abdominaux de 12 patients (12 reins, 12 rates et 12 foies)

	V_{rein}	V_{rate}	V_{foie}
V_{rein}	1	0,682	0,949
V_{rate}	0,682	1	0,668
V_{foie}	0,949	0,668	1

La Figure 58 illustre le modèle de régression linéaire du volume du rein par celui du foie par l'équation : $V_{rein} = -3,65 + 0,13 * V_{foie}$ ($R^2 = 0,9$).

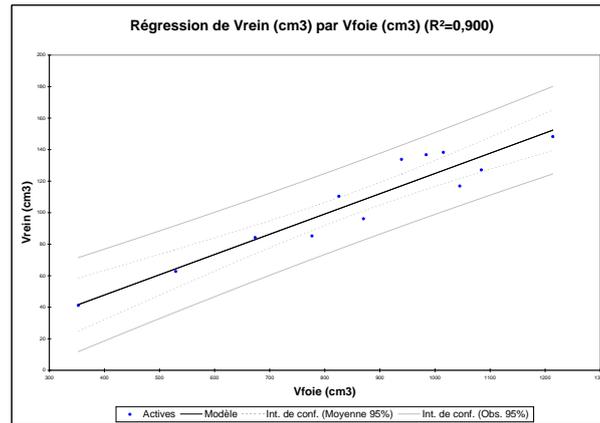


Figure 58 – Modèle de régression linéaire du volume du rein par celui du foie

4 DISCUSSION

Cette étude a permis de caractériser la géométrie des organes intra-abdominaux de l'enfant que sont les reins, la rate et le foie, à partir de données scanner de patients âgés de 2 à 16 ans. Les reconstructions 3D faites avec le logiciel Mimics[®] ont nécessité de nombreuses corrections manuelles. C'est pourquoi la pertinence des reconstructions 3D a été évaluée sur chaque organe par des études de reproductibilité intra et/ou inter-opérateurs. Ces dernières ont montré que les reconstructions successives ont des différences de volume négligeables. De même, les mesures de distance sont définies avec une erreur moyenne de 6,3 mm.

En ce qui concerne la composition de notre échantillon, plusieurs critiques peuvent être avancées. En effet, malgré le grand nombre de données disponibles que cette recherche a généré, la principale limite de cette étude reste le faible nombre de sujets étudiés par groupe d'âge. Hormis pour les reins, chaque groupe ne comportait qu'une dizaine d'organe. De plus, exceptées les 2 rates de 15 et 16 ans, l'âge maximal est faible (13 ans), il correspond tout juste à l'âge de la puberté chez les filles. Ensuite, il faut noter que les groupes B et C sont principalement composés de garçons, même si nous n'avons pas trouvé de différence significative entre les genres. Enfin, un paramètre à prendre en compte dans l'interprétation de la position des organes dans l'abdomen est la position allongée des patients lors de l'acquisition scanner, et la méconnaissance de la phase du cycle respiratoire (Beillas *et coll.*, 2009). Rappelons toutefois que cet échantillon est basé sur un recueil rétrospectif d'images médicales et que les temps impartis à chaque étude ne nous ont pas permis de continuer à colliger des dossiers à souhait.

Pour tous les organes étudiés, aucune différence significative n'a été trouvée entre les filles et les garçons pour les âges considérés. Ce résultat est cohérent avec ceux de la littérature (Adeyekun *et coll.*, 2007, Konus *et coll.*, 1998, Megremis *et coll.*, 2004). La majorité des résultats montre une augmentation de la géométrie des organes avec l'âge. Ce comportement, bien que prévisible, a permis de quantifier les différences de volumes et de géométrie des organes au cours de la croissance.

La croissance des organes intra-abdominaux, basée sur la moyenne des volumes, est synthétisée dans le Tableau 22. Nous constatons que la croissance des reins, de la rate et du foie de l'enfant ne se fait pas au même moment ni à la même vitesse. En effet, entre 2 ans et

13 ans, les reins et le foie voient leur volume moyen augmenter de manière assez régulière, avec une croissance comprise entre 33 % et 46 %. Parallèlement à cela, la croissance de la rate est toute autre, avec une augmentation moyenne de 75 % de son volume entre 2 ans et 9 ans, puis un ralentissement à 6 % entre 7 ans et 13 ans, et enfin un accroissement moyen beaucoup plus important, de 216 % entre 10 et 16 ans.

Tableau 22 – Croissance volumique des 60 reins, 30 rates et 25 foies étudiés. A : 2-6 ans, B : 7-9 ans, C : 10-13 ans, D : 15-16 ans

Organe	Croissance entre les groupes		
	A et B	B et C	C et D
Reins	+ 44 %	+ 33 %	-
Rate	+ 75 %	+ 6 %	+ 216 %
Foie	+ 46 %	+ 42 %	-

Pour les reins, une corrélation entre les paramètres géométriques et des dimensions osseuses a été trouvée. Ce résultat est intéressant car, affiné sur une plus grande population, il permettrait de déterminer les dimensions normales des reins de manière plus précise qu'avec l'âge seul. D'autant que la distance xipho-pubienne est facilement mesurable directement sur l'enfant, avec un simple mètre ruban.

La rate semble croître de façon uniforme en hauteur et largeur, comme nous le montre le peu de variation du paramètre LO/L . Cela ne permet cependant pas de conclure sur la modification de la forme globale de la rate avec l'âge. La croissance de la rate, contrairement à celle des reins ou du foie, ne se fait pas linéairement. En effet, tous les paramètres géométriques montrent un ralentissement entre 7 et 12 ans, pour reprendre ensuite entre 12 et 16 ans. Cette variation de vitesse de croissance signifie que la croissance de la rate se fait en suivant le pic de croissance pubertaire. De plus, le sommet de la rate semble se déplacer vers le bassin au cours de la croissance (*HSV*). Cette tendance doit encore être affinée, mais montre que la position de la rate varie avec l'âge.

La méthodologie proposée pour le foie est plus aboutie. Par contre, la reproductibilité intra-opérateur est un peu moins bonne que pour les autres organes. Néanmoins, l'utilisation de modèles filaires permet de vérifier la pertinence des mesures avec un simple positionnement de points anatomiques spécifiques. Ceci permet de positionner précisément le foie dans l'abdomen. Lors du projet HUMOS 2 (*Serre et coll.*, 2004), la position des mêmes points anatomiques du foie a été calculée. Des repères radio-opaques ont été fixés sur le foie de 9 sujets anatomiques adultes (âges non précisés) qui ont ensuite été radiographiés de face et de profil. L'application de l'algorithme de DLT (*Abdel-Aziz et Karara*, 1971) a permis de connaître la position de ces repères en 3D. Nous avons donc pu calculer certaines dimensions communes à la présente étude. La comparaison de ces mesures est présentée dans le Tableau 23.

Nous constatons qu'il n'y a pas d'augmentation significative des mesures entre les adultes et le groupe C, exceptée une augmentation de $D07$ et $D10$, qui correspondent aux petites hauteurs respectives des lobes droit et gauche. Cette comparaison est à interpréter avec précaution. En effet, la première limite est liée à l'utilisation de sujets anatomiques embaumés. La géométrie des organes internes peut, par conséquent, ne pas être la même que chez le vivant. Ensuite, les méthodologies employées sont très différentes. Le placement

Tableau 23 – Comparaison de mesures du foie avec l'adultes (écart-types entre parenthèses) ; A : 2-6 ans, B : 7-9 ans, C : 10-13 ans

	A	B	C	Adultes
N	9	7	9	9
D04 (mm)	143 (14)	173 (14)	188 (10)	143 (50)
D05 (mm)	165 (19)	187 (25)	208 (15)	199 (67)
D06 (mm)	81 (12)	99 (7)	109 (9)	70 (39)
D07 (mm)	58 (18)	66 (9)	73 (15)	94 (14)
D08 (mm)	106 (15)	116 (22)	127 (14)	126 (29)
D09 (mm)	72 (11)	94 (15)	95 (9)	58 (26)
D10 (mm)	60 (19)	65 (10)	70 (15)	92 (23)
D17 (mm)	64 (8)	71 (8)	78 (12)	56 (13)

des repères radio-opaques sur le foie des sujets adultes a nécessité l'ouverture de l'abdomen et un positionnement "au mieux" à la surface de l'organe. La manipulation du foie a donc pu entraîner une modification de sa position naturelle.

Le volume du foie adulte est en moyenne de 1 500 cm³ (Dittrich *et coll.*, 1983, Rosset *et coll.*, 1995), la croissance du foie est donc encore importante après 13 ans, puisque le volume moyen pour le groupe d'enfants de 10-13 ans est de 1156 cm³. Toutefois, si l'on se réfère aux études de Bouchet et Cuilleret (1983), les dimensions du foie sont proportionnellement plus importantes chez le nouveau-né et le jeune enfant que chez l'adulte. Le rapport entre les volumes des deux lobes est par contre stable avec un lobe droit qui représente près de 80% du volume du foie pour les trois groupes d'enfants. De plus, Les résultats obtenus montrent que le foie semble garder une position stable dans l'abdomen au cours de la croissance.

Les mesures effectuées dans la littérature sont souvent faites par échographie car c'est un procédé simple, rapide, peu coûteux, non invasif et non irradiant. les mesures sont alors des estimations basées sur l'appréciation par l'opérateur des plus grandes distances mesurables. Cette technique n'est pas basée sur la forme même de l'organe, mais sur une perception a priori de ses dimensions et de son orientation dans l'organisme (Michel *et coll.*, 2004). Si un opérateur entraîné permet souvent d'améliorer la précision de la mesure, certaines études mettent en doute la reproductibilité au long terme de cette méthode Li *et coll.* (2004). La comparaison des mesures de telles études avec les données que nous avons obtenues doit alors se faire avec précaution car la méthodologie est différente.

Les volumes relatifs des organes entre eux ont été étudiés sur seulement 12 sujets pour lesquels les reins, la rate et le foie ont pu être reconstruits. Ce faible nombre de cas ne nous a toutefois pas permis de faire une répartition par âges. Néanmoins, il a été trouvé une corrélation linéaire forte entre le volume du rein et celui du foie. Ce résultat est à rapprocher des travaux de Haddad-Zebouni *et coll.* (1999), qui trouvent une corrélation entre la taille du rein gauche et celui du foie chez l'enfant, par des mesures échographiques.

Il aurait été intéressant de d'affiner les corrélations existantes entre le développement des organes et les poids et taille des patients (Konus *et coll.*, 1998, Megremis *et coll.*, 2004, Watanabe *et coll.*, 1997). N'ayant pas accès à ces informations, cet aspect n'a pas été abordé. Un nombre plus important de sujets plus âgés nous permettrait d'affiner les résultats obtenus et d'identifier plus précisément l'effet de la puberté sur la croissance des organes intra-abdominaux.

Enfin, la détermination des dimensions et positions des organes intra-abdominaux sains de l'enfant au cours de la croissance doit se faire sur un nombre très important de sujets, avec une méthodologie qui donne des résultats reproductibles. Lors de cette étude, nous avons montré la validité des mesures faites à partir de reconstructions 3D issues d'imagerie scanner. De plus, ces résultats ont permis non seulement de quantifier leur géométrie, mais également de positionner les organes dans l'abdomen.

5 CONCLUSION

La géométrie et le positionnement dans l'abdomen au cours de la croissance des organes intra-abdominaux que sont les reins, la rate et le foie ont pu être appréhendé de manière quantitative. La méthodologie basée sur des données scanner et des reconstructions 3D des organes a été validée. La méthode de mesures de la rate a fait l'objet d'une publication dans *Surgical and Radiologic Anatomy* (Coquet *et coll.*, 2009). Quelques précautions sont toutefois à prendre dans l'interprétation des résultats, comme la position couchée liée à la modalité d'acquisition scanner, ou le nombre limité de patients par groupe d'âges. Néanmoins, les résultats obtenus sont originaux et permettent d'envisager la modélisation en éléments finis des organes intra-abdominaux. Si l'on s'éloigne de la problématique de modélisation, la taille des organes intra-abdominaux est un critère important pour détecter et confirmer certaines pathologies, ainsi que pour surveiller leur évolution, d'où la nécessité de valeurs de références, comme celles proposées dans cette étude.

L'étude présentée dans le prochain chapitre va permettre de quantifier le comportement mécanique *in vivo* du tronc de l'enfant soumis à des chargements dynamiques.

COMPORTEMENT IN VIVO DU TRONC SOUS CHARGEMENT DYNAMIQUE

RÉSUMÉ

L'objectif de ce chapitre est de quantifier le comportement *in vivo* du tronc de l'enfant soumis à un chargement, lors de manipulations de kinésithérapie respiratoire. Vingt-six enfants âgés de 45 jours à 7 ans (14 filles, 12 garçons) ont pris part à cette étude. Les niveaux d'efforts ont été enregistrés à l'aide d'une plateforme d'effort incluse à la table de manipulation, située sous le tronc de l'enfant. Deux caméras synchronisées ont filmé la scène dans un environnement calibré. Par suivi automatique sur chaque image vidéo et à l'aide de l'algorithme de reconstruction 3D "Direct Linear Translation" (DLT), le déplacement de mires collées sur le dos des mains du kinésithérapeute a été calculé. La précision moyenne de la mesure est de 1,03 mm (SD 0,24 mm) en position et de $\pm 0,2$ % en effort. En fonction de l'âge et du genre de chaque patient, les paramètres suivants ont été évalués : effort maximum, déplacement maximum, vitesse de chargement, effort au déplacement maximum, déplacement à l'effort maximum et estimation de la raideur. La moyenne des maxima de déflexions et d'efforts sont de 22 mm (SD 9 mm) et 240 N (SD 46 N) respectivement. Cette étude a permis d'obtenir une évaluation *in vivo* du comportement du tronc de l'enfant en charge. Une analyse complémentaire par rapport à d'autres populations permettrait de mieux comprendre l'effet de la respiration, du comportement spécifique des très jeunes enfants.

1 INTRODUCTION

Nous l'avons compris à travers les précédents chapitres, une définition géométrique réaliste et précise du tronc de l'enfant est une donnée d'entrée indispensable en vue du développement d'un modèle. En complément, la validation d'un tel modèle nécessite de mieux connaître le comportement mécanique en charge.

L'objectif de cette étude est d'observer et de quantifier le comportement *in vivo* du tronc de l'enfant soumis à un chargement dynamique. Les enfants souffrant de gênes respiratoires liées à des maladies telles la bronchite ou la bronchiolite ne sont pas tous traités par voie médicamenteuse. Très souvent, des séances de manipulations en kinésithérapie respiratoire sont prescrites, afin de libérer les voies aériennes. Dans ce contexte particulier, les niveaux d'efforts appliqués sont bien entendu non lésionnels et permettent d'obtenir des informations sur les niveaux de charge admissibles. Comme vu dans le chapitre I, ces données sont encore mal connues et souvent approximées, il est nécessaire d'apporter de la connaissance sur la capacité du tronc de l'enfant à se déformer sous un chargement mécanique.

2 MATÉRIELS ET MÉTHODES

2.1 Population et technique de manipulation en kinésithérapie respiratoire

Les mesures ont été réalisées au cabinet d'Emmanuel Vajda, masseur kinésithérapeute diplômé d'état à Meyzieu et membre de l'association CORAL. Une fois l'enfant allongé sur le dos sur la table du praticien, celui-ci pose une main sur l'abdomen et l'autre sur le thorax du patient, au milieu du sternum. Pendant tout l'enregistrement des données, les mains du praticien restaient toujours en contact avec le patient. Afin d'aider à l'expectoration des sécrétions, le kinésithérapeute appuie de ses deux mains sur le tronc de l'enfant pour augmenter son flux expiratoire (Figure 59). Vingt-six enfants âgés de 45 jours à 7 ans (14 filles, 12 garçons) ont pris part à cette étude. La méthode de mesure décrite ensuite permet



Figure 59 – Manipulation d'un enfant lors d'une séance de kinésithérapie respiratoire

la quantification du chargement appliqué sans aucune modification du geste médical habituel. Par conséquent, ce protocole a été approuvé par le comité d'éthique de l'INRETS (CCIERBC). Les parents étaient informés des enregistrements effectués et avaient le choix de refuser ; tous ont acceptés de participer à l'étude. Les données collectées demeurent totalement anonymes.

2.2 Stéréovision et algorithme de reconstruction DLT

Afin de connaître le mouvement des mains du praticien lors de la manipulation, nous avons utilisé une technique de stéréovision associée à l'algorithme de "Direct Linear Transformation" (DLT) proposé par Abdel-Aziz et Karara (1971) et dont le principe est détaillé en Annexe.

Cet algorithme n'est pas optimal : il peut y avoir des distorsions optiques dues aux lentilles, les pixels n'étant pas parfaitement carrés. Il peut y avoir une différence entre les coordonnées brutes et les coordonnées réelles. De plus, cette méthode implique une synchronisation temporelle des systèmes optiques. En effet, un point d'intérêt doit être "vu" au même instant sur chaque plan 2D afin d'avoir une position 3D fiable. Néanmoins, nous avons utilisé une version non optimisée, ne tenant pas compte de possibles distorsions, estimant qu'elles restent négligeables. Nous verrons dans la suite que ce choix s'est trouvé conforté par la précision de la reconstruction 3D.

2.3 Instrumentation

La scène a été filmée à 100 Hz par 2 caméras numériques synchronisées entre elles, équipées d'un capteur 1280*1024 pixels. L'objet de calibration est un parallélépipède rigide composé de 12 mires sphériques réfléchissantes (Figure 60) dont les positions 3D ont préalablement été mesurées avec un bras de la société FARO[®], qui est une MMT portable (Machine à Mesurer Tridimensionnelle). Cette mesure est considérée comme le gold standard (précision constructeur : 5 μm) et servira de référence dans la suite. Trois mires ont été collées sur chaque main du praticien. Pour chacun des enregistrements caméra, les coordonnées 2D de ces mires ont été récupérées par un suivi de mire automatique fait avec le logiciel MotionTrack[®] de la société Vannier Photelec. L'application du DLT à ces données d'entrée a permis de calculer la position 3D des mires au cours de la manipulation.

Les efforts appliqués pendant la séance ont été enregistrés à 1 000 Hz par une plateforme d'effort 6 axes de la société Bertec[®] FP4060-10 incluse à la table de manipulation, sous le tronc de l'enfant. Un fin matelas imperméable de 9 mm d'épaisseur de mousse recouvre toute la table instrumentée. Puisque la plateforme d'effort enregistre les efforts appliqués par les 2 mains, le barycentre des déplacements des mires a été considéré en première approche. La synchronisation entre la vidéo et les efforts s'est faite à l'aide d'un capteur de contact électroluminescent : à la fin de la manipulation par le praticien, le patient est éloigné et le capteur est impacté sur la plateforme d'effort. Le pic d'effort alors observé sur l'enregistrement plateforme correspond au moment où la LED du capteur est allumée sur les vidéos de chaque caméra.

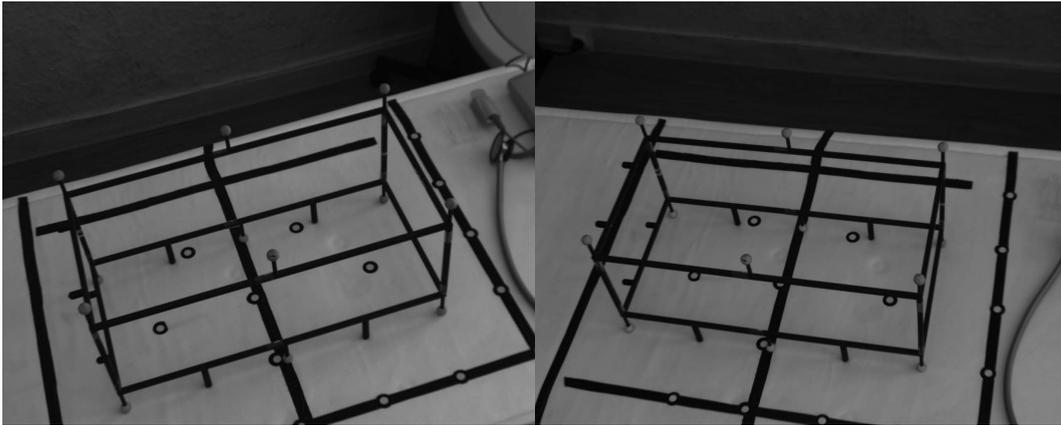


Figure 60 – Objet de calibration vu par chaque caméra

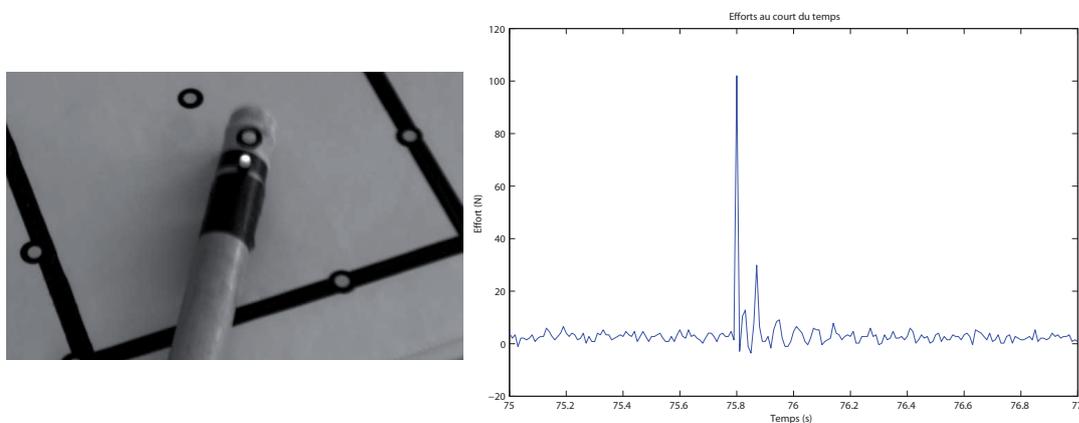


Figure 61 – Synchronisation de la vidéo et des efforts

Il peut arriver que des mires soient perdues au cours de la séance. L'enfant étant actif, un mouvement de bras ou de jambe peut cacher les mires collées sur les mains du praticien. La position de ces mires est donc inconnue pendant tout le temps où elles ne sont plus visibles par l'une des 2 caméras. Il a donc été décidé de suivre uniquement les mires visibles pendant tout l'enregistrement. Avec le suivi d'au moins 1 mire par main, le barycentre peut être calculé. Le suivi automatique des mires prenant du temps (1 s par image et par mire), celui-ci a été fait non pas sur l'ensemble de l'enregistrement, mais sur 5 à 20 compressions successives par patient. Ces compressions ont été choisies lorsque la forme de la courbe d'effort appliqué devenait régulière.

2.4 Paramètres calculés

Une interface graphique a été programmée sous Matlab® (société The MathWorks) afin de gérer et visualiser l'ensemble des données. Les paramètres évalués sont :

- le genre, l'âge et la circonférence thoracique mesurée à l'aide d'un mètre ruban au niveau du milieu du sternum,
- l'épaisseur antéropostérieure du tronc E mesurée comme étant la position la plus

haute du barycentre des mires suivies. Ce n'est donc pas exactement l'épaisseur du tronc,

- la déflexion antéropostérieure maximale du thorax (D_{max}),
- la compression maximale, rapport entre la déflexion et l'épaisseur antéropostérieure initiale du tronc au repos $C_{max} = D_{max}/E$,
- l'effort vertical maximum mesuré par la plateforme (F_{max}),
- la vitesse maximale de chargement (V_{max}),
- la déflexion au maximum d'effort (D_{Fmax}),
- la compression au maximum d'effort (C_{Fmax}),
- l'effort au maximum de déplacement (F_{Dmax}),
- un critère de viscosité a été proposé dans les années 1980 afin de caractériser les propriétés de viscosité du thorax (Kroell *et coll.*, 1986, Viano et Lau, 1988). Il correspond à la variation au cours du temps du produit de la vitesse de compression par la compression : $VC = V * C$. Le maximum de cette valeur a été reporté.
- afin d'avoir une estimation de la raideur du tronc, le paramètre de raideur effective proposé par Kent *et coll.* (2005) a été évalué. Il correspond à l'effort mesuré au maximum de déflexion divisé par le maximum de déflexion : $K_{C-LINEAR} = \frac{F_{Dmax}}{D_{max}}$,

2.5 Évaluation de la précision

Les données constructeur indiquent une précision de la plateforme Bertec de $\pm 0,2$ % sur l'effort vertical. Dans une précédente étude, une erreur moyenne de 1,2 mm avait été évaluée sur le déplacement calculé par la présente méthode (Goubel et Alonzo, 2004). Afin d'avoir une nouvelle évaluation de la précision sur la position des mires, la localisation 3D des sphères composant l'espace de calibration a été calculée par DLT et comparée à la mesure FARO, pour chaque patient. La distance entre la mesure de référence et la reconstruction par algorithme DLT a donc été calculée 26 fois pour chacune des 12 billes de l'espace de calibration. De plus, une première estimation préliminaire du comportement de la table pendant les manipulations a été évalué par des compressions faites "à vide", sans patient, les mains directement appuyées sur la partie de la mousse couvrant la plateforme de force.

2.6 Analyses statistiques

L'influence de l'âge et du genre a été statistiquement évaluée sur tous les paramètres. Le test de Kruskal-Wallis a été utilisé afin de déterminer le caractère significatif des différences entre les groupes (p – *value* inférieure à 5 %).

3 RÉSULTATS

L'écart moyen entre la mesure par MMT et la reconstruction DLT des mires de l'espace de calibration a été évalué à 1,03 mm (min : 0,15 mm, max : 4,37 mm, SD : 0,24 mm). Les compressions faites sur la table sans patient ont montré que l'ensemble composé des mains,

de la mousse, de la plateforme et des différentes structures de la table ne se déplace pas de plus de 2,61 mm verticalement, pour des efforts appliqués de l'ordre de 150 N. Ce dernier résultat ayant été obtenu avec un système de caméras et de plateforme non synchronisables lors de la réalisation de cette manipulation, nous ne pouvons malheureusement pas estimer de raideur de l'ensemble. En première approche, les résultats présentés par la suite ne tiendront donc pas compte du comportement mécanique de la table instrumentée, celui-ci faisant alors partie de l'erreur de mesure.

La Figure 62 illustre les courbes caractéristiques de l'effort et du déplacement au cours du temps pour un garçon de 4 mois (patient 5). Sur les 5 compressions présentées sur ce graphe, il faut noter que l'augmentation de l'effort intervient toujours avant le déplacement. Ce comportement est observé pour tous les patients. La Figure 63 montre la courbe des

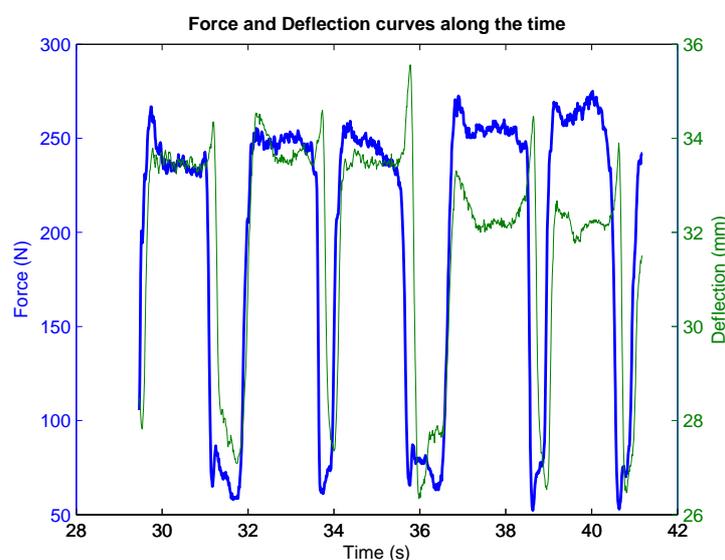


Figure 62 – Courbes temporelles Efforts et Déplacements (patient 5, garçon de 4 mois)

efforts en fonction des déplacements. La forme de cette courbe montre la complexité du comportement et de l'analyse *in vivo*. Il est ainsi assez compliqué de définir une raideur caractéristique directement interprétable sur une telle courbe.

Les résultats obtenus montrent par ailleurs la régularité du geste du praticien, avec une vitesse de sollicitation régulière, mais sont aussi fortement dépendants du comportement de l'enfant. Il est intéressant de noter que la forme particulière de la courbe efforts/déplacements du patient 25, illustrée par la Figure 64. Dans ce cas, les efforts et déplacements ont été appliqués progressivement au fur et à mesure des compressions.

L'ensemble des paramètres calculés sur tous les enregistrements est résumé dans le Tableau 24. La répartition des enfants par âge n'étant pas homogène, un regroupement des données a été fait en 4 groupes d'âges : les enfants jusqu'à 6 mois (12 patients), ceux âgés de 6 mois à 1 an (6 patients) et ceux âgés de 1 à 2,5 ans (7 patients). Le dernier groupe n'est constitué que d'une seule enfant de 7 ans (patient 26).

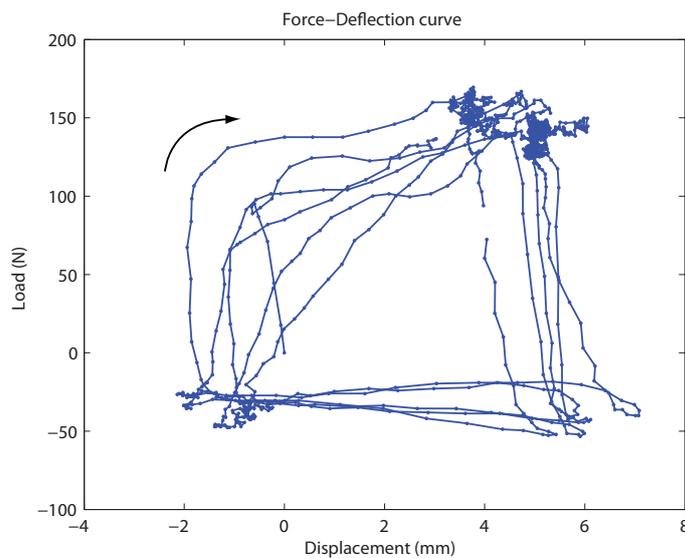


Figure 63 – Courbe Efforts/Déplacements (patient 5, garçon de 4 mois)

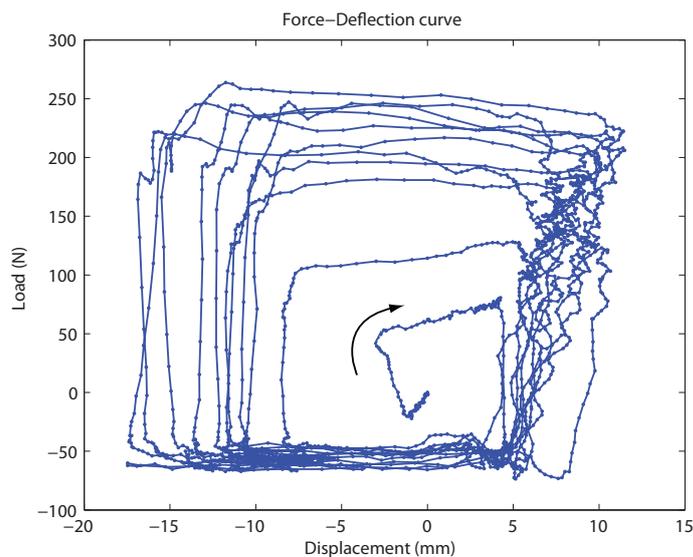


Figure 64 – Courbe Efforts/Déplacements (patient 25, garçon de 2,5 ans)

Les tests statistiques ont montré qu'il n'y a de différence significative pour aucun des paramètres en fonction du genre ($p > 0,57$). Il n'a donc pas été fait par la suite de distinction entre les garçons et les filles. La Figure 65 présente en boxplots l'évolution des paramètres en fonction des 4 groupes d'âges. Il n'y a pas non plus de différence significative ($p > 0,133$), sauf pour la mesure de circonférence thoracique ($p = 0,0004$) qui est un paramètre géométrique. Néanmoins, nous observons une évolution croissante visible de F_{max} , F_{Dmax} et $K_{C-LINEAR}$ avec l'âge, alors que C_{max} et V_{Cmax} ne présentent pas d'évolution particulière. Nous pouvons noter en particulier que la moyenne des vitesses maximales de compression est relativement stable pour tous les patients à $0,20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Tableau 24 – Caractéristiques des enfants traités par kinésithérapie respiratoire et paramètres calculés

Patient	Genre	Âge (mois)	Circonférence thoracique (cm)	E (mm)	D_{max} (mm)	C_{max}	F_{max} (N)	V_{max} (m.s ⁻¹)	D_{Fmax} (mm)	C_{Fmax}	F_{Dmax} (N)	VC_{max} (m.s ⁻¹)	$K_{C-LINEAR}$ (N.m ⁻¹)
1	F	1,5	40	107	14	0,13	176	0,13	9	0,08	151	11,3	10505
2	F	1,5	39	117	14	0,12	203	0,17	12	0,10	30	9,1	2190
3	F	2,5	38,5	125	16	0,13	203	0,13	12	0,10	173	8,8	10616
4	M	3	44,5	135	20	0,15	216	0,22	1	0,01	183	20,6	9222
5	M	4	46	36	9	0,26	223	0,06	6	0,17	17	11,4	1792
6	F	4	45	140	15	0,11	253	0,12	3	0,02	27	9,3	1804
7	F	4	45	133	23	0,17	248	0,18	21	0,16	27	16,8	1202
8	F	5	45	169	53	0,31	196	0,45	46	0,27	182	90,7	3416
9	M	5	45	135	16	0,12	227	0,25	5	0,04	205	11,7	12587
10	F	5	47	134	28	0,21	335	0,40	7	0,05	11	58,2	382
11	M	5,5	45,5	133	13	0,10	152	0,14	7	0,05	95	6,8	7409
12	M	6	47,5	148	32	0,22	239	0,20	28	0,19	206	34,1	6350
A	Moyenne	4	44	126	21	0,17	223	0,20	13	0,10	109	24,1	5623
	SD	2	3	32	12	0,07	46	0,11	13	0,08	82	25,6	4337
13	F	7	49	141	20	0,14	197	0,10	16	0,11	109	7,2	5448
14	F	7	46	122	19	0,15	264	0,20	14	0,12	79	14,6	4212
15	F	7	49,5	134	25	0,19	261	0,22	22	0,16	184	18,5	7311
16	M	8	52,5	155	22	0,14	193	0,12	20	0,13	175	6,6	8136
17	M	9,5	50	146	23	0,15	229	0,21	17	0,11	196	15,3	8710
18	M	11	47	135	17	0,12	247	0,14	4	0,03	214	9,3	12705
B	Moyenne	8	49	139	21	0,15	232	0,17	15	0,11	160	11,9	7754
	SD	2	2	11	3	0,02	31	0,05	6	0,04	53	4,9	2954
19	F	14	53	155	27	0,18	313	0,19	24	0,16	195	15,7	7141
20	F	16	49	145	21	0,14	253	0,15	15	0,10	192	11,0	9293
21	M	16	49	155	33	0,22	286	0,25	24	0,16	234	31,6	7010
22	F	21	51	44	17	0,39	237	0,09	1	0,02	46	17,4	2643
23	M	21	50	143	13	0,09	222	0,12	11	0,08	87	3,8	6853
24	M	24	47,5	138	27	0,20	230	0,14	19	0,14	175	15,8	6409
25	M	30	54	146	29	0,20	337	0,58	6	0,04	280	69,0	9662
C	Moyenne	20	51	132	24	0,20	268	0,22	14	0,10	173	23,5	7002
	SD	6	2	39	7	0,09	45	0,17	9	0,06	81	21,8	2299
26	F	84	59,5	162	22	0,14	292	0,15	10	0,06	231	10,1	10413
Tous	Moyenne	12	48	132	22	0,17	240	0,20	14	0,10	142	20,6	6670
	Min	2	39	36	9	0,09	152	0,06	1	0,01	11	3,8	382
	Max	84	60	169	53	0,39	337	0,58	46	0,27	280	90,7	12705
	SD	16	5	30	9	0,07	46	0,12	10	0,06	79	20,9	3562

La raideur effective a été calculée par le paramètre $K_{C-LINEAR}$ et a tendance à évoluer en fonction des groupes. L'effort au maximum de déflexion F_{Dmax} est un paramètre intéressant car à ce point de la courbe, la vitesse est nulle et les effets visqueux sont faibles. Nous observons une augmentation de sa valeur moyenne en fonction des 4 groupes d'âges avec 109 N, 160 N, 173 N et 231 N respectivement. La déflexion au maximum d'effort D_{Fmax} , ainsi que la compression C_{Fmax} en découlant, a été évaluée mais n'est peut-être pas un bon paramètre explicatif des phénomènes en jeu, le maximum du déplacement n'étant pas forcément au point du maximum d'effort. Les compressions maximales moyennes mesurées sont de 17 %. Il ne faut pas oublier que l'épaisseur antéropostérieure du tronc des enfants a été définie comme le point le plus haut pendant les manipulations, ce qui est proche d'une inspiration maximale et ne correspond donc pas à une position au repos. Les efforts maximum enregistrés permettent de caractériser la capacité du tronc à dissiper l'énergie de compression sans apparition de lésion. Cet effort augmente au cours de l'âge, avec pour chacun des 4 groupes un effort maximal moyen de 223 N, 232 N, 268 N et 292 N respectivement.

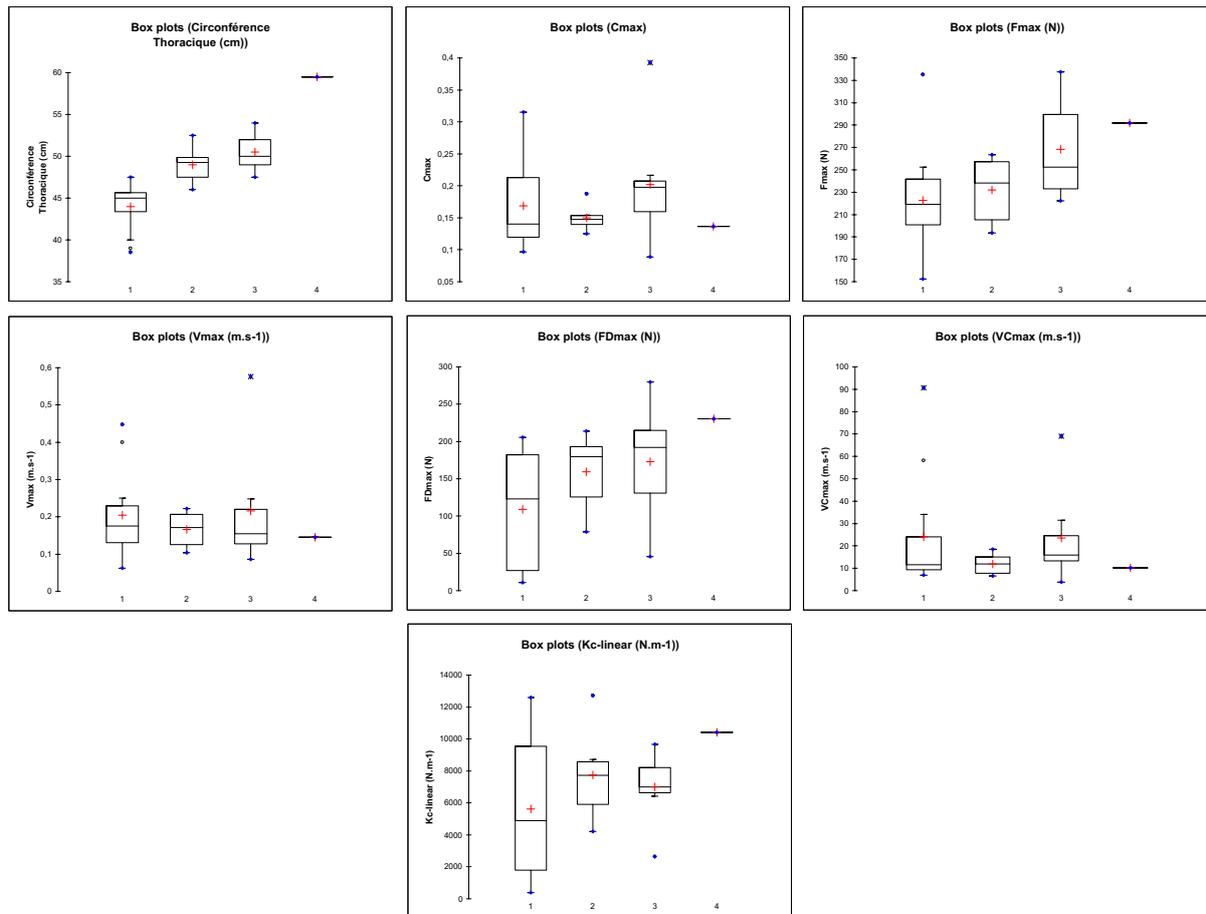


Figure 65 – Boxplots : Évolution des paramètres par âges (groupe 1 : < 6 mois, groupe 2 : entre 6 et 12 mois, groupe 3 : entre 1 et 2,5 ans, groupe 4 : 7 ans)

4 DISCUSSION

Cette étude utilise une méthodologie innovante dans le cadre de traitements thérapeutiques afin de mesurer efforts et déflexions du tronc de l'enfant en charge, données encore rares dans la littérature. Ces séances de kinésithérapie respiratoire offrent la précieuse opportunité d'étudier les propriétés du thorax sollicité, dans les limites du traitement, mais surtout *in vivo*. La population étudiée peut être considérée comme normale : les patients ne présentaient pas de pathologie thoracique ou abdominale ayant pu altérer le comportement normal du tronc. Les compressions effectuées par le kinésithérapeute sont très régulières et faites dans les conditions d'une séance de consultation normale, ne présentant pas d'urgence ou de stress. Les manipulations n'ont entraîné aucune douleur, lésion ou fracture.

La précision de la reconstruction par algorithme DLT est satisfaisante avec une moyenne de 1,03 mm sur le déplacement. Une amélioration future serait la meilleure prise en compte du comportement de la table instrumentée, dont le déplacement maximum mesuré est de 2,61 mm. Dans des études de compressions thoraciques effectuées lors de massages cardiaques dans un milieu hospitalier d'urgence, Maltese *et coll.* (2008) puis Nishisaki *et coll.* (2009) ont évalué assez finement le comportement des différents types de matelas se trouvant sous les patients. Ils ont calculé un déplacement propre du support (lit et matelas)

variant de 7 à 24 mm et ont ainsi corrigé les données collectées. Leur précision de mesure était de l'ordre de 1,6 à 3,7 mm.

La moyenne des déflexions maximales de l'étude présentée ici (22 mm, SD 9 mm) sont très inférieures à celles observées sur des tests d'impacts sur SHPM enfant ($50,4 \pm 15,5$ mm) effectués par Ouyang *et coll.* (2006). Les vitesses maximales de chargement sont aussi inférieures à $0,20 \text{ m.s}^{-1}$ (SD $0,12 \text{ m.s}^{-1}$) contre 2 à 4 m.s^{-1} . Nos données sont un peu plus proches, mais toujours inférieures à celles trouvées par Maltese *et coll.* (2008) et Nishisaki *et coll.* (2009) lors de mesures faites pendant des massages cardiaques, ceci peut être expliqué par les différences de méthodologie, les massages cardiaques se faisant sur des sujets inactifs. Si l'on s'en tient au patient le plus jeune de leurs études (8 ans), ils observent une compression de 34 mm et 29 mm respectivement alors qu'il a été mesuré un déplacement maximum de 22 mm du tronc de notre patient le plus âgé (7 ans). L'effort appliqué est du même ordre de grandeur à 257 N pour Maltese *et coll.* (2008) contre 292 N dans le cas présent. Les vitesses maximales de compressions mesurées sont par ailleurs comparables aux leurs ($0,25 \text{ m.s}^{-1}$, SD $0,4 \text{ m.s}^{-1}$).

La principale différence est que lors d'un massage cardiaque ou des tests d'impacts sur SHPM enfants (Maltese *et coll.*, 2008, Ouyang *et coll.*, 2006), seul le thorax est sollicité, alors que dans notre cas c'est l'ensemble du tronc (thorax et abdomen) qui est comprimé. La valeur moyenne élevée du paramètre VC_{max} de notre étude ($20,6 \text{ m.s}^{-1}$) est peu comparable à celle de Ouyang *et coll.* (2006) (2 m.s^{-1}). Cet écart important de VC_{max} avec la littérature peut aussi être expliqué par les différences de sollicitations : dans notre étude, la compression est physiologique et contrôlée par le praticien lors des phases de respiration des enfants, alors que les sujets testés par Ouyang *et coll.* (2006) le sont en condition d'impact frontal en position assise inerte sur un support en téflon. Les grandes différences observée laissent à penser que ce paramètre n'est peut-être pas pertinent dans le cadre d'une étude *in vivo*.

Le récent travail de Kent *et coll.* (2009) sur un SHPM enfant de 7 ans, allongés sur une table instrumentée, avait comme objectif d'étudier le comportement du tronc soumis à des compressions de massage cardiaque (CPR) ou bien par différentes configurations de sollicitations de ceintures à différentes vitesses de chargement. La méthodologie de cette recherche a été détaillée en première partie et est illustrée en Figure 23 de la page 24. Les tests CPR ont montré une déflexion maximale du thorax comprise entre 11 mm et 14 mm, soit une compression de 7 % à 13 %. Les tests de compressions effectués par une très large ceinture recouvrant toute la cage thoracique ont permis d'appliquer un effort distribué de 2068 N à 6657 N pour un maximum de déflexion de 27 mm à 31 mm (17 % à 20 %). Enfin, des tests de pénétration de ceinture abdominale ont montré une déflexion de l'abdomen de 33 mm à 39 mm (20 % à 24 %). Les efforts mesurés lors des massages cardiaques sont du même ordre de grandeur, mais restent inférieures à ceux de notre étude. Les sollicitations par ceintures présentent des niveaux d'efforts élevés, mais qui n'ont pas causé de fracture de côte. Les résultats comparatifs sont présentés dans le Tableau 25.

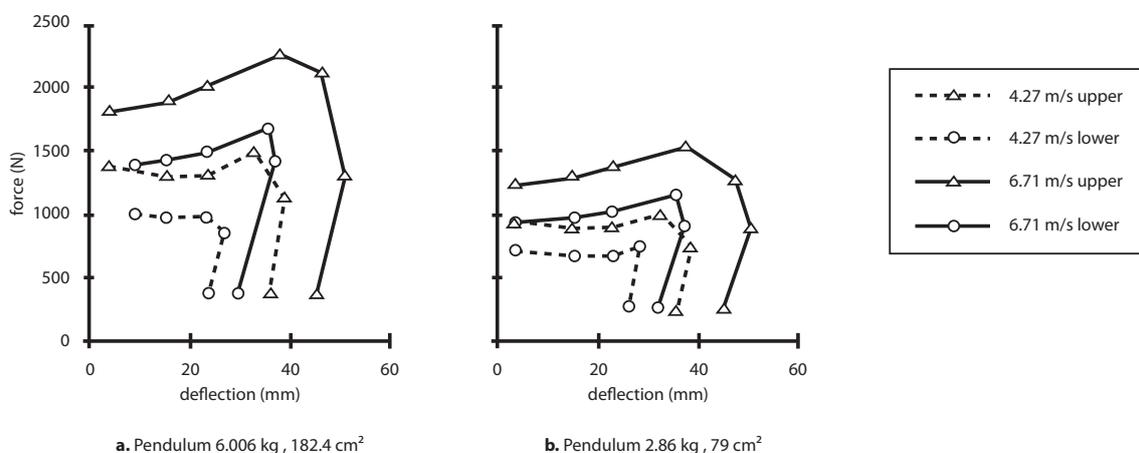
Les tests les plus proches des conditions réelles d'un crash sont ceux menés par Kallieris *et coll.* (1976) sur une comparaison entre des mannequins de choc et des SHPM enfants placés dans un système de retenue adapté. Les vitesses d'impact, imposées, étaient de 30 à 40 km.h^{-1} et les efforts enregistrés à la ceinture abdominale variaient de 1,6 à 3,7 kN. Le modèle animal étudié par Kent *et coll.* (2006) est de même difficilement comparable avec

Tableau 25 – Comparaison des déplacements, vitesses, efforts et VC maximum (écart-types entre parenthèses). *Uniquement le patient le plus jeune (8 ans)

	D_{max} (mm)	V_{max} (m.s ⁻¹)	F_{max} (N)	VC_{max} (m.s ⁻¹)
Etude actuelle	22 (9)	0,20 (0,12)	240 (46)	20,6 (20,9)
Ouyang <i>et coll.</i> (2006)	50,4 (15,5)	6,1 (0,2)	977 (272)	2 (1)
Maltese <i>et coll.</i> (2008)*	34	0,22	257	-
Nishisaki <i>et coll.</i> (2009)*	29	-	-	-
Kent <i>et coll.</i> (2009) :				
CPR	11 à 14	-	50 à 150	-
Ceinture thorax	27 à 31	2,6	2068 à 6657	-
Ceinture abdominale	33 à 39	2,3	1655 à 5352	-

la présente étude car les auteurs ont procédé à des tests de pénétrations abdominales de ceintures sur des porcs afin de modéliser le comportement d'un enfant de 6 ans. Malgré les limitations liées aux différences entre les abdomens du modèle animal et d'enfants, ces tests apportent des informations qui ne peuvent être obtenues par ailleurs, en particulier sur le comportement des organes intra-abdominaux. Par rapport à la présente étude, les vitesses de sollicitation sont beaucoup plus élevées et la pénétration de la ceinture très importante, la surface de contact et le type de sollicitation sont assez différents.

À titre de comparaison, Beusenber *et coll.* (1993) ont résumé différentes études et proposé un corridor de réponse du thorax mannequin enfant de 6 ans, basé sur du scaling d'efforts et de déformations admissibles à partir de données adultes, pour des tests d'impact avec des pendules de 6,006 kg/182,4 cm² et 2,86 kg/79 cm² respectivement, comme nous pouvons le voir en Figure 66. Les patients étudiés dans notre étude sont beaucoup plus jeunes, et nos données se situent bien en deçà de la valeur basse en effort de 500 N proposée par ces graphiques. Plus récemment, Mertz *et coll.* (2003) ont défini, par une méthodologie comparable, des limites lésionnelles pour les tronc d'enfants de 6, 12, 18 mois, 3, 6 et 10 ans, avec une déflexion de 19, 20, 21, 23, 26 et 30 mm respectivement pour des vitesses de 7,6 à 8,5 m.s⁻¹.

**Figure 66** – Proposition de corridors pour impact pendulaire thoracique 6 ans d'après Beusenber *et coll.* (1993) a.Pendule de 6,006 kg/182,4 cm² b.Pendule de 2,86 kg/79 cm²

L'interprétation des résultats observés est intéressante. Faire des enregistrements sur des enfants pleins de vivacité est totalement différent que de faire des tests sur un matériau inerte. En observant la courbe de la Figure 63, nous remarquons que sans aucun déplacement des mains, l'effort vertical augmente. Ensuite, la compression du thorax est faite à effort constant et le praticien laisse ces mains en position basse. L'effort diminue alors avant que le tronc ne reprenne sa position initiale. Ce cycle peut-être expliqué par le fait que le patient est contracté pendant toute la séance de manipulation, les pleurs de l'enfant et le témoignage du masseur kinésithérapeute l'attestent. Au début du cycle de compression, le praticien maintient l'enfant en place pendant qu'il inspire, il est donc logique d'observer une augmentation de l'effort alors que les mains ne bougent pas. Ensuite, le praticien comprime le thorax pendant la phase d'expiration de l'enfant, ce qui peut expliquer le déplacement des mains sans augmentation notable de l'effort appliqué. Nous voyons qu'il est difficile de disposer d'un critère universel pour décrire et caractériser le comportement du tronc *in vivo*. Une étude utilisant le même protocole de mesure est actuellement en cours au LBMC sur des sujets adultes ; une comparaison pourra être faite entre les mesures enfants et adultes.

Les conditions de sollicitation lors des manipulations thérapeutiques présentées ici ne sont donc pas similaires à un impact tel qu'on peut le rencontrer en cas de crash. De plus, quelques limitations de la méthode sont à souligner. Tout d'abord, la majorité des enfants étudiés est très jeunes : ceci peut expliquer la faible dépendance de nos résultats avec l'âge. Une autre limite est liée au fait de faire une étude *in vivo*. En effet, il n'a été à aucun moment demandé au praticien de modifier son geste médical pour tenter d'étudier l'influence de certains paramètres, comme on aurait pu le faire avec la vitesse de sollicitation, la charge appliquée ou bien la fréquence des compressions. Nous n'avons pu qu'observer le déroulement d'une séance habituelle. Ceci étant une condition spécifique de l'accord du comité d'éthique, il sera peut-être judicieux de proposer un protocole modifié pour de futures acquisitions. Néanmoins, l'examen de la réponse mécanique dans un cabinet de kinésithérapie présente l'avantage de caractériser le comportement du tronc sans être confronté aux effets d'inerties rencontrés lors d'un véritable crash.

Afin de poursuivre dans cette voie, il serait intéressant d'étudier l'ensemble des informations de la plateforme d'effort avec en particulier l'orientation de l'effort enregistré et la localisation du centre de pression, tout cela couplé aux déplacements 3D des mains du praticien, et non seulement verticaux. De même, les techniques de manipulation en kinésithérapie respiratoire diffèrent d'un praticien à l'autre et des observations effectuées dans d'autres cabinets pourraient montrer une influence du mode de sollicitation sur la réponse mécanique.

5 CONCLUSION

Cette étude a défini le comportement *in vivo* du tronc de l'enfant soumis à des compressions. La méthodologie basée sur l'observation quantitative de manœuvres de kinésithérapie respiratoires a été proposée il y a quelques années au LBMC mais est exploitée ici pour la première fois *in vivo*. Les résultats obtenus permettent de définir des valeurs admissibles en termes de déflexion et d'effort maximums, ainsi qu'une valeur

de raideur globale, paramètres mécaniques utiles à l'évaluation de la biofidélité des mannequins et modèles éléments finis. C'est une première étape vers une amélioration des connaissances de la mécanique du tronc de l'enfant, basée sur des examens *in vivo*. Appliquées sur un éventail d'âges plus large, les informations obtenues permettraient d'étudier les évolutions au cours de la croissance.

À travers une discussion générale, la prochaine partie s'attachera à regrouper l'ensemble des données géométriques et mécaniques obtenues tout au long de ce travail de thèse afin de prendre du recul et proposer des pistes de travail vers un modèle d'enfant.

Troisième partie

DISCUSSION GÉNÉRALE

INTRODUCTION

Les précédents chapitres du travail personnel ont présenté les différents travaux de recherche menés dans le cadre de cette thèse. Nous avons quantifié les paramètres inertiels des segments corporels de l'enfant, l'évolution du tissu cartilagineux et des structures osseuses de son thorax, la géométrie de ses organes intra-abdominaux, et le comportement *in vivo* de son tronc sous chargement dynamique. L'influence de la croissance a de même été soulignée, chaque étude incluant de nombreux enfants d'âges différents.

Les résultats obtenus par chacun des axes de recherche sont originaux. Alors que chaque étude détaille des outils et des méthodes qui lui sont propres, l'objectif est commun : quantifier les paramètres géométriques et mécaniques encore inconnus du corps de l'enfant au cours de la croissance, en vue de sa modélisation, afin de mieux comprendre son comportement lors d'un choc.

La principale limite de ce projet de thèse est la disparité entre les différentes populations étudiées comme l'illustre la Figure 67 qui présente la répartition des enfants par âge pour chaque étude.

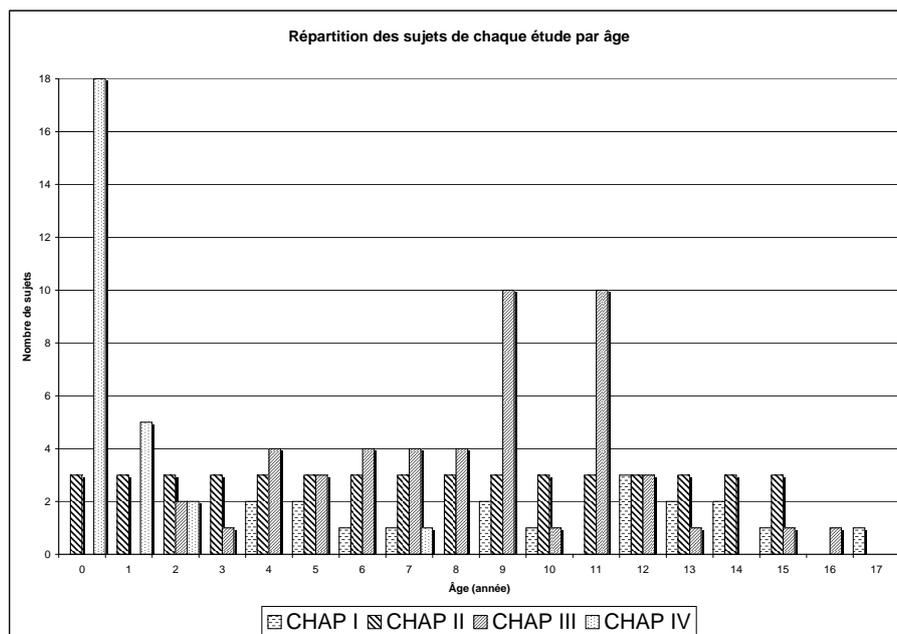


Figure 67 – Nombre de sujets par étude et par âge

Idéalement, afin de disposer de données complètes, il aurait fallu que le même enfant se fasse radiographier sous EOS[®], passe un scanner thoraco-abdominal et se fasse manipuler par un kinésithérapeute. Ceci était bien entendu impossible, car tous les examens se faisaient sur prescriptions médicales et dans des lieux géographiques différents. Concernant l'étude de caractérisation du comportement mécanique du Chapitre IV, il faut noter que les enfants traités en kinésithérapie respiratoire sont souvent très jeunes. L'âge moyen de notre groupe était en effet de 12 mois. Il y a une incompatibilité de prescription entre les radiographies EOS[®] qui ne se font pas pour des enfants de moins de 2 ans, et les

manipulations respiratoires qui sont rares chez les enfants de plus de 7 ou 8 ans, sauf pour certaines pathologies, comme la mucoviscidose, qui doivent bénéficier régulièrement de ce traitement.

Néanmoins, des données provenant d'un total de 141 enfants ont pu être exploitées dans l'ensemble de ce projet, résultat d'une collaboration multicentrique entre plusieurs laboratoires et de nombreux partenaires médicaux et hospitaliers.

L'objectif de ce travail de thèse est d'apporter de nouvelles connaissances sur la biomécanique du tronc de l'enfant en vue de sa modélisation. L'organigramme de la Figure 68 liste les données d'entrée (géométrie et propriétés matériaux) nécessaires à la construction d'un modèle biofidèle d'un tronc enfant. Les données de sortie issues d'une simulation utilisant un tel modèle sont la cinématique des différents éléments et leurs réponses mécaniques.

Les chapitres apportant les informations correspondantes sont signalés à chaque étape. Aussi, nous voyons que les données d'entrée géométriques peuvent être issues des résultats des Chapitres I, II et III. Complétées par des propriétés mécaniques déduites de la littérature, un modèle de tronc d'enfant peut être construit. L'application de conditions aux limites adaptées à ce modèle permet de simuler son comportement et d'en déduire les données de sortie cinématiques et les réponses mécaniques correspondantes. Ces dernières peuvent être comparées aux résultats du Chapitre IV afin d'évaluer la pertinence du modèle, et pourquoi pas envisager d'ajuster les propriétés mécaniques d'entrée.

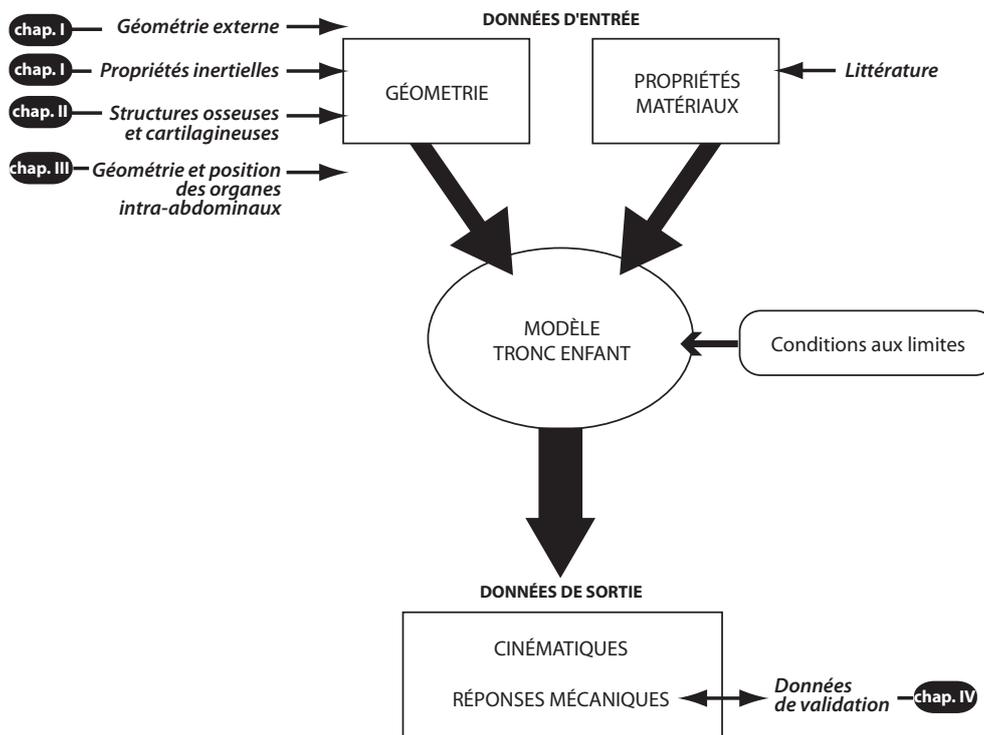


Figure 68 – Apport de ce travail de thèse dans la construction et l'évaluation d'un modèle biofidèle de tronc enfant

Cette discussion générale a pour but de mettre en avant l'intérêt et la complémentarité des différents résultats obtenus. Elle détaille quelques modèles biofidèles de l'enfant qu'il

est possible de construire ou de valider grâce à l'apport des éléments présentés dans les chapitres précédents du travail personnel.

MODÉLISATION DU TRONC

À partir des résultats des différents axes de recherche de cette thèse, une modélisation en éléments finis du tronc de l'enfant a été proposée dans le cadre du post-doctorat de Vít Nováček au LBM, faisant partie intégrante du projet ANR SECUR_ENFANT.

La méthodologie du Chapitre I utilise une technique de reconstruction personnalisée du rachis et de la cage thoracique d'enfants à partir de radiographies biplanaires. Basés sur une technique précédemment développée au LBM (Aubin *et coll.*, 1995, Descrimes *et coll.*, 1995), des modèles en éléments finis ont été automatiquement construits à partir de ces reconstructions. La Figure 69 illustre les modèles éléments finis personnalisés issus des reconstructions des 18 enfants du Chapitre I.

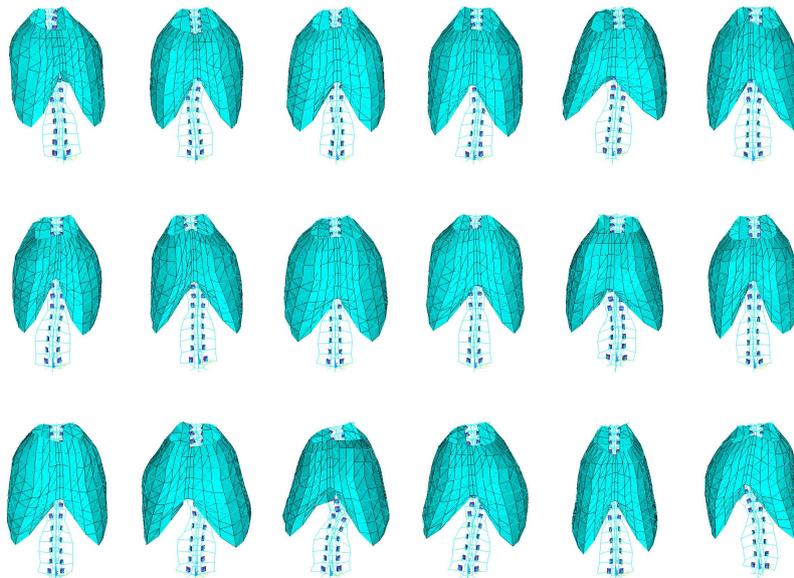


Figure 69 – Modèles éléments finis issus des reconstructions des 18 enfants du Chapitre I

Le premier objectif de développement de ce modèle concernait le traitement de la scoliose chez les enfants, par chirurgie ou par corset. Il a ensuite été utilisé pour reproduire des situations de chocs. Un premier niveau d'évaluation de ce modèle peut être obtenu en simulant les compressions thoraciques mesurées au Chapitre IV. Bien que les enfants radiographiés du Chapitre I ne sont pas les mêmes que ceux manipulés en kinésithérapie respiratoire du Chapitre IV, 2 enfants ont une morphométrie similaire (le patient n° 5 du Chapitre I et le patient n° 26 du Chapitre IV). Aussi, le modèle éléments finis personnalisé du premier a été construit et les conditions aux limites correspondant aux manipulations de kinésithérapie respiratoire du second lui ont été appliquées, comme illustré par la Figure 70.

Un effort équivalent à l'effort maximal enregistré pendant les manipulations a été appliqué sur une zone comprenant le sternum, le cartilage costal et les extrémités des côtes 1 à 6. Les noeuds en contact avec la table ont été bloqués en translation. Le déplacement antéropostérieur maximal issu de la simulation a été calculé (Figure 71) et comparé à celui mesuré au Chapitre IV. Le Tableau 26 fait la synthèse de la comparaison entre la simulation et l'expérimentation.

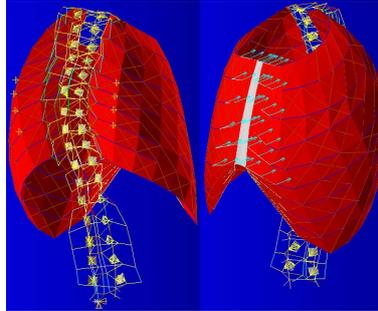


Figure 70 – Conditions aux limites appliquées au modèle EF du tronc d'un enfant de 7,5 ans

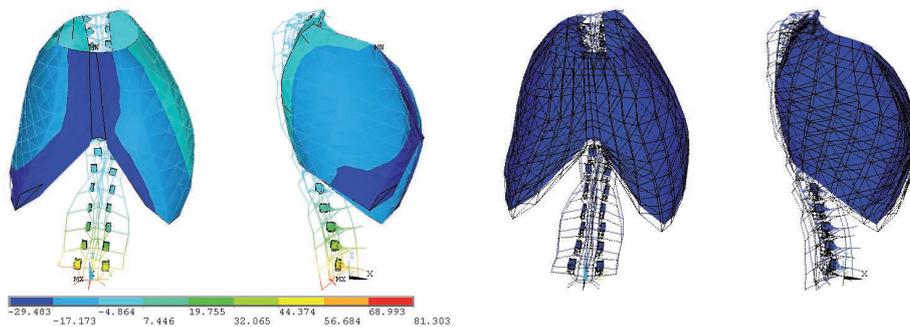


Figure 71 – Déformation du modèle

Tableau 26 – Comparaison des données expérimentales avec la simulation EF. h : diamètre antéropostérieur, c : circonférence thoracique, d : déflexion maximale

	Âge (année)	h (mm)	c (mm)	d (mm)
Expérimentation	7	162	595	22
Simulation	6,5	167	562	21,4

Plusieurs paramètres restent à affiner, notamment la définition des conditions aux limites et la gestion des contacts avec la table. L'évaluation proposée est globale et il y a certainement une compensation des erreurs. Néanmoins, la similarité des déflexions maximales obtenues par simulation et par expérimentation souligne la faisabilité d'une telle démarche. Il est donc possible d'obtenir automatiquement des modèles fonctionnels de thorax biofidèles d'enfants, personnalisés à partir des reconstructions issues de radiographies EOS[®].

La prochaine amélioration de ce modèle sera l'intégration des résultats du Chapitre II, pour une meilleure définition des cartilages costaux et du sternum (non visibles sur les radiographies) en fonction de l'âge. De même, le modèle thoracique peut être complété par les résultats du Chapitre III, les principales informations géométriques des organes intra-abdominaux que sont les reins, la rate et le foie étant désormais accessibles. De plus, un travail complémentaire a été mené par François Coulangeat, en thèse au LBA, sur la détermination des principales dimensions caractéristiques du cœur et des poumons de l'enfant. Avec un positionnement réaliste de ces organes dans un modèle thorax-abdomen, la distribution des efforts sur chaque organe pourrait ainsi, à terme, être estimée.

MODÈLE PARAMÉTRÉ, EXEMPLE DU RACHIS CERVICAL

Après avoir montré la possibilité de construire des modèles personnalisés, donc biofidèles, d'enfants, une des perspectives est de paramétrer les modèles proposés. En effet, en utilisant toute la richesse des informations disponibles, l'idéal serait de modifier les paramètres d'un modèle pour le faire correspondre à un âge ou une morphologie souhaitée. Par exemple, les relations de croissance trouvées au Chapitre III, entre les dimensions de certaines structures osseuses et les organes intra-abdominaux permettent de paramétrer certaines grandeurs géométriques d'un modèle.

Dans cette optique, la thèse d'Aurélien Laville – actuellement en cours au LBM et en collaboration avec l'Institut de Médecine Aérospatiale du Service de Santé des Armées (IMASSA) – a pour objectif de générer un maillage paramétré du rachis cervical adulte à partir des reconstructions personnalisées issues des radiographies EOS[®] (Laville *et coll.*, 2009). L'application des méthodes qu'il a développées sur les données enfants issues de cette thèse permet d'obtenir les modèles éléments finis paramétrés de leurs rachis cervicaux, comme illustré en Figure 72. L'intérêt d'une telle démarche est de faire varier les paramètres géométriques indépendamment les uns des autres avec l'objectif d'étudier l'influence de la géométrie sur les résultats d'une simulation utilisant un modèle en éléments finis.

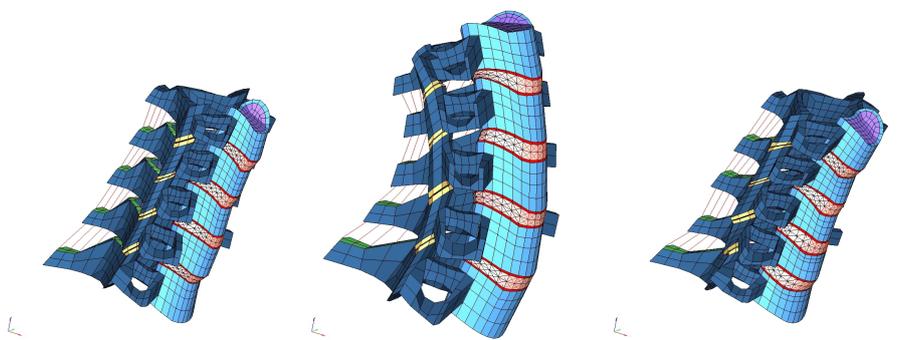


Figure 72 – Modèles éléments finis paramétrés de rachis cervicaux de 2 filles de 12 ans (gauche) et de 12,8 ans (droite), et d'un homme adulte (milieu)

MODÈLE CORPS COMPLET

D'un point de vue plus global, une des perspectives est, à terme, de modéliser le corps complet de l'enfant, par segments. Des modèles en corps rigides existent déjà (logiciel MADYMO), et ce type de modélisation est simple à utiliser et peu coûteuse en temps de calcul dans une simulation, comparée à un modèle plus finement détaillé en éléments finis. La création d'un nouveau modèle doit donc être justifiée.

Dans le cadre du développement d'un mannequin virtuel simulant le positionnement d'enfants hypotoniques dans leur système de retenue, le projet de master d'Adeline Couhert a été monté en partenariat entre la fondation HandiTecAM et le LBM. Un premier modèle composé de 17 corps rigides a déjà été construit à partir des données du Chapitre I. Les segments sont des ellipsoïdes dont les dimensions principales sont déduites des reconstructions 3D des segments corporels. Le principal avantage de ce modèle comparé à ceux déjà existants est qu'il est issu de paramètres géométriques personnalisés. De même, les raideurs articulaires sont personnalisables, afin de pouvoir modéliser le comportement d'un enfant actif, endormi ou en situation de handicap.

La Figure 73 illustre un modèle généré à partir de radiographies d'une fille de 12,7 ans. La position des segments du modèle est modifiable et permet de placer le modèle dans la configuration souhaitée, en position assise dans un système de retenue enfant par exemple.

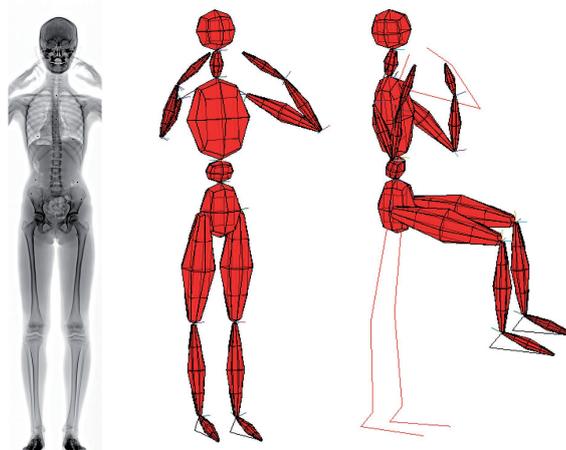


Figure 73 – Radiographie et modèle corps rigides d'une fille de 12,7 ans, composé de 17 ellipsoïdes, en positions debout et assise

En appliquant les paramètres inertiels calculés pour chaque segment corporel au Chapitre I, un premier test de simulation d'impact thoracique a été fait sous RADIOSS[®], uniquement pour vérifier la faisabilité d'une telle simulation.

Bien qu'encore en phase d'étude de faisabilité, ce modèle a été conçu pour étudier le comportement cinématique global en utilisant les corps rigides, mais laisse la possibilité d'affiner les simulations en passant à une modélisation en éléments finis. Ainsi, les ellipsoïdes, dans un premier temps définies comme des solides rigides, sont composées d'éléments cubiques en vue de simuler la déformation de chaque segment soumis à un choc.

Conclusion générale

L'utilisation de modèles physiques ou numériques d'enfants est l'un des moyens pour comprendre leur comportement lors d'un impact. Aussi, pour avoir des résultats proches de la réalité, il apparaît essentiel de disposer de modèles qui soient les plus biofidèles possibles. A ces fins, il est donc important d'avoir des données biomécaniques précises décrivant l'enfant. Or, celles-ci restent actuellement limitées.

Le projet ANR SECUR_ENFANT avait pour objectif de contribuer à l'apport de connaissances sur les paramètres géométriques et mécaniques de l'enfant, avec une attention particulière portée au tronc, siège d'organes vitaux.

Cette thèse faisait partie intégrante de ce projet national et s'est déroulée en collaboration avec trois laboratoires : le LBM, le LBA et le LBMC.

Cette recherche s'est concentrée autour de 4 étapes complémentaires. Le but de la première était de donner une description géométrique personnalisée de l'enfant à partir de radiographies basse dose d'irradiation. Pour cela, les reconstructions 3D de segments corporels ont été obtenues à partir de 18 radiographies biplanaires EOS[®]. La précision de reconstruction a été doublement évaluée, par la comparaison des masses réelles et virtuelles (moyenne de 2,6 %), ainsi que par la distance entre les projections des CdM mesurées et calculées (moyenne de 4,5 mm). Alors que la masse de chaque segment corporel augmente avec l'âge, leur masse relative ne présente pas une évolution linéaire. Celles du thorax et de l'abdomen diminuent de 4 ans à 17 ans puis augmentent à l'âge adulte. Dans le même temps, la hauteur relative des centres de masse augmente jusqu'à 17 ans et diminue par la suite. Ces changements de propriétés inertielles sont importants et doivent être pris en compte dans les données d'entrée d'un modèle biofidèle.

La deuxième étape a défini la géométrie des éléments caractéristiques du sternum, des côtes et du cartilage costal de la cage thoracique à partir de reconstructions issues de 48 scanners thoraciques d'enfants. L'erreur de reconstruction moyenne a été évaluée à 2,7 % sur le volume. Nous avons trouvé une grande variation de la morphométrie du sternum entre les sujets. Plusieurs paramètres ont décrit les géométries des cages thoraciques et des côtes. Le volume des sternèbres semble être un bon indicateur de l'âge de l'enfant. L'index costal a permis en particulier de caractériser pour la première fois le cartilage costal qui joint les côtes au sternum. La quantité de cartilage est importante jusqu'à 3 ans où elle représente en moyenne le tiers de la longueur de la côte. Les structures qui composent le thorax de l'enfant sont géométriquement très différentes de celles de l'adulte.

La troisième étape a détaillé la géométrie des reins, de la rate et du foie d'enfants à partir de reconstructions issues de 49 scanners abdominaux. La précision de la méthode de reconstruction a été évaluée par des études de reproductibilité inter- et intra-observateurs. L'écart de reconstruction est en moyenne de 1,2 % sur le volume de l'organe. L'évolution des mesures a montré une forte corrélation avec l'âge, ainsi qu'avec certaines distances osseuses caractéristiques. La croissance de ces organes ne se fait pas au même moment, ni à la même vitesse. Les reins et le foie présentent une croissance assez régulière. En revanche, la rate voit son volume augmenter en moyenne de 75 % entre 2 ans et 9 ans, de seulement 6 % entre 7 ans et 13 ans, et de 216 % entre 10 ans et 16 ans. La croissance de la rate semble donc fortement corrélée au pic de croissance pubertaire. Une analyse de la croissance relative des organes entre eux montre l'existence d'une forte corrélation entre les volumes du rein et du foie : $V_{rein} = -3,65 + 0,13 * V_{foie}$ ($R^2 = 0,9$).

Enfin, la quatrième étape a caractérisé le comportement mécanique *in vivo* du tronc de 26 enfants lors de massages de kinésithérapie respiratoire. La déflexion thoracique a été estimée par une méthode de stéréovision. Les efforts appliqués, couplés aux mesures de déplacements des mains du praticien, ont permis d'évaluer la réponse mécanique du tronc. L'erreur de mesure associée à cette méthode est en moyenne de 1 mm en position et 0,2 % en effort. Pour tous les sujets, les moyennes des efforts et des déflexions maximums ont été calculées à 240 N et 22 mm respectivement. La réponse mécanique *in vivo* du tronc de l'enfant est très différente de celle d'une structure inerte et les courbes efforts/déplacements nécessitent une interprétation prudente. Néanmoins, cette dernière étape a permis de quantifier pour la première fois le comportement *in vivo* du tronc sous chargement dynamique non lésionnel.

Les résultats obtenus démontrent que l'enfant n'est pas un adulte miniature, et qu'il faut le considérer comme ayant un comportement biomécanique qui lui est propre, en constante évolution au cours de la croissance.

La mise en commun des expertises de chaque laboratoire et des résultats des recherches associées permet de proposer une aide à la validation des modèles existants et donne des perspectives concrètes quant à la construction de modèles biofidèles. Basés sur les données des différents axes de recherche, des modèles enfants ont été construits. Une première modélisation en éléments finis du thorax enfant a été proposée à partir de la géométrie personnalisée de la cage thoracique. La simulation des manipulations de kinésithérapie respiratoire a permis une première évaluation du comportement global du modèle. L'intégration de la géométrie des cartilages costaux, des organes internes et de l'enveloppe externe permettra de modéliser l'ensemble du tronc. Nous avons de même montré la faisabilité d'intégration des données issues de cette thèse dans la génération d'un modèle paramétré de rachis cervical. Enfin, un modèle corps rigide articulé a pu être développé à partir de la reconstruction des segments corporels.

Les limites de ce travail de thèse sont paradoxalement liées à la richesse d'un travail multicentrique. Une telle collaboration entre plusieurs laboratoires crée une synergie qui permet l'utilisation de nombreuses méthodologies et l'obtention de résultats innovants. L'objectif de chaque laboratoire est de contribuer à lever le verrou scientifique commun en apportant son expertise propre. L'application des différentes méthodologies sur les mêmes sujets aurait permis d'affiner les résultats obtenus. Néanmoins, les différentes méthodologies ne sont pas cumulatives sur les enfants, car réalisées dans un cadre médical contrôlé.

Par contre, il serait intéressant de pouvoir faire un suivi des mêmes enfants au cours de leur croissance. Nous pourrions ainsi bénéficier du suivi radiologique nécessaire aux enfants faiblement scoliotiques pour étudier la variation des paramètres inertiels de leurs segments corporels. De même, les traitements en kinésithérapie respiratoire se déroulent sur plusieurs séances, à quelques jours d'intervalle. Il serait intéressant d'étudier le comportement mécanique des enfants au fur et à mesure des manipulations successives, afin de déceler les différences de réponse du tronc en fonction du stade de guérison et de la récurrence des compressions.

De même, il faudrait faire des observations dans d'autres cabinets médicaux dont les kinésithérapeutes utilisent des méthodes de manipulation différentes. Alors que dans notre étude le praticien sollicite l'ensemble thorax abdomen, d'autres ne compressent

que le thorax au niveau du sternum. Cela nous permettrait entre autres de découpler le comportement de ces deux segments.

Une analyse sur un nombre de sujets plus important permettrait assurément d'affiner l'ensemble des résultats obtenus. Toutefois, ce travail de thèse propose suffisamment de résultats pour le développement, à court terme, d'un modèle biofidèle du tronc de l'enfant. C'est avec cet objectif que se déroulent actuellement un post-doctorat au LBM et une thèse au LBA. Une fois un tel modèle validé, il serait alors intéressant de proposer des critères lésionnels et des corridors de réponses mécaniques, afin de les comparer à ceux qui servent de référence dans la construction de mannequins physiques.

À plus long terme, une connaissance approfondie du thorax de l'enfant, telle que nous l'initions ici, permettrait d'envisager des améliorations des normes, réglementations et homologations des systèmes de protection, dont les limites ont été récemment soulignées par Anderson et Hutchinson (2007) et Serre *et coll.* (2009), afin de mieux assurer la sécurité des enfants dans les transports. C'est justement l'un des objectifs du projet européen CASPER¹ (Child Advanced Safety Project for European Roads), débuté en avril 2009, dans lequel le LBMC et le LBA sont acteurs.

D'autre part, les perspectives ouvertes à la suite de ce travail s'appliquent à d'autres configurations de choc que le passager dans une voiture : l'enfant est aussi un jeune piéton, un cycliste... Par exemple, les aires de jeux pour enfants dans les parcs et jardins publics utilisent des matériaux soumis à des normes, tel le sol qui est recouvert d'une matière absorbant les chocs.

De même, il existe un champ plus large que celui de la biomécanique des chocs. Par exemple, la conception d'un mannequin physique ayant un comportement mécanique fidèle permettrait aux kinésithérapeutes de s'entraîner et d'apprendre les gestes de massages spécifiques aux enfants. Toujours d'un point de vue médical, nous avons vu dans la première partie que certaines équipes travaillent à l'élaboration d'un mannequin enfant pour l'apprentissage des massages cardiaques (Nishisaki *et coll.*, 2009). Les voies d'applications sont nombreuses, en particulier en ce qui concerne la traumatologie du sport, la simulation d'accidents domestiques, ou encore l'analyse de la marche de l'enfant... Nos résultats contribueraient avantageusement à l'avancement de tels projets.

1. Projet 218564 du programme FP7-TRANSPORT

Liste des figures

1	Taille relative des segments corporels au cours de la croissance	7
2	Itinéraires de croissance filles et garçons	8
3	Radiographie de la hanche droite d'enfants de 3 et 17 ans	9
4	Schéma de croissance, exprimée en fraction de la valeur à 16 ans	9
5	Thorax et articulations costales	10
6	Sternèbres chez l'enfant et sternum adulte	11
7	Développement intra-utérin des côtes et du sternum (Larsen, 1993)	11
8	Paroi postérieure de l'abdomen	12
9	Vue antéro-latérale gauche de la rate	12
10	Vue antérieure de l'abdomen	13
11	LBMC – Mannequin de choc enfant Q3	15
12	Modèle EF d'un enfant de 3 ans par scaling (Mizuno <i>et coll.</i> , 2005)	16
13	Pénétration de ceinture abdominale sur modèle animal (Kent <i>et coll.</i> , 2006)	16
14	Détermination des paramètres inertiels des segments corporels adultes	18
15	Modèle mathématique d'un garçon de 6 ans (Jensen, 1993)	18
16	Système EOS [®]	19
17	Modèles d'ossification sternale et corrélation entre surface des sternèbres et l'âge	20
18	Types d'ossification définis par Ashley (1956)	21
19	Indices de Derveaux <i>et coll.</i> (1989)	21
20	Index de Haller <i>et coll.</i> (1987) sur coupes scanner	22
21	Comparaison en impact frontal d'un SHPM et d'un mannequin enfant (Kallieris <i>et coll.</i> , 1976)	23
22	Impact thoracique sur un SHPM enfant (Ouyang <i>et coll.</i> , 2006)	23
23	Conditions de sollicitations d'un tronc SHPM enfant (Kent <i>et coll.</i> , 2009)	24
24	Faisabilité des observations de compression thoracique (Goubel et Alonzo, 2004)	24
25	Reconstruction personnalisée 3D de la cage thoracique et rétro-projection sur les radiographies frontale et latérale (Jolivet <i>et coll.</i> , 2009)	33
26	Reconstruction personnalisée 3D d'une fille de 12,3 ans à partir de 2 radiographies	33
27	Vertèbre L3 et plan de séparation thorax-abdomen	34
28	Segments corporels issus de la reconstruction personnalisée 3D d'une fille de 12,7 ans	36
29	Évolution des masses relatives des segments corporel	38

30	Évolution de la hauteur relative des CdM des segments corporels	38
31	Évolution de la masse relative de la tête avec l'âge. Comparaison avec les travaux de Jensen (1989) et Yokoi <i>et coll.</i> (1986)	41
32	Étapes de calcul de la ligne moyenne sur les 3 premières côtes	46
33	Reconstruction filaire des côtes d'un garçon de 4 mois.	47
34	Étapes de calcul de la ligne moyenne sur les 3 premiers cartilages costaux	47
35	Index thoracique : diamètres latéral et antéropostérieur de la cage thoracique d'un garçon de 4 mois	47
36	Paramètres descripteurs des côtes	48
37	Reconstruction de la cage thoracique d'une fille de 3 ans	49
38	Exemple de sternums pour lesquels la classification d'Ashley (1956) est difficile	49
39	Sternums de Types I et II selon la classification d'Ashley (1956)	50
40	Manubrium composé de 2 noyaux d'ossification en disposition verticale	50
41	Volume des sternèbres au cours de la croissance	50
42	Variation des diamètres antéropostérieurs, latéraux et de l'index thoracique des thorax au cours de la croissance	52
43	Évolution des paramètres costaux en fonction de l'âge	53
44	Hauteur, largeur et épaisseur du rein	61
45	Distance inter-hiles (IH) et angle entre les reins (Ar)	61
46	Mesures de distances osseuses sur les coupes scanner	62
47	Longueur, largeur polygonale et largeur orthogonale de la rate	62
48	<i>E</i> épaisseur de la rate au niveau du hile	63
49	Reconstruction 3D de la rate, de la 11 ^e vertèbre thoracique et de la 10 ^e côte gauche	63
50	Vue frontale du foie et points de contrôle, d'après HUMOS 2 (Serre <i>et coll.</i> , 2004)	64
51	Vue postérieure du foie et points de contrôle, d'après HUMOS 2 (Serre <i>et coll.</i> , 2004)	64
52	Reconstruction 3D du foie, vue frontale	65
53	Modèle filaire du foie, vue frontale	66
54	Évolution du rein au cours de la croissance	68
55	Évolution de la rate au cours de la croissance	70
56	Évolution du foie au cours de la croissance	71
57	Évolution relative du volume des organes entre eux	72
58	Modèle de régression linéaire du volume du rein (N = 12) par celui du foie (N = 12)	73
59	Manipulation en kinésithérapie respiratoire	79
60	Objet de calibration pour l'algorithme DTL	81
61	Synchronisation de la vidéo et des efforts	81
62	Courbes temporelles Efforts et Déplacements	83
63	Courbe Efforts/Déplacements (garçon de 4 mois)	84

64	Courbe Efforts/Déplacements (garçon de 2,5 ans)	84
65	Boxplots : évolution des paramètres géométriques et mécaniques par âges	86
66	Proposition de corridors pour impact pendulaire thoracique 6 ans par Beusenber <i>g et coll.</i> (1993)	88
67	Nombre de sujets par étude et par âge	93
68	Apport de ce travail de thèse dans la construction et l'évaluation d'un modèle biofidèle de tronc enfant	94
69	Modèles éléments finis issus des reconstructions des 18 enfants du Chapitre I	95
70	Conditions aux limites appliquées au modèle EF du tronc d'un enfant de 7,5 ans	96
71	Déformation du modèle	96
72	Modèles éléments finis paramétrés de rachis cervicaux de 2 filles de 12 et 12,8 ans et d'un homme adulte	97
73	Radiographie et modèle corps rigides d'une fille de 12,7 ans, composé de 17 ellipsoïdes, en positions debout et assise	98
74	Point 3D vue par un système optique	119

Liste des tableaux

1	Synthèse des études de modélisation de l'enfant en choc	17
2	Synthèse des études de mesures thorax enfants	22
3	Morphométrie des patients	32
4	Densités de la littérature utilisées pour définir la masse des différents segments corporels (Dempster, 1955)	34
5	Position des CdM des membres supérieurs (de Leva, 1996, Dempster, 1955)	35
6	Moyenne des paramètres corporels calculés	37
7	Comparaison des masses relatives moyennes des segments adultes avec celles de de Leva (1996)	40
8	Paramètres descriptifs de la cage thoracique et volumes des sternèbres	51
9	Index costal moyen par niveau de côte et groupe d'âge	52
10	Moyenne des paramètres costaux calculés	53
11	Comparaison des paramètres costaux avec Bertrand <i>et coll.</i> (2008)	55
12	Caractéristiques des patients et organes étudiés	60
13	Reproductibilité intra-opérateur sur le volume des organes	67
14	Reproductibilité inter-opérateur sur le volume des organes	67
15	Reproductibilité intra-opérateur sur les mesures du foie	67
16	Dimensions moyennes des 60 reins	68
17	Coefficient de corrélation de Spearman sur les 60 reins	69
18	Dimensions moyennes de la rate	69
19	Dimensions moyennes du foie	71
20	Patients dont l'ensemble reins-rate-foie a été analysé	72
21	Coefficient de corrélation de Pearson sur les volumes des organes intra-abdominaux	72
22	Croissance volumique des organes intra-abdominaux	74
23	Comparaison de mesures du foie avec l'adultes	75
24	Caractéristiques des enfants traités par kinésithérapie respiratoire et paramètres calculés	85
25	Comparaison des paramètres mécaniques du thorax avec la littérature	88
26	Comparaison des données expérimentales avec la simulation éléments finis	96

RÉFÉRENCES

- ABDEL-AZIZ Y. I. et KARARA H. M. : Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinate. *In ASP Symposium on Close-Range Photogrammetry*, pages 1–18, American Society of Photogrammetry, Falls Church, 1971.
- ADEYEKUN A. A., IBADIN M. O. et OMOIGBERALE A. I. : Ultrasound assessment of renal size in healthy term neonates : a report from benin city, nigeria. *Saudi J Kidney Dis Transpl*, 18(2):277–81, 2007.
- ANDERSON RWG et HUTCHINSON TP : The feasibility of aged-based criteria for child restraint selection. *In 21th ESV Conference*, 2007.
- ANUND Anna, FALKMER Torbjörn, FORSMAN Asa, GUSTAFSSON Susanne, SÖRENSEN Ylva, TURBELL Thomas et WENÄLL Jan : Child safety in cars : Literature review. Rapport technique VTI rapport 489A, Swedish National Road and Transport Research Institute, 2003.
- ARBOGAST K. B., CHEN I., NANCE M. L., DURBIN D. R. et WINSTON F. K. : Predictors of pediatric abdominal injury risk. *Stapp Car Crash J*, 48:479–494, 2004a.
- ARBOGAST K. B., DURBIN D. R., CORNEJO R. A., KALLAN M. J. et WINSTON F. K. : An evaluation of the effectiveness of forward facing child restraint systems. *Accid Anal Prev*, 36(4):585–9, 2004b.
- ARBOGAST K. B., KENT R. W., MENON R. A., GHATI Y., DURBIN D. R. et ROUHANA S. W. : Mechanisms of abdominal organ injury in seat belt-restrained children. *J Trauma*, 62(6):1473–80, 2007.
- ARBOGAST K. B., MONG D Andrew, MARIGOWDA Shresta, KENT Richard W, STACEY Stephen, MATTICE Jason, TANJI Hiromasa, HIGUCHI Kazuo et ROUHANA Stephen W : Evaluating pediatric abdominal injuries. *In 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*. National Highway Traffic Safety Administration, 2005.
- ASHLEY G. T. : The relationship between the pattern of ossification and the definitive shape of the mesosternum in man. *J Anat*, 90:87, 1956.
- AUBIN C. E., DESCRIMES J. L., DANSEREAU J., SKALLI W., LAVASTE F. et LABELLE H. : Geometrical modelling of the spine and thorax for biomechanical analysis of scoliotic deformities using finite element method. *Annales de Chirurgie*, 49(8):749–761, 1995.
- BAKKER J., OLREE M., KAATEE R., de LANGE E. E. et BEEK F. J. : In vitro measurement of kidney size : comparison of ultrasonography and mri. *Ultrasound Med Biol*, 24(5):683–8, 1998.
- BAUER J. J., PAVOL M. J., SNOW C. M. et HAYES W. C. : Mri-derived body segment parameters of children differ from age-based estimates derived using photogrammetry. *J Biomech*, 40(13):2904–10, 2007.

RÉFÉRENCES

- BEILLAS Philippe, LAFON Yoann et SMITH Francis W. : 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, 2009.
- BERG M. D., COOK L., CORNELI H. M., VERNON D. D. et DEAN J. M. : Effect of seating position and restraint use on injuries to children in motor vehicle crashes. *Pediatrics*, 105(4 Pt 1):831–5, 2000.
- BERTRAND S., LAPORTE S., PARENT S., SKALLI W. et MITTON D. : Three-dimensional reconstruction of the rib cage from biplanar radiography. *IRBM*, 29(4):278, 2008.
- BEUSENBERG M. C., HAPPEE R., TWISK D. et JANSSEN E. G. : Status of injury biomechanics for the development of child dummies. In Society of AUTOMOTIVE ENGINEERS Warrendale Pennsylvania USA, Inc., éditeur : *Child Occupant Protection Symposium*, San Antonio, Texas, USA, 1993.
- BIARD Roger, ALONZO F, JEAN-LUC Russo et JEAN Bloch : Child abdominal protections : Presentation of a new transducer for child dummies. Warrendale, PA, USA, 1993. Society of Automotive Engineers.
- BOUCHET A. et CUILLERET J. : *Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle*, volume IV : l'abdomen. Lyon-Villeurbanne, 1983.
- BRAVER E. R., WHITFIELD R. et FERGUSON S. A. : Seating positions and children's risk of dying in motor vehicle crashes. *Inj Prev*, 4(3):181–7, 1998.
- BROWN J. K., JING Y., WANG S. et EHRLICH P. F. : Patterns of severe injury in pediatric car crash victims : Crash injury research engineering network database. *J Pediatr Surg*, 41(2):362–7, 2006.
- BRUN CASSAN F., PAGE M., PINCEMAILLE Y., KALLIERIS D. et TARRIÈRE C. : Comparative study of restrained child dummies and cadavers in experimental crashes. In Society of AUTOMOTIVE ENGINEERS Warrendale Pennsylvania USA, Inc., éditeur : *Child Occupant Protection Symposium*, San Antonio, Texas, USA, 1993. Society of Automotive Engineers.
- BURDI A. R., HUELKE D. F., SNYDER R. G. et LOWREY G. H. : Infants and children in the adult world of automobile safety design : pediatric and anatomical considerations for design of child restraints. *J Biomech*, 2(3):267–80, 1969.
- CHESTER V. L. et JENSEN R. K. : Changes in infant segment inertias during the first three months of independent walking. *Dyn Med*, 4:9, 2005.
- CHEYNEL N. : *Traumatismes hépatiques. Épidémiologie lors des accidents de la route et physiopathologie : étude biomécanique du comportement du foie en décélération*. Thèse de doctorat, Université de Bourgogne, 2007.
- CHOIT R. L., TREDWELL S. J., LEBLANC J. G., REILLY C. W. et MULPURI K. : Abdominal aortic injuries associated with chance fractures in pediatric patients. *J Pediatr Surg*, 41(6):1184–90, 2006.
- CIRAK B., ZIEGFELD S., KNIGHT V. M., CHANG D., AVELLINO A. M. et PAIDAS C. N. : Spinal injuries in children. *J Pediatr Surg*, 39(4):607–12, 2004.
- COLLETTE C., LAPORTE S., MITTON D. et SKALLI W. : Projet EOS / plate-forme de force. protocole général. Rapport de master, LBM, 2005.
- COQUET B., SANDOZ B., SAVOIE PH., THOLLON L., SERRE T. et BRUNET C. : Anthropometric characterization of spleen in children. *SRA*, 10.1007/s00276-009-0535-6, 2009.
- CURREY J. D. et BUTLER G. : The mechanical properties of bone tissue in children. *J Bone Joint Surg Am*, 57(6):810–4, 1975.
- DANSEREAU Jean et STOKES Ian A. F. : Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *Journal of Biomechanics*, 21(11):893, 1988.
- DAUNT S.W., COHEN J.H. et MILLER S.F. : Age-related normal ranges for the haller index in children. *Pediatric Radiology*, 34(4):326–330, 2004.

- DAVIDSON P. L., WILSON S. J., WILSON B. D. et CHALMERS D. J. : Estimating subject-specific body segment parameters using a 3-dimensional modeller program. *J Biomech*, 41(16):3506–10, 2008.
- de JAGER K., van RATINGEN M., LESIRE P., GUILLEMOT H., PASTOR C., SCHNOTTALE B., TEJERA G. et LEPETRE J-P : Assessing new child dummies and criteria for child occupant protection in frontal impact. In COMMITTEE European Enhanced Vehicle-safety, éditeur : *19th ESV Conference*. TNO - LAB - BAST - IDIADA - UTAC, 2005.
- de LEVA P. : Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech*, 29(9):1223–30, 1996.
- DEMPSTER W.T. : Space requirements of the seated operator : geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs. Rapport technique, Wright-Patterson Air Force Base, OH, 1955 1955.
- DERVEAUX L., CLARYSSE I., IVANOFF I. et DEMEDTS M. : Preoperative and postoperative abnormalities in chest x-ray indices and in lung function in pectus deformities. *Chest*, 95(4):850, 1989.
- DESCRIMES J-L., AUBIN C.E., SKALLI W., ZELLER R., DANSEREAU J. et LAVASTE F. : Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliothique : aspects mécaniques. *Rachis*, 7(6):301–314, 1995.
- DITTRICH M., MILDE S., DINKEL E., BAUMANN W. et WEITZEL D. : Sonographic biometry of liver and spleen size in childhood. *Pediatr Radiol*, 13(4):206–11, 1983.
- DOWLING J. J., DURKIN J. L. et ANDREWS D. M. : The uncertainty of the pendulum method for the determination of the moment of inertia. *Medical Engineering and Physics*, 28(8):837, 2006.
- DUBOUSSET J., CHARPAK G., DORION I., SKALLI W., LAVASTE F., DEGUISE J., KALIFA G. et FERREY S. : Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : le système EOS. *Radioprotection*, 40(2):245–255, 2005.
- DUFLOS J., LAPORTE S., MITTON D. et SKALLI W. : Conception et réalisation d'une plateforme de mesure d'efforts au sol. Rapport de master, LBM, 2007.
- DUMAS R., AISSAOUI R., MITTON D., SKALLI W. et de GUISE J. A. : Determination of personalized inertial parameters of lower limb by biplanar low-dose radiography. *International Congress Series*, 1268:19, 2004.
- DUMAS R., AISSAOUI R., MITTON D., SKALLI W. et de GUISE J. A. : Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE Trans Biomed Eng*, 52(10):1756–63, 2005.
- DUMAS R., CHEZE L. et VERRIEST J. P. : Adjustments to mcconville et al. and young et al. body segment inertial parameters. *J Biomech*, 40(3):543–53, 2007.
- DURBIN D. R., ARBOGAST K. B. et MOLL E. K. : Seat belt syndrome in children : a case report and review of the literature. *Pediatr Emerg Care*, 17(6):474–7, 2001.
- FLORET D. : Protection des enfants dans les voitures : intégrer ses specificités. *Archives de Pédiatrie*, 6(3):247, 1999.
- FRITZ G. A., RICCABONA M., BOHDAL G. et QUEHENBERGER F. : Accuracy of renal volume assessment in children by three-dimensional sonography. *Rofo*, 175(4):540–6, 2003.
- FURNIVAL Ronald A. : Controversies in pediatric thoracic and abdominal trauma. *Clinical Pediatric Emergency Medicine*, 2(1):48, 2001.
- GANLEY K. J. et POWERS C. M. : Determination of lower extremity anthropometric parameters using dual energy x-ray absorptiometry : the influence on net joint moments during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(1):50–6, 2004.

- GARCIA-ESPANA J. F. et DURBIN D. R. : Injuries to belted older children in motor vehicle crashes. *Accident Analysis & Prevention*, In Press, Corrected Proof, 2008.
- GOUBEL C. et ALONZO F. : Enhanced method and tools for child thoracic compliance assessment by clinical treatment observation. In *Advanced Passive Safety Network APSN Workshop on Biomechanical Experiments*, 2004.
- GRAY Henry : *Anatomy of the Human Body*. Lea & Febiger, 1942.
- HADDAD-ZEBOUNI S., HINDY R., SLABA S., AOUN N., MOURANI C., ABI GHANEM S. et ATALLAH N. : Ultrasonographic evaluation of the kidney, liver and spleen size in children. *Arch Pediatr*, 6(12):1266–70, 1999.
- HALLER J. A., S. Kramer S. et A. Lietman S. : Use of ct scans in selection of patients for pectus excavatum surgery : a preliminary report. *J Pediatr Surg*, 22(0022-3468), 1987.
- HUMBERT L., DE GUISE J. A., AUBERT B., GODBOUT B. et SKALLI W. : 3D reconstruction of the spine from biplanar x-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys*, 31(6):681–7, 2009.
- IRWIN Annette L. et MERTZ Harold J. : Biomechanical bases for the crabi and Hybrid III child dummies. In Society of AUTOMOTIVE ENGINEERS Warrendale Pennsylvania USA, Inc., éditeur : *41st Stapp Car Crash Conference*, Lake Buena Vista, Florida, USA, 1997.
- JENSEN R. K. : Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *J Biomech*, 11(8-9):349–58, 1978.
- JENSEN R. K. : Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *J Biomech*, 19(5):359–68, 1986.
- JENSEN R. K. : Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. *J Biomech*, 22(6-7):529–36, 1989.
- JENSEN R. K. : Human morphology : its role in the mechanics of movement. *J Biomech*, 26 Suppl 1:81–94, 1993.
- JOLIVET E., SANDOZ B., LAPORTE S., MITTON D. et SKALLI W. : Fast 3D reconstruction of the rib cage from biplanar radiographs using EOS system. *MBEC*, 2009.
- KALLIERIS D., BARZ J., SCHMIDT G., HEES G. et MATTERN R. : Comparison between child cadavers and child dummy by using child restraint systems in simulated collisions. In *20th Stapp Car Crash Conference*, Dearborn, Michigan, USA, 1976. Society of Automotive Engineers.
- KAMINA P. : *Précis d'anatomie clinique*, volume III. 2004.
- KASALES C. J., PATEL S., HOPPER K. D., WIRTH C. Z., MEILSTRUP J. W., EGGLI K. D. et MAGEN A. B. : Imaging variants of the liver, pancreas, and spleen. *Crit Rev Diagn Imaging*, 35(6):485–543, 1994.
- KENT R., LEE S-H., DARVISH K., WANG S., WANG S., POSTER CS, LANGE AW, BREDE C, LANGE D et MATSUOKA F. : Structural and material changes in the aging thorax and their role in crash protection for older occupants. *Stapp Car Crash J.*, 49:231–249, 2005.
- KENT R., SALZAR R., KERRIGAN J., PARENT D., LESSLEY D., SOCHOR M. R., LUCK J. F., LOYD A., SONG Y., NIGHTINGALE R., BASS C. R. et MALTESE M. R. : Pediatric thoracoabdominal biomechanics. *Stapp Car Crash Journal*, 53, 2009.
- KENT R., STACEY S., KINDING M., FORMAN J. et WOODS W. : 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, 2006.

- KOIZUMI T., TSUJIUCHI N., UCHIDA Y., OKAMURA M., de LANGE R. et VERVER M. : Scaling methods for the development of a 3-year-old child FE human model. *In APSN*, 2004.
- KONUS O. L., OZDEMIR A., AKKAYA A., ERBAS G., CELIK H. et ISIK S. : Normal liver, spleen, and kidney dimensions in neonates, infants, and children : evaluation with sonography. *AJR Am J Roentgenol*, 171 (6):1693–8, 1998.
- KROELL C. K., ALLEN S. D., WARNER C. Y. et PERL T. R. : Interrelationship of velocity and chest compression in blunt thoracic impact to swine II. *In 30th Stapp Car Crash Conference*, San Diego, California, USA, 1986. Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA.
- KROELL C.s K., POPE M.E., VIANO D.C., WARNER C.Y. et ALLEN S.D. : Interrelationship of velocity and chest compression in blunt thoracic impact to swine. *In 25th Stapp Car Crash Conference*, San Francisco, California, USA, 1981. Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA.
- LANE J. C. : The seat belt syndrome in children. *Accid Anal Prev*, 26(6):813–20, 1994.
- LAPORTE S., SKALLI W., de GUISE J. A., LAVASTE F. et MITTON D. : A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours : application to the distal femur. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 6(1):1–6, 2003.
- LARSEN WJ : *Human embryology*. Churchill Livingstone, 1993.
- LAVILLE A., LAPORTE S. et SKALLI W. : Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. influence of geometrical parameters on the motion patterns. *J Biomech*, 42:1409–1415, 2009.
- LEBIEDOWSKA M. K. et POLISIAKIEWICZ A. : Changes in the lower leg moment of inertia due to child's growth. *J Biomech*, 30(7):723–8, 1997.
- LI P. S., YING M., CHAN K. H., CHAN P. W. et CHU K. L. : The reproducibility and short-term and long-term repeatability of sonographic measurement of splenic length. *Ultrasound Med Biol*, 30(7):861–6, 2004.
- LIU X. J. et YANG J. K. : Development of child pedestrian mathematical models and evaluation with accident reconstruction. *Traffic Injury Prevention*, 3(4):321–329, 2002.
- MALTESE M. R., CASTNER T., NILES D., NISHISAKI A., BALASUBRAMANIAN S., NYSAETHER J., SUTTON R., NADKARNI V. et ARBOGAST K.B. : Methods for determining pediatric thoracic force-deflection characteristics from cardiopulmonary resuscitation. *Stapp Car Crash J*, 52:83–105, 2008.
- MCCONVILLE J.T., CHURCHILL T.D., KALEPS I. et CUZZI J. : Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. Rapport technique, Air Force Aerospace Medical Research Laboratory, 1980.
- MEGREMIS S. D., VLACHONIKOLIS I. G. et TSILIMIGAKI A. M. : Spleen length in childhood with us : normal values based on age, sex, and somatometric parameters. *Radiology*, 231(1):129–34, 2004.
- MELVIN J.W., STALNAKER R.L. et MOHAN D. : Protection of child occupants in automobile crashes. *In 22nd Stapp Car Crash Conference*, Ann Arbor, Michigan, USA, 1978. Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA.
- MELVIN J.W. et WEBER K. : Abdominal intrusion sensor for evaluating child restraint systems. *In SAE International Congress and Exposition*, Detroit, Michigan, USA, 1986. Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA.
- MERTZ H. J., IRWIN A. L. et PRASAD P. : Biomechanical and scaling bases for frontal and side impact injury assessment reference values. *Stapp Car Crash J*, 47:155–88, 2003.
- MICHEL S. C., FORSTER I., SEIFERT B., WILLI U. V. et HUISMAN T. A. : Renal dimensions measured by ultrasonography in children : variations as a function of the imaging plane and patient position. *Eur Radiol*, 14(8):1508–12, 2004.

- MITTON D., LANDRY C., VÉRON S., SKALLI W., LAVASTE F. et DE GUISE J. A. : 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38(2):133, 2000.
- MITTON D., ZHAO K., BERTRAND S., ZHAO C., LAPORTE S., YANG C., AN K. N. et SKALLI W. : 3D reconstruction of the ribs from lateral and frontal x-rays in comparison to 3D ct-scan reconstruction. *J Biomech*, 41(3):706–10, 2008.
- MIZUNO K., IWATA K., DEGUCHI T., IKAMI T. et KUBOTA M. : Development of a three-year-old child FE model. *Traffic Inj Prev*, 6(4):361–71, 2005.
- MOLLARD R., MARTEL A. et COBLENTZ A. : Morphological variations in a french school children and adolescent population aged four to eighteen. *In Proceedings of the XIVth Triennial Congress of the International Ergonomics Association and 44th Annual Meeting of the Human Factors and Ergonomics Association, 'Ergonomics for the New Millennium'*, page 770, San Diego, CA, 2000.
- NANCE M. L., LUTZ N., ARBOGAST K. B., CORNEJO R. A., KALLAN M. J., WINSTON F. K. et DURBIN D. R. : Optimal restraint reduces the risk of abdominal injury in children involved in motor vehicle crashes. *Ann Surg*, 239(1):127–31, 2004.
- NISHISAKI Akira, NYSAETHER Jon, SUTTON Robert, MALTESE Matthew, NILES Dana, DONOGHUE Aaron, BISHNOI Ram, HELFAER Mark, PERKINS Gavin D., BERG Robert, ARBOGAST Kristy et NADKARNI Vinay : Effect of mattress deflection on cpr quality assessment for older children and adolescents. *Resuscitation*, 80 (5):540, 2009.
- OGDEN J. A., CONLOGUE G. J., BRONSON M. L. et JENSEN P. S. : Radiology of postnatal skeletal development - II. the manubrium and sternum. *Skeletal Radiology*, 4(4):189, 1979.
- O'NEAL M. L., DWORNIK J. J., GANEY T. M. et OGDEN J. A. : Postnatal development of the human sternum. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 18(3):398, 1998.
- OSWALD Josef, SCHWENTNER Christian, LUNACEK Andreas, DEIBL Martina, BARTSCH Georg et RADMAYR Christian : Age and lean body weight related growth curves of kidneys using real-time 3-dimensional ultrasound in pediatric urology. *The Journal of Urology*, 172(5, Part 1):1991, 2004.
- OUYANG J., ZHAO W., XU Y., CHEN W. et ZHONG S. : Thoracic impact testing of pediatric cadaveric subjects. *J Trauma*, 61(6):1492–500, 2006.
- PARENTEAU Chantal et VIANO David C. : Field data analysis of rear occupant injuries part II : Children, toddlers and infants. *In SAE 2003 World Congress*, Detroit, Michigan, USA, 2003. Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA.
- PATARD J-J, VINCENDEAU S, BENSALAH K, GUILLÉ F et LOBEL B : *Traumatismes fermés du rein et de l'uretère*, volume 18-159-A10 de *Urologie*. Encycl Med Chir, 2003.
- POMERO V, MITTON D., LAPORTE S., de GUISE J.A. et SKALLI W. : Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clinical Biomechanics*, 19 (3):240 – 247, 2004.
- RIACH I. C. : Ossification in the sternum as a means of assessing skeletal age. *Journal of Clinical Pathology*, 20(4):589, 1967.
- ROSSET E., BRUNET C., MEUNIER B., MARIE P. A., DIMARINO V., ARGEME M. et FARISSE J. : Anatomic basis of the liver for the development of a perihepatic prosthesis. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 17 (1):1, 1995.
- RUSH W. J., DONNELLY L. F., BRODY A. S., ANTON C. G. et POE S. A. : "missing" sternal ossification center : Potential mimicker of disease in young children. *Radiology*, 224(1):120, 2002.

- SAFAK A. A., SIMSEK E. et BAHCEBASI T. : Sonographic assessment of the normal limits and percentile curves of liver, spleen, and kidney dimensions in healthy school-aged children. *J Ultrasound Med*, 24(10):1359–64, 2005.
- SANDOZ B., LAPORTE S., SKALLI W. et MITTON D. : Subject-specific body segment parameters' estimation using biplanar x-rays : a feasibility study. *CMBBE*, 2009.
- SANTSCHI M., ECHAVE V., LAFLAMME S., MCFADDEN N. et CYR C. : Seat-belt injuries in children involved in motor vehicle crashes. *Can J Surg*, 48(5):373–6, 2005.
- SAUL Roger A., PRITZ Howard B., MCFADDEN Joseph, BACKAITIS Stanley H., HALLENBECK Heather et RHULE Dan : Description and performance of the Hybrid III three-year-old, six-year-old and small female test dummies in restraint system and out-of-position air bag environments. In *16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*. NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration), 1998.
- SCHNEIDER K. et ZERNICKE R. F. : Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments. *J Biomech*, 25(2):145–8, 1992.
- SEMPE M., HAENGGELI C-A. et SIZONENKO P.C. : Croissance et développement de l'enfant et de l'adolescent. In DOIN Lausanne : Payot ; Paris :, éditeur : *Précis de pédiatrie*, pages 47–78. 1996.
- SERRE T., ALLIMANT A., MITTON D., BERTRAND S. et BRUYÈRE K. : Deliverable D01 : Geometry acquisition, humos2 project n°grd2-2001-50053. Rapport technique, 2004.
- SERRE T., LALYS L., BRUNET C., BARTOLI C., CHRISTIA-LOTTER A. et LEONETTI G. : 3 ans 6 years old child anthropometry and comparison with crash dummies. Society of Automotive Engineers, 2006.
- SERRE T., THOUVENIN S., BRUNET C., LALYS L., BARTOLI C. et LEONETTI G. : Comparison between new data on children anthropometry and crs dimensions. In *Enhanced Safety Vehicle Conference*, page 9, 2009.
- SNYDER Richard G., SCHNEIDER L. W., OWINGS C. L., REYNOLDS H. M., GOLOMB D. H. et SCHORK M. A. : Anthropometry of infants, children and youths to age 18 for product safety design. Rapport technique PP-270 227/2GA, Michigan Univ., Ann Arbor. Highway Safety Research Inst., 1977 1977.
- SNYDER Richard G., SPENCER Martha L., OWINGS C. L. et SCHNEIDER Lawrence W. : Physical characteristics of children as related to death and injury for consumer product design and use. Rapport technique UM-HSRI-BI-75-5, Michigan Univ., Ann Arbor. Highway Safety Research Inst., 1975.
- STÜRTZ G. : Biomechanical data of children. SAE Technical Report 801313, Septembre 1980 1980.
- STUART Smith et BEVERLEY Norris : Changes in the body size of uk and us children over the past three decades. *Ergonomics*, 47:1195, 2004.
- SUN H. et JENSEN R. : Body segment growth during infancy. *J Biomech*, 27(3):265–75, 1994.
- VALENT Francesca, MCGWIN Gerald, HARDIN William, JOHNSTON Carden et W. Loring : Restraint use and injury patterns among children involved in motor vehicle collisions. *Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care*, 52(4):745–751, 2002.
- van RATINGEN M.R., TWISK D., SCHROOTEN M., BEUSENBERG M.C., BARNES A. et PLATTEN G. : Biomechanically based design and performance targets for a 3-year-old-child crash dummy for front and side impact. In Society of AUTOMOTIVE ENGINEERS Warrendale Pennsylvania USA, Inc., éditeur : *Second Child Occupant Protection Symposium*, Lake Buena Vista, Florida, USA, 1997.
- VANDERSLUIJ R. et O'CONNOR H. M. : The seat-belt syndrome. *Cmaj*, 137(11):1023–4, 1987.
- VIANO D. C. et LAU I. V. : A viscous tolerance criterion for soft tissue injury assessment. *J Biomech*, 21(5):387–99, 1988.

RÉFÉRENCES

- WANG Y., RANGARAJAN N., SHAMS T., FUKUDA T., YAMADA T. et JENNY C. : Design of a biofidelic instrumented 3.4 kg infant dummy, 2005.
- WATANABE Y., TODANI T., NODA T. et YAMAMOTO S. : Standard splenic volume in children and young adults measured from ct images. *Surg Today*, 27(8):726–8, 1997.
- WEBER K., LEHMAN R. J. et SCHNEIDER L. W. : Child anthropometry for restraint system design. Rapport technique UMTRI-85-23, University of Michigan, Ann Arbor, Transportation Research Institute, 1985.
- WHITE D. R., WOODARD H. Q. et HAMMOND S. M. : Average soft-tissue and bone models for use in radiation dosimetry. *Br J Radiol*, 60(717):907–13, 1987.
- YOKOI T., SHIBUKAWA K. et AE M : Body segment parameters of japanese children. *Japanese Journal of Physical Education*, 31:53–66, 1986.

ANNEXE

Cette annexe détaille l'algorithme de "Direct Linear Transformation" (DLT) proposé par Abdel-Aziz et Karara (1971). L'objectif est de calculer les coordonnées 3D d'un point vu par au moins 2 systèmes optiques. La Figure 74 illustre un point 3D vu par un système optique.

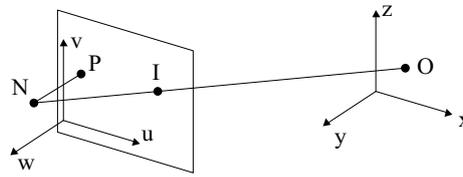


Figure 74 – Point 3D vue par un système optique

- X, Y, Z : repère lié à l'objet
- U, V, W : repère lié au plan image U, V
- O : point de l'objet à suivre de coordonnées $[x, y, z]$
- I : image de O sur le plan image
- N : point focal de coordonnées $[x_0, y_0, z_0]$ dans le repère objet
- P : projection orthogonale de N sur le plan image, de coordonnées $[u_0, v_0, 0]$
- d : distance entre P et N , ce dernier point a donc les coordonnées $[u_0, v_0, -d]$ dans le repère image
- \vec{A} : vecteur de N à O $[x - x_0, y - y_0, z - z_0]$
- \vec{B} : vecteur de N à I $[u - u_0, v - v_0, d]$

Les points I, N et O sont alignés et les vecteurs \vec{A} et \vec{B} sont colinéaires avec $\vec{B} = c\vec{A}$ où c est un scalaire constant. Soit P la matrice de passage entre le repère objet 3D et le repère image :

$$\begin{cases} u - u_0 \\ v - v_0 \\ -d \end{cases} = c \begin{bmatrix} P_{11} & P_{12} & P_{13} \\ P_{21} & P_{22} & P_{23} \\ P_{31} & P_{32} & P_{33} \end{bmatrix} \begin{cases} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \end{cases}$$

ou bien :

$$u - u_0 = c (P_{11}(x - x_0) + P_{12}(y - y_0) + P_{13}(z - z_0)) \quad (\text{IV.1})$$

$$v - v_0 = c (P_{21}(x - x_0) + P_{22}(y - y_0) + P_{23}(z - z_0)) \quad (\text{IV.2})$$

$$-d = c (P_{31}(x - x_0) + P_{32}(y - y_0) + P_{33}(z - z_0)) \quad (\text{IV.3})$$

En divisant IV.1 et IV.2 par IV.3, nous obtenons :

$$u = \frac{L_1x + L_2y + L_3z + L_4}{1 + L_9x + L_{10}y + L_{11}z} \quad \text{et} \quad v = \frac{L_5x + L_6y + L_7z + L_8}{1 + L_9x + L_{10}y + L_{11}z} \quad (\text{IV.4})$$

avec :

$$L_1 = \frac{u_0 P_{31} - d P_{11}}{L}, L_2 = \frac{u_0 P_{32} - d P_{12}}{L}, L_3 = \frac{u_0 P_{33} + d P_{13}}{L}$$

$$L_4 = \frac{(d P_{11} - u_0 P_{31}) x_0 + (d P_{12} - u_0 P_{32}) y_0 + (d P_{13} - u_0 P_{33}) z_0}{L}$$

$$L_5 = \frac{v_0 P_{31} - d P_{21}}{L}, L_6 = \frac{v_0 P_{32} - d P_{22}}{L}, L_7 = \frac{v_0 P_{33} + d P_{23}}{L}$$

$$L_8 = \frac{(d P_{21} - v_0 P_{31}) x_0 + (d P_{22} - v_0 P_{32}) y_0 + (d P_{23} - v_0 P_{33}) z_0}{L}$$

$$L_9 = \frac{P_{31}}{L}, L_{10} = \frac{P_{32}}{L}, L_{11} = \frac{P_{33}}{L}$$

$$L = -(x_0 P_{31} + y_0 P_{32} + z_0 P_{33})$$

Les coefficients L_1 à L_{11} sont les paramètres implicites du DLT et les inconnues du système. Nous avons un système de 2 équations (IV.4) à 11 inconnues : il faut donc disposer d'un objet comprenant au moins 6 points de coordonnées connues, répartis autour du volume de l'étude, pour calibrer la scène. Une fois le calibrage effectué, les coordonnées 2D (u, v) sont connues, les paramètres $\{L_i\}_{i=1...11}$ sont connus, mais les coordonnées 3D (x, y, z) restent à calculer par la résolution de 2 équations à 3 inconnues (IV.4). Il faut donc qu'un point d'intérêt soit dans le champ d'au moins 2 systèmes optiques pour pouvoir calculer ses coordonnées 3D par cette méthode.

PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

Publications

ANTHROPOMETRIC CHARACTERIZATION OF SPLEEN IN CHILDREN. B. Coquet, **B. Sandoz**, P.H. Savoie, T. Serre, L. Thollon, C. Brunet. *Surgical and Radiologic Anatomy*. DOI 10.1007/s00276-009-0535-6.

SUBJECT-SPECIFIC BODY SEGMENT PARAMETERS' ESTIMATION USING BIPLANAR X-RAYS : A FEASIBILITY STUDY. **B. Sandoz**, S. Laporte, W. Skalli, D. Mitton. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Soumis en mai 2009, en révisions mineures.

FAST 3D RECONSTRUCTION OF RIB CAGE FROM BIPLANAR RADIOGRAPHS USING EOS SYSTEM. E. Jolivet, **B. Sandoz**, S. Laporte, D. Mitton, W. Skalli. *Medical Biological Engineering and Computing*. Accepté.

Contribution à un article de vulgarisation scientifique

TON SQUELETTE, *ImageDOC* n°237 septembre 2008, Bayard.

Communications

ANTHROPOMETRIC CHARACTERIZATION OF SPLEENS AND KIDNEYS IN CHILDREN. **B. Sandoz**, P.H. Savoie, B. Coquet, T. Serre, L. Thollon, C. Brunet. *Proceedings of the XXII Congress of the International Society of Biomechanics July 5-9, 2009, Cape Town, South Africa*. ISBN 978-0-620-44037-0.

MECHANICAL PROPERTIES ASSESSMENT OF CHILD TRUNK. **B. Sandoz**, E. Vajda, F. Alonzo, K. Bruyère and F. Bermond. *Proceedings of the XXII Congress of the International Society of Biomechanics July 5-9, 2009, Cape Town, South Africa*. ISBN 978-0-620-44037-0.

3D RECONSTRUCTION OF THE RIB CAGE FROM BIPLANAR X-RAYS USING BIPLANAR MODEL. E. Jolivet, **B. Sandoz**, S. Laporte, D. Mitton, W. Skalli. *Proceedings of the 9th International Congress of Computer Assisted Orthopaedic Surgery, June 17-20, 2009, Boston, MA, USA*.

CROISSANCE DU VOLUME DE LA RATE CHEZ L'ENFANT. B. Coquet., T. Serre, **B. Sandoz**, M.S. Jarrar, L. Thollon, P.H. Savoie, C. Brunet. *91ème Congrès de l'Association des Morphologistes, 21-23 mai 2009, Bruxelles, Belgique*.

SUBJECT-SPECIFIC MASS AND 3D LOCALIZATION OF THE MASS CENTRE OF CHILD BODY SEGMENTS USING BIPLANAR X-RAYS. **B. Sandoz**, S. Laporte, W. Skalli, D. Mitton. *Proceedings of the 33rd Congress of the Société de Biomécanique, September 1-3, 2008, Compiègne, France*. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, (1) 2008.

THE ROLE OF IMPACT VELOCITY ON THE HUMAN RIBS BEHAVIOUR. **B. Sandoz**, S. Laporte, E. Charpail, X. Troselle, F. Lavaste. *Proceedings of the 32nd Congress of the Société de Biomécanique, August 28-29, 2007, Lyon, France*. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 135-136, 2007.

INFLUENCE OF THE VELOCITY IN HUMAN RIBS RESPONSE. **B. Sandoz**, S. Laporte, E. Charpail, X. Troselle, F. Lavaste. *Proceedings of the 21st Congress of International Society of Biomechanics. July 1-5, 2007, Taipei, Taiwan*. *Journal of Biomechanics*, S215, 2007.

CARACTÉRISATION DES CÔTES ET RECONSTRUCTION 3D POUR L'AMÉLIORATION DES MANNEQUINS DE CHOC. **B. Sandoz**, E. Charpail, Z. Laya, F. Lavaste, S. Laporte. *Colloque "Sécurité dans le transport", GDR Biomécanique des chocs, Bordeaux, France, 11-13 octobre 2006*.

CONTRIBUTION À LA MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET MÉCANIQUE DU TRONC DE L'ENFANT

RESUME : Malgré l'obligation d'utiliser des Dispositifs de Retenue Enfant homologués, 2 321 enfants ont été tués en 2007 sur les routes européennes. Ce problème socio-économique majeur est expliqué par le manque de connaissance biomécanique de l'enfant. Le développement de modèles d'enfant nécessite la compréhension de ses paramètres biomécaniques et critères lésionnels. Ce projet, supporté par le GDR « Biomécanique des chocs » (CNRS/INRETS/GIE PSA Renault) et financé par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR-06-BLAN-0385 SECUR_ENFANT), a pour objectif de contribuer à l'amélioration de ces connaissances, en s'intéressant particulièrement au tronc de l'enfant. La réponse mécanique de ce segment corporel est essentielle car c'est le principal composant utilisé lors de la retenue en choc automobile. Les paramètres inertiels des segments corporels ont été calculés à partir de reconstructions personnalisées 3D issues de radiographies biplanaires basse dose. La description précise des côtes, du cartilage costal et du sternum a été évaluée à partir de modélisations 3D issues de données d'imagerie scanner. Des reconstructions de reins, rates et foies à partir de scanners abdominaux ont permis de définir la géométrie et le positionnement de ces organes dans le système ostéoarticulaire. Enfin, le comportement mécanique du thorax et de l'abdomen d'enfants a été quantifié à partir de manipulations in vivo faites en routine clinique de kinésithérapie respiratoire. Les résultats de ce travail, basés sur des examens in vivo, sont utiles à l'amélioration de la biofidélité du tronc des modèles d'enfants et contribuent à l'approfondissement des connaissances biomécaniques de l'enfant.

Mots clés : enfant, tronc, modélisation, biomécanique, choc

CONTRIBUTION TO THE GEOMETRIC AND MECHANICAL MODELING OF THE CHILD TRUNK

ABSTRACT : Despite of the use of homologated Child Restraint Systems, 2,321 children were killed on European roads in 2007. This social and economical major issue is explained by the lack of biomechanical knowledge on injury mechanisms and associated physical parameters, specifically for children. The present project was supported by the GDR "Biomécanique des chocs" (CNRS/INRETS/GIE PSA Renault) and funded by the French National Research Agency. The aim of this study is to improve the biomechanical knowledge of the children trunk. The dynamic response of the trunk is essential because it is the main segment used for the whole body restraint when a car crash occurs. In order to improve the reliability of children's models, subject-specific inertial parameters of the body segments were calculated using 3D reconstructions from low dose biplanar X-rays. The fine description of the ribs, costal cartilage and sternum was performed on 3D models from CT-scan. The 3D geometry of the intra-abdominal child organs (kidney, spleen and liver) was defined by measurements based upon 3D modeling using abdominal CT-scan. The quantification of the thoracic and abdominal behaviors was obtained in observing in vivo trunk manipulations carried out within the framework of usual physiotherapist treatments. This research will be used to improve or develop the trunk bio-fidelity of child models and constitute a first step toward an enhanced knowledge of the child biomechanics based directly on in vivo experimentation.

Keywords : child, trunk, modeling, biomechanics, impact