



HAL
open science

Modélisation géométrique du corps humain et Simulation numérique de l'accident routier de l'utilisateur vulnérable

Thierry Serre

► **To cite this version:**

Thierry Serre. Modélisation géométrique du corps humain et Simulation numérique de l'accident routier de l'utilisateur vulnérable. Modélisation et simulation. Aix-Marseille Université, 2015. tel-01267155

HAL Id: tel-01267155

<https://hal.science/tel-01267155>

Submitted on 4 Feb 2016

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.



Mémoire d'Habilitation à Diriger des Recherches

Thierry SERRE

Chargé de Recherche

Modélisation géométrique du corps humain et Simulation numérique de l'accident routier de l'utilisateur vulnérable

Septembre 2015

SOMMAIRE

Curriculum Vitae	4
Activités de recherche	16
PREAMBULE	17
THEMATIQUE 1 : LA MODELISATION GEOMETRIQUE DU CORPS HUMAIN	20
Introduction	21
I D'un premier modèle en position assise à la personnalisation de modèles	23
I.1 Acquisition géométrique	23
I.2 Modélisation géométrique tridimensionnelle	31
I.3 Génération de maillage éléments finis	35
II Modélisation géométrique de la population adulte	38
II.1 Méthodologie générale	38
II.2 Acquisition géométrique	39
II.2 .a Mesures externes	40
II.2 .b Mesures internes	42
II.2 .c Base de données complète	43
II.2 .d Autres acquisitions	45
II.3 Re-dimensionnement de maillage éléments finis	48
II.3.a Outil statistique de prédiction anthropométrique	48
II.3.b Logiciel de « krigeage »	49
II.3.c Redimensionnement de maillages	50
III La modélisation géométrique de l'enfant	52
III.1 Acquisition géométrique	52
III.1.a Données somatométriques infantiles	52
III.1.b Etude de la croissance des organes mous de l'enfant	54
III.2 Modélisation géométrique d'un enfant de 6 ans	59
III.3 Maillages éléments finis	62
III.3 Applications	65
IV Bilan de la thématique et perspectives	69
IV-1 Bilan	69
IV-2 Perspectives	70

THEMATIQUE 2 : LA SIMULATION NUMERIQUE DE L'ACCIDENT DE L'USAGER VULNERABLE (APPROCHE MULTICORPS)	71
Introduction	72
I La simulation multicorps	73
I.1 Principe général	73
I.2 Le modèle d'être humain	74
I.3 Le modèle de véhicule	77
I.4 Méthodologie de validation d'un modèle et de simulation d'un accident réel	80
II La simulation du choc piéton	84
II.1 Validation du modèle	84
II.2 Etude paramétrique de l'impact piéton	88
II.3 Etude de la chute au sol du piéton	95
II.4 Simulation d'accidents réels véhicule/piéton	97
II.4.a Cas d'un choc piéton avec une Twingo	97
II.4.b Cas d'un choc piéton contre une Scénic	103
III La simulation du choc cycliste	104
III.1 Modélisation du vélo	104
III.2 Validation du modèle	105
III.3 Simulation d'accidents réels véhicule/cycliste	108
III.4 Comparaison avec le choc piéton	113
III.5 Etude de l'impact tête	113
IV La simulation du choc du deux-roues motorisés	115
IV.1 Modélisation du deux-roues motorisés	115
IV.2 Validation du modèle	117
IV.3 Etude paramétrique de l'impact 2RM	118
IV.4 Etude de la glissade du motocycliste	120
IV.5 Simulation d'accidents réels	122
V Autres applications : les expertises judiciaires	123
VI Bilan de la thématique et perspectives	127
VI-1 Bilan	127
VI-2 Perspectives	129
EPILOGUE	130
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	134
Production scientifique	137
Publications significatives	151

Curriculum Vitae

Thierry SERRE

Né le 06 Novembre 1968
Nationalité : Française
Marié, 2 enfants

Adresse professionnelle :
IFSTTAR-LMA
304 Chemin de la croix blanche
13300 Salon de Provence
Tel : 04-90-56-86-53
Email : thierry.serre@ifsttar.fr

Formation Universitaire

- 1986 **Baccalauréat série C**
Lycée l'Empéri (Salon de Provence)
- 1988 **D.E.U.G. Sciences des Structures et de la Matière (A)**
Université de Provence (Aix-Marseille I)
- 1990 **Licence Mathématique Appliquées**
Université de Provence (Aix-Marseille I)
- 1991 **Maîtrise Ingénierie Mathématique**
Université de Provence (Aix-Marseille I)
- Juin 1993 : **DEA d'informatique des systèmes industriels**
Université Blaise Pascal (Clermont-Ferrand II)
- Ingénieur « Génie Mathématique et Modélisation »**
CUST Institut des Sciences de l'Ingénieur (Clermont-Ferrand)
- Avril 1998 : **Doctorat de l'Université Blaise Pascal (Clermont-Ferrand II) en Informatique et Ingénierie.**
Titre de la thèse : *Mise au point d'une méthodologie de génération automatique de modèles de comportement dynamique de véhicules pour simulateur de conduite.*
Date de soutenance : 03 Avril 1998
Directeurs de thèse : J.L. IMBERT (Professeur à l'Université Blaise Pascal),
P. GAURIAT (Directeur de Recherche à l'INRETS – CIR)
- Membres du Jury :
- | | |
|-----------------|--|
| P. GAURIAT | Directeur de Recherche, INRETS – CIR, Arcueil |
| M. GOURGAND | Professeur, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand |
| J.L. IMBERT | Professeur, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand |
| D. LECHNER | Chargé de Recherche, INRETS – MA, Salon de Pce |
| D. MEIZEL | Professeur, Université de Compiègne (rapporteur) |
| R. TREMOLLIÈRES | Professeur, Université Paris II (rapporteur) |

- 1992 Stage ingénieur à l'INRETS – MA, Salon de Pce.
"Modélisation de la phase post-collision d'un accident". Etude bibliographique et programmation (Turbo Pascal) de plusieurs méthodes de calcul des vitesses des véhicules au moment du choc lors d'un accident.
- 1993 Stage de fin d'étude (DEA et ingénieur) à l'INRETS – MA, Salon de Provence
"Réalisation d'un outil logiciel d'investigation sur le comportement dynamique d'un véhicule routier". Couplage d'un modèle de véhicule à un modèle de conducteur et simulation du système, développement sur station Silicon Graphics d'une interface pour le post-traitement des résultats (tracés de courbes avec Matlab, animation 3D en images de synthèse).
- 1993 - 1998 **Doctorat d'Informatique et Ingénierie à l'INRETS** au département Mécanismes d'Accidents.
Directeurs de thèse : J.L. IMBERT (Professeur à l'Université Blaise Pascal),
P. GAURIAT (Directeur de Recherche à l'INRETS – CIR)
Responsables INRETS chargés du suivi : LECHNER D. (MA),
MIZZI J.P. (MMA),
TATTEGRAIN H. (MAIA).
Sujet : "Mise au point d'une méthodologie de génération automatique de modèles de comportement dynamique de véhicules pour simulateur de conduite"
Résumé :
Disposer d'un outil capable de générer des modèles de comportement dynamique de différents véhicules routiers (VL, PL) est un atout important pour développer ces activités de recherche en sécurité routière (accidentologie, simulateur). L'objectif de cette thèse était l'élaboration d'un générateur permettant l'assemblage des modèles de véhicules à partir de modules représentant les sous-systèmes composant le véhicule (caisse, suspensions, volant, ...). Ce générateur repose sur des méthodes de traitement informatique orienté objet aussi bien dans sa partie analyse (utilisation de la méthode OMT) que pour sa réalisation (programmation en langage C++).
Ce logiciel permet, à partir de la modélisation d'un véhicule, de générer automatiquement les équations qui régissent son mouvement et le code informatique capable de le simuler. En ce qui concerne la génération des équations du mouvement, nous nous sommes basés sur la mécanique des solides multicorps (logiciel MORGAN'S). Pour le cas de la génération des programmes de simulation nous avons développé un « compilateur » qui s'appuie sur la théorie du langage et permet en outre l'optimisation des équations afin d'assurer le fonctionnement de l'ensemble en temps réel.
Dans le but de valider ce processus, différents modèles plus ou moins complexes ont été réalisés. L'un d'eux possède trente degrés de liberté et s'appuie sur la description du modèle ARHMM du projet SARA (projet mené en partenariat par l'INRETS, PSA et RENAULT).
- 1997 **Ingénieur Informatique chez "GH2M Informatique" (prestataire de service).**
• Réalisation, sur station graphique, d'un logiciel de visualisation en images de synthèse tri-dimensionnelles du comportement dynamique d'un véhicule routier.

- Constitution d'une base de données d'essais expérimentaux (méthodologie orientée objet, programmation C++).
- Réalisation du couplage d'un modèle de véhicule avec un modèle de conducteur.
- Participation à l'encadrement de stagiaires ingénieurs.
- Expert et consultant INRETS au comité technique modélisation du projet SARA.

1998 **Ingénieur de Recherche à l'Université de la Méditerranée (CDD)** au Laboratoire de Biomécanique Appliquée (Unité de recherche associée à l'INRETS).

Participation au projet Européen HUMOS (Human Model for Safety) : Modélisation biomécanique du corps humain en position assise au volant (géométrie, comportement mécanique, mécanismes lésionnels).

- Reconstruction tri-dimensionnelle de modèles globaux du corps humain à partir de coupes sériées transversales (études bibliographiques et programmation de différentes méthodes de reconstruction).
- Utilisation des logiciels RADIOSS (éléments finis) et MADYMO (mécanique multicorps) pour la modélisation du comportement mécanique d'éléments biologiques.

1998 – 2010: **Chargé de recherche** à l'INRETS au Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMR-T24 Université de la Méditerranée/INRETS, Marseille

Depuis 01/01/2011 : **Chargé de recherche** à l'IFSTTAR (Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux, ex-INRETS) au Laboratoire Mécanismes d'Accidents à Salon de Provence.

Compétences

MATHEMATIQUES APPLIQUEES :

- ◆ Calcul Scientifique : Analyse Numérique, Eléments Finis.
- ◆ Mécanique : Mécanique du Solide, Mécanique Multicorps.
- ◆ Statistiques, Traitement du signal
- ◆ Recherche Opérationnelle, Plan d'expérience

INFORMATIQUE :

- ◆ Matériels/Systèmes : Unix (notion en administration système), Windows.
- ◆ Langages de programmation : C++, C, Fortran, Pascal, Prolog, OpenGL, OpenInventor.
- ◆ Génie Logiciel : OMT, SA, Base de Données.
- ◆ Logiciels: Matlab, Madymo, Radioss, Hypermesh, 3Dstudio, AutoCAD, Excel, Word,
- ◆ Divers : Imagerie médicale, CAO.

LANGUES

- ◆ Anglais : Lu, Parlé, Ecrit
- ◆ Espagnol : niveau BAC.

Activités d'enseignement

Libellé du cours	Nom du responsable du cours	Nombre annuel d'heures de cours	Niveau d'enseignement	Université ou école	années
Enjeux et complexité du risque, option « sécurité routière »	Poplimont E.	32h	Licence-DU	Université de Provence (Aix-Marseille I)	Depuis 2007
Biométrie et Modélisation du corps humain	Dutour O.	4h	Master	Université de la Méditerranée	2007- 2008
C1 d'Anatomie, Imagerie et Morphogenèse	Brunet C.	2h	Maitrise	Université de la Méditerranée	2007- 2008

Encadrement Doctoral et Post-Doctoral

Type d'encadrement	Nom du Doctorant	Date de soutenance	Université	Titre
Tuteur	Samuel BIDAL	Juillet 2003	Université de la Méditerranée	Reconstruction tridimensionnelle d'éléments anatomiques et génération automatique de maillages éléments finis optimisés
Responsable	Loic LALYS	2003-2004	Post-doctorat INRETS	Modélisation géométrique numérique du corps de l'enfant appliqué à la sécurité routière
Tuteur	Michel BEHR	Décembre 2004	Université de la Méditerranée	Description et modélisation du comportement musculaire des membres pelviens : application à la sécurité routière
Tuteur	Michael MIGLIORE	Mai 2005	Université de la Méditerranée	Modélisation numérique du diaphragme : application en traumatologie virtuelle
Tuteur	Thomas HOEDTS	Etudiant décédé	Université de la Méditerranée	Modélisation éléments finis de l'enfant
Tuteur	Nicolas CHEYNEL	Février 2007	Université de Bourgogne	Traumatismes hépatiques. Epidémiologie lors des accidents de la route et physiopathologie : étude biomécanique du comportement du foie en décélération
Tuteur	Sophie CHALANDON	Juillet 2008	Université de la Méditerranée	Développement d'un outil numérique pour l'étude et l'analyse du choc piéton : approche hybride
Co-directeur	Baptiste SANDOZ	Janvier 2010	ENSAM	Contribution à la modélisation géométrique et mécanique du tronc de l'enfant
Co-directeur	Nicolas BRONSARD	Décembre 2011	Université de la Méditerranée	Morphologie des articulations intervertébrales postérieures
Tuteur	François COULONGEAT	Janvier 2012	Université de la Méditerranée	Modélisation numérique de l'enfant : application en accidentologie routière
Tuteur	Hédi HAMDANE	Fin 2015	Univ. Aix-Marseille/ Univ. d'Adélaïde (Australie)	Amélioration de la sécurité piéton : validation de système actif de sécurité par la reconstruction d'accidents réels
Co-directeur	Laura COSTA	Fin 2016	Aix-Marseille Université	Modélisation du comportement dynamique d'un deux-roues motorisé pour la reconstruction d'accidents et la détection d'incidents

Encadrement de Masters ou Ingénieurs

Nom de l'étudiant	Année du stage	Niveau	Université	Titre
David VENTURA	1999	DESS-CCI	Université de la Méditerranée	Développement d'un outil informatique d'exploitation des données cinématographiques d'essai de choc
Michel BEHR	2001	DEA de Biomécanique	Université Aix-Marseille	Etude de l'influence de la tonicité musculaire en choc automobile
Maryline BOHN	2002	Ingénieur	CUST Clermont-Ferrand	Modélisation numérique de l'accident réel : étude du choc piéton par un véhicule léger
Ludovic LINO	2002	DEA d'Anthropologie Biologique	Université Aix-Marseille	Etude anthropométrique de l'orientation du cotyle
Maxime LLARI	2003	Ingénieur	ISITV, Toulon	Modélisation numérique du choc véhicule contre cycliste
Sébastien PARRATTE	2004	DEA d'Anthropologie Biologique	Université de la Méditerranée	Analyse tridimensionnelle des muscles medius et minimus chez l'homme
Jérôme DEON	2005	Ingénieur	ISITV, Toulon	Modélisation numérique du choc véhicule/piéton à partir d'un accident réel
Maiada RADI	2005	Master de Recherche en Anthropologie Biologique	Université Aix-Marseille	Cartographie des épaisseurs corticales au niveau de l'extrémité proximale du fémur
Alexandre AUBRY	2006	Ingénieur	Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers	Création et analyse d'une base de données de casques endommagés
Nicolas BRONSARD	2006	Master de Recherche en Anthropologie Biologique	Université Aix-Marseille	Etude biomorphologique des apophyses articulaires vertébrales lombaires postérieures
François COULONGEAT	2008	Master de recherche en Mécanique du Vivant	Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne	Modélisation multicorps d'un accident véhicule-piéton
Aurore LAMBERT	2008	Master de Recherche en Anthropologie Biologique	Université de la Méditerranée	L'anthropométrie des jeunes cyclistes
Sébastien THOUVENIN	2008	Master de Recherche en Anthropologie Biologique	Université de la Méditerranée	Evaluation anthropométrique des systèmes de retenue dans les véhicules
Florent ESTERLE	2008	Ingénieur	ENSIL, Limoges	Etude du comportement dynamique des organes mous de l'abdomen en cas de choc frontal ou latéral
Pierre-Henri SAVOIE	2008	Master de Recherche en Anthropologie Biologique	Université de la Méditerranée	Caractérisation anthropométrique des reins de l'enfant de 2 à 12 ans
Benjamin COQUET	2008	Master de Recherche en Anthropologie Biologique	Université de la Méditerranée	Caractérisation anthropométrique de la rate de l'enfant
Jérémy LAO	2009	Ingénieur	ENSMA, Poitiers	Etude comparative des logiciels PC-Crash et Madymo

Ghislain PAULEAU	2009	Master de Recherche en Anthropologie Biologique	Université de la Méditerranée	Caractérisation anthropométrique du foie chez l'enfant
Romain DAMPFHOFFER	2009	Ingénieur	ISAT, Nevers	Simulation numérique multicorps d'accidents réels véhicule-cycliste
Edith COUSTAUD	2009	Master de Recherche en Anthropologie Biologique	Université de la Méditerranée	Analyses statistiques d'une base de données somatométriques d'enfants âgés de 2 à 16 ans
Antoine NAVARRO	2010	Master Computational Engineering	ENSPS/Université de Strasbourg	Contribution au développement d'un modèle éléments finis du membre inférieur d'un enfant
Simon LECOZ	2010	Master de Recherche en Anthropologie Biologique	Université de la Méditerranée	Which restraint system is the best for 3 and 6 years old children ?
Guillaume SOUCHAY	2010	Ingénieur	ISAT, Nevers	Simulation numérique multicorps d'accidents réels véhicule/cycliste
Jérémy CASSAGNE	2010	Ingénieur	ICAM, Toulouse	Modélisation multicorps d'un accident véhicule-piéton
Maxime BEAUFORT	2011	Ingénieur	ISAT, Nevers	Etude Détaillée des Accidents impliquant des Véhicules Utilitaires Légers
Geoffroy THILL	2011	Ingénieur	École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne	Simulations multicorps et éléments finis d'un accident automobile impliquant un enfant
Maxime DUBOIS-LOUNIS	2012	Ingénieur	ISAT, Nevers	Reconstruction cinématique d'accidents impliquant un véhicule utilitaire léger
Pierre SEPTIER	2011-2013	Apprenti ingénieur	ITII, Nice	Développement d'une nouvelle version d'un enregistreur embarqué des incidents routiers.
Laura COSTA	2013	Ingénieur	ISAT, Nevers	Tests de nouveaux outils expérimentaux et numériques pour la reconstruction d'accidents de la route
Wilfried GAL	2014	Ingénieur	ISAT, Nevers	Exploitation de données du comportement dynamique du véhicule acquise à l'aide d'un enregistreur embarqué

Autres Encadrements (Maitrise, Licences, IUT ...)

Nom de l'étudiant	Date de soutenance	Niveau	Université	Titre
Marie-Catherine MONTEIL	2000	Maitrise	Université Aix-Marseille	Modélisation en 3D du système ventriculaire intracérébral à partir de coupes sériées : application en accidentologie routière
Soilihi KARIMGJEE	2000	Maitrise	Université Aix-Marseille	Modélisation en 3D des méninges cérébrales à partir de coupes sériées : application en accidentologie routière
Romain COSTE	2001	Maitrise	Université Aix-Marseille	Reconstruction géométrique des muscles du membre inférieur
Renaud GRIMA	2001	Maitrise	Université Aix-Marseille	Etude anthropométrique du foie et de la rate. Variation morphologique et modélisation géométrique
Ludovic LAFON	2002	Maitrise	Université Aix-Marseille	Acquisition de la géométrie et de la topographie du foie à partir de clichés radiographiques
Jean-François GONZALEZ	2002	Maitrise	Université Aix-Marseille	Etude anthropométrique du fémur à l'aide d'un bras 3D
Samuel JACOPIN	2003	Maitrise	Université Aix-Marseille	Etude anthropométrique 3D de l'humérus. Corrélations statistiques externes et internes
Gilles LAUER	2009	Technicien	ENTE, Aix en Provence	Stage d'observation en milieu professionnel
Julien RANCE	2012	Licence	IUT, Poitiers	Validation des données enregistrées sur le bus CAN
Quentin VERDONI	2012	IUT	IUT GEII, Salon de Provence	Développement d'une nouvelle architecture logicielle pour un enregistreur embarqué
Lilian BRIDGE	2013	IUT	IUT GEII, Salon de Provence	Intégration d'une caméra dans un enregistreur embarqué

Publications, communications, vulgarisation ... (Voir la liste complète en fin de document)

	Nombre Total
Revue à comité de lecture	27
Brevets, dépôts de logiciels, applications industrielles ou opérationnelles	3
Ouvrages, ouvrages collectifs, éditions d'actes	5
Congrès internationaux et nationaux avec actes	61
Conférences invitées	9
Rapports de Recherche	30
Séminaires, Workshop...	19
Vulgarisation (revue médias)	25

Brevets, dépôts de logiciels, applications industrielles:

Produits	date
Dépôt de logiciel : « Morgan's : outil de conception et de simulation des systèmes mécaniques multicorps » - dossier enregistré au C.N.I.S.F sous le n° 13310.	1995
Logiciel de reconstruction tridimensionnelle d'éléments anatomiques et de génération automatique de maillages éléments finis optimisés. Outil commercialisé par la société ALTAIR dans la gamme de produit « HyperWorks »	2007
Logiciel de transformation d'un maillage existant en une géométrie personnalisée (« scaling tool»). Outil commercialisé par la société ALTAIR dans la gamme de produit « HyperWorks »	2008

Responsabilités scientifiques / Projets / Management de la recherche / Activités d'expertise

Libellé	Partenaires	Années	Responsabilité
Projet européen FP5 « HUMOS Human Model for Safety »	15 partenaires: Constructeurs européens, universités, instituts de recherche ...	1997-2000	Work Package leader
Projet fédérateur de l' INRETS « MONHUM : Modèles biomécaniques numériques de l'être humain pour la sécurité et l'ergonomie des véhicules de transport »	5 unités de recherches INRETS	2002-2004	Work Package leader
Convention DSCR « Le choc automobile/cycliste : similitude avec le choc automobile/piéton »	2 laboratoires de l'INRETS	2002-2005	Porteur du projet
Projet européen FP5 « HUMOS2 - Human Model for Safety 2 »	15 partenaires: Constructeurs européens, universités, instituts de recherche ...	2002-2006	Work Package leader
Projet Predit « APPA : Amélioration de la sécurité des piétons lors d'une collision avec des automobiles »	INRETS (3 laboratoires), Faurecia, UTAC, LAB PSA/Renault, Mecalog	2003-2006	Work Package leader

Projet européen FP6 « APROSYS – Advanced Protective Systems »	50 partenaires : Constructeurs européens, universités, instituts de recherche ...	2004-2009	Task leader
Réseau d'excellence européen du FP6, « APSN - Advanced Passive Safety Network »	50 partenaires : Constructeurs européens, universités, instituts de recherche ...	2004-2008	Task leader
Projet européen du FP7, « CASPER - Child Advanced Safety Project for European Roads »	16 partenaires : Constructeurs européens, universités, instituts de recherche ...	2009-2012	Task leader
<i>Projet ANR-Predit « PROMOTO : Amélioration de la protection des motocyclistes par un gilet avec airbag intégré »</i>	API, PLastex, Altair	2006-2009	Porteur du projet
<i>Projet ANR-RNTS « CAPHYTEX : Capteurs physiologique textile »</i>	INSA, ITECH, LS-HTD-APHP, PAYEN, UPRES EA 2201, TAM-Télésanté	2006-2008	Responsable INRETS
Projet FSR « ASP : Amélioration de la sécurité du piéton »	Faurecia, Univ. De Strasbourg, Plastic Omnium	2009-2012	Participation
Projet ANR blanc « SECUR-ENFANT : Modélisation géométrique et mécanique du tronc de l'enfant »	ENSAM	2006-2010	Work Package leader
Convention du MEEDDM « Bicytete : amélioration de la protection de la tête du cycliste »	Decathlon, Univ. de Strasbourg	2009-2011	Task leader
Convention du MEEDDM « COMPAR : Comportement de l'usager du deux-roues motorisés »	2 laboratoires de l'INRETS	2010-2011	Work Package leader
GERI IFSTTAR « 2 Roues Motorisés »	National	Depuis 2008	Membre du comité scientifique
GERI IFSTTAR « COPIE : Comportement du Piéton dans son Environnement »	Francophone	Depuis 2009	Membre du comité de pilotage et du comité scientifique
Expertise publique « Transport d'enfants sur deux-roues en milieu urbain »	Commission pour la sécurité des Consommateurs	2010	Co-porteur
Convention DSCR « SVRAI : Sauver des Vies par le Retour d'Analyse sur Incidents »	CETE, CERTU	2010-2014	Direction scientifique
Convention DSCR « EDAVUL : Etude Détaillée d'Accidents impliquant des Véhicules Utilitaires Légers »		2011-2013	Porteur du projet
Expertises judiciaires sur la reconstruction d'accidents	IRCGN (Institut de Recherche Criminelle de la Gendarmerie	Depuis 2007	Responsable ou participation à environ une quarantaine de

	Nationale), Tribunaux de Grande Instance, Gendarmerie Nationale, Avocats...		dossiers d'expertises
Convention DSCR « IDACA : Evaluation de l'impact des dispositifs d'assistance à la conduite automobile »	IFSTTAR (3 laboratoires), CEESAR	2012-2014	Participation
Projet « ACCESS : Etude des accélérations subies par le patient lors des évacuations par les vecteurs du SMUR »	IFSTTAR (2 laboratoires), SAMU, CERC	2012-2014	Participation
Convention DSCR « EFFIGAM : Gilets airbags pour motocyclistes : quelle efficacité réelle pour quelle vitesse ? »	2 laboratoires de l'IFSTTAR	2013-2015	Porteur du projet
Projet FSR « DYMOA : Diagnostic d'Infrastructures et Dynamique du véhicule pour les motos et les Autos »	Cerema, Mutuelle des Motards	2013-2016	Porteur du projet

Rayonnement scientifique

Participations significatives à des réseaux, sociétés savantes, revues, colloques, etc.

Réseau	Nature de la participation	Date
Réseau d'excellence européen « Passive Safety Network », « APSN - Advanced Passive Safety Network », « ISN: Integrated Safety Network »	Consultant, Work Package leader	Depuis 2002
Journaux scientifiques: "Accident Analysis and Prevention", "Traffic Injury and Prevention", "Int. Journal of Crashworthiness", "Revue Transport Sécurité", ...	Reviewing d'articles	Depuis 2003
Congrès "3D Human Modelling", "International Society of Biomechanics", "World Congress on Biomechanics"	Reviewing d'articles, Comité scientifique, Président de sessions	Depuis 2004
IHRA (International Harmonization Research Activities) – Pedestrian Safety	Consultant	2005-2006
Society of Automotive Engineering	Membre, Reviewing d'articles, participation à des congrès	Depuis 2007
Société de Biomécanique et GDR "Biomécanique du choc"	Membre, Reviewing d'articles, participation à des congrès	2008-2010
Collaboration bi-latérale avec le Centre for Automotive Safety Research de l'Université d'Adélaïde (Australie)	Porteur de la collaboration, Recherches communes, Echanges de chercheurs, co-encadrement d'étudiants, signature d'un Memorandum of Understanding, etc.	Depuis 2007
Colloque international de la Plate-Forme Intégratrice "deux-roues motorisés »	membre du comité scientifique et du comité d'organisation	Depuis 2009
Colloque francophone international de la GERI « COPIE » (Comportement du Piéton dans son Environnement) intitulé « Qualité et sécurité du déplacement piéton : facteurs, enjeux et nouvelles actions »	Membre du comité de pilotage, Membre du comité scientifique	Depuis 2009
Comité de Normalisation Européen CEN/TC162/WG9 « Motorcycle rider protective clothing »	Représentant Français nommé par l'AFNOR (BNITH)	Depuis 2011

- **Collaboration avec l'Université d'Adélaïde (Australie)**

Cette coopération avec le Centre for Automotive Safety Research (CASR) de l'Université d'Adélaïde est active depuis 2007 et j'en assure le suivi. Elle a démarré suite à un échange de chercheur (en 2007) qui m'a permis d'effectuer une mission au CASR de 3 mois. Un Memorandum of Understanding formalisant cette collaboration a été signé en 2009 et renouvelé en 2013.

D'un point de vue scientifique, elle porte sur la problématique de la sécurité du piéton et plus particulièrement sur la reconstruction d'accidents. Les activités du LBA et du LMA sont concernés d'une part par la reconstitution expérimentale d'accident réel sur la base d'études des EDA et d'autre part, par la simulation numérique de l'accident par une approche multicorps. A l'Université d'Adélaïde les travaux de recherche sont également consacrés à la reconstruction numérique par des méthodes multi corps ainsi que des campagnes expérimentales portant sur les aspects réglementaires de la protection du piéton.

Cette collaboration a permis notamment le co-encadrement d'étudiants en masters, l'encadrement en cotutelle de deux thèses (Hédi HAMDANE, 2011-2014 et Kieran GOCKOWIACK, 2013-2016), la valorisation des travaux par des publications communes et un échange de chercheurs.

- **Audition en tant qu'expert dans différentes commissions du ministère ou privé :**
 - Commission sécurité de l'utilisateur des 2 roues motorisées du ministère des transports
 - CNSR : Commission Nationale de Sécurité Routière
 - CTSR (Comité Transport et Sécurité Routière) de la Fédération Française de Motocyclisme
 - Commission sécurité de la SRA (Sécurité et Réparation Automobile), groupement d'assurances

Activités d'Administration

- Membre au CHS (Comité Hygiène et Sécurité) de l'IFSTTAR (2009-2011)
- Membre de la CAP (Comité d'Action Paritaire) de l'IFSTTAR (2009)
- Membre du Comité Editorial de l'IFSTTAR (2009-2011)
- Membre de Jurys pour le recrutement de personnel
- Secrétaire de l'APIO-PACA (2000-2010)
- Correspondant Informatique à l'IFSTTAR (depuis 1998)

Activités de recherche

PREAMBULE

Ma formation universitaire s'est toujours orientée vers les mathématiques appliquées et les sciences pour l'ingénieur (Licence – Maîtrise – DEA – diplôme d'ingénieur – Doctorat) car il m'est toujours apparu important de donner un sens concret aux sciences fondamentales. Mon souhait professionnel était donc d'orienter ma carrière vers des activités où la théorie se mêle à la pratique.

J'ai ainsi démarré mes travaux de recherche à l'INRETS (Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité) au sein du département Mécanismes d'Accidents, au travers d'un stage de DEA/Ingénieur puis en y réalisant ma thèse. Cette dernière concernait l'étude du comportement dynamique du véhicule routier et plus particulièrement sa modélisation et sa simulation.

Simuler le comportement dynamique du véhicule consiste à reproduire, le plus fidèlement possible, les phénomènes mécaniques de la voiture en réponse aux actions du conducteur (volant, pédales, ...) et des actions extérieures liées à l'environnement (infrastructure, conditions climatiques, ...). L'objectif de ces investigations est de mieux comprendre le comportement du véhicule aussi bien dans des situations de conduites courantes que lors des situations d'urgence (cadre de l'accidentologie).

Or, de par la disparité des véhicules que l'on rencontre, il est nécessaire de développer des modèles spécifiques :

- d'architectures variées : différents modèles de VL, modèles de moto,...
- de complexités diverses : prise en compte de certains phénomènes mécaniques et pas d'autres ...

De même, dans le cadre d'un simulateur de conduite, il peut être appréciable de pouvoir créer de nombreux modèles disparates. Cela permet d'étendre les champs d'exploitation du simulateur et d'élargir les domaines d'études.

Ces applications nécessitent dès lors la réalisation de modèles sur mesure dans des délais compatibles avec ceux de l'expérimentation et il est indispensable de disposer d'un outil informatique suffisamment robuste pour assurer la création et la simulation de modèles aussi divers que possible. La réalisation de cet outil a constitué en soi le but de ma recherche doctorale.

Tout d'abord, la conception de ce logiciel a nécessité la mise au point d'une méthodologie généraliste d'assemblage des modèles. L'architecture qui en a découlé devait prendre en compte les différents concepts émanant de la modélisation en amont et de la simulation en aval. Les spécifications, l'analyse des besoins et l'implémentation de ce logiciel s'appuient sur des techniques informatiques orientées objet (emploi de la méthode OMT - Object Modeling Technique - et du langage de programmation C++).

En ce qui concerne la partie modélisation, le mode de conception des modèles repose sur la théorie de la mécanique des solides multicorps (Wittenburg, 1977), qui consiste à considérer le véhicule comme un ensemble de corps solides indéformables liés entre eux. Ce choix se justifie par la volonté de simuler le comportement global du véhicule et non localement comme le propose la théorie des éléments finis. Le problème essentiel est alors l'établissement des équations du mouvement de ce mécanisme polyarticulé. Parmi les diverses méthodes existantes, nous avons opté pour une formulation originale de la mécanique utilisant la géométrie différentielle appliquées aux groupes de Lie et sur le calcul formel. Elle constitue, sans nul doute, un outil puissant et novateur en la matière en raison de ces nombreux avantages dont l'absence de calcul différentiel dans les équations et l'implémentation informatique facilitée qu'elle offre.

L'étape suivante est la transposition de ce modèle mathématique en un programme informatique capable de calculer et de résoudre les équations au cours du temps. Ce programme est construit en

utilisant des techniques de génération de code telles que le calcul symbolique et la théorie des compilateurs. Les nombreux travaux informatiques que j'ai eus à mener au cours de ma recherche doctorale m'ont ainsi permis d'acquérir des connaissances approfondies et de haut niveau en programmation et plus spécialement dans la création logicielle (dépôt de logiciel). En particulier, l'utilisation intense des stations graphiques et celle de la programmation en langage objet C++ ont fait partie de mes aptitudes.

Enfin, la dernière phase du cycle de développement d'un modèle est sa simulation et sa validation. Elle doit être représentative du système réel continu et, dans ce cadre, le cycle de simulation et le pas de temps de calcul du modèle (son temps de réponse) doit être en rapport avec la bande passante du système réel. On estime, dans le domaine de l'automobile, la fréquence de simulation à environ 100 Hertz. Cette contrainte du temps réel a imposé de nombreuses exigences, notamment en ce qui concerne les performances du code informatique généré. Elle m'a demandé en particulier une optimisation accrue des programmes de simulation (utilisation du calcul symbolique). Cela m'a permis d'appréhender toute la finesse et la rigueur des paramètres (fréquence, intégrateur, ...) à mettre en place pour assurer une bonne stabilité des calculs et optimiser la simulation. Cet aspect de mes compétences est l'un des points forts de ma formation, car maîtriser de tels paramètres n'est pas chose aisée.

Concernant l'étape de validation, j'ai été amené dans le cadre de ma thèse à vérifier la réponse des modèles de comportement dynamique de véhicule à partir de résultats expérimentaux. Confronté aux problèmes spécifiques que toute expérience engendre, j'ai pu ainsi aborder plusieurs notions comme la mise en place de protocoles de mesures, l'utilisation de capteurs (accéléromètres, ...), l'acquisition de données (échantillonnage, filtrage, ...). Cette dernière étape m'a permis d'appréhender les difficultés assujetties à la validation d'un modèle et plus spécialement les compromis à avoir entre la finesse d'un modèle et sa complexité. La comparaison de données numériques à des données expérimentales soulève alors la question des hypothèses de modélisation et les limites d'un modèle numérique.

Nous avons ensuite montré l'application concrète de notre logiciel à différents modèles de comportement dynamique de véhicule. En particulier, nous avons implémenté une version du modèle ARHMM (Advanced Road Handling Modular Model) développée dans le cadre du projet SARA (projet mené en partenariat par l'INRETS, PSA et Renault et concernant la réalisation d'un Simulateur Avancé d'études et de Recherche Automobile). Cette version se base sur un système multicorps à topologie arborescente comprenant 5 corps (la caisse et les 4 porte-fusées) et 30 degrés de liberté. Les résultats obtenus ont été exploités et analysés de manière quantitative à l'aide de tracés de courbes (logiciel MATLAB), et qualitative à l'aide d'animations graphiques tridimensionnelles (station de travail graphique). Ce modèle, par ailleurs validé qualitativement et dédié à la simulation de la conduite, nous a ainsi permis de vérifier l'intégrité de notre architecture objet et de placer notre logiciel parmi les plus performants lors de la réalisation d'un benchmark.

Clôturons cette présentation de mes travaux doctoraux en mettant l'accent sur la nécessaire pluridisciplinarité qu'a composée cette étude. Le tryptique constitué par les trois domaines scientifiques : mathématique - mécanique - informatique, représente l'ossature fondamentale des connaissances utilisées au cours de cette recherche.

Ces travaux en Mathématiques Appliquées et Sciences de l'Ingénieur m'ont alors permis d'être recruté en qualité de Chargé de Recherche en modélisation et simulation numérique à l'INRETS au sein du Laboratoire de Biomécanique Appliquée (UMR-T24 INRETS/université de la Méditerranée).

Bien que le domaine de la biomécanique puisse apparaître comme éloigné du domaine de l'automobile, l'étude biologique du corps humain reste, dans un cadre plus large, l'étude du comportement d'un système physique. Pouvoir modéliser et simuler le comportement mécanique du

corps humain se présentait donc pour moi comme l'application de mes disciplines de prédilection (mathématiques, mécanique et informatique) à un nouveau domaine d'où mon intérêt à ce poste.

De plus, en 1998, lors de ce recrutement, la modélisation et la simulation numérique en biomécanique du choc était en plein essor et se présentait comme un outil performant et novateur lorsque j'ai démarré ma carrière en tant que chercheur. Entre autre, l'application des techniques de modélisation par éléments finis et multicorps à la construction de l'homme virtuel étaient en plein développement. Or, ces techniques étaient celles que j'avais largement étudiées lors de mon cursus universitaire ou lors de ma thèse et dont je connaissais les difficultés. Mon expérience dans ces matières pouvait donc être mise à profit pour approfondir les techniques de modélisation et de simulation du comportement du corps humain déjà développées au laboratoire.

D'un point de vue général, l'objectif de la simulation numérique en biomécanique du choc associée aux études expérimentales est d'aider à avoir une meilleure connaissance de la tolérance humaine au choc et à contribuer à la protection des personnes contre un impact.

Notamment, la modélisation par éléments finis peut amener à mieux connaître les phénomènes locaux comme le comportement des structures au cours de leur déformation (conséquences lésionnelles lors de choc). Tandis que la modélisation multicorps représente une approche plus globale du mécanisme et doit amener à simuler le comportement complet du corps humain lors d'un choc.

De 1998 à 2010, j'ai ainsi travaillé au sein du LBA dans le domaine de la sécurité secondaire (ou passive) et plus spécifiquement celui de la protection des occupants des véhicules routiers, des piétons, des cyclistes et des motocyclistes. Mes recherches avaient pour but de contribuer à la réduction des conséquences corporelles des chocs routiers et s'intégraient dans la discipline de la biomécanique du choc.

L'ensemble de mes travaux s'est orienté principalement vers deux thématiques :

- la modélisation géométrique du corps humain pour l'élaboration de modèles en éléments finis
- la simulation numérique de l'accident de l'utilisateur vulnérable (piéton, cycliste, motocycliste) par une approche multicorps.

Nous décrivons ci-après ces deux thématiques qui constituent les domaines scientifiques de cette Habilitation à Diriger des Recherches. Chacune d'elle sera exposée tout d'abord séparément puis un bilan et des perspectives seront proposés. Enfin, nous clôturerons ce document par un bref exposé de nos activités de recherches menées depuis 2011 puisqu'elles ont pris une nouvelle orientation.

En effet, dans un souci de progression de ma carrière, je souhaitais en 2010 étendre mon champ de connaissance à celui de la sécurité primaire (ou active) en m'impliquant dans de nouveaux projets dont les thématiques portent sur ce domaine. Cela me permettrait en effet d'acquérir une double compétence sécurité primaire - sécurité secondaire afin de couvrir plus largement le champ de la sécurité routière et d'avoir la possibilité de mener une activité de transition entre les deux. J'ai donc souhaité une mobilité du Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille vers le « Laboratoire Mécanismes d'Accidents » à Salon de Provence. Cette mobilité a pris effet le 1er janvier 2011 et m'a ainsi amené à réorienter mes recherches vers la sécurité primaire plutôt que secondaire même si elles s'intègrent toujours dans les mêmes axes de recherche de l'IFSTAR. Depuis cette mutation, mes activités de recherche se sont ainsi « re »-focalisées sur l'étude de la dynamique du véhicule et la reconstruction de l'accident.

Finalement, nous exposons ci-après les activités scientifiques menées au LBA entre 1998 et 2010 dans un premier temps, puis celles menées au LMA depuis 2011 dans un second temps en montrant la continuité que nous avons souhaité donner entre les deux.

**THEMATIQUE 1 :
LA MODELISATION GEOMETRIQUE DU CORPS
HUMAIN**

Introduction

Dans le domaine de la recherche en sécurité routière et plus particulièrement celui de la sécurité passive, il apparaît important de bien connaître le comportement du corps humain au cours d'un accident. Cette connaissance, basée sur les études menées en biomécanique du choc, permet de mieux évaluer en particulier les niveaux de tolérance du corps humain et les mécanismes lésionnels. Il s'agit notamment de fournir aux concepteurs des outils prédictifs de lésions nécessaires à l'évaluation et à l'optimisation des systèmes de protection. Si depuis longtemps ces études se sont appuyées sur des essais expérimentaux utilisant des mannequins, des corps donnés à la science ou des volontaires, elles se sont orientées ces deux dernières décennies vers la simulation numérique et l'élaboration d'un homme virtuel. Cette nouvelle approche a permis ainsi d'accéder à de nouvelles données non abordables jusqu'à présent de manière expérimentale.

Différents types de modèles numériques ont dès lors vu le jour ces dernières années et différentes techniques de modélisation mathématique existent pour les concevoir. L'une d'entre elle repose sur la méthode des « éléments finis » et permet une description fine du corps humain. Elle consiste à partir d'une représentation géométrique tridimensionnelle du corps et à la découper en un nombre finis d'éléments (triangulaires, quadrangulaires) qui peuvent être surfaciques ou volumiques. Ces modèles permettent une étude plus locale du comportement du corps et plus particulièrement la simulation de la déformation de la structure humaine au cours du choc. La notion de traumatologie virtuelle peut alors être abordée et l'identification des lésions ou des mécanismes lésionnels approchés.

D'une manière générale, l'élaboration d'un modèle numérique nécessite la connaissance de deux grands types de données : une représentation géométrique du corps humain et des lois mathématiques caractérisant le comportement des matériaux biologiques.

Concernant la géométrie, il s'agit d'obtenir une représentation dans l'espace la plus proche possible de l'anatomie humaine c'est-à-dire la plus bio fidèle. L'acquisition de cette géométrie s'appuie alors principalement sur les techniques d'imagerie médicale (scanner, IRM) ou sur des coupes anatomiques lorsque ces techniques ne suffisent pas.

Le deuxième type de données concerne les caractéristiques mécaniques des éléments anatomiques afin de simuler leur tolérance au choc. Il s'agit ici d'établir les lois mathématiques régissant le comportement des organes soumis à une sollicitation. L'objectif est alors de caractériser par exemple la rigidité d'un os, la souplesse de la peau, l'élasticité du foie, etc. L'acquisition de ce type de données s'appuie généralement sur des expérimentations réalisées sur des corps donnés à la science ou sur volontaires. Ces lois sont alors intégrées dans la géométrie pour former le modèle numérique complet.

Pour pouvoir être utilisés, les modèles doivent alors être validés qualitativement et quantitativement par comparaison avec des essais expérimentaux ou avec la réalité physique.

Notre recherche s'est basée principalement sur le premier type de données nécessaire à l'élaboration d'un homme virtuel : la modélisation géométrique.

Le but de la modélisation géométrique du corps humain, que ce soit de segments corporels isolés ou du corps entier, est de déterminer une représentation tridimensionnelle des différents éléments anatomiques constituant le segment étudié. Le passage de l'image médicale à la réalisation d'un maillage éléments finis adapté constitue alors un problème délicat. En effet, lors de la simulation de chocs, il est nécessaire de pouvoir disposer de modèles fiables du corps humain afin de prédire les lésions que celui-ci subit lors d'un choc. Ainsi, un des critères essentiels de ces modèles en éléments finis réside donc dans la définition géométrique sur laquelle ils s'appuient c'est-à-dire leur « bio fidélité ». Ce caractère de biofidélité des modèles prenant d'ailleurs toute son importance

suivant les besoins des applications pour lesquelles ils sont prévus. Néanmoins, certains points anatomiques précis, représentant un degré de finesse trop important pour les modèles, ne peuvent pas être abordés de façon réaliste car ils rendraient trop complexe le modèle numérique et la simulation numérique trop longue. Là encore, un compromis entre la finesse du modèle et sa complexité doit être obtenu en accord avec les capacités de calcul par ordinateur.

De plus, en raison des variations significatives de la morphologie humaine qui peuvent être observées lors de la comparaison de deux sujets humains distincts, le caractère général des modèles ne permet pas de particulariser les simulations. Il s'agit alors ici de pouvoir représenter le corps humain de différentes morphologies (enfant, homme/femme allant du 5^{ème} percentile au 95^{ème} percentile), et ce, dans différentes postures (debout, assis, en position de conduite automobile, ...).

Il apparaît donc intéressant de disposer d'outils permettant la génération de maillages spécifiques aux sujets étudiés et se rapprochant de la manière la plus rigoureuse possible de la réalité anatomique. La conception et le développement de ces outils informatiques, doit aboutir à la reconstruction géométrique tridimensionnelle puis au maillage d'éléments anatomiques particuliers, d'un segment corporel complet voire du corps complet. Ce processus peut parfois être lourd à mettre en place et par conséquent être coûteux en temps. Toutefois, il peut être rendu performant s'il est effectué par des procédés de traitement automatiques ou semi automatiques.

C'est dans cette optique que nos travaux se sont affichés et c'est cet objectif qui a toujours guidé notre recherche dans ce domaine.

Nous décrivons dans les parties ci-après notre démarche scientifique en la décomposant suivant l'évolution de nos recherches, à savoir:

- 1) L'élaboration de toute une « famille » de modèles géométriques du corps humain s'est faite en plusieurs étapes :
 - La réalisation d'un premier homme virtuel complet en position assise,
 - La déclinaison de cet homme virtuel unique en plusieurs autres modèles homme/femme adulte,
 - La conception de modèles géométriques de l'enfant.

Les trois chapitres de cette thématique correspondront à chacune de ces trois étapes.

- 2) Le processus de construction géométrique peut être décomposé en plusieurs phases :
 - une première phase ayant pour but l'acquisition de données géométriques sur le corps humain et leur analyse,
 - une deuxième phase concernant la reconstruction 3D proprement dite des différents éléments anatomiques que l'on souhaite modéliser,
 - une troisième phase traitant ces reconstructions afin d'établir les maillages en éléments finis permettant les simulations numériques.

Les sous-chapitres correspondront à ces différentes phases de la construction des modèles.

I D'un premier modèle en position assise à la personnalisation de modèles

Historiquement, mes activités dans le domaine de la modélisation géométrique de l'être humain ont démarré dans le cadre du projet européen HUMOS (Human Model for Safety – FP5 - 1997/2000) (Robin, 2001). Ce projet, regroupant la plupart des constructeurs automobiles européens (PSA, Renault, BMW, VW, Volvo), avait pour objectif d'améliorer les connaissances actuelles sur la position assise de l'homme au volant afin d'améliorer son confort et sa sécurité. Le but final de ce projet était la réalisation d'un modèle numérique biomécanique complet du corps humain en position de conduite automobile à des fins de simulations de mécanismes lésionnels.

Le projet HUMOS avait pour but de créer une base de données :

- géométrique sur la position anatomique d'un être humain (50^{ème} percentile) en position assise sur un siège d'automobile,
- biomatérielle sur le comportement mécanique des éléments biologiques composant le corps humain (validation des lois de comportement par comparaison à des études expérimentales),
- structurelles sur les mécanismes lésionnels subis lors des accidents.

La tâche qui incombait au LBA et que j'ai pris en charge consistait à fournir la géométrie tridimensionnelle de l'anatomie de l'homme en position assise au volant.

I.1 Acquisition géométrique

L'acquisition des données s'appuie généralement sur des techniques d'imagerie médicale (radiographies, scanner, IRM, coupes anatomiques ...) ou encore sur des mesures réalisées directement sur le corps humain (biométrie, bras articulé 3D, ...).

Les techniques reposant sur l'imagerie médicale restent les plus usitées et l'analyse de ces données brutes est alors souvent réalisée par des personnes expertes du domaine médical (anatomistes, chirurgiens, ...). Elle consiste la plupart du temps à appliquer des algorithmes de traitements d'image pour extraire les contours 2D des éléments à modéliser. Cette opération, appelée aussi « segmentation », consiste à trouver des zones homogènes dans une image (cf. figure 1). Elle est utile pour des besoins de différenciation ou de reconnaissance. Les contours peuvent être détectés par seuillage ou reconnaissance de textures en appliquant des méthodes de segmentation ou de filtrage par exemple (Coster et al. 89, Cocquerez et al. 95). Ces méthodes ne nécessitent pas, a priori, l'intervention d'un opérateur. Elles se présentent donc comme les plus avantageuses et les plus rapides puisqu'elles peuvent s'appliquer automatiquement.

Toutefois, si elles s'appliquent très bien aux images dont les différents objets de la scène possèdent un bon contraste entre eux, elles posent le problème de la fiabilité des résultats dans le cas des images complexes. En effet, si les objets à repérer possèdent des textures rapprochées, les contours sont mal définis et il est alors indispensable que l'utilisateur intervienne pour les définir précisément. C'est le cas en particulier d'une coupe anatomique puisque l'on trouve souvent la même texture pour deux organes différents en contact (structure rapprochée des tissus musculaires par exemple). Il devient alors complexe de séparer les organes sans l'intervention d'un expert.

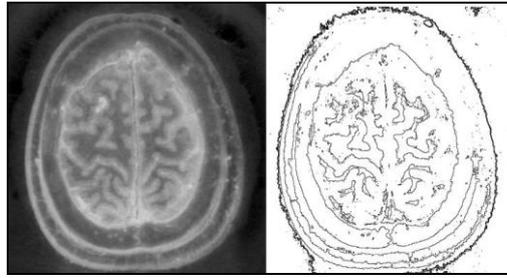


Figure 1. Exemple de segmentation d'une image médicale

Dans le cadre du projet HUMOS, il s'agissait de fournir une base de données géométrique anatomique d'un être humain (50^{ème} percentile) en position assise sur un siège d'automobile. L'acquisition des données anatomiques d'un homme en position de conduite automobile ne pouvait reposer sur des techniques médicales comme la radiographie conventionnelle ou l'IRM (imagerie par résonance magnétique) en raison des dimensions, trop grandes, que présente un sujet assis. Les travaux se sont donc orientés vers l'utilisation d'une technique habituelle de l'anatomie classique, la réalisation de coupes sériées et vers une technique de reconstruction tridimensionnelle par informatique.

La méthodologie utilisée repose donc sur une expérimentation précise et sur une équipe multidisciplinaire composée de scientifiques et d'anatomistes. Elle est basée sur la réalisation de coupes sériées anatomiques d'un corps congelé en position assise. Elle se résume par le schéma suivant (figure 2) et nous détaillons ci-après chacune de ces étapes:

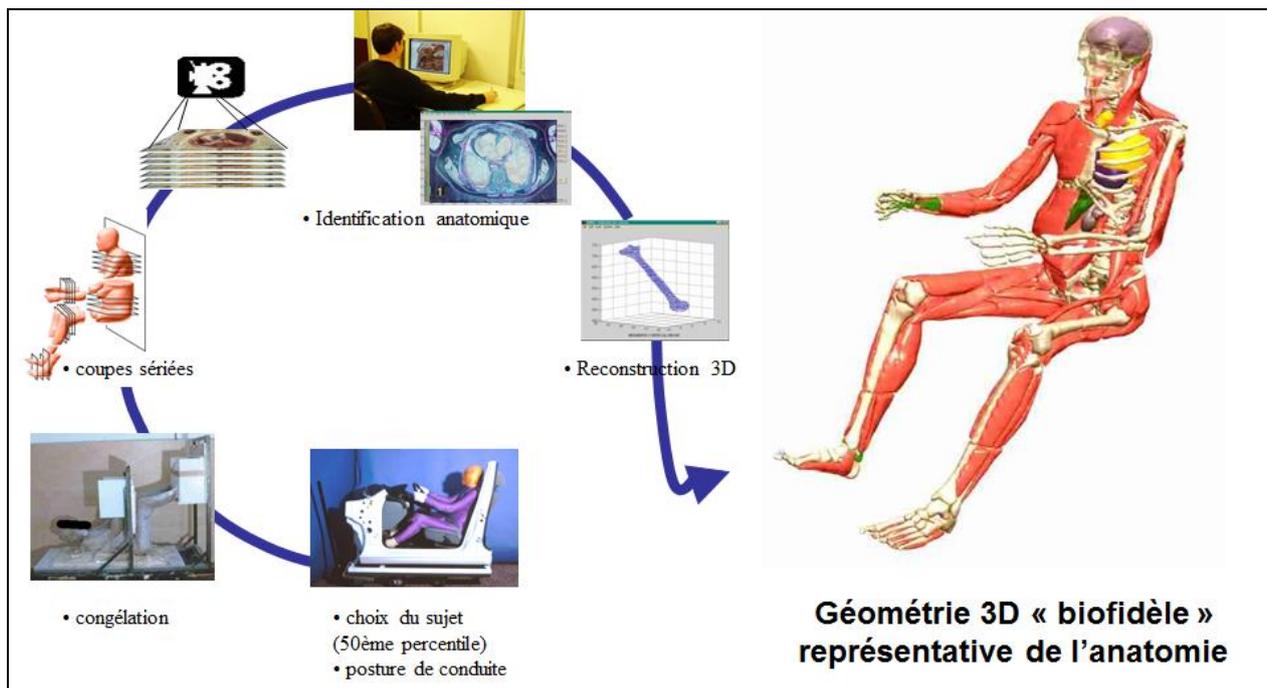


Figure 2. Processus d'acquisition géométrique basée sur la réalisation de coupes sériées anatomiques

• Le choix du sujet:

Tout d'abord, un sujet d'anatomie (corps donné à la science) est choisi proche de l'homme "50^{ème} percentile européen" selon des paramètres déterminés en analogie avec la définition des mannequins utilisés pour la réalisation des "crash-tests" (hauteur du tronc en position assise, taille, poids). Le tableau ci-dessous (figure 3) fournit les valeurs de ces critères pour les 30^{ème}, 50^{ème} et 70^{ème} percentiles ainsi que les dimensions de plusieurs sujets se rapprochant des valeurs d'un 50^{ème} percentile, dont celles du sujet sélectionné pour l'étude (en rouge)

Définition du 50ème percentile

Percentile	Poids (kg)	Taille (mm)	Hauteur assise (mm)
30	68	1710	897
50	75.5	1750	915
70	83	1780	933

Sélection du sujet

Sujets	Poids (kg)	Taille (mm)	Hauteur assise (mm)
S89 (85ans)	74	1740	880
S92 (80ans)	80	1730	880
S93 (78ans)	80	1730	920
S94 (75ans)	87	1840	980

Figure 3. Critères de sélection du sujet d'anatomie

- La réalisation des coupes sériées

Le sujet est ensuite installé en position standard de conduite dans un cockpit de voiture sur un siège automobile normalisé (Peugeot 406). La position était la suivante:

- pied droit au sol
- pied gauche sur la pédale d'embrayage
- tête à 8cm de l'appui tête
- mains en position 10h10

L'ensemble est ensuite congelé dans cette position et soumis à un processus d'acquisition de coupes sériées, planes, strictement parallèles, et équidistantes de 2.5 mm d'épaisseur (la mesure de leur épaisseur est effectuée à partir de cellules laser) (Ghannouchi, 1993). Les directions des plans de l'image sont choisies afin de rester en corrélation avec les descriptions anatomiques conventionnelles (ie sagittale, coronale ou transversale). Ces directions diffèrent donc en fonction du segment corporel que l'on étudie (figure 4). Environ 500 plans anatomiques ont ainsi été réalisés puis informatisés afin d'être traités numériquement.

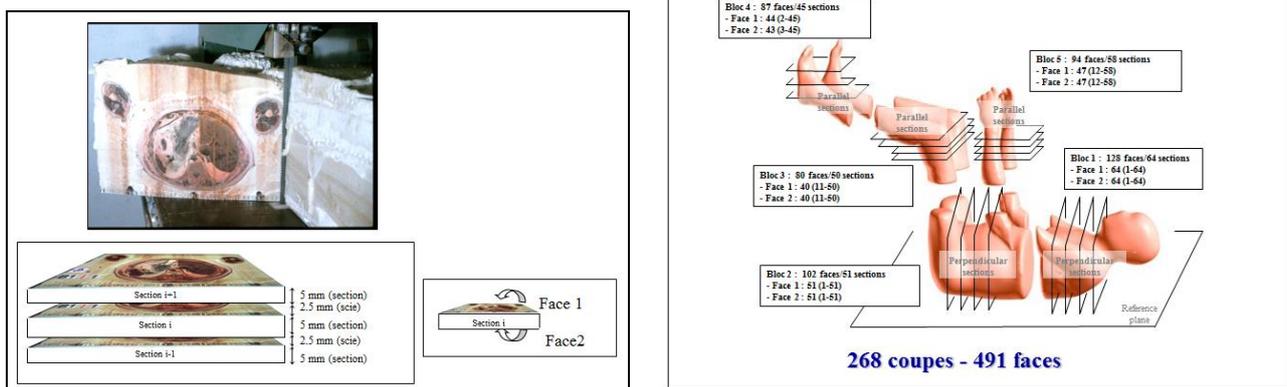


Figure 4. Directions des coupes sériées anatomiques

- L'acquisition anatomique :

Chaque plan était ensuite soumis à une étape de dessin qui consiste à créer pour chacun d'eux un schéma d'anatomie reportant tous les éléments pertinents à la modélisation. Les images sont analysées à l'aide d'outils informatiques par des anatomistes qui identifient, dessinent à l'aide d'une table graphique et enregistrent les contours de chaque structure anatomique (figure 5). Il doit aboutir à un schéma d'anatomie de la coupe.

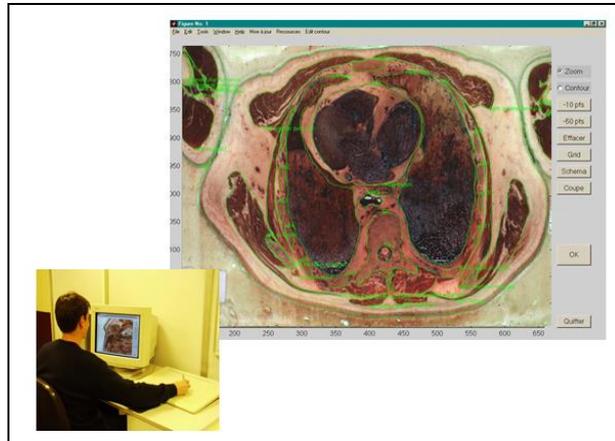


Figure 5. Identification anatomique des organes. Contours et nominations assistés par ordinateur

L'essentiel de mon travail a eu pour but de mettre en place la meilleure méthodologie de détection des contours des organes choisis :

- soit manuelle à partir de projections des photographies sur une table translucide (méthode classique) ou à partir d'images scannées par ordinateur,
- soit automatique par traitement d'images (seuillage).

Plusieurs méthodes ont été implémentées (programmation en langage C) et testées mais les résultats montrent l'impossibilité d'un traitement automatique à cause de la grande complexité des textures des découpes (structure rapprochée des tissus musculaires, ...).

En effet, la méthode usuelle d'obtention de contours 2D est le dessin manuel des contours par un anatomiste. Cependant c'est une tâche longue et fastidieuse. De même, obtenir un processus qui effectuerait automatiquement la détection de tous les organes sur tous les types de coupes serait rapide mais est en fait utopique. La complexité du corps humain générera toujours des situations où les algorithmes de détection seront pris en défaut. De plus les anatomistes identifient parfois les organes en les extrapolant à partir de leurs connaissances théoriques de l'anatomie, ce qui est impossible à reproduire pour un logiciel. Notre but a donc été de parvenir à un système qui facilite au maximum l'intervention d'un anatomiste dans la détection et le dessin des contours des organes.

Ainsi, nous avons développé une méthode permettant de supprimer toutes les imperfections d'un contour ayant pu avoir lieu lors du dessin. Le but était d'obtenir des contours ayant tous la même définition de manière en particulier à "normaliser" les contenus des fichiers, à savoir :

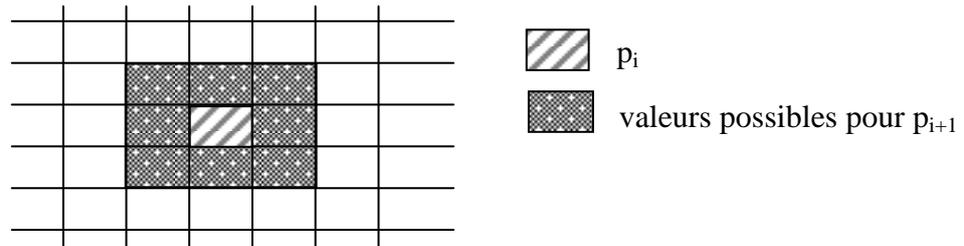
On définit un contour C comme étant une suite ordonnée de points ou de pixels de l'image :

$$C = \{p_i \quad i=1..n\}$$

Cette suite ordonnée doit avoir les propriétés suivantes :

- Continu : le pixel p_{i+1} est un 8-connexe de p_i c'est à dire qu'il appartient à un des huit voisins de p_i

$$\forall i=1..n-1 \quad p_{i+1} \in V_8(p_i)$$



si (X,Y) sont les coordonnées du pixel p_i alors p_{i+1} a pour coordonnées celles de l'un des points suivants : $(X-1,Y-1)$, $(X-1,Y)$, $(X-1,Y+1)$, $(X,Y-1)$, $(X,Y+1)$, $(X+1,Y-1)$, $(X+1,Y)$, $(X+1,Y+1)$.

- Fermé : le dernier point de la liste est équivalent au premier

$$p_i = p_n$$

- Pas de double : un point ne figure qu'une seule et unique fois dans la liste (sauf pour les premier et dernier points)

$$p_i \neq p_j \quad \forall i,j \quad i \neq j, i \neq 1$$

- "Squelettique" : le squelette (Cf. définition dans [20]) du contour est le contour lui-même.

$$C = Sq(C)$$

Un processus d'épuration doit donc permettre de traiter la liste des pixels recueillis lors de l'étape de dessin (c'est à dire les pixels marqués par la souris) en éliminant certains d'entre eux de manière à se ramener à une suite de points vérifiant l'ensemble de ces propriétés. Le but est de supprimer de la liste les pixels caractérisant un "mauvais contourage". Cette définition du contour permet d'éliminer en particulier les configurations de dessin suivantes (figure 6) :

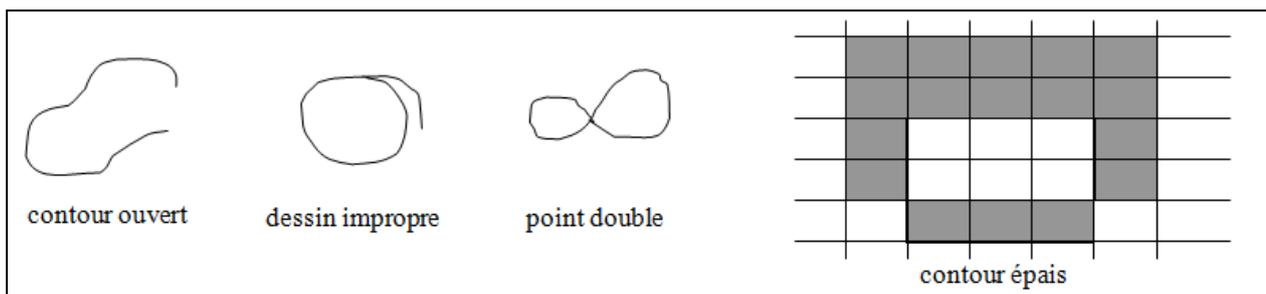


Figure 6. Configurations de contours indésirables

Plusieurs possibilités ont été identifiées pour réaliser ce travail et nous avons choisi de mettre en place dans notre logiciel un processus d'épuration points par points. Cette méthode consiste à prendre les pixels d'un contour brut (pixels bleu sur la figure 7) qui se trouvent à la frontière extérieure et qui vérifient les propriétés d'un contour tels que définis ci-avant. Le contour rouge (contour épuré) est donc déterminé comme étant l'enveloppe extérieure de l'ensemble des pixels sélectionnés à la souris par l'utilisateur (Cf. figure 7).

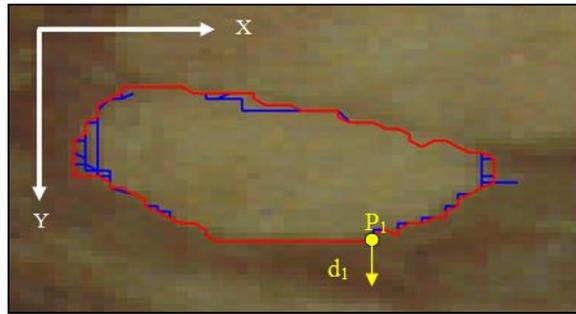


Figure 7. Epruration d'un contour

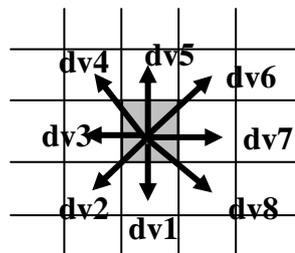
Le principe est de prendre initialement un point du contour brut dont on est sûr qu'il se trouve sur l'enveloppe extérieure, puis de se déplacer sur le contour en tournant toujours dans le même sens.

Le choix du premier point - soit p_1 - se fait par exemple en prenant le point maximum global, c'est à dire le pixel bleu ayant l'abscisse X la plus grande parmi les points ayant la coordonnée Y la plus grande. Comme aucun point bleu ne peut se trouver "en dessous", la normale au contour en p_1 - soit d_1 - est verticale et son sens est vers le bas (Cf. figure 7). Elle indique ainsi "l'extérieur" du contour.

Le deuxième point p_2 de la liste est ensuite le premier point voisin à p_1 (parmi les 8-connexes), appartenant lui aussi au contour brut, que l'on rencontre en "tournant" dans le sens des aiguilles d'une montre par rapport à la direction d_1 . La normale au segment $[p_1, p_2]$ marque alors la nouvelle direction d_2 . On réitère alors l'opération à partir du couple (p_2, d_2) pour trouver (p_3, d_3) et ainsi de suite.

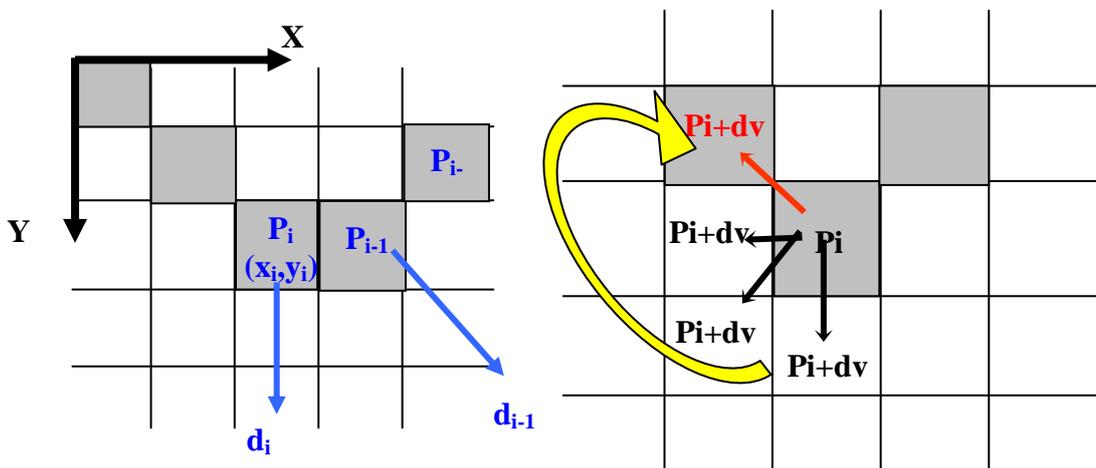
Le processus s'arrête lorsque le point trouvé p_i correspond au point de départ p_1 .

Afin de formaliser et d'illustrer ce processus, nous introduisons la notion de directions voisines pour un pixel (X, Y) . Elles correspondent aux couplets $(0,1)$, $(-1,1)$, $(-1,0)$, $(-1,-1)$, $(0,-1)$, $(1,-1)$, $(1,0)$, $(1,1)$ et définissent les coordonnées des 8 points connexes à ce pixel si on les rajoutent au couple (X, Y) .



Nous illustrons ci-dessous le schéma pour trouver le couple (p_{i+1}, d_{i+1}) à partir du couple (p_i, d_i) :

1^{ère} étape : Les points précédents P_{i-2} , P_{i-1} et leurs normales au contour sont connus (en bleu) et on



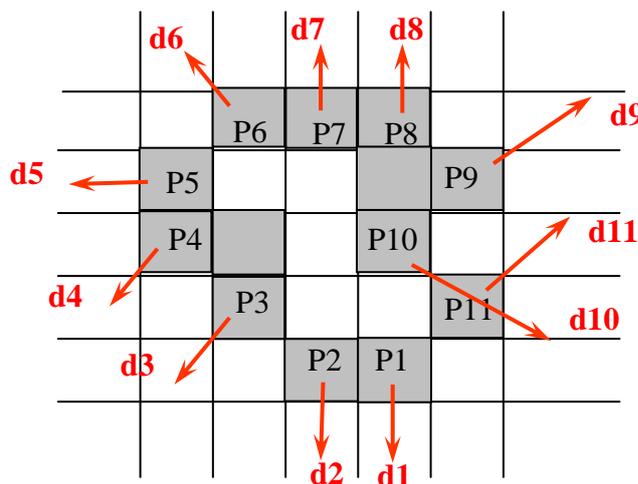
se trouve en un pixel $P_i (x_i, y_i)$ dont la normale d_i au contour est équivalente à la perpendiculaire du segment $[p_{i-1}, p_i]$ dirigée vers l'extérieur. Les points possibles pour P_{i+1} sont en théorie les 8-connexes à ce pixel, c'est à dire :

$$\begin{aligned} (x_i, y_i+1) &= P_i+d_i = P_i+dv1 & (x_i-1, y_i+1) &= P_i+dv2 \\ (x_i-1, y_i) &= P_i+dv3 & (x_i-1, y_i-1) &= P_i+dv4 \\ (x_i, y_i-1) &= P_i+dv5 & (x_i+1, y_i-1) &= P_i+dv6 \\ (x_i+1, y_i) &= P_i+dv7 = P_{i-1} & (x_i+1, y_i+1) &= P_i+dv8 \end{aligned}$$

En fait, de par le calcul précédent effectué sur P_i , il est clair et implicite que les points P_i+dv1 , P_i+dv7 et P_i+dv8 ne sont pas testés sauf cas particulier (contour ouvert, fin du processus)

2^{ème} étape : On tourne dans le sens des aiguilles d'une montre à partir de la direction $d1$ pour chercher le premier point 8-connexe qui soit grisé. On teste ainsi successivement les points P_i+dv1 , P_i+dv2 et P_i+dv3 mais ces derniers n'étant pas grisés, ils ne sont pas retenus. Enfin, le point P_i+dv4 étant grisé, il est considéré comme le nouveau point de la liste P_{i+1} . La normale d_{i+1} à la courbe en ce point est alors affectée à la perpendiculaire à $[p_i, p_{i+1}]$, soit $dv4$.

Ci-dessous l'illustration complète du processus sur un petit contour. Seuls les points retenus pour le contour épuré sont numérotés et les normales au contour sont indiquées en rouge.



L'algorithme de recherche du point suivant peut s'arrêter pour deux causes principales.

Soit le nouveau point trouvé correspond au pixel de départ $P1$ et cela signifie qu'un contour fermé a été détecté. L'algorithme s'est alors déroulé correctement et le processus d'épuration est fini.

Soit le nouveau point trouvé P_{i+1} correspond au pixel précédent P_{i-1} et dans ce cas le contour est ouvert. On peut alors signaler l'erreur à l'utilisateur en indiquant les coordonnées du point où "rebrousser" chemin jusqu'à retrouver un autre chemin possible.

Ces algorithmes ont été implémentés dans un logiciel et une interface graphique a également été développée pour permettre aux anatomistes d'analyser les coupes anatomiques réalisées dans le cadre du projet HUMOS. Le logiciel ainsi développé a su montrer son efficacité puisqu'il a permis l'analyse assistée par ordinateur des 500 coupes anatomiques. Environ 13000 fichiers - ou contours - ont été réalisés, représentant l'ensemble de la peau, tout le système osseux, les principaux tissus mous (cœur, poumons, foie, reins, ...) et les grands groupes musculaires.

- Amélioration du processus d'acquisition:

L'utilisation intensive du processus d'acquisition anatomique décrit ci-avant nous a toutefois amené à porter notre réflexion sur son amélioration. En effet, il était apparu que certains algorithmes de traitement d'image pouvaient être utilisés dans ce cadre.

Nous avons donc cherché à automatiser l'extraction des contours par traitement d'images (seuillage). Ce travail a été réalisé dans le cadre de la thèse de Samuel Bidal que nous avons encadrée.

Le logiciel qui a été implémenté travaille sur deux niveaux : l'image et la série d'images.

Au niveau de l'image en cours de traitement, le logiciel permet :

- a) une gestion (variations et corrections) de la luminosité, du contraste et des couleurs ;
- b) un passage en image puissance afin de permettre le traitement par des méthodes de segmentation (utilisation des filtres de (Shen & Castan , 1992) ;
- c) une segmentation de l'image en utilisant plusieurs méthodes (Seuillage par Hystérésis, Ligne de Partage des Eaux – méthode de Meyer (Dobrin et al., 1994)).

Il autorise également, sur l'image segmentée, la fusion des régions adjacentes si le niveau de correspondance entre elles est suffisant. Cela permet d'éviter les artefacts de détection. Puis l'anatomiste sélectionne les régions correspondant à un organe et le programme en extrait les contours. Il est à tout moment possible d'intervenir manuellement afin de corriger des erreurs dans le processus automatique.

Afin de faciliter l'utilisation du logiciel et des procédures de segmentation nous avons déterminé une série de paramètres à utiliser suivant le type d'organe à détecter et le support sur lequel cette détection est réalisée. Classé par catégorie d'organes (os, muscle, ...) ces critères permettent un gain de temps en simplifiant la première approche, celle-ci étant à affiner par la suite en prenant en compte les spécificités de la série d'images à traiter.

Au niveau d'un groupe d'image, lorsqu'un organe a été détecté sur une coupe, le logiciel effectue une segmentation sur chacune des coupes adjacentes puis tente d'établir une correspondance entre les régions obtenues et celles que l'anatomiste a précédemment identifiées. Les régions correspondant à l'organe à détecter sont automatiquement fusionnées et le contour de l'organe est extrait. L'anatomiste est alors libre de contrôler la qualité de la détection et d'effectuer des retouches manuelles si nécessaire. Par propagation un organe peut ainsi être détecté sur une série de coupes à partir d'une identification de son contour sur une seule coupe de la série.

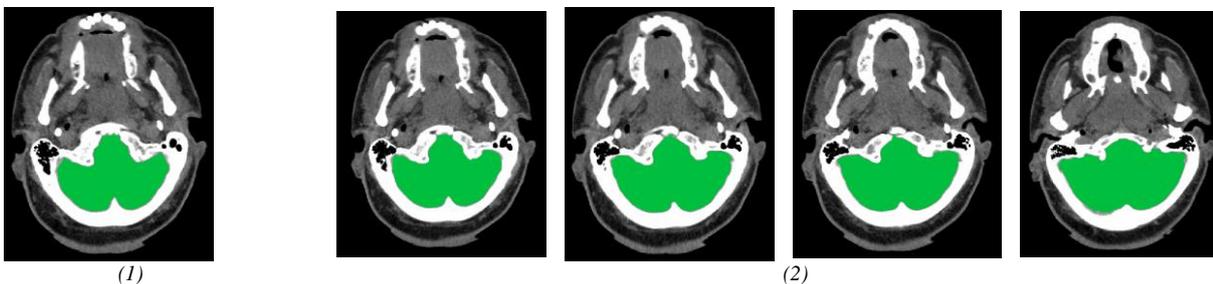


Figure 8. Organigramme de travail.
(1) Détection du contour du cerveau sur la première coupe
(2) Propagation automatique du contour sur les coupes supérieures

Les résultats obtenus sont une accélération de la procédure d'extraction des contours. Une fois les paramètres de chacune des différentes fonctions fixées, la détection des contours par propagation se fait très rapidement.

Les méthodes de détection de contours ont été choisies de façon à être applicables sur tout type d'imagerie sériée dans le but de les rendre d'un emploi le plus large possible. Le traitement des coupes est effectué en utilisant des algorithmes dédiés. Cependant lors de leur application une validation est toujours demandée à l'utilisateur afin de pouvoir exploiter ses connaissances spécifiques. Notre méthode permet de plus de s'affranchir d'une étude systématique de chacune des coupes en permettant la détection automatique des contours d'un organe sur la série entière de coupes.

La méthode de détection des contours a prouvé sa qualité de par la précision des reconstructions et maillages qu'elle permet par la suite de générer. En effet si la qualité intrinsèque d'un contour est difficilement quantifiable, une mauvaise fiabilité anatomique ne permettrait pas d'obtenir des représentations tridimensionnelles fidèles.

I.2 Modélisation géométrique tridimensionnelle

Une fois les fichiers de contours validés, la deuxième phase constituant la reconstruction 3D proprement dite peut débuter. D'une manière générale, elle consiste tout d'abord à superposer les contours 2D extraits de l'acquisition géométrique en les recalant dans un référentiel global. L'empilement des contours offre alors une première validation pour les anatomistes (voir figure 9).

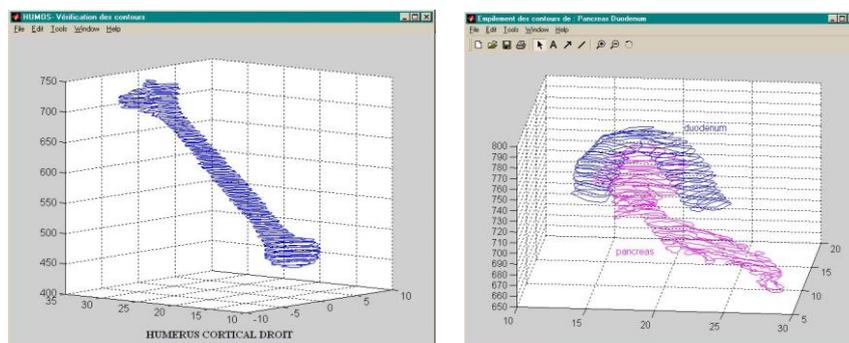


Figure 9. Empilement des contours du duodénum et du pancréas.

Toutefois, cela apparaît insuffisant pour la validation des organes de forme complexe (comme par exemple la scapula, le pancréas, ...). Il est alors nécessaire de proposer un volume tridimensionnel le plus rapproché possible des contours bruts. La visualisation 3D permettant alors à l'utilisateur de valider la forme de l'objet ou de procéder à des corrections sur les contours (voir Figure 10). Cette étape de reconstruction doit être suffisamment robuste pour traiter tous types de formes afin d'assurer la visualisation de n'importe quelle structure anatomique, aussi complexe soit-elle.

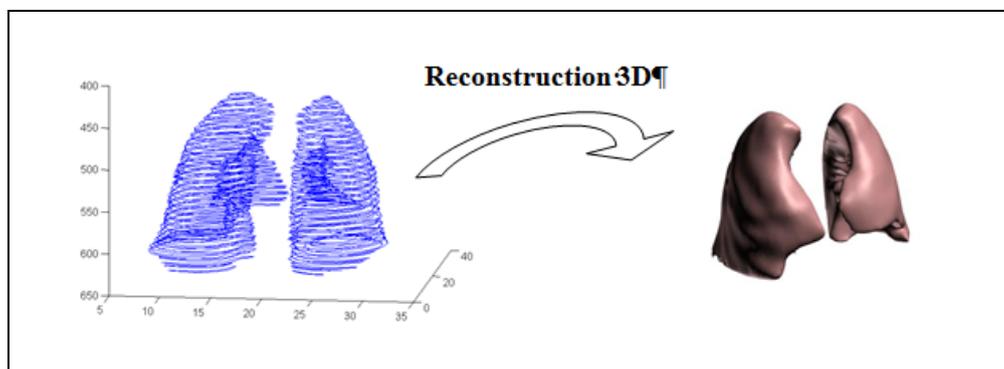


Figure 10. Reconstruction des poumons

De nombreuses méthodes mathématiques de génération d'objets 3D à partir de leurs contours 2D existent. Parmi elles, citons (voir figure 11):

- la méthode des plus proches voisins. Elle consiste à relier deux contours successifs par des facettes triangulaires générées par une méthode de recherche du plus proche voisin. Chaque point du contour A recherche ses deux plus proches voisins sur le contour B. Tous trois forment alors une facette. Les facettes inverses sont déterminées par complémentarité. Lorsqu'une des facettes est un quadrangle, il est divisé en deux triangles complémentaires afin d'obtenir une homogénéité de définition de la surface.
- les méthodes basées sur la triangulation de Delaunay. Elles permettent, étant donné un jeu de points répartis dans l'espace, d'obtenir un maillage triangulaire couvrant ces points. Cette méthode est le dual des diagrammes de Voronoï. (Boissonnat & Geiger 1992).
- les méthodes basées sur la déformation de maillages simples. Le principe ici est de placer un objet maillé de façon k-simplexe (une sphère généralement) de façon à ce qu'il englobe le nuage de points constitué par les contours. On soumet ensuite les sommets du maillage de cet objet à diverses forces afin de provoquer un « dégonflement » de la structure et ainsi obtenir un « moule » de l'objet à reconstruire. (Delingette, 1997)
- Les méthodes basées sur l'algorithme du marching cube. Le principe de base est de diviser l'espace en une série de petits cubes que l'algorithme parcourt. Il teste leurs coins, détectant toute intersection cube-surface de l'objet. Il remplace en conséquence chaque cube intersecté par un nombre approprié de facettes qui représentent une approximation de la surface dans le cube. La somme de toutes ces facettes forme une approximation surfacique de l'objet à reconstruire. (Lorensen & Cline 1987)

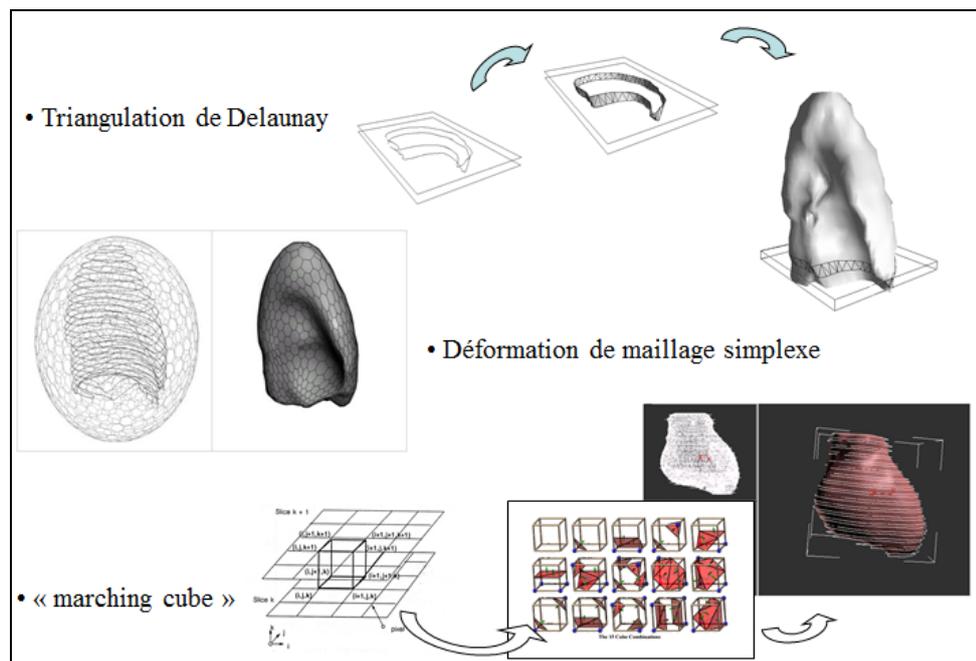


Figure 11. Algorithme de reconstruction 3D

Plusieurs d'entre elles ont été implémentées et comparées. La méthode des plus proches voisins fut rapidement écartée. En effet, bien qu'elle soit peu coûteuse en temps et qu'elle fonctionne très bien sur des contours pour lesquels les points sont uniformément répartis, elle génère beaucoup de facettes dégénérées, notamment lorsque les contours sont très irréguliers.

La méthode de déformation de maillages simples fut-elle aussi abandonnée, malgré de bons résultats. Elle est en effet « semi-automatique ». Certaines variables concernant le paramétrage des forces intérieures et extérieures qui provoquent la déformation du maillage sont laissées à

l'appréciation de l'utilisateur. Or ces paramètres varient beaucoup selon l'aspect des objets à reconstruire (forme longue du tibia, massive du cœur, aplatie de l'omoplate ...). De plus, il faudrait utiliser un second maillage déformable que l'on « gonflerait » afin de générer des objets creux (la partie médullaire des os notamment). Cette méthode fut donc elle aussi écartée au profit des deux dernières méthodes testées.

La Triangulation de Delaunay et le Marching-cubes, très usitées dans le domaine du maillage, furent testées en parallèle. Leurs résultats sont comparables, même si une reconstruction à l'aide de la Triangulation de Delaunay a tendance à donner un aspect plus « haché » aux objets.

Nous nous sommes donc orientés vers des méthodes de reconstruction basées sur les iso surfaces et plus spécifiquement vers les méthodes dérivées de l'algorithme du « Marching Cubes ». Nous désirions en effet éviter tous problèmes de « branching » et utiliser une méthode nous donnant sans ambiguïté une bonne représentation de l'organe. Elle s'est donc présentée comme la plus robuste et la plus adaptée à notre problématique (voir figure 12).

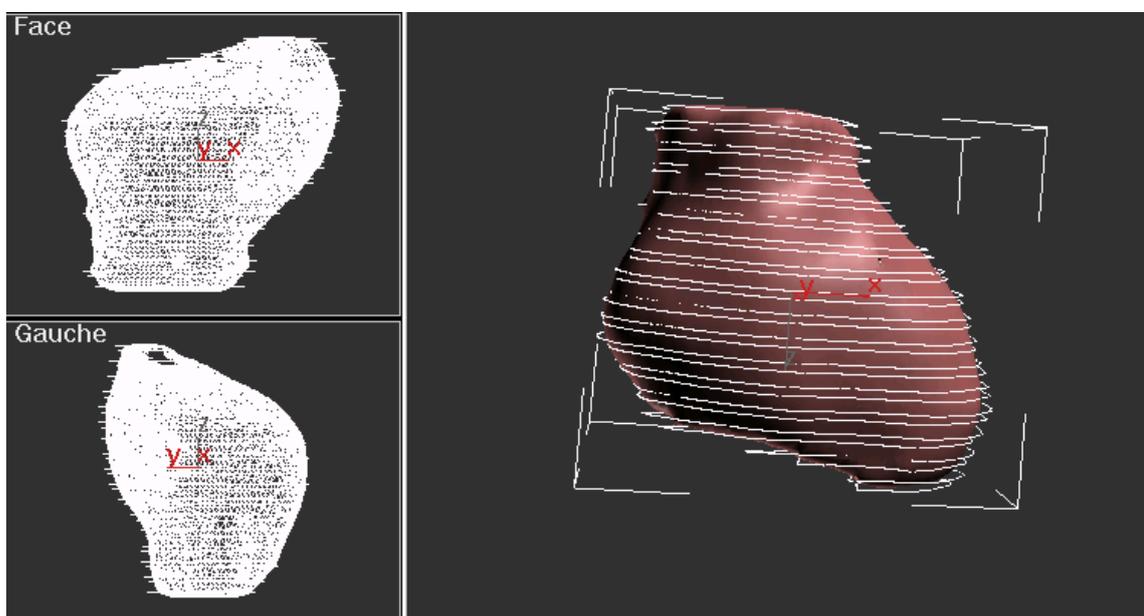


Figure 12. Reconstruction 3D du cœur à l'aide de la méthode du marching cube

Après avoir reconstruit la grande majorité des organes, os et muscles du corps humain, et si dans la plupart des cas le programme nous a conduits à des résultats plus que satisfaisants, l'algorithme du marching cubes s'est avéré toutefois un peu dépassé dans certains cas très précis. En particulier, les reconstructions du muscle diaphragme et des scapulas ont produit des objets présentant beaucoup de discontinuités sur la surface générée. Cela était dû au fait que l'objet à reconstruire était d'épaisseur très faible (<1mm). Dans ce cas l'utilisateur doit trouver un compromis en jouant sur le réglage des paramètres de la reconstruction. Lorsque l'épaisseur est faible, il faut notamment que la dimension des cubes soit inférieure à l'épaisseur minimum de l'objet.

Au final, ces travaux nous ont permis de modéliser géométriquement en 3D plus de 300 éléments anatomiques, à savoir : la peau, l'ensemble du squelette, les organes mous, les muscles (voir figure 13). Une base de données d'éléments biologiques composant le corps humain a alors été constitué afin d'avoir une meilleure gestion des données reconstruites de manière descriptive, modulaire (système musculaire, osseux, vasculaire, ...) et une meilleure évolutivité (ajout de composants, ...).

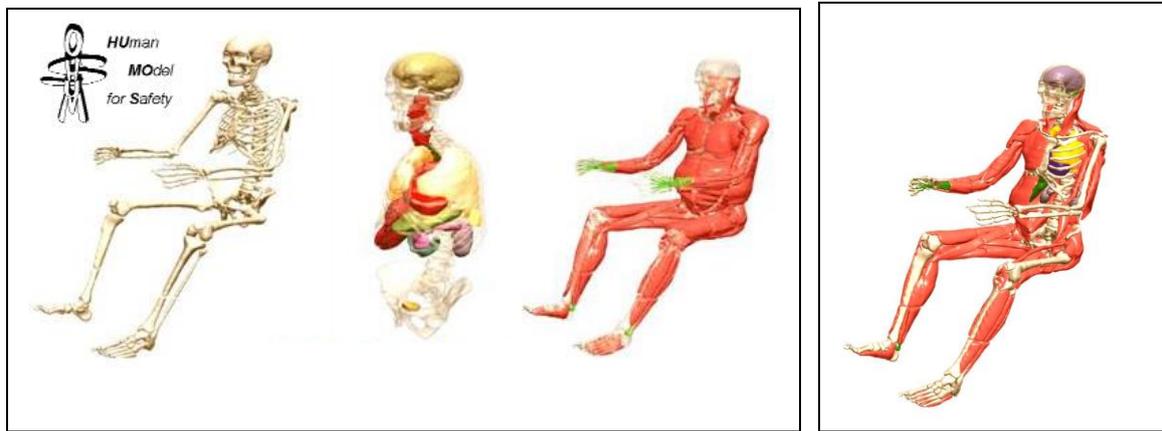


Figure 13. Représentation géométrique de l'anatomie du corps humain en position de conduite automobile (projet HUMOS) : système osseux, organes mous, système musculaire, complet.

Les résultats de ces travaux constituent une base de données anatomique et géométrique complète du corps humain en position assise de conduite automobile. Ils permettent d'améliorer les connaissances sur la position des organes et leurs interactions dans cette posture.

En effet, l'anatomie complète de l'homme est parfaitement connue en position classique, debout, mais elle est très peu documentée en position assise. Aussi, ce travail permet de répondre aux diverses questions concernant les conséquences médicales de cette position. Il détermine les positions du squelette, des organes et des muscles dans cette posture et quels sont les changements d'orientation imposés par cette attitude en particulier sur la colonne vertébrale. La description de la courbure de la colonne vertébrale en position de conduite a ainsi montré la disparition de la lordose lombaire et l'apparition d'une cyphose cervico-dorso-lombaire.

A noter toutefois que d'un point de vue anatomique, il est évident que l'absence d'action musculaire et le manque de pressurisation du cadavre induisent une diminution de la dimension de certains organes (système pulmonaire et cardiovasculaire, muscles, ...). Toutefois, il semble que cette déficience n'influe pas sur l'orientation et la position des organes excepté pour la tête et les épaules. Pour ces dernières, l'inactivité des muscles, plus spécialement celles des muscles de la nuque et du dos, peut conduire à une inclinaison vers l'avant du torse supérieur et de la tête. C'est pourquoi, afin de garantir une posture précise et réaliste de la partie supérieure du corps (lordose cervicale), nous avons maintenu la tête proche de l'appui tête.

L'adaptation des vaisseaux iliaques et fémoraux a par ailleurs montré que ces vaisseaux, rectilignes en position debout, présentent en position assise des flexuosités avec des incurvations postéro-internes avant et après la traversée du trou musculo-pectinéal. Ces changements de direction pouvant ralentir le flux sanguin et engendrer certaines pathologies. De même, une analyse approfondie de la région glutéale a révélé les points de compression du tissu adipeux et quelques étirements des muscles glutéaux.

De plus, la position assise étant celle de la conduite automobile, elle permet certaines conclusions sur le confort et la sécurité d'un occupant d'un véhicule. Une étude de la position des organes en relation avec le passage de la ceinture de sécurité diagonale (thoraco-abdominale) et horizontale (abdominale) a ainsi révélé quels organes peuvent être lésés par la ceinture et en particulier le foie, la vessie, l'aorte abdominale, la veine cave inférieure et la région duodéno-pancréatique (Chabert, 1996). Ce travail a montré également que l'appui osseux du tronc sur le siège est transmis par l'intermédiaire de l'ischion ce qui est en accord avec les travaux de Le Floch (LeFloch, 1980). Ces points d'appui peuvent alors être utilisés en automobile pour améliorer le confort des sièges ou détecter la présence d'une personne par exemple.

Enfin, cette technique ouvre de nouvelles possibilités dans les domaines de l'enseignement de l'anatomie en proposant une approche nouvelle de l'anatomie, visuelle et spatiale. La réalisation des images médicales tous les 2.5 mm d'épaisseur permet une reconstruction informatique en trois dimensions des structures anatomiques avec une excellente résolution. Certains détails anatomiques, comme les processus transverses de la colonne vertébrale, peuvent ainsi être abordés.

I.3 Génération de maillage éléments finis

La dernière phase du processus d'élaboration d'un modèle géométrique en éléments finis consiste à réaliser le maillage. Ce travail s'effectue à partir de la CAO 3D fournit lors de la phase précédente.

Dans le cadre du projet HUMOS, ce maillage a été réalisé manuellement par d'autres partenaires du projet à partir de notre CAO 3D. Chacun des organes a donc été maillé séparément et le modèle complet comprend au total plus de 54000 éléments représentant les os, ligaments, tendons, muscles, peau, organes pleins et creux et contenu intracrânien (voir figure 14).

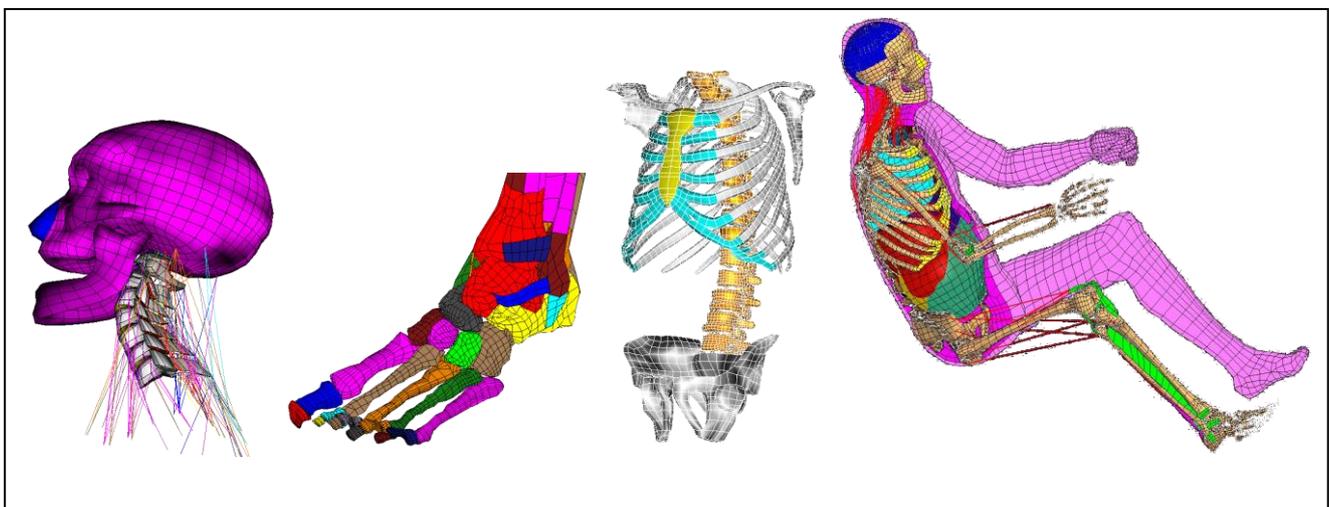


Figure 14. Maillage du modèle HUMOS : tête, squelette du tronc, pied et modèle complet

Même si nous n'avons pas participé à la construction de ce maillage éléments finis, nous avons été fortement impliqués dans son élaboration et cela nous a permis de mieux appréhender les difficultés liées à ce travail.

La première grande difficulté, théorique, a posé la question de la génération des modèles géométriques du corps humain. En effet, les outils utilisés restaient semi manuel, ce qui a rendu ce travail long et fastidieux. Il ne permettait donc pas la création aisée de maillages en éléments finis de manière automatique et personnalisé.

De plus, les maillages doivent se rapprocher le plus fidèlement possible du modèle anatomique utilisé comme donnée de départ puisqu'ils seront spécifiquement utilisés pour des simulations dans un objectif de prédiction de lésions. Cette tâche est tout aussi délicate que les autres puisqu'elle nécessite plusieurs choix cruciaux influant sur la qualité des simulations. En effet, cette dernière dépendra en particulier du type d'éléments que l'utilisateur aura choisi (surficiels, volumiques, triangulaires, quadrangulaires, hexaédriques ...) et de la « qualité » des éléments (Frey et al. 1999). Les critères de qualité d'un maillage pourront alors se baser sur la dimension des éléments, leurs angles minimal et maximal, leurs « warpage », leur « aspect ratio » ... Bien entendu, le nombre d'éléments et la précision des maillages devront être un compromis avec les temps de calcul des simulations.

Il est donc apparu important de pouvoir maîtriser cette étape et de la rendre quasi automatique en générant les maillages directement à partir des reconstructions 3D. Nous nous sommes donc

attachés, dans le cadre de la thèse de Samuel Bidal, à élaborer une méthodologie transformant la reconstruction tridimensionnelle en modèle éléments finis. Les modèles étant optimisés de façon à prendre en compte les spécificités anatomiques. L'objectif final étant aussi de pouvoir générer des maillages personnalisés en fonction des données médicales de départ appartenant à un seul individu.

Ce logiciel est basé sur le principe de regrouper les deux étapes de reconstruction et de maillage. En effet, ces deux étapes, à l'origine dissociées, ont été regroupées car elles sont basées sur des techniques similaires. Nous avons donc cherché à mettre en place une méthode possédant une telle caractéristique et permettant notamment la génération sans intermédiaire de quadrangles. L'étude bibliographique ne nous ayant pas permis d'identifier une telle méthode, nous avons mis au point notre propre méthode : le Marching Octahedra. Utilisant les techniques classiques d'extraction d'isosurface, elle se base sur une division de l'espace originale, en octaèdres, afin de générer directement une représentation en quadrangles (voir figure 15).

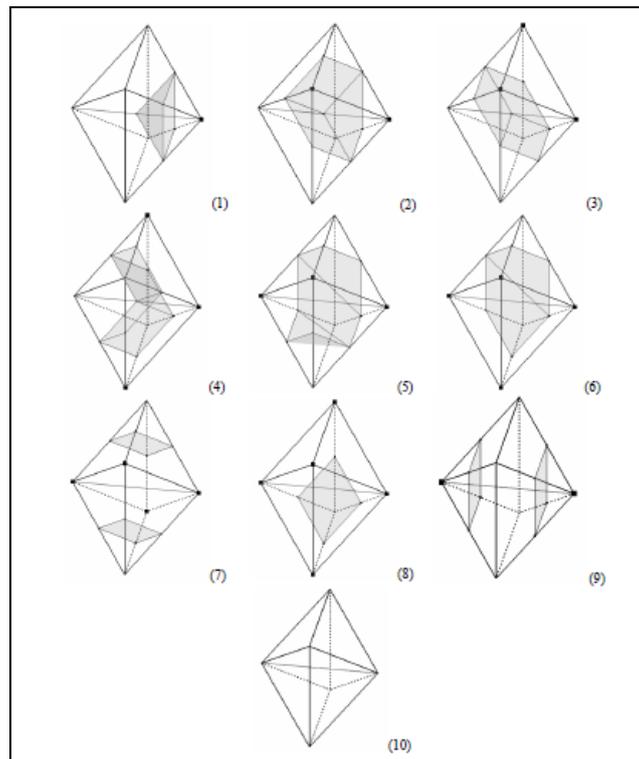
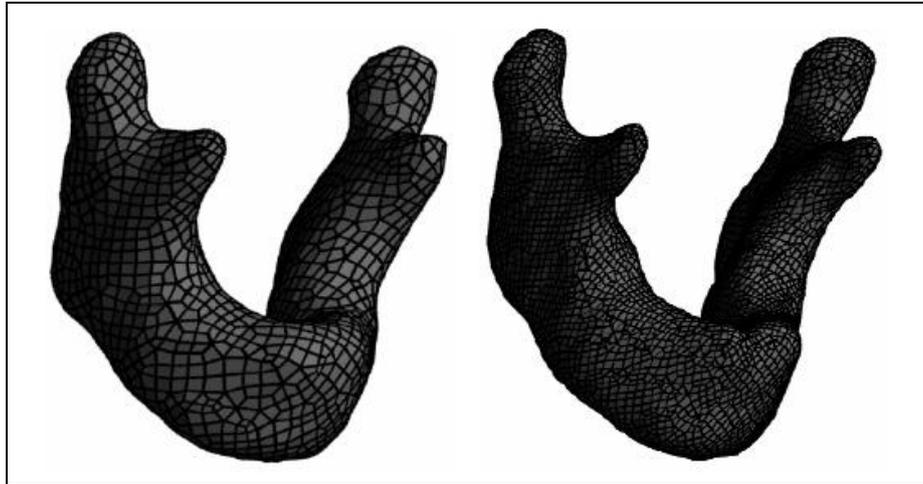


Figure 15. Les dix configurations de base du Marching Octahedra et les surfaces qu'elles génèrent.

La méthode est robuste et évite les cas ambigus qui nécessiteraient un traitement particulier supplémentaire. De plus elle intègre au cours de la reconstruction une possibilité d'optimisation des quadrangles générés. Au niveau applicatif un algorithme d'optimisation des éléments par bougé de points a été implémenté afin d'améliorer la qualité des quadrangles. Il est alors possible d'affiner la représentation en utilisant ces lissages successifs sous le contrôle de l'utilisateur (figure 16).



	Mandibule de gauche	Mandibule de droite
Taille de la matrice de données 3D	15 x 15 x 10	30 x 30 x 15
Nombre de sommets / de quadrangles	2363 / 2830	7283 / 8958
Torsion > 10°	704 quadrangles (32%)	1275 quadrangles (18%)
Torsion > 25°	64 quadrangles (3%)	68 quadrangles (1%)
Torsion > 40°	0 quadrangle	0 quadrangle

Figure 16. Exemples de deux maillages d'une mandibule avec leurs caractéristiques

Cependant une utilisation excessive de cette méthode peut induire une dégradation de la représentation. Il est aussi possible de réduire la précision des données initiales en ré-échantillonnant l'espace. Cela permet d'accélérer le processus de reconstruction et d'obtenir une première visualisation brute du résultat final. Mais là aussi une perte de précision sur la représentation est constatée si les données sont trop appauvries. Le Marching Octahedra permet de générer une représentation tridimensionnelle très fidèle au niveau anatomique lorsque l'on utilise toute la définition des données initiales. Les détails des organes sont clairement visibles. Cela permet par exemple d'identifier les possibles erreurs de détection de contours (l'organe est alors déformé). Le maillage surfacique est quant à lui de très bonne qualité. Les éléments obtenus respectent les critères de torsion, de rapport des longueurs et de jacobien couramment utilisés lors des simulations numériques.

La validation de la méthode s'est effectuée au travers de différentes applications liées aux activités du Laboratoire de Biomécanique Appliquée. Nous avons ainsi pu :

- Tester et valider la génération de maillage en participant à l'élaboration de modèles de différents segments du corps humain : segment céphalique, muscles du membre pelvien, membre thoracique, pelvis. Chacune de ces applications a de plus permis de mettre au point autant de guides de détection de contours.
- Valider plus particulièrement l'un de nos maillages surfaciques en simulation numérique à travers la collaboration à la création d'un tout nouveau modèle de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur (voir figure 17).
- Comparer les influences et les apports respectifs des coupes sériées et des images scanner dans la reconstruction et le maillage, ce qui a induit un guide permettant de choisir entre ces deux méthodes en fonction des organes que l'utilisateur désire étudier.

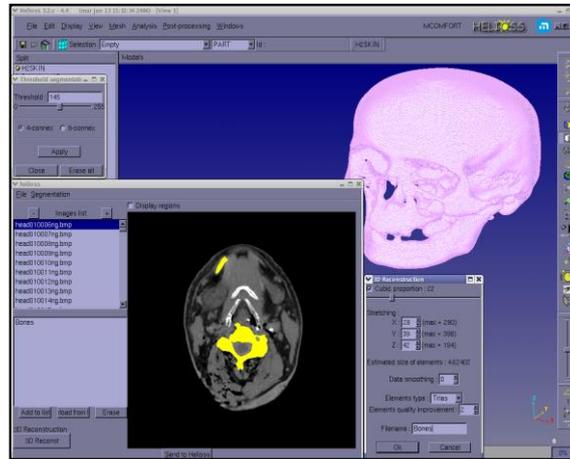


Figure 17. Logiciel de génération automatique de maillage (Altair)

Même s'il réside encore des points où il pourrait être amélioré, l'ensemble de la méthode a démontré son utilité et sa rapidité dans le domaine de la génération de reconstructions tridimensionnelles et de maillages autant surfaciques que volumiques d'organes du corps humain. Il permet ainsi d'envisager la personnalisation des modèles.

A noter que cet outil informatique est actuellement commercialisé par l'éditeur de logiciel ALTAIR.

II Modélisation géométrique de la population adulte

II.1 Méthodologie générale

Le travail présenté dans le chapitre précédent a montré combien il était fastidieux et long de générer un modèle géométrique complet d'un être humain. Par suite, il a aussi montré l'aspect limitatif des résultats puisqu'un seul et unique modèle représentant la morphologie d'un seul individu avait été élaboré. Même si les outils développés ont permis d'envisager la création de modèles personnalisés, il s'avérait intéressant de pouvoir générer des modèles représentatifs de l'ensemble de la population adulte allant de la morphologie de la femme petite à l'homme grand. Nous avons donc cherché à mettre en place une procédure permettant de décliner un unique modèle (HUMOS par exemple) en plusieurs autres modèles représentatifs de la population adulte. Le principe consiste à partir d'un maillage existant puis à le décliner en un nouveau maillage représentatif d'une nouvelle morphologie (voir figure 18).

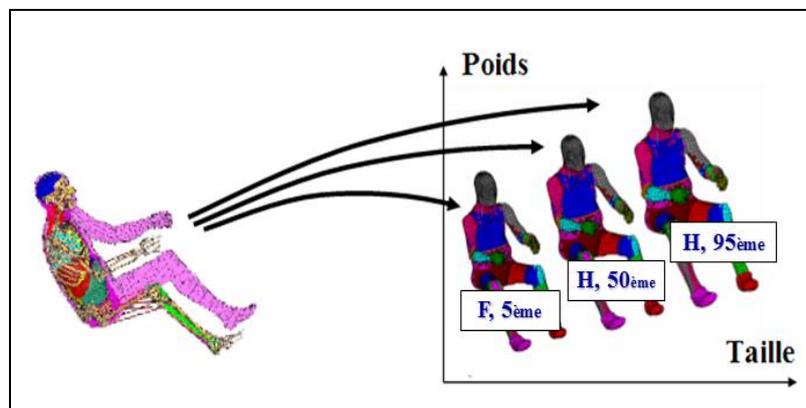


Figure 18. Re-dimensionnement des modèles

La méthodologie repose sur des algorithmes de morphing ou « scaling ». Nos travaux se sont basés notamment sur l'algorithme de Krigeage (Trochu, 1993) dont le processus est le suivant (voir figure 19).

A partir d'un maillage existant comprenant un nombre important de noeuds, l'idée est tout d'abord de définir un nombre restreint de points appelés « points de contrôle » judicieusement choisis pour être réparti sur l'ensemble du maillage. L'étape suivante est de connaître la position de ces points de contrôle pour un nouveau maillage représentatif d'un P-percentile. Ces points ou noeuds appelés points « cibles » sont ainsi associés aux points de contrôle du maillage d'origine. L'algorithme de Krigeage opère alors une transformation globale du maillage complet en faisant correspondre les points de contrôle du maillage de départ aux points cibles du nouveau percentile.

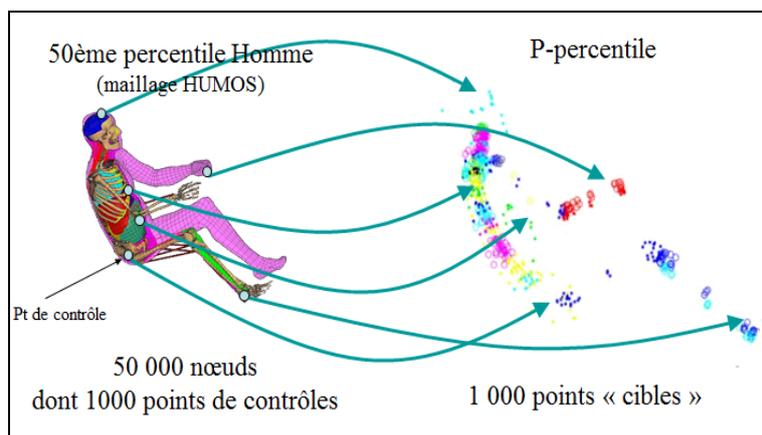


Figure 19. Principe de l'algorithme de Krigeage

L'application d'un tel algorithme nécessite au préalable des connaissances géométriques sur la morphologie de l'individu à obtenir. Il s'agit, entre autre, de définir les coordonnées des points cibles pour différents percentiles. Nous avons donc cherché à calculer ces points à partir de quelques mesures de bases telles que la taille en position debout ou le poids. Pour ce faire, nous nous sommes basés sur la mise en place d'un algorithme statistique permettant d'estimer les coordonnées de ces points grâce aux relations qui pouvaient exister entre les dimensions anthropométriques. Il s'agissait alors de connaître les corrélations existantes entre des mesures externes c'est-à-dire concernant l'enveloppe corporelle et des mesures internes c'est-à-dire concernant les organes.

Dans les deux chapitres suivants, nous décrivons dans un premier temps les bases de données anthropométriques que nous avons élaboré pour connaître la morphologie adulte allant du 5^{ème} percentile femme au 95^{ème} percentile homme, puis, dans un second temps, le logiciel que nous avons mis en place pour réaliser le re-dimensionnement des modèles.

II.2 Acquisition géométrique

Le dimensionnement de modèles numériques repose sur de la connaissance géométrique de base. Nous décrivons ici comment nous avons constitué une base de données anthropométriques comprenant à la fois des dimensions corporelles externes mais également internes. L'idée étant de pouvoir prédire les dimensions d'organes internes et de l'enveloppe externe à partir de quelques mesures biométriques de base (taille, poids ...).

Pour effectuer ce travail, nous nous sommes basés sur l'utilisation de corps donnés à la science et sur des procédures d'acquisition manuelle (bras articulé 3D) et par imagerie médicale (radiographies). Cette base de données, originale et unique en son genre, a été réalisée dans le cadre du projet fédérateur INRETS « MONHUM » (2001-2004) et du projet européen HUMOS2 (FP5 -

2002-2005). Ce travail a été réalisé en collaboration avec d'autres partenaires européens au travers de HUMOS2 et managé par nos soins en tant que leader de tâche.

II.2 .a Mesures externes

Nous avons tout d'abord défini des dimensions externes qui pouvaient être mesurées par palpation. Ces mesures se sont basées sur les études réalisées en anthropologie et plus particulièrement en somatométrie.

Nous avons retenu au total une cinquantaine de mesures concernant à la fois la posture debout et assise (voir figures 20 et 21).

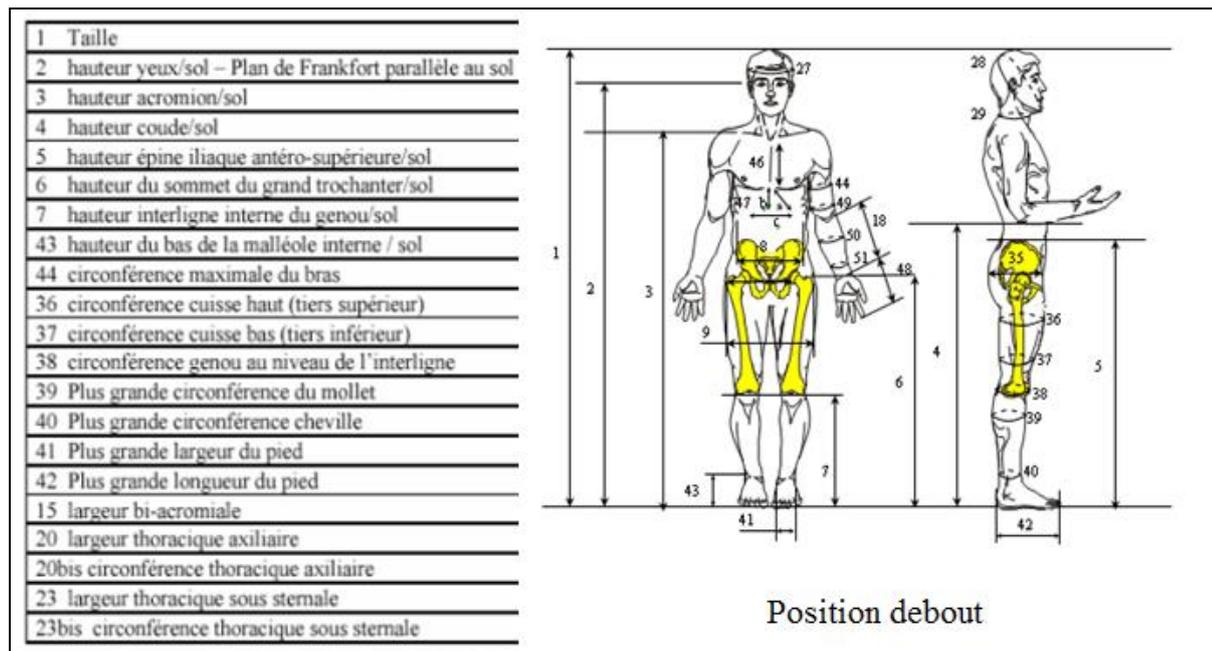


Figure 20. Mesures externes en position debout

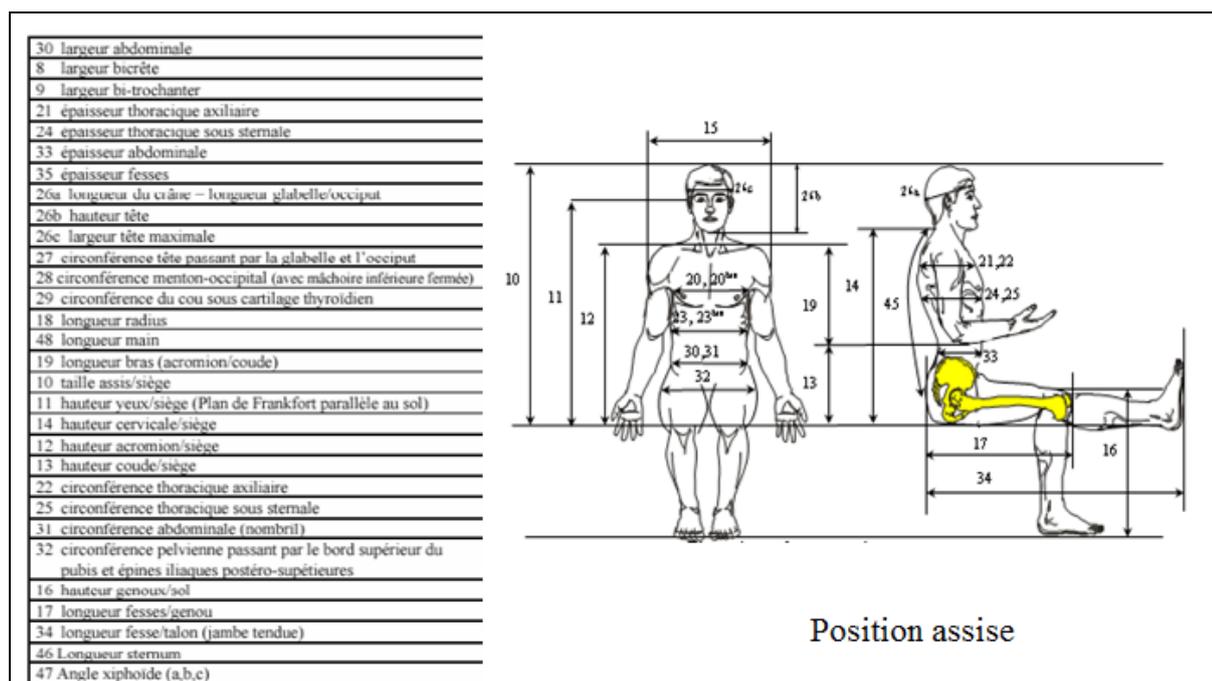


Figure 21. Mesures externes en position assise

Ces dimensions ont été mesurées sur un échantillon de 88 sujets répartis en 3 groupes centrés sur les 5^{ème} percentile femme, 50^{ème} percentile homme et 95^{ème} percentile homme. Les résultats ont permis de définir les dimensions externes pour ces trois percentiles (voir figure 22).

Codes	Definition	5ème femme	50ème homme	95ème homme
1	taille	1559	1780	1894
2	h_yeux	1459	1671	1781
3	h_acrom	1265	1465	1591
4	h_coude	950	1096	1188
5	h_crete	947	1102	1166
6	h_troch	827	958	1012
7	h_intlg_genou	404	474	503
8	l_bicrete	261	310	346
9	l_bi_troch	305	343	374
10	taille_assis	830	940	971
11	h_yeux_siège	729	830	858
12	h_acr_siege	529	607	629
14	h_C7_siege	601	682	705
15	l_bi_acrom	351	413	445
16	h_genou	473	556	609
17	L_fesse_genou	545	631	666
18	L_avt_bras	248	290	308
19	L_bras	313	369	403
20	l_thor_ax	252	336	358
21	e_thor_ax	165	213	232
22	circ_thor_ax	753	993	1058
23	l_thor_ss_ster	234	310	330
24	e_thor_ss_ster	175	226	262
25	circ_thor_ss_ster	662	901	966
26a	L_tete	186	199	202
26c	l_tete	146	156	159
27	circ_glab_occip	539	579	590
28	circ_menton_occip	627	673	686
29	circ_cou	302	381	414
30	l_abdo	248	305	347
31	circ_abdo	682	880	1026
32	circ_pelv_obliq	789	919	1028
32bis	e_bassin	201	240	272
33	e_abdo	168	232	279
34	L_fesse_talon	935	1096	1162
35	circ_pelv_hor	851	970	1070
36	circ_sup_cuisse	547	577	619
37	circ_inf_cuisse	440	467	505
38	circ_genou	314	358	389
39	circ_mollet	332	381	416
40	circ_cheville	205	231	250
41	l_pied	84	99	107
42	L_pied	229	268	288
43	h_malleol	63	77	85
44	circ_bras_sup	248	317	367
48	L_main	168	196	211
49	circ_bras_inf	218	285	313
50	gde_circ_avt_bras	208	274	301
51	ptite_circ_avt_bras	140	173	187
100	Poids	47	77	99

Figure 22. principales dimensions externes pour les 3 percentiles

II.2 .b Mesures internes

Concernant les mesures internes, elles se sont focalisées sur le squelette et sur le foie car c'est l'organe mou qui est le plus volumineux de l'abdomen. Les points de contrôle devant être reproductibles nous avons choisi de prendre des points définis anatomiquement.

Pour chaque organe, nous avons également défini un repère local lié à l'organe afin de le replacer dans un repère global lié à l'être humain complet. Les dimensions ainsi définies seront rapportées aux dimensions externes mesurées par palpation afin de caractériser les relations entre dimensions internes et externes. De plus, cette procédure considérant chaque organe indépendamment, elle permet de pouvoir être appliquée à différentes postures : assise, debout ...

A titre d'exemple, nous fournissons dans la figure 23 ci-dessous quelques points choisis pour l'extrémité céphalique, la vertèbre T12, la scapula, le bassin, le foie et tous les os du membre inférieur:

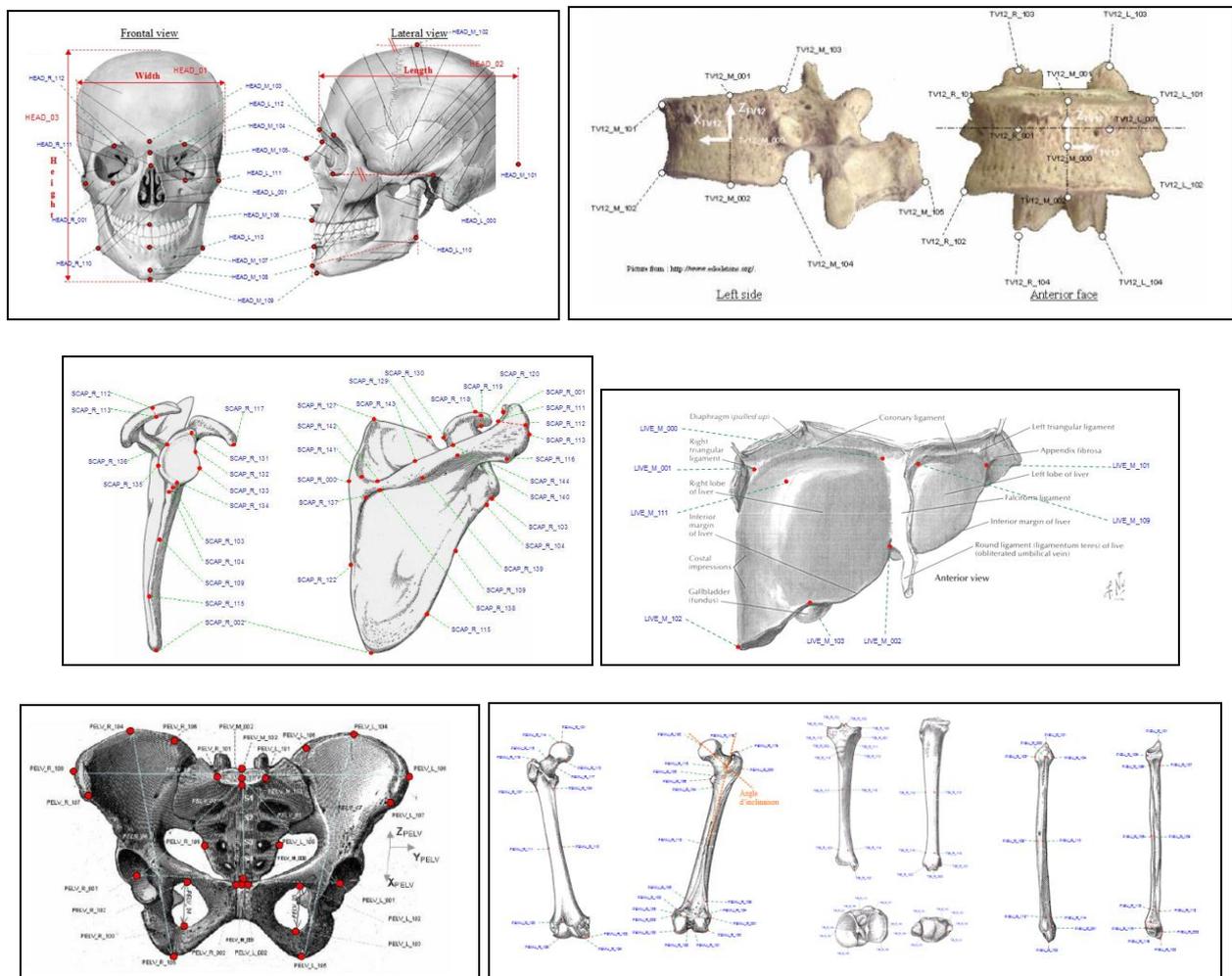


Figure 23. Points anatomiques de contrôle choisis pour quelques organes

Nous nous sommes plus particulièrement attachés à mesurer les os des membres et le foie tandis que d'autres partenaires avaient en charge notamment de caractériser l'anthropométrie de la colonne vertébrale par exemple. L'ensemble des points que nous avons mesurés l'ont été sur des corps donnés à la science à l'aide soit de procédures d'acquisition manuelle soit par imagerie médicale (radiographies).

Concernant les procédures manuelles, elles nous ont notamment demandé de prélever des os sur les sujets puis de réaliser les mesures grâce à un bras articulé 3D (voir figure 24). Les procédures radiographiques étant limitées au foie.

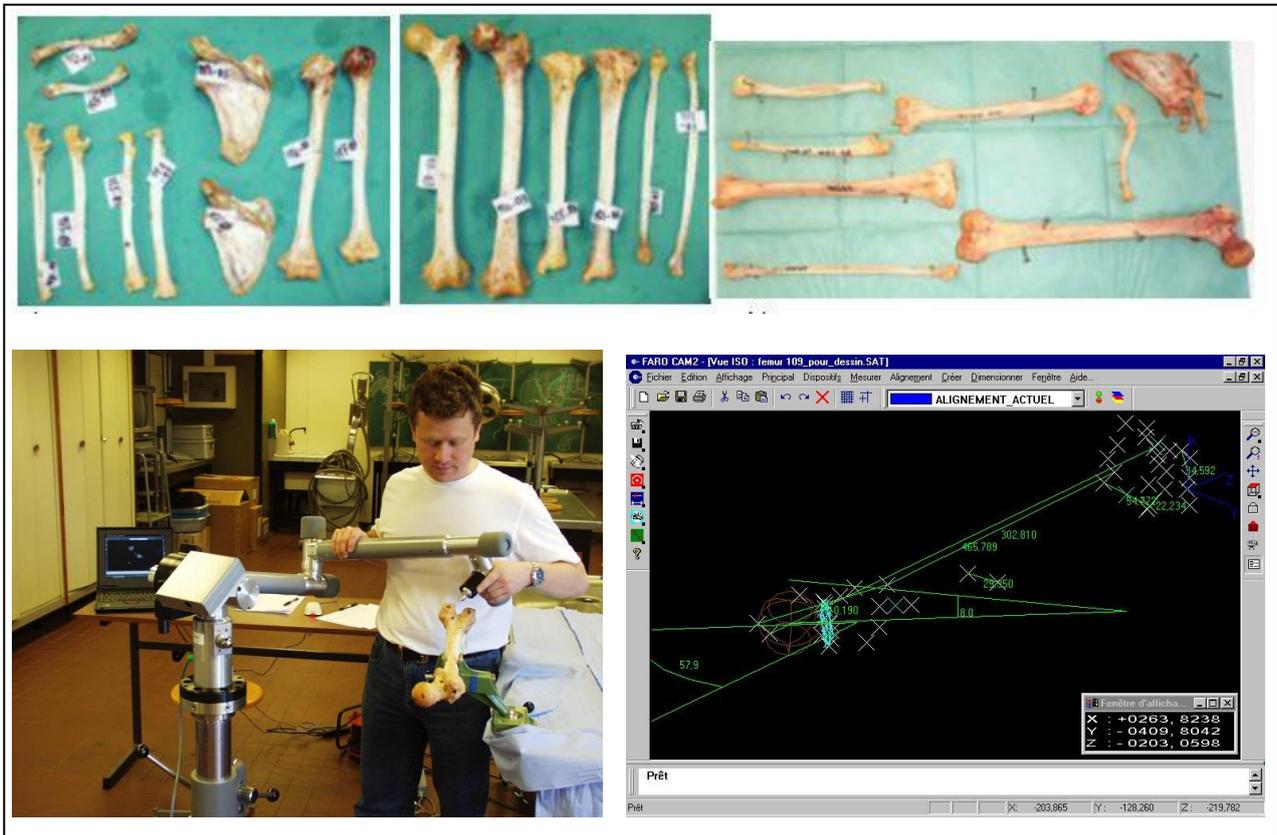


Figure 24. Prélèvements (en haut) et acquisition au bras Faro 3D (en bas)

Les coordonnées de chaque point sur chaque os ont ainsi pu être exprimées dans l'espace mais dans un repère local lié à l'os. Nous avons alors ensuite déterminé les distances entre les différents points et les relations existantes entre les dimensions intrinsèques à chaque organe.

II.2 .c Base de données complète

Au total, la base de données comprend plus de 1000 points internes liés à 43 organes et plus de 50 dimensions externes mesurées sur une soixantaine de sujets. La figure 25 fournit les valeurs de chaque échantillon et le nombre de points acquis pour chaque organe. Etant donné que les procédures d'acquisition n'étaient pas les mêmes pour tous les organes, les tailles des échantillons ne sont pas homogènes.

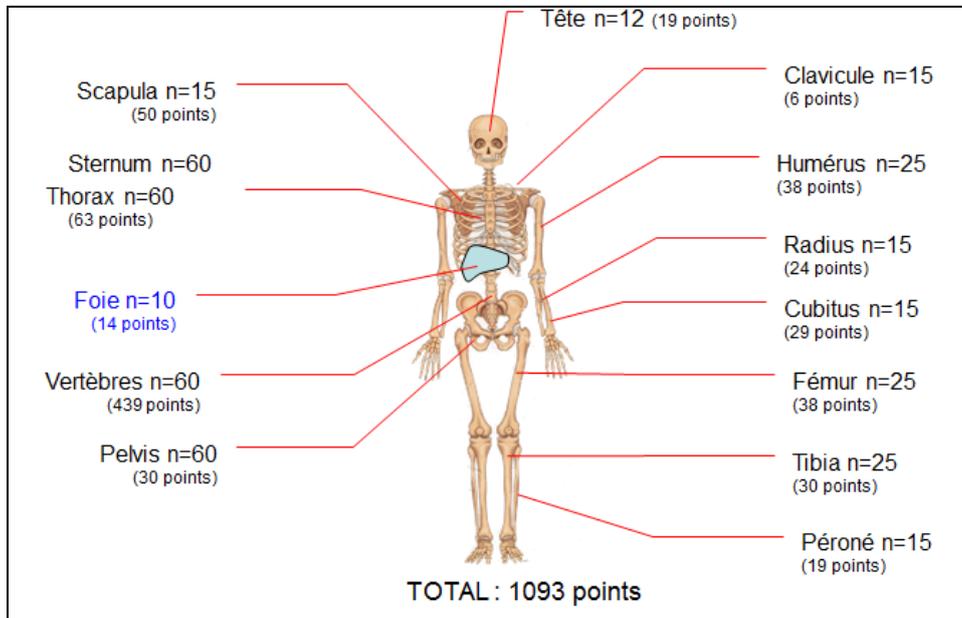


Figure 25. Base de données anthropométriques adultes complètes

Toutefois, cette base de données nous a permis d'avoir des estimations des grandeurs de chaque organe pour chacun des percentiles. Nous avons pu notamment définir des valeurs des coefficients d'homothétie dans les trois axes permettant de transformer un organe en un nouveau percentile. Ces valeurs sont fournies dans la figure 26.

Dimension	5eme F	50eme H	95eme H
pelvis X	138	153	162
pelvis Y	246	270	284
pelvis Z	192	224	244
femur X	279	318	339
femur Y	80	93	98
femur Z	53	68	77
tibia X	348	395	419
tibia Y	72	82	85
tibia Z	37	45	48
fibula X	342	401	431
fibula Y	11	17	20
fibula Z	13	16	17
lumbar vertebra05 X	28	33	36
lumbar vertebra05 Y	46	56	59
lumbar vertebra05 Z	26	29	30
lumbar vertebra04 X	28	33	36
lumbar vertebra04 Y	43	51	54
lumbar vertebra04 Z	26	29	30
lumbar vertebra03 X	29	35	37
lumbar vertebra03 Y	41	49	53
lumbar vertebra03 Z	26	28	30
lumbar vertebra02 X	29	35	37
lumbar vertebra02 Y	39	47	51
lumbar vertebra02 Z	25	28	29
lumbar vertebra01 X	28	35	37
lumbar vertebra01 Y	38	46	49
lumbar vertebra01 Z	24	27	28
thoracic vertebra12 X	27	34	35
thoracic vertebra12 Y	36	43	46
thoracic vertebra12 Z	23	26	27

thoracic vertebra11 X	25	31	34
thoracic vertebra11 Y	35	41	45
thoracic vertebra11 Z	21	24	25
thoracic vertebra10 X	25	30	33
thoracic vertebra10 Y	33	39	42
thoracic vertebra10 Z	20	23	24
thoracic vertebra09 X	26	27	28
thoracic vertebra09 Y	30	37	38
thoracic vertebra09 Z	19	22	23
thoracic vertebra08 X	24	28	30
thoracic vertebra08 Y	29	35	37
thoracic vertebra08 Z	19	21	22
thoracic vertebra07 X	25	26	27
thoracic vertebra07 Y	28	34	36
thoracic vertebra07 Z	19	23	25
thoracic vertebra06 X	23	24	24
thoracic vertebra06 Y	27	32	34
thoracic vertebra06 Z	16	21	24
thoracic vertebra05 X	21	23	24
thoracic vertebra05 Y	22	28	31
thoracic vertebra05 Z	18	19	19
thoracic vertebra04 X	21	22	23
thoracic vertebra04 Y	21	27	30
thoracic vertebra04 Z	14	18	20
thoracic vertebra03 X	20	21	21
thoracic vertebra03 Y	21	26	29
thoracic vertebra03 Z	14	16	17
thoracic vertebra02 X	19	20	20
thoracic vertebra02 Y	21	25	27
thoracic vertebra02 Z	15	18	19
thoracic vertebra01 X	16	17	18
thoracic vertebra01 Y	20	23	25

thoracic vertebra01 Z	13	14	15
cervical vertebra07 X	14	17	17
cervical vertebra07 Y	25	28	29
cervical vertebra07 Z	17	19	20
cervical vertebra06 X	15	17	18
cervical vertebra06 Y	22	25	27
cervical vertebra06 Z	16	18	19
cervical vertebra05 X	14	16	18
cervical vertebra05 Y	20	23	24
cervical vertebra05 Z	15	18	19
cervical vertebra04 X	14	16	17
cervical vertebra04 Y	20	23	24
cervical vertebra04 Z	16	18	19
cervical vertebra03 X	15	17	18
cervical vertebra03 Y	21	23	25
cervical vertebra03 Z	15	17	19
head X	186	199	202
head Y	146	156	159
head Z	225	236	240
rib01 X	74	84	91
rib01 Y	21	29	33
rib02 X	101	114	122
rib02 Y	62	72	75
rib03 X	132	149	160
rib03 Y	73	83	89
rib04 X	155	175	188
rib04 Y	79	91	97
rib05 X	172	196	211
rib05 Y	80	94	101
rib06 X	186	212	228

rib06 Y	81	93	100
rib07 X	200	226	243
rib07 Y	78	90	97
rib08 X	207	230	244
rib08 Y	75	86	92
rib09 X	190	215	228
rib09 Y	66	79	83
rib10 X	174	194	204
rib10 Y	56	66	68
clavicle X	146	161	167
clavicle Y	13	18	21
clavicle Z	5	9	11
scapula X	105	132	139
scapula Y	32	36	38
scapula Z	21	27	29
humerus X	262	299	319
humerus Y	57	66	72
humerus Z	23	29	33
radius X	187	235	266
radius Y	29	32	34
radius Z	11	14	16
ulna X	233	283	308
ulna Y	19	26	28
ulna Z	25	31	34
liver X	72	97	104
liver Y	91	175	236
liver Z	63	110	124

Figure 26. Dimension interne (en mm) pour chaque organe et chaque percentile

C'est à partir de cette base de données que nous avons pu réaliser par la suite notre outil de redimensionnement de maillages (voir chapitre suivant).

II.2 .d Autres acquisitions

Si le type d'acquisition géométrique décrit ci-avant s'est réalisé en priorité dans un objectif de redimensionnement de modèles éléments finis, elle a aussi donné lieu à de nombreuses autres applications, dont notamment:

- l'établissement d'une cartographie des épaisseurs corticales de l'extrémité proximale du fémur. Des coupes transversales ont été obtenues à partir d'un scanner au niveau de la tête fémorale, du col fémoral et de la diaphyse craniale, sur un échantillon composé de 30 fémurs prélevés sur sujets cadavériques âgés entre 56 et 95 ans. Huit mesures de l'épaisseur corticale ont été entreprises sur chaque coupe transversale, avec une détermination visuelle du centre de chaque coupe (voir figure 27).

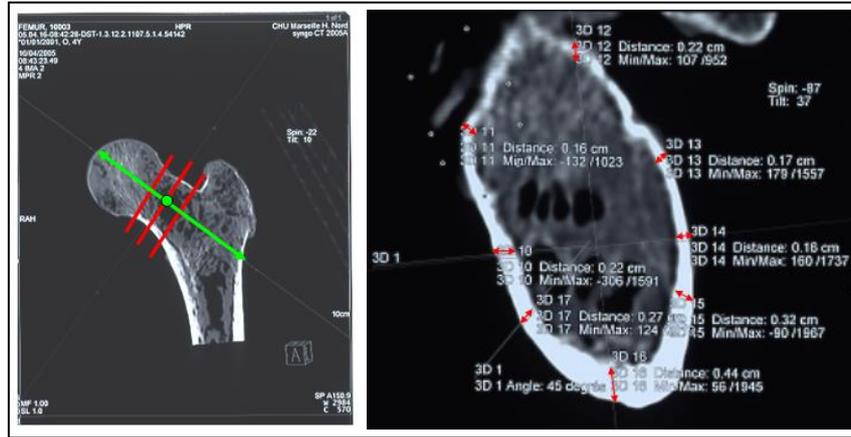


Figure 27. Mesures des épaisseurs corticales à l'extrémité proximale du fémur

Les résultats ont montré une distribution de l'os cortical à peu près uniforme au niveau de la tête fémorale. Au niveau du col fémoral cette distribution reste relativement stable dans la partie supérieure tout au long du col fémoral. Par contre, le col fémoral montre un épaissement de l'os cortical sur la partie inférieure. Enfin, la diaphyse craniale montre des valeurs plus grandes médio-latéralement que antéro-postérieurement avec une épaisseur antérieure légèrement plus importante qu'en postérieur. Par ailleurs, il apparaît que les hommes gardent des valeurs plus grandes que celles des femmes. Le modèle numérique sera alors représentatif d'un os où la partie corticale jouera une part importante dans la dureté de l'os et pourra être utilisé comme un indice biomécanique dans chaque région mesurée.

- L'étude anthropométrique de l'orientation du cotyle. Ces travaux s'inscrivent dans un cadre de recherche médicale ayant des applications en chirurgie opératoire. Lors de la pose de prothèse de hanche, de nombreuses luxations sont observées à cause d'une mauvaise évaluation de l'orientation du cotyle. L'objectif de cette étude était donc de comparer différentes méthodes de mesures de cette orientation dans l'espace, en particulier à partir de reconstruction 3D, afin d'en dégager une pouvant être considérée comme de référence.
- L'étude de la morphologie des articulations intervertébrales postérieures. Cette étude s'est basée sur la collecte de 500 scanners lombaires. Sur chaque plan de coupe des points de repères représentant des points anatomiques précis ont été positionnés. Les coordonnées de ces points ont ensuite permis de calculer, selon les règles de trigonométrie, des distances, des angles et le rayon des cercles mécaniques qui décrivent le mieux la forme de l'articulaire (voir figure 28).

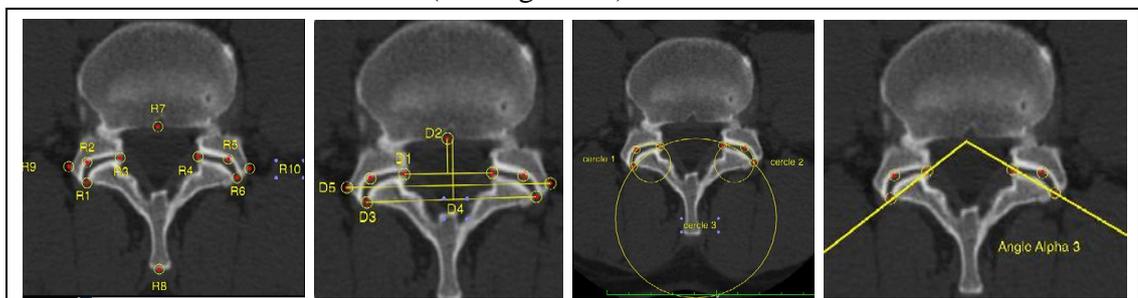


Figure 28. mesures de la morphologie des articulations intervertébrales postérieures

Les mesures obtenues furent comparées par rapport à l'âge, à la latéralité, au sexe du sujet. Ce travail a permis d'un point de vue anatomique d'élaborer un atlas biométrique de référence ; d'un point de vue thérapeutique de préciser leur fonctionnement mécanique

afin d'envisager la conception de prothèses anatomiques ; d'un point de vue anthropologique de dégager l'existence d'un dimorphisme sexuel et d'évaluer leur pouvoir prédictif de l'âge ou du sexe du sujet en se basant sur l'anatomie.

- L'étude morphologique de la rate. Dix dimensions somatométriques (taille, poids ...) portant notamment sur la région abdominale (largeur, épaisseur, circonférence) ont été mesurées sur un échantillon de sept sujets d'anatomie : 6 hommes, 1 femme. Puis, après prélèvement de la rate, sept dimensions ont été définies et mesurées afin de quantifier la forme de la rate : longueur, largeur, épaisseur, circonférences (longueur et largeur), poids et volume. Les valeurs moyenne, écart-type, minimum et maximum ont été calculées pour chaque dimension de la rate et les corrélations statistiques entre toutes ses mesures ont ensuite été calculées et analysées. Malgré le faible échantillon, cette étude a permis de mettre en évidence les relations existantes entre les dimensions de la rate et la morphologie de la personne. Elle permet d'estimer les dimensions de la rate à partir de mesures accessible lors d'un examen clinique comme le poids par exemple.
- L'analyse des caractéristiques tridimensionnelles des muscles gluteus medius et minimus, en fonction du sexe, de la stature et de la géométrie osseuse pelvienne des individus. La reconstruction tridimensionnelle de ces muscles à partir de 27 scanners de hanche ont été réalisées. Elles ont permis de connaître les volumes et les zones d'insertion musculaires pelviennes et fémorales de ces muscles ainsi que les corrélations existantes entre ces caractéristiques musculaires et les données de biométrie pelvienne. Les résultats apportent également une compréhension nouvelle de l'organisation musculaire en fonction des données osseuses. Ainsi les résultats obtenus mettent en évidence une adaptation musculaire en fonction de l'antéversion fémorale ou de l'angle d'ouverture iliaque. Ces constatations sont intéressantes d'un point de vue physiopathologique et anthropologique.
- L'acquisition de la géométrie et de la topographie du foie. Le foie est généralement étudié comme un organe sans réelle relation avec le reste des organes. Or celui-ci possède des rapports directs importants avec par exemple le rachis, le diaphragme, l'estomac ou l'angle colique gauche. 24 mesures ont été réalisées sur une dizaine de foies prélevés (voir figure 29).

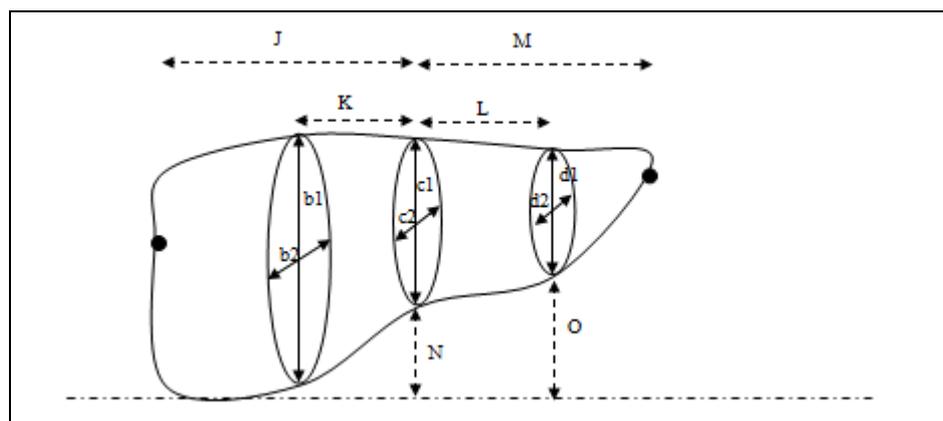


Figure 29. mesures du foie

Cette étude a alors permis de déterminer la position du foie dans l'espace et l'utilisation de l'une des vertèbres semble être appropriée pour étudier sa position.

L'ensemble de ces travaux réalisés principalement dans le cadre de thèses, masters, licences que nous avons encadrés ont ainsi permis d'approfondir nos connaissances sur certains organes et d'avoir une meilleure précision dans nos constructions géométriques.

II.3 Re-dimensionnement de maillage éléments finis

II.3.a Outil statistique de prédiction anthropométrique

Après l'acquisition de données géométriques sur l'adulte, l'étape suivante a consisté à mettre en place un outil capable de prédire les dimensions d'un être humain à partir de quelques mesures de bases comme le poids ou la taille.

Nous avons donc cherché, au travers d'une étude statistique basée sur le calcul de corrélations et de droites de régression, si des relations existaient entre les mesures somatométriques externes et les dimensions internes des organes.

Le principe était de déterminer une cascade de prédictions capables de générer les coordonnées des 1000 points cibles à partir d'une définition simplifiée d'un individu : un percentile, un poids et une taille, quelques mesures somatométriques de bases.

A titre d'exemple, nous fournissons ci-dessous les résultats pour le membre inférieur où nous avons pu identifier 48 corrélations significatives entre deux mesures. Ces relations permettent alors d'estimer les coordonnées dans l'espace des points anatomiques à partir de quelques mesures somatométriques comme la taille par exemple.

	Taille	Ht Trochanter/so	Ht genou/so
Longueur du fémur	0,876	0,896	0,834
Longueur diaphyse fémorale	0,832	0,870	0,773
Diamètre tête fémorale	0,787	0,825	0,827
diamètre col fémoral	0,723	0,584	0,673
Largeur extrémité supérieure du fémur	0,771	0,868	0,900
Longueur trochlée	0,759	0,763	0,666
Largeur trochlée	0,740	0,649	0,697
Longueur condyle latéral	0,787	0,746	0,724
Largeur condyle latéral	0,828	0,815	0,769
Longueur condyle médial	0,758	0,827	0,765
Largeur bi-condylienne	0,852	0,848	0,892

	Ht Trochanter/so	Ht genou/so	Circ. Cuisse bas	Circ. Genou
Taille	0,919	0,891	-0,125	0,202
Ht Trochanter/so		0,909	-0,264	0,045
Ht genou/so			-0,151	0,167
Circ. Cuisse ht			0,786	0,635
Circ. Cuisse bas				0,922

FEMUR	Longueur diaphyse	diamètre tête fémorale	diamètre col fémoral	largeur extrémité supérieure	longueur trochlée	largeur trochlée	longueur condyle latéral	largeur condyle latéral	longueur condyle médial	largeur condyle médial	largeur bi-condylienne
Longueur	0,969	0,896	0,619	0,785	0,690	0,576	0,700	0,748	0,593	0,750	0,787
Longueur diaphyse		0,853	0,558	0,717	0,770	0,550	0,713	0,618	0,585	0,738	0,693
diamètre supérieur diaphyse			0,707	0,743	0,826	0,482	0,479	0,437	0,737	0,391	0,563
diamètre tête fémorale				0,619	0,873	0,600	0,580	0,647	0,752	0,620	0,656
largeur extrémité supérieure					0,658	0,617	0,585	0,809	0,489	0,785	0,901
épaisseur massif trochantérien					0,714	0,785	0,641	0,268	0,710	0,509	0,379
hauteur trochlée					0,806	0,481	0,525	0,299	0,315	0,681	0,323
longueur trochlée						0,726	0,633	0,495	0,555	0,714	0,544
largeur trochlée							0,800	0,539	0,722	0,719	0,635
longueur condyle latéral								0,500	0,902	0,785	0,719
largeur condyle latéral										0,454	0,660
longueur condyle médial											0,518
largeur condyle médial											0,715

Figure 30. Corrélations entre les dimensions mesurées au niveau du membre inférieur : externe/externe (en bas à gauche), externe/interne (en haut à gauche) et interne/interne (à droite)

Au total, 285 régressions ont été trouvées sur l'ensemble de notre base de données et il a été montré qu'à partir d'une dizaine de mesures « externes », 40 autres mesures externes et 245 mesures « internes » pouvaient être estimées (voir figure 31).

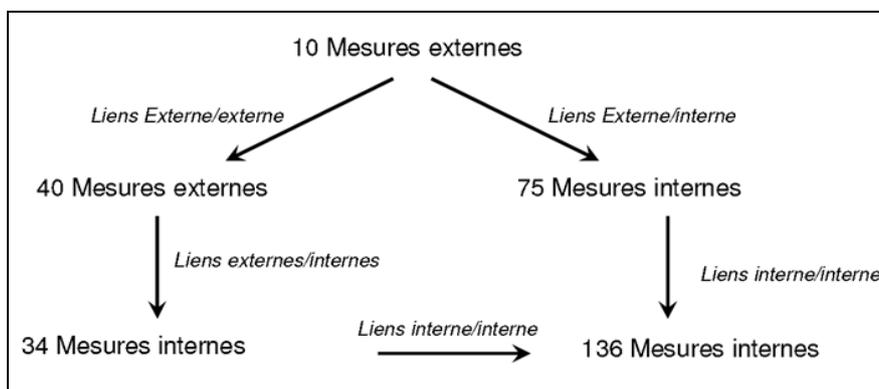


Figure 31. Cascade de prédictions anthropométriques

L'application de ces régressions nous a alors permis d'estimer les coordonnées de nos 1000 points cibles pour les 3 percentiles : 5^{ème} femme, 50^{ème} homme, 95^{ème} homme (voir figure 32).

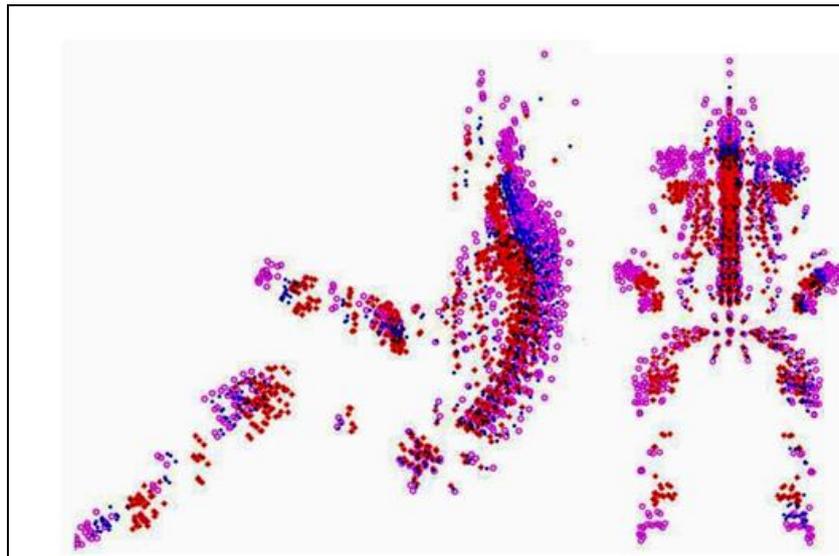


Figure 32. Coordonnées des 1000 points cibles pour le 5^{ème} percentile femme (en rouge), le 50^{ème} percentile homme (en bleu) et le 95^{ème} percentile homme (en magenta).

Toutefois, les relations statistiques que nous avons mises en évidence entre les mesures anthropométriques nous permettent de pouvoir évaluer les dimensions d'un individu dont la morphologie se situerait entre le 5^{ème} percentile et le 95^{ème} percentile.

II.3.b Logiciel de « krigeage »

La dernière étape du processus de redimensionnement d'un maillage a consisté à concevoir un logiciel qui permet la transformation d'un maillage existant de type HUMOS en une géométrie de morphologie adulte différente.

Cet outil est basé sur l'algorithme de krigeage. Il consiste à réaliser une transformation mathématique permettant de modifier les coordonnées des nœuds d'un maillage par étape successive jusqu'à faire correspondre les points de contrôle de ce maillage avec les points cibles. La transformation mathématique est basée sur une interpolation du maillage original (Trochu, 1993). Le principe du krigeage est alors de décomposer l'interpolation en deux fonctions : une tendance générale (ou « moyenne ») du modèle appelé « drift » et une fonction locale effectuant des fluctuations autour de la tendance générale (figure 33).

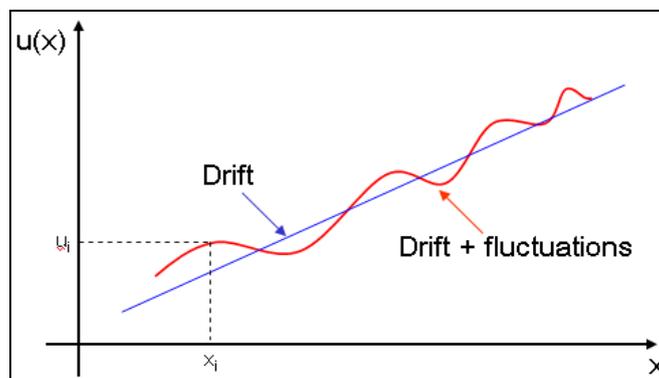


Figure 33. Représentation graphique de l'algorithme de Krigeage.

La tendance est définie par une fonction de moindres carrés. Si aucune fluctuation n'existe alors le modèle est considéré comme la moyenne. La fluctuation est définie grâce à un facteur de correction qui évalue l'écart entre la tendance et la cible.

Dans notre cas, les points de contrôle seront considérés comme les points d'entrée de l'algorithme (xi) et les points cibles comme les valeurs U(Xi) à obtenir.

Cet outil a été implémenté par la société Altair au travers d'une collaboration dans le cadre du projet HUMOS2 et nous nous en sommes servis pour générer nos modèles. Il est commercialisé à l'heure actuelle par la société ALTAIR dans la gamme de produit « HyperWorks » (voir figure 34).

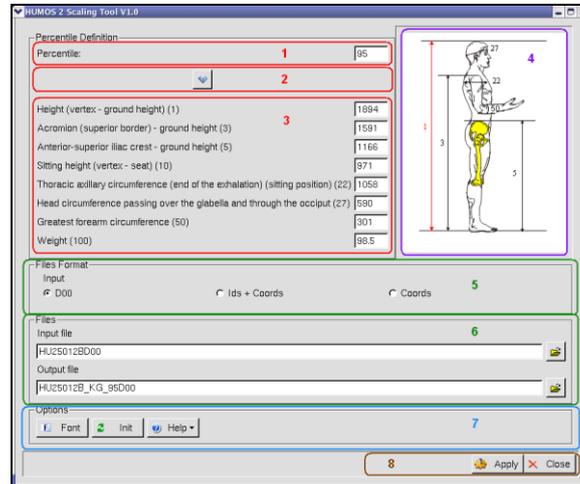


Figure 34. Interface graphique du logiciel de Krigeage

II.3.c Redimensionnement de maillages

Au final, le redimensionnement d'un maillage existant représentatif d'un être humain complet nécessite l'utilisation de deux logiciels :

- Notre outil statistique de prédiction des dimensions anthropométriques
- L'outil de Krigeage permettant de transformer le maillage existant

L'association de ces deux outils forme alors un logiciel de « scaling » permettant de changer d'échelle un modèle (voir figure 35).

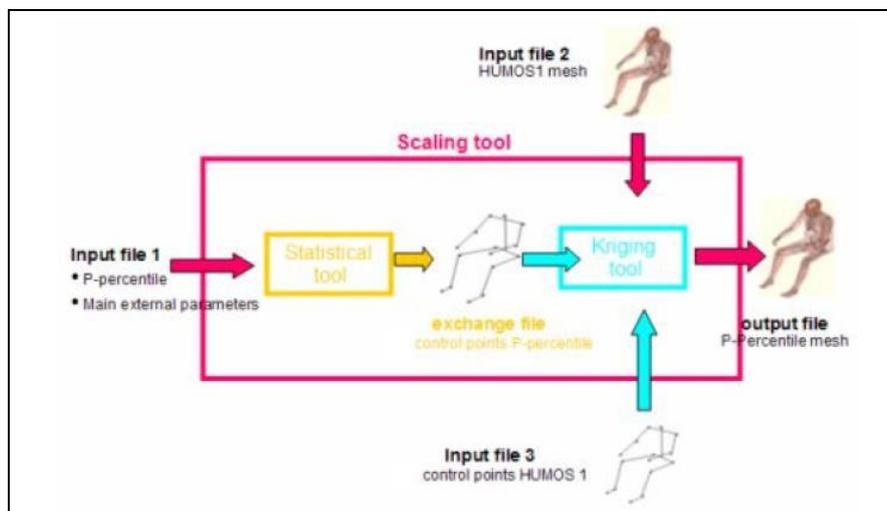


Figure 35. Architecture du logiciel de scaling

Ce logiciel a été utilisé dans un premier temps pour générer trois nouveaux modèles géométriques en éléments finis à partir du maillage HUMOS : le 5^{ème} percentile femme, le 50^{ème} percentile homme et le 95^{ème} percentile homme car ce sont ces trois morphologies qui sont les plus utilisées dans le domaine de la sécurité passive automobile. Les résultats sont illustrés dans la figure 36 où sont superposés respectivement les 3 percentiles avec le maillage HUMOS de départ.

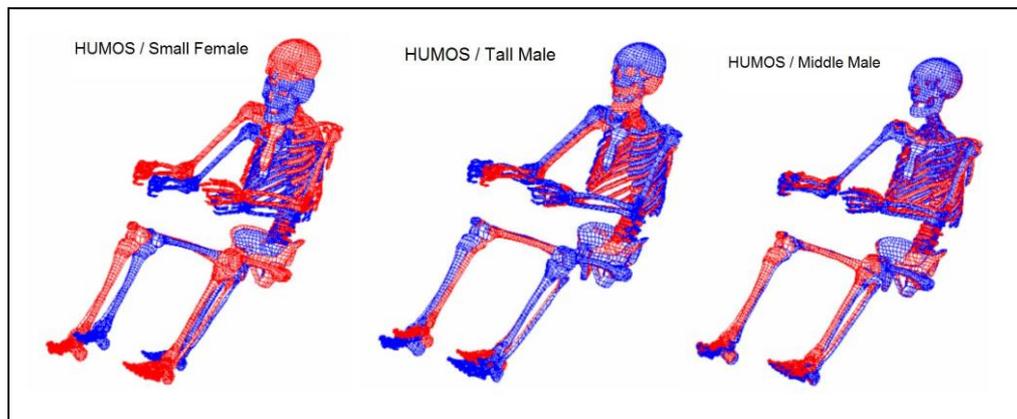


Figure 36. Génération de 3 nouveaux maillages (en rouge) et comparaison avec le maillage HUMOS d'origine (en bleu)

Ce logiciel a ensuite été utilisé pour réaliser différentes variantes de ces modèles et notamment des modèles représentatifs de la femme. A titre d'exemples, la figure 37 ci-après donne une représentation du bassin d'une femme par rapport à celui de HUMOS et la variation de la forme de la sangle abdominale lorsque seulement le poids de l'individu est changé.

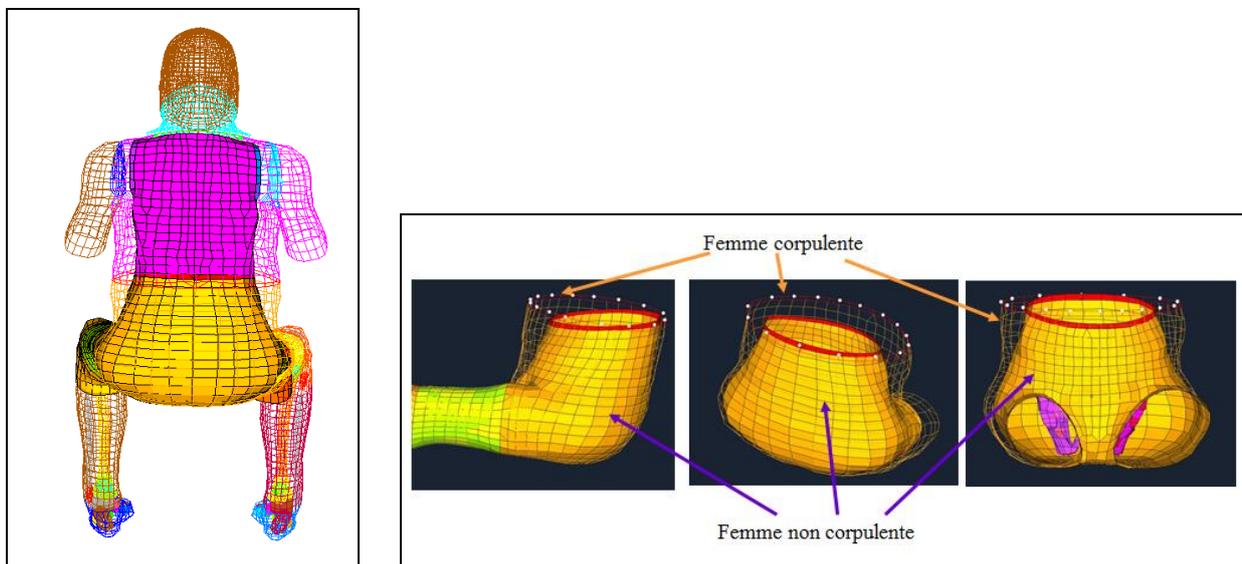


Figure 37. A gauche : Superposition du maillage HUMOS (en transparence) avec un modèle femme (en opaque). A droite : variations du modèle femme en fonction du poids

III La modélisation géométrique de l'enfant

III.1 Acquisition géométrique

Les outils nécessaires à l'élaboration de maillages en éléments finis de corps d'adultes ayant pu être mis en place, l'étape suivante a consisté à porter notre réflexion sur la modélisation géométrique du corps de l'enfant. Le premier verrou scientifique que nous avons alors rencontré pour ce travail a été l'absence de base de données anthropométrique complète pour cette catégorie de population. En effet, si beaucoup de données existaient pour la taille et le poids de la population infantile, en revanche, aucune base de données récente ne renseignait sur les dimensions des différents segments corporels de l'enfant de manière indépendante.

III.1.a Données somatométriques infantiles

Il a donc été nécessaire de réaliser une enquête anthropométrique auprès d'un échantillon d'environ 2000 enfants âgés de 3 à 15 ans afin de dégager les caractéristiques principales de la morphologie infantile en position debout (piéton) et assise (passager automobile). Ce travail a permis l'acquisition d'une quarantaine de mesures somatométriques par enfant. Il a été effectué dans le cadre d'un post-doctorat (Loïc Lalys, 2005-2006) et en collaboration avec le laboratoire d'anthropologie de Marseille. Le recueil s'est effectué dans des écoles et des collèges. La liste des mesures anthropométriques directes a été établie de façon à être ni trop importante ni trop contraignante afin de ne pas perturber le fonctionnement du service. Toutefois, la définition des mesures répond aux besoins spécifiques de modélisation géométrique dans le domaine de l'automobile : position assise, avec ou sans siège enfant, piéton, etc.

Le protocole de mesures a permis de recueillir 38 mesures directes en position debout ou assise (figure 38), 1 mesure demandée (la pointure), plus de 30 mesures indirectes calculées à partir des mesures directes. La définition des mesures à effectuer s'est appuyée sur notre étude réalisée pour l'adulte.

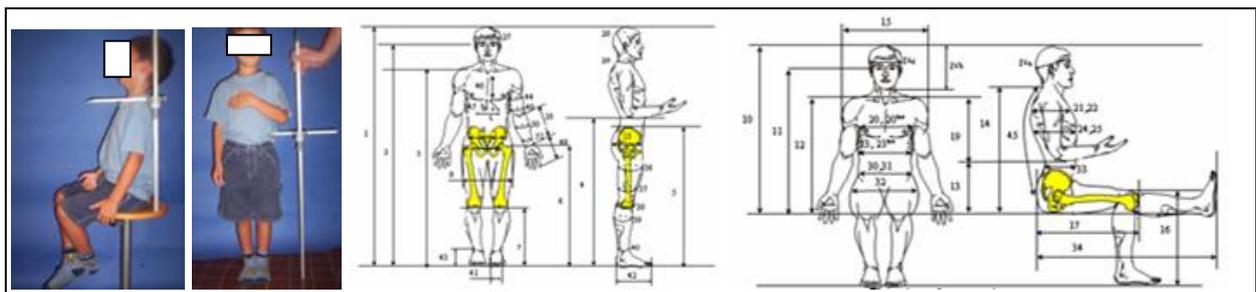


Figure 38. Base de données anthropométriques chez l'enfant

Un corpus de près de 80 000 données biométrique a été ainsi constitué et l'exploitation statistique a permis de dégager les principales caractéristiques morphométriques et leur variabilité pour tous les âges de 3 à 15 ans. A titre d'exemple, la figure 39 montre les résultats concernant les dimensions de l'enfant en position debout.

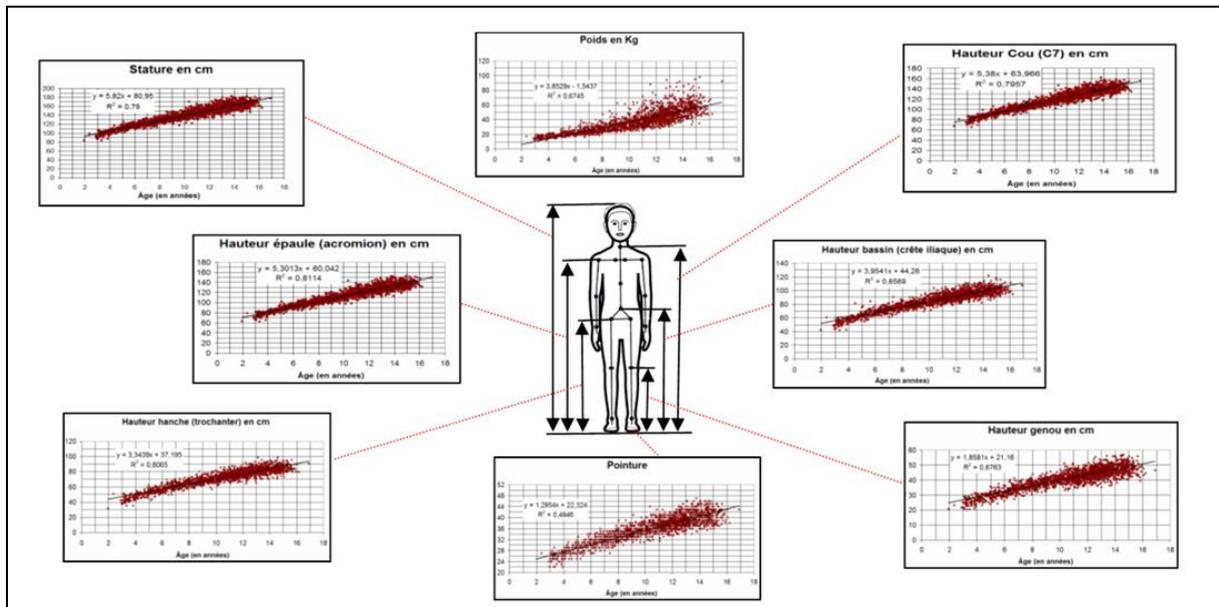


Figure 39. dimensions de l'enfant en position debout

De même, grâce à cette base de données unique en France, il est désormais possible d'estimer les dimensions d'un enfant pour un âge particulier. De nombreuses applications peuvent dès lors en découler comme nous le verrons dans le chapitre III.3. Dans le domaine de la sécurité passive automobile notamment, des mannequins de crash représentatifs d'un enfant de 3 ans et 6 ans existent par exemple. Dès lors que l'on souhaite concevoir des modèles numériques de cet âge, cela nécessite la connaissance de leurs géométries. La figure 40 fournit la moyenne, l'écart-type ainsi que les valeurs minimale et maximale pour les 41 mesures illustrées dans la figure 38.

Dimension	Mean	SD	Min	Max
age	3.27	0.19	2.87	3.60
1	54.17	2.94	46.70	60.30
2	32.97	2.32	27.80	37.80
3	55.49	3.77	45.50	62.50
4	25.37	3.67	20.20	32.90
5	28.69	2.98	23.30	35.30
6	30.81	2.90	24.80	37.30
7	15.80	1.67	12.50	19.80
8	14.19	1.48	11.40	17.90
9	16.89	0.62	15.20	18.30
10	13.60	0.63	12.50	15.10
11	10.44	0.63	9.20	12.50
12	14.05	0.91	11.50	15.60
13	17.77	1.44	15.70	24.10
14	16.13	1.64	13.00	21.10
15	19.71	2.00	16.10	23.50
16	54.97	3.65	47.40	62.20
17	11.09	0.64	9.60	12.30
18	97.03	4.98	84.40	106.00
19	78.34	4.66	65.70	86.50
20	77.58	4.80	66.90	86.70
21	74.78	4.59	62.70	83.20
22	52.71	4.57	41.80	61.00
23	43.32	3.72	35.20	51.20
24	25.02	2.33	20.20	29.30
25	18.82	2.41	13.10	28.30
26	14.69	1.14	11.60	17.00
27	22.88	1.42	20.00	25.40
28	16.25	1.43	13.50	19.00
29	17.98	1.13	15.80	20.00
30	50.36	1.50	48.00	53.00
31	10.32	1.16	7.50	13.00
32	16.24	1.55	14.00	19.50
33	16.08	1.29	14.00	19.00
34	11.44	0.86	9.50	13.50
35	28.11	3.45	21.50	35.50
36	22.46	2.03	17.50	26.00
37	21.02	1.88	16.00	24.00
38	16.73	1.31	14.00	19.00
39	87.45	8.61	56.00	104.00
40	15.71	2.23	11.20	20.20
41	25.57	1.57	22.00	29.00

Dimension	Mean	SD	Min	Max
age	6.03	0.30	5.51	6.49
1	64.46	3.14	53.50	72.10
2	41.13	2.60	35.80	47.90
3	51.61	3.25	43.20	63.40
4	16.14	3.88	10.50	27.10
5	35.43	2.62	28.00	40.50
6	39.11	2.18	33.50	45.20
7	16.53	2.06	11.50	24.80
8	15.52	1.63	11.90	20.40
9	17.41	0.70	15.30	19.80
10	13.82	0.73	12.00	15.80
11	10.60	0.61	9.20	12.60
12	14.11	1.09	12.00	16.20
13	18.77	1.22	15.20	23.20
14	17.79	1.89	15.00	25.50
15	22.84	2.44	18.20	31.20
16	68.69	4.27	60.10	78.10
17	12.90	0.74	11.30	14.90
18	117.97	4.81	109.20	129.40
19	97.89	4.69	89.00	111.50
20	97.45	4.70	86.90	107.70
21	93.03	4.40	84.80	104.50
22	68.92	3.93	62.20	77.50
23	57.77	4.12	49.80	69.50
24	32.08	2.63	26.10	40.10
25	22.95	1.52	19.30	26.50
26	18.01	1.34	15.10	21.20
27	26.83	1.86	21.80	30.80
28	18.38	1.62	14.80	23.80
29	20.88	1.51	17.70	26.10
30	51.98	1.35	49.00	56.50
31	12.18	1.11	10.00	15.00
32	17.45	2.01	14.00	25.00
33	17.32	1.40	15.00	21.50
34	12.46	0.96	11.00	16.50
35	33.93	4.14	24.50	46.00
36	25.97	2.14	22.50	33.50
37	24.83	1.89	20.50	30.00
38	19.38	1.37	15.50	23.00
39	81.78	11.16	32.00	106.00
40	22.88	3.89	17.10	38.30
41	30.59	1.77	27.00	34.50

Figure 40. Dimensions anthropométriques des enfants de 3 ans (à gauche) et 6 ans (à droite)

Grâce à ces données, des modèles numériques d'enfants de 3 ans et 6 ans ont pu être réalisés en redimensionnant un modèle adulte (voir chapitre ci-après). La faisabilité d'une procédure de génération de maillages d'enfants a ainsi été démontrée mais certaines lacunes ont toutefois été mises en évidence. En particulier, les modèles générés présentaient la particularité d'avoir une enveloppe externe représentative d'un enfant (par exemple une tête plus grosse en proportion par rapport à celle de l'adulte), mais une anatomie se rattachant à celle de l'adulte. Il nous fallait alors mettre en place les données suffisantes pour transformer cet adulte « miniaturisé » en un corps « bio-fidèle » d'enfant prenant en compte notamment les particularités anatomiques de la croissance chez l'enfant : articulation en cours de formation, proportion des organes mous par rapport au reste du corps, etc. Hors aucune connaissance concernant les dimensions des organes mous chez l'enfant n'a pu être identifiée. Nous avons alors mis en place des travaux nécessaires au recueil de données géométriques sur les organes mous de l'enfant, comme cela a été le cas pour l'adulte.

III.1.b Etude de la croissance des organes mous de l'enfant

Cette activité a été menée au travers de plusieurs stages de master, d'une thèse que nous avons co-dirigé (Baptiste Sandoz, 2006-2010) et du projet ANR blanc « Secur-enfant » (2006-2010). Ces deux derniers projets qui prennent part dans le cadre du GDR de Biomécanique, sont partagés et complétés par d'autres travaux portant sur la modélisation géométrique et mécanique du tronc l'enfant.

L'objectif était de caractériser la géométrie des principaux organes mous du tronc au cours de la croissance de l'enfant. L'étude s'est focalisée sur les organes suivants : le cœur, les poumons, l'aorte, le foie, les reins et la rate.

Une revue bibliographique approfondie a tout d'abord été réalisée afin d'identifier les données disponibles dans la littérature concernant la géométrie interne de l'enfant. Cette analyse a montré de grosses lacunes dans le domaine de la description des organes internes de l'enfant, confirmant ainsi l'intérêt de l'objectif scientifique de ce projet. En, particulier, très peu de recherches se sont penchées sur la quantification de la croissance des organes mous chez l'enfant.

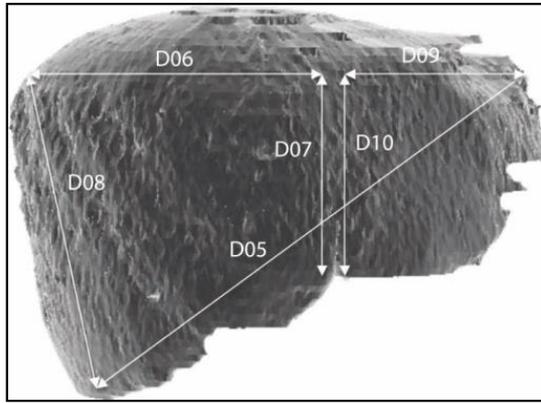
La méthodologie générale utilisée pour réaliser notre étude a reposé sur le principe suivant :

- recueil de données cliniques dans les services hospitaliers d'imagerie médicale
- reconstruction informatique tridimensionnelle des organes
- définition et relevé de mesures caractéristiques des différents organes
- exploitation des données au travers d'une analyse statistique

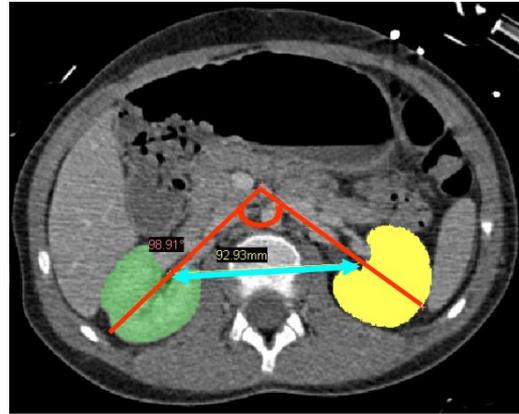
En ce qui concerne l'acquisition de données médicales, un recueil d'une cinquantaine de scanners tomodensitométriques dans les services d'imagerie médicale et les services pédiatriques des hôpitaux de Marseille a été réalisé. Les sujets ne devaient pas présenter de pathologies jugées susceptibles de modifier la croissance des organes étudiés pour être éligibles. Au final, le nombre de scanners traités par organe était : 25 foies, 60 reins (par paires), 30 rates, 8 cœurs, 30 poumons. Les âges des enfants de cet échantillon varient de 4 mois à 15 ans.

Une étude préliminaire a ensuite été réalisée afin de déterminer l'outil qui devait être utilisé pour les reconstructions 3D. Ces dernières reposent alors sur l'utilisation du logiciel Mimics v.11 (Materialise Software, Brussels). Les reconstructions furent basées sur une détection automatique de chaque organe sur les coupes transversales des scanners (contours 2D) avec toutefois un contrôle et des retouches manuelles de la part d'un opérateur. Pour chaque scanner, les organes ne présentant pas de critères d'exclusion ont pu ainsi être identifiés et reconstruits en trois dimensions.

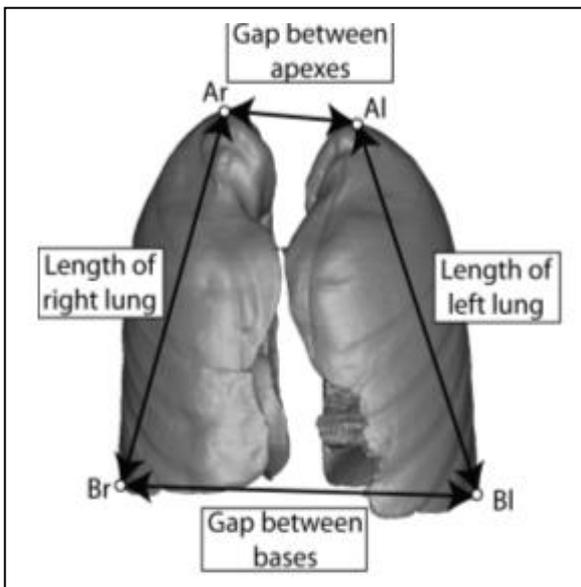
Pour chaque organe, des mesures spécifiques ont été ensuite définies afin de caractériser leur morphologie d'un point de vue qualitatif mais aussi quantitatif. L'objectif était également de caractériser l'évolution géométrique de la croissance que ce soit de manière intrinsèque à l'organe ou par rapport au reste du corps. Des distances se rapportant aux structures osseuses ont donc été prises en considération. Les modélisations 3D ont permis en particulier le calcul du volume qui se présentait comme une mesure indispensable à la caractérisation de la croissance des organes. La figure 41 illustre quelques mesures qui ont été utilisées.



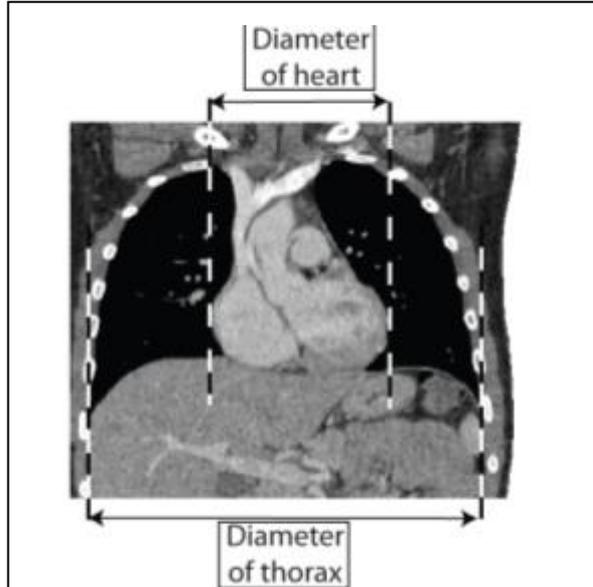
(a) le foie



(b) les reins



(c) les poumons



(d) le coeur

Figure 41. Illustrations de quelques mesures pour le foie (a), les reins (b), les poumons (c) et le cœur (d)

Pour chacun des organes, deux séries de mesures ont été effectuées par le même opérateur et une autre série de mesure a été effectuée par un autre opérateur sur un sous-échantillon. Il s'agissait notamment de vérifier les caractères reproductibles et répétables des mesures effectuées.

Concernant l'analyse statistique des données, les sujets ont été séparés en groupes d'âge (2-6 ans, 7-9 ans, 10-13 ans). La différence entre les groupes a été vérifiée par un test statistique de « Kruskal-Wallis ». Les moyennes et écart-types de chaque classe d'âge ont ensuite été calculés.

Le résultat des différentes études intra et inter-observateurs menées sur chaque organe a montré que les différences moyennes des volumes entre les différentes reconstructions sont très faibles sauf pour le cœur. Les mesures faites sur le foie montrent par exemple un écart moyen de 6,3 mm sur les longueurs et 6,4 ° sur les angles. Les mesures réalisées sur les poumons présentent également une bonne reproductibilité et une bonne répétabilité puisque l'écart relatif entre les deux séries de mesures est toujours inférieur à 5%. Les mesures réalisées sur le cœur présentent par contre de moins bonnes valeurs en particulier sur les mesures de volume. Les reconstructions en 3D sont en effet difficiles du fait des nombreuses composantes du cœur et des frontières peu claires dues au battement cardiaque lors de l'acquisition des données. Notre méthodologie de mesure a toutefois été considérée comme reproductible et répétable pour tous les autres organes.

D'un point de vue global, les tests statistiques ont montré qu'il n'y a de différence significative pour aucun des paramètres calculés en fonction du genre. Il n'a donc pas été fait de distinction entre les filles et les garçons.

Nous décrivons ci-après les principaux résultats de l'étude pour chacun des organes.

Le foie :

L'étude du foie de l'enfant a fait l'objet d'un projet de master (Ghislain Pauleau) en complément de la thèse de Baptiste Sandoz. Les résultats obtenus permettent d'analyser la croissance du foie dont les rapports de volume entre le lobe droit et le lobe gauche sont corrélés, ce qui n'est pas le cas pour les mesures de distances situées en regard du ligament falciforme. La position du foie dans la cavité péritonéale par rapport au rachis ne semble pas modifiée. La figure 42 illustre la croissance du volume du foie.

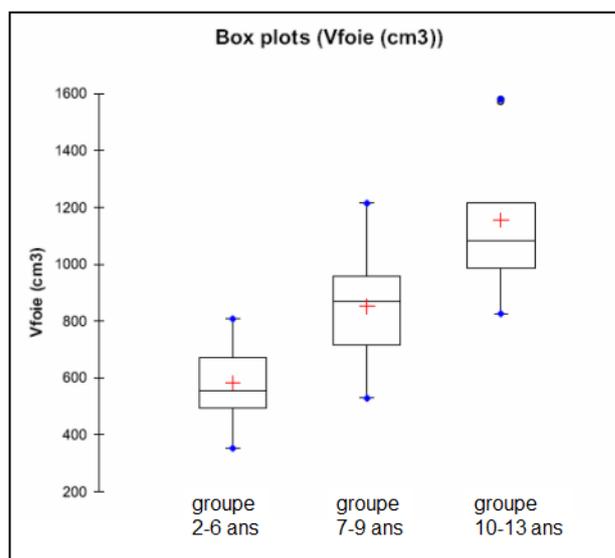


Figure 42. Evolution du volume du foie au cours de la croissance

La rate :

Toujours en complément de la thèse de Baptiste Sandoz, un projet de fin d'étude (Benjamin Coquet) a permis de caractériser la rate. Les moyennes et écart-types du volume en fonction de la classe d'âge sont respectivement : classe 2-6 ans : 80 (32) cm³, classe 7-9 ans : 140 (52) cm³,

classe 10-13 ans : 149 (38) cm³. Ces résultats sont représentés dans la figure 43 sous la forme de courbe et la fonction de régression exponentielle (courbes de tendance) a été calculée.

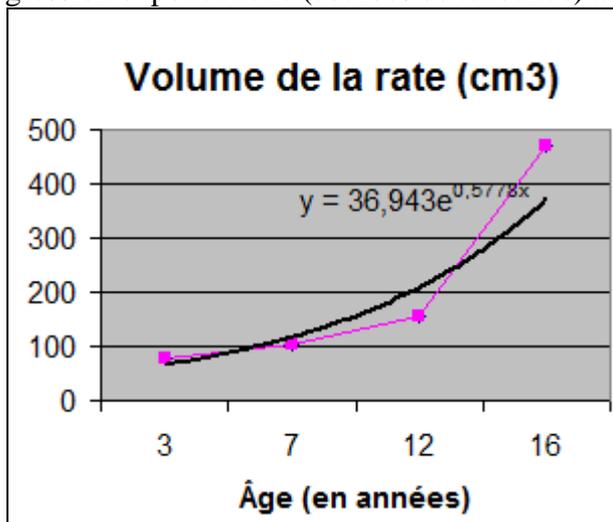


Figure 43. Courbe de croissance du volume de la rate

Les reins :

L'étude portant sur les reins a été réalisée au travers d'un projet de fin d'étude (Pierre-Henri Savoie) et de la thèse de Baptiste Sandoz. La figure 44 fournit les valeurs des volumes des reins pour les différentes classes d'âge. Les résultats montrent également que les reins s'éloignent l'un de l'autre avec l'âge, avec un ralentissement entre les groupes 7-9ans et 10-13 ans. Par contre, l'angle entre les reins ne montre pas d'évolution significative au cours de la croissance.

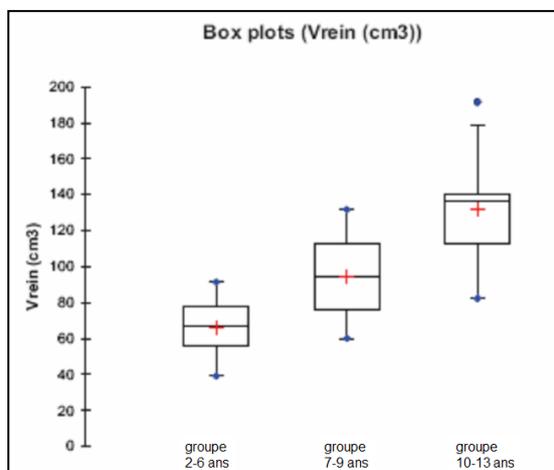


Figure 44. Evolution du volume des reins au cours de la croissance

Les poumons :

L'étude portant sur la modélisation du cœur et des poumons a été faite dans le cadre d'une thèse (François Coulongeot).

Le volume des poumons croît de façon exponentielle jusqu'à 16 ans (voir figure 45) et le volume du poumon gauche est systématiquement inférieur au volume du poumon droit. La distance entre la base d'un poumon et son sommet présente une croissance de type linéaire. Au cours de la croissance, la base des poumons a tendance à descendre par rapport aux vertèbres.

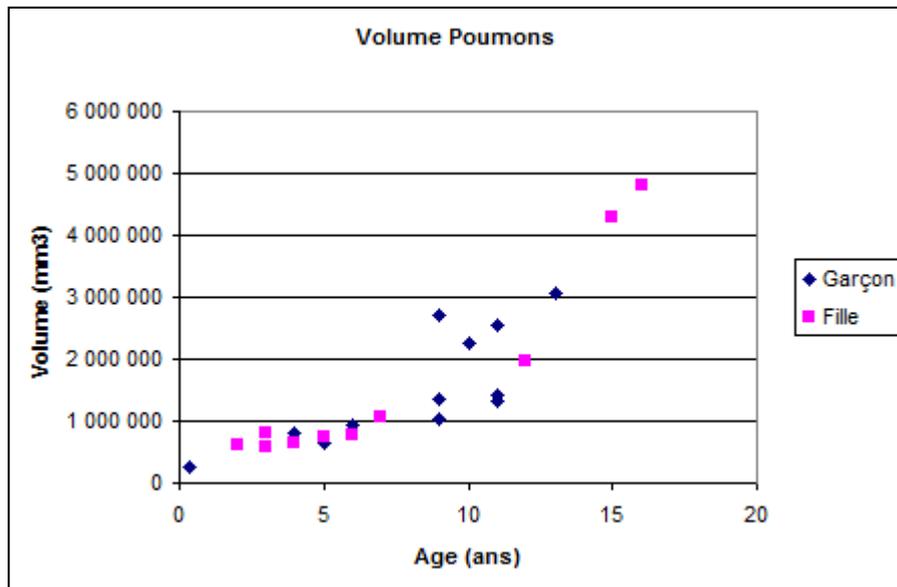


Figure 45. Evolution du volume des poumons en fonction de l'âge

Le cœur :

Malgré les difficultés rencontrées lors des reconstructions du cœur (battements cardiaques, problème d'identification, etc.), les mesures du cœur ont permis de dégager quelques tendances concernant sa croissance. On observe en particulier une nette diminution de l'index cardiothoracique (diamètre du cœur / diamètre du thorax) lors de la croissance, ce qui est cohérent avec les données utilisées en médecine.

Outre les données géométriques intrinsèques à chaque organe, cette recherche a permis également d'étudier les corrélations des croissances des organes entre eux. Les résultats ont montré par exemple une croissance linéaire entre le volume du foie et le volume des reins (figure 46). Le modèle de régression linéaire du volume du rein par celui du foie se traduit alors par l'équation :

$$V_{\text{rein}} = -3,65 + 0,13 * V_{\text{foie}} \quad (R^2 = 0,9).$$

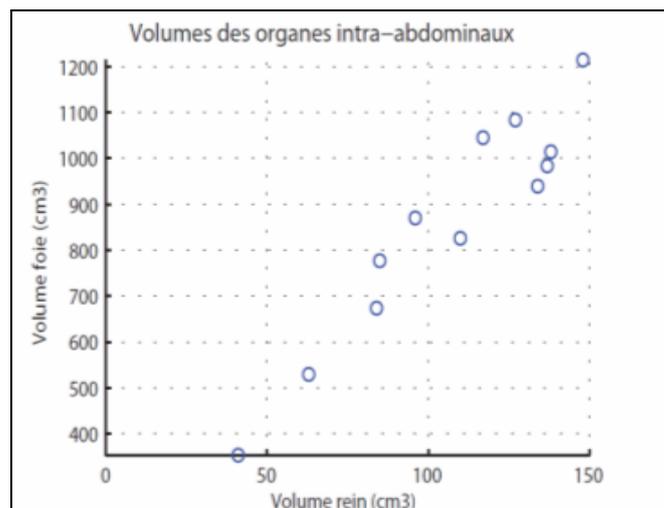


Figure 46. Evolution relative du volume du foie avec le volume des reins.

La majorité des résultats montre une augmentation de la géométrie des organes avec l'âge. Ce comportement, bien que prévisible, a pu être quantifié grâce à cette étude ce qui n'avait jamais été

fait auparavant. Les différences de volumes et de géométrie des organes au cours de la croissance ont également pu être abordé ainsi que leur évolution dans les cavités abdominale et thoracique. La méthodologie basée sur des données scanner et des reconstructions 3D des organes a été validée. 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 numérique en éléments finis des organes intra-abdominaux et intra-thoracique de l'enfant. Ces données serviront en effet de base à une modélisation biofidèle des organes mous de l'enfant et à générer des modèles de différents âges prenant en compte leur variabilité géométrique. Outre les applications de cette recherche dans le domaine de la modélisation numérique de l'enfant, ces résultats peuvent trouver également des retombées dans le domaine clinique. En effet, la taille des organes 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.

III.2 Modélisation géométrique d'un enfant de 6 ans

L'ensemble des données exposées ci-avant ont montré que la croissance de l'enfant était difficile à modéliser numériquement. Il est apparu notamment délicat de pouvoir générer un modèle enfant à partir d'un modèle adulte en utilisant uniquement des méthodes de scaling telles que nous les avons mises en place. En effet, le risque était d'obtenir une géométrie de petit adulte et non d'enfant. Par suite, il nous a semblé plus judicieux de créer dans un premier temps un modèle unique d'enfant le plus bio-fidèle possible puis de le décliner, grâce à nos base de données anthropométriques, en d'autres modèles représentatifs d'autres âges.

Nous nous sommes alors focalisés sur un modèle d'enfant de 6 ans car cet âge semble être une charnière dans la croissance de l'enfant et qu'il se situe à mi-chemin entre l'enfant de 3 ans et celui de 9 ans. Dans l'éventualité d'un redimensionnement de notre modèle, l'élaboration d'un modèle d'enfant de 6 ans nous permettrait en effet d'envisager la génération de modèles allant de 3 ans à 9 ans voire au-delà.

Pour effectuer l'acquisition de la géométrie d'un enfant de 6 ans, nous avons privilégié une méthode basée sur des données d'imagerie médicales lorsque ces données existaient. Toutefois, des images médicales de tous les segments corporels n'étaient pas disponibles pour un seul et même individu. Il nous a alors fallu diversifier les méthodes de construction du modèle géométrique. L'acquisition géométrique du tronc et de la tête a donc été réalisée à partir d'images tomographiques alors que l'acquisition géométrique des membres a été réalisée à partir d'un modèle adulte existant.

L'acquisition géométrique du tronc et de la tête a été réalisée à partir d'images tomographiques suivant une méthode similaire à celle utilisée dans l'étude de l'évolution géométrique des organes thoraciques. Le sujet retenu est âgé de 6 ans et ne présente pas de pathologie susceptible d'avoir une influence sur la géométrie des organes. Environ 1300 coupes scanners ont été analysées et une centaine de structures anatomiques ont été reconstruites. On obtient alors une géométrie en 3D des structures anatomiques du tronc en position allongée.

Afin de pouvoir mettre le modèle en position assise à partir de la géométrie en position allongée, nous avons effectué des mesures externes sur un enfant également âgé de 6 ans. En particulier, la courbure du rachis et l'orientation du pelvis ont été étudiées. L'enfant est installé sur un siège rehausseur dont le dossier est percé de façon à laisser libres les processus épineux des vertèbres (figure 47). Les mesures sont effectuées à l'aide d'un bras de mesure FARO qui fournit les coordonnées 3D des points étudiés. En l'occurrence, nous avons relevé la position des processus épineux des vertèbres ainsi que des points anatomiques palpables du pelvis et de la cage thoracique. 22 points ont été mesurés sur le rachis, 35 au niveau de la cage thoracique et 5 sur le pelvis. Des

points supplémentaires ont également été mesurés au niveau des scapulas et des clavicules. Ces mesures nous ont permis de définir la position des os en posture assise (Figure 47).

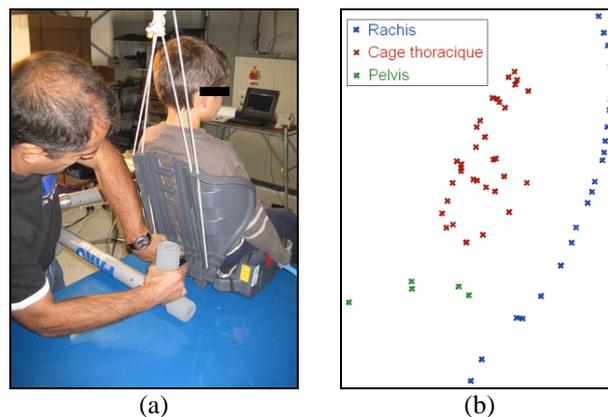


Figure 47. Mesures externes : dispositif expérimental (a) et points obtenus (b)

A partir de la position de ces os, une mise en posture assise de la géométrie 3D des tissus mous reconstruit grâce aux images tomographiques en position allongée a été réalisée par une méthode de krigeage. Dans le cadre de notre interpolation, environ 2250 points de contrôle servant de référence à l'algorithme ont été définis à partir de la géométrie des os en position allongée (configuration initiale) et en position assise (configuration cible). On obtient alors une géométrie en 3D des structures anatomiques du tronc en position assise (Figure 48).

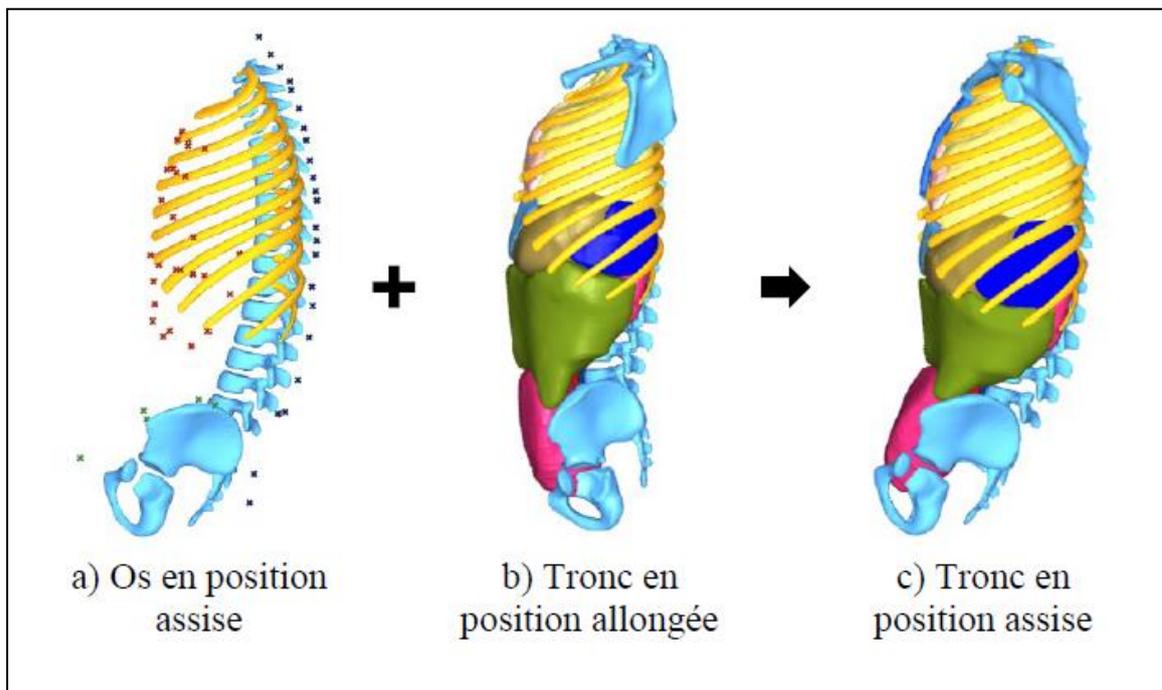


Figure 48. Mise en position assise du tronc par krigeage à partir d'une position allongée

L'acquisition géométrique de la tête et du cou a également été réalisée à partir de données tomographiques, de façon similaire à celle du tronc. La courbure du cou et la position de la tête ont été adaptées à partir des résultats des mesures externes décrites précédemment.

Compte tenu du manque de données tomographiques sur les membres d'enfants, la géométrie des membres est obtenue par la mise à l'échelle d'une géométrie adulte déjà existante. Pour cela, il a été nécessaire de définir des points de contrôles servant de base à la mise à l'échelle par krigeage. La génération de ces points de contrôle a été obtenue à partir de nos données anthropométriques. Les

géométries ainsi obtenues ont alors été améliorées, notamment par l'introduction de cartilage de croissance.

A titre d'exemple, l'algorithme de krigeage utilisé pour le redimensionnement des membres inférieurs a nécessité les coordonnées d'environ 2400 points de contrôle de la géométrie adulte (configuration initiale) et des points équivalents de la géométrie mise à l'échelle (configuration cible) (cf. Figure 49).

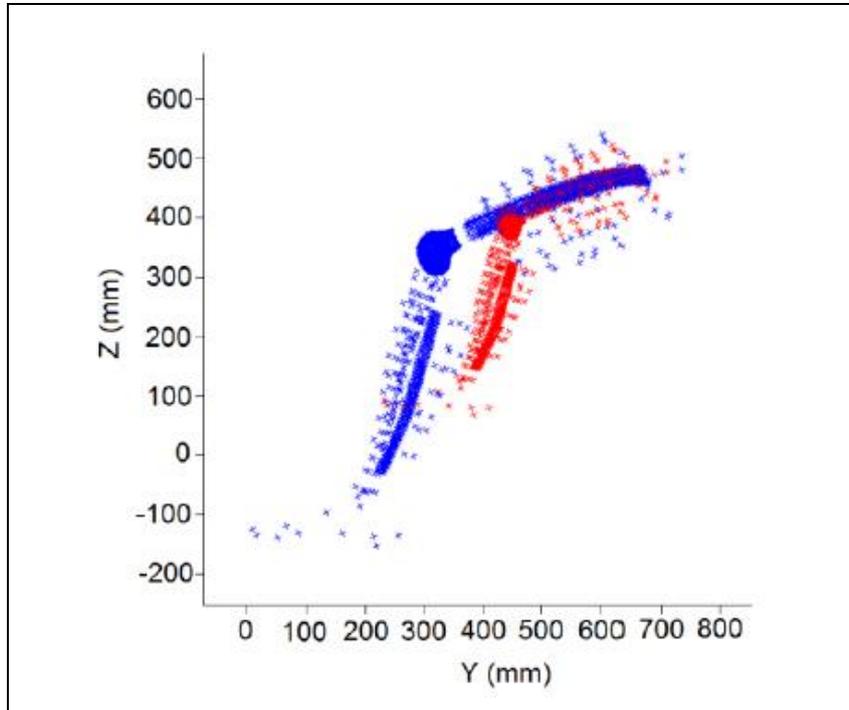
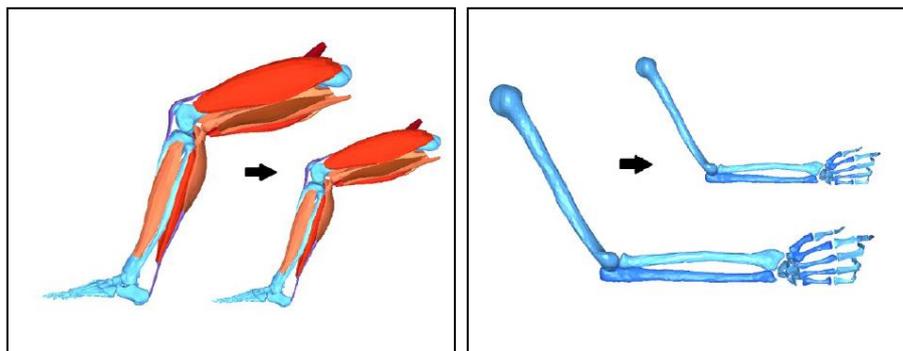


Figure 49. Points de contrôle du krigeage de la jambe adulte (bleu) et de la jambe d'enfant (rouge).

La Figure 50 montre la transformation du membre pelvien par krigeage et celle du membre thoracique par mise à l'échelle uniforme.



a) Membre pelvien

b) Membre thoracique

Figure 50. Transformation de la géométrie des membres adultes en ceux d'un enfant de 6 ans.

Les différentes géométries des segments corporels obtenues par acquisition de données d'imagerie (tronc et complexe tête-cou) et par mise à l'échelle de géométries adultes (membres) ont ensuite été assemblées pour fournir une représentation géométrique 3D du corps complet d'un enfant de 6 ans (cf. figure 51).

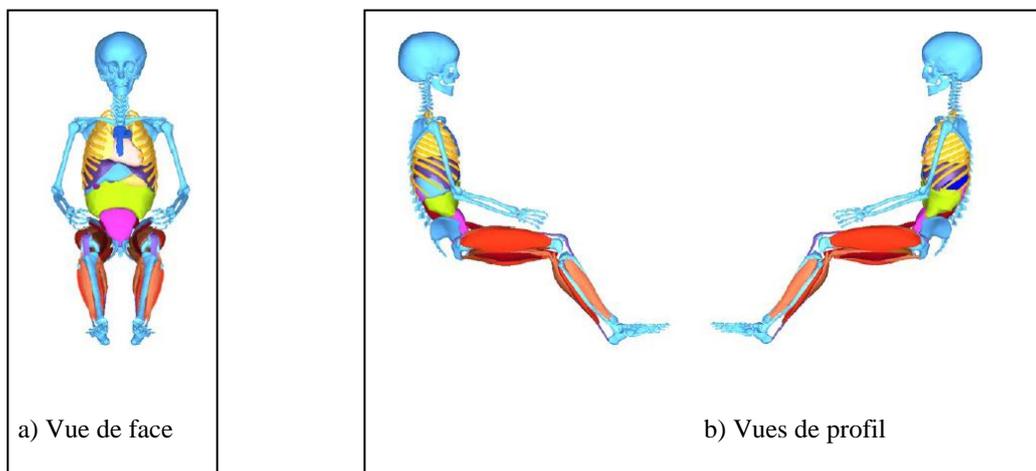


Figure 51. Assemblage de la géométrie des différents segments corporels

III.3 Maillages éléments finis

L'ensemble de ces données a servi à générer plusieurs maillages en éléments finis de l'enfant allant de 3 ans à 9 ans.

Ce travail a débuté au travers d'une thèse (Thomas Hoedts, 2006) qui a été interrompue prématurément (décès du candidat) et au travers du projet européen APROSYS (FP6, 2004-2008). En première intention, nous nous sommes appuyés sur l'utilisation de notre outil de scaling et sur l'exploitation de notre base de données somatométrique infantile pour générer plusieurs maillages (figure 52).

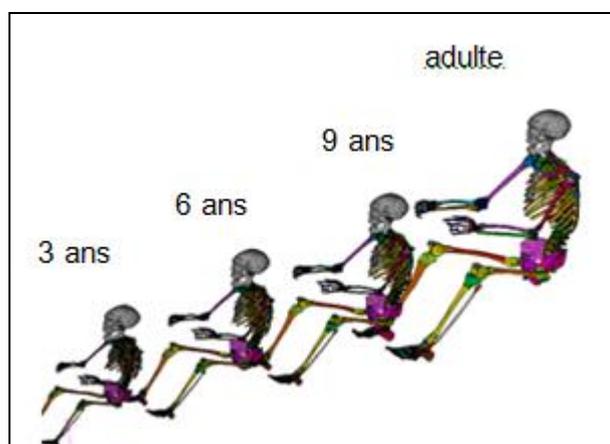


Figure 52. Déclinaison du maillage HUMOS en plusieurs modèles d'enfants

L'étape suivante a consisté à rendre ces modèles plus bio-fidèle en prenant en compte notamment les caractéristiques de croissance des organes internes de l'enfant. Il s'agissait ici de profiter des résultats des précédentes études (projets Secur-enfant et APROSYS, thèse Baptiste Sandoz) pour élaborer un modèle capable de reproduire le comportement réel d'un enfant au cours d'un accident. L'objectif à terme étant alors de simuler les mécanismes lésionnels infantiles. La réalisation de ses travaux ont fait l'objet d'une thèse (François Coulangeat, 2008-2011) et s'intègre en partie dans le cadre du projet européen « CASPER » (Child Advanced Safety Project for European Roads, FP7, 2008-2011). Un modèle numérique en éléments finis de l'enfant complet et bio fidèle de 6 ans a ainsi pu être finalisé.

Le modèle est essentiellement composé d'éléments tétraédriques (maillage volumique) et triangulaires (maillage surfacique). La figure 53 présente le maillage des organes et des os du tronc.

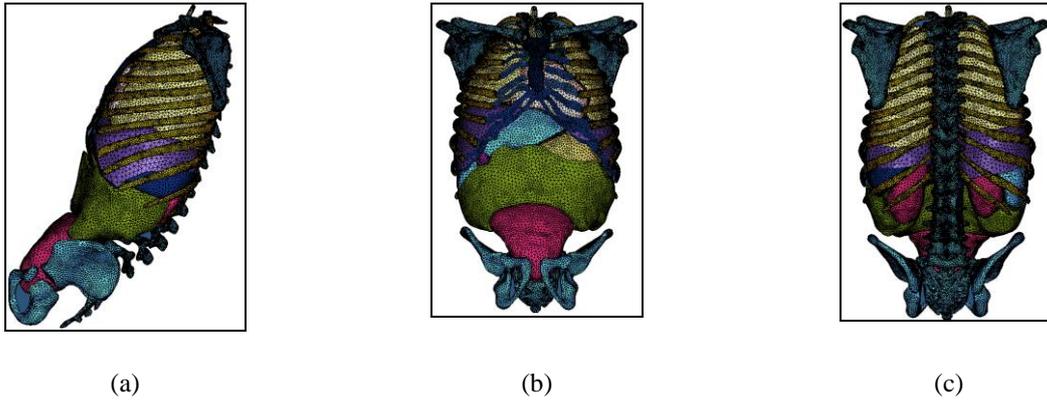


Figure 53. Maillage des organes et des os du tronc de profil (a) de face (b) et de dos (c)

La graisse et les muscles ont été maillés de façon continue afin d'optimiser le temps de calcul (figure 54). Cependant, certaines parties du modèle sont considérées comme des corps rigides afin de faciliter les calculs. En particulier, compte tenu du faible nombre de lésions observées sur le rachis, les vertèbres ont été considérées comme des corps rigides liés entre eux par des liaisons cinématiques.

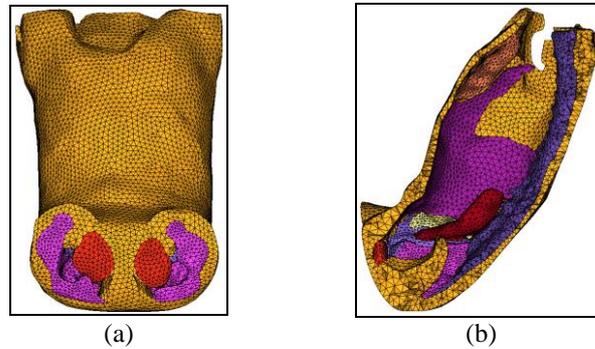


Figure 54. Maillage de la graisse et des muscles du tronc, de face (a) et suivant une coupe sagittale (b)

Rappelons que le manque de données pour les membres nous a conduit à effectuer une mise à l'échelle non linéaire d'une géométrie adulte (figure 55).

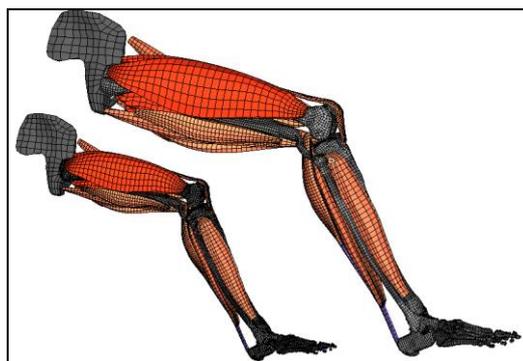


Figure 55. Mise à l'échelle d'un modèle existant pour passer d'une jambe adulte (droite) à une jambe d'enfant de 6 ans (gauche)

Le maillage complet est constitué d'environ 390 000 éléments triangle et 460 000 éléments tétraédriques de taille caractéristique de 1 à 8 mm. La géométrie finale est cohérente avec les moyennes anthropométriques d'un enfant de 6 ans (voir figure 56). On notera cependant que la largeur à la taille et dans une moindre mesure la largeur au thorax sont plus élevées que les moyennes anthropométriques. Cette géométrie a été validée d'un point de vue qualitatif par plusieurs pédiatres.

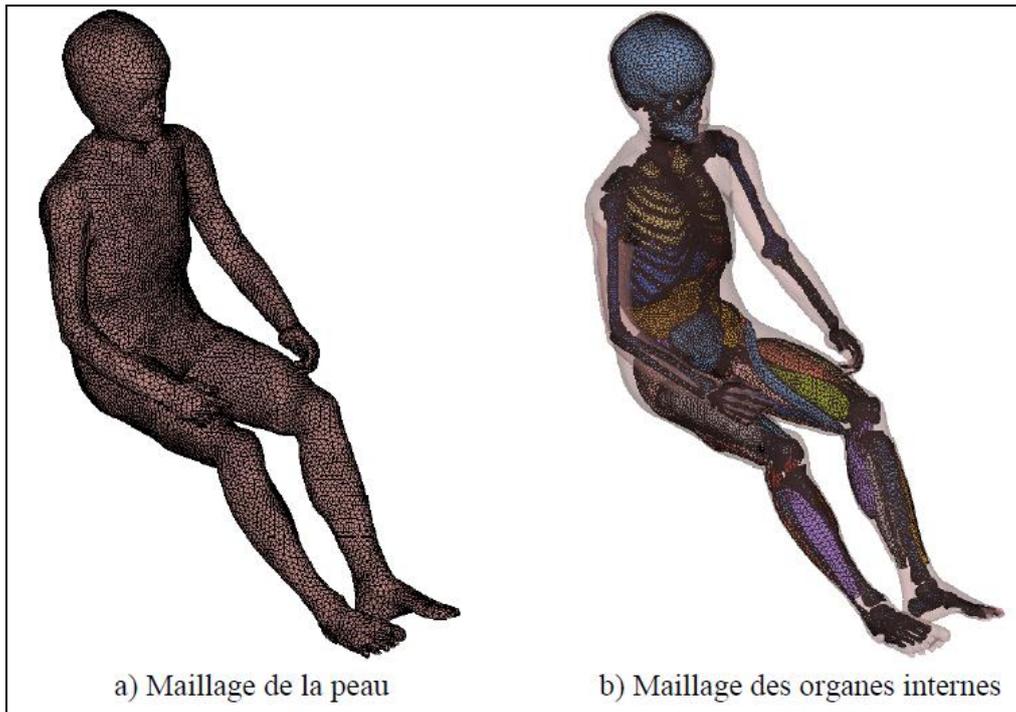


Figure 56. Maillage du modèle éléments finis d'un enfant de 6 ans.

L'usage des deux méthodologies (redimensionnement d'un maillage existant et réalisation d'un maillage personnalisé) nous a permis de dégager certaines conclusions quant aux avantages et inconvénients de ces deux méthodes. Un des avantages de la méthode de mise à l'échelle est qu'il est possible de choisir aisément l'âge et la morphologie du modèle souhaité. Le temps de mise en oeuvre de cette méthode est, de plus, relativement faible ce qui peut éventuellement permettre de générer plusieurs modèles correspondants à différents âges.

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

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

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

III.3 Applications

Ces travaux sur la modélisation géométrique de l'enfant offrent de nombreuses et diverses possibilités quant à leurs applications. Nous en décrivons ci-après quelques-unes que nous avons souhaité mener dans la continuité de nos recherches.

En premier lieu, l'exploitation et le traitement de l'intégralité de la base de données somatométrique est d'un grand intérêt pour la recherche sur l'anthropométrie de l'enfant, car elle est la seule en France à l'heure actuelle. En effet, il n'y a pas eu, pour le moment, d'enquête de grande ampleur sur la population infantile française.

Il est alors désormais possible d'étudier de manière détaillée le développement des enfants au cours de la croissance. Elle permet en effet une meilleure connaissance du développement des différents segments corporels de l'enfant au cours de sa croissance et permet également l'amélioration des méthodes d'estimation de l'âge des immatures. On pourrait ainsi améliorer la mise au point des protocoles de prises de mesures sur les individus immatures par la constitution de cascades de prédiction comme cela a été mis en place pour l'adulte. A long terme, il serait possible d'envisager des applications en médecine légale ou en anthropologie funéraire. Cependant, l'absence de mesures internes est un frein sérieux à ce type d'application, puisque ces deux disciplines reposent sur l'étude des ossements humains.

En revanche, une telle base serait utile en anthropologie du vivant, en complément des connaissances médicales, afin de mieux comprendre les problèmes d'obésité chez les enfants et de quelle manière le surpoids se répercute sur le développement corporel.

Une telle base de données permet par ailleurs de réaliser des études comparatives avec des bases de données d'autres pays, comme celle de R. Snyder, réalisée aux Etats-Unis dans les années 1970 (Snyder, 1975 ; Snyder 1977). Son intérêt est augmenté par l'ancienneté de la plupart des bases de données réalisées sur la population infantile : selon (Smith et al, 2004), la plus récente des enquêtes de ce type date de la première moitié des années 1990. Or, le développement corporel des enfants depuis la fin de la Seconde Guerre Mondiale s'est modifié. En l'état actuel des choses, il paraît délicat d'entreprendre des comparaisons synchroniques.

Ces données peuvent également trouver des applications dans le domaine de l'ergonomie. Nous avons notamment travaillé sur l'ergonomie du vélo pour l'enfant en se basant sur les études déjà menées par Décathlon sur ce sujet. Nous avons alors établi que la stature, plus que l'âge, est à prendre en compte pour l'ergonomie du vélo enfantin. En effet, au vu des écarts que nous possédons avec les classes d'âge/stature de Décathlon, cela semble une conclusion logique. A noter toutefois que le matériel proposé sur le marché en fonction de l'âge est adapté à une majorité d'enfants. Concernant le casque de vélo et son adaptabilité aux dimensions de la tête d'un enfant, la durée de vie d'un casque est bien supérieure à celle du vélo.

Dans le domaine de la sécurité automobile, nous avons utilisé notre base pour plusieurs finalités.

Les applications de ce travail ont permis en particulier de mettre en évidence les points d'impact potentiels de l'enfant piéton lorsqu'il est percuté par une voiture (figure 57).

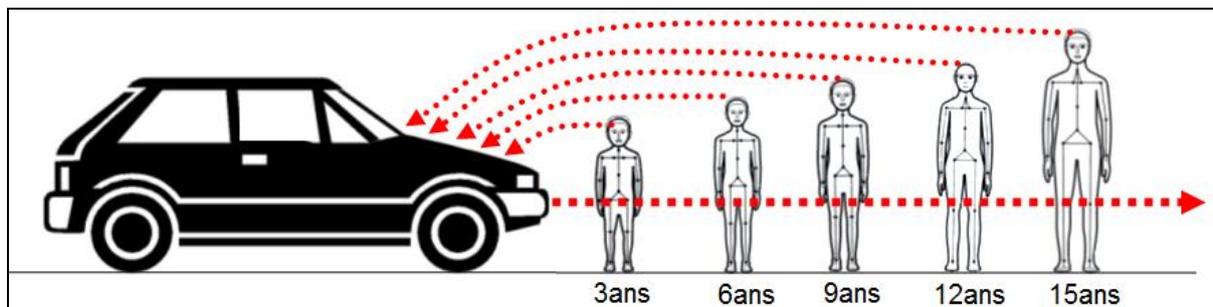


Figure 57. Points d'impact en cas de choc piéton en fonction de l'âge de l'enfant

Il s'avère alors, qu'en moyenne, pour un enfant de moins de 12 ans, l'impact du pare-choc se situe au-dessus des genoux voire au niveau du bassin pour un enfant de 3 ans.

Nous avons également cherché à vérifier l'adaptabilité de la ceinture de sécurité et des systèmes de retenue vis-à-vis de leurs morphologies en position assise. Il s'agissait par exemple d'évaluer le passage de la ceinture de sécurité par rapport à la morphologie infantile afin d'identifier les éventuelles déficiences. Le but final étant de proposer de nouvelles solutions permettant de pallier à ces lacunes. Nous avons alors étudié plusieurs sièges auto et rehausseurs dans plusieurs véhicules.

Sur les systèmes qui possèdent un guide, on s'aperçoit que la ceinture est presque toujours trop basse. Deux modèles semblent pourtant s'adapter à notre échantillon : le Bébé Confort Moby et le Römer Kidfix. Bien que ces deux systèmes soient réglables, cela ne semble pas être un paramètre permettant d'améliorer sensiblement l'adaptation de la ceinture sur la clavicule. Sur l'ensemble des systèmes mesurés, la ceinture passe sous ou péniblement sur le bord inférieur du sternum.

Sur les sièges qui ne sont pas équipés de guidage le modèle de voiture est primordial. Ainsi presque tous les modèles s'adaptent correctement sur l'Opel Zafira, alors qu'aucun ne permet une position correcte de la ceinture sur la Renault Mégane. Selon les résultats obtenus sur les autres modèles on aurait une meilleure adaptation sur les véhicules présentant une ceinture plus haute. Il est important de dire que sur 6 véhicules mesurés, seuls deux ont une position de la ceinture correcte. Sur les 17 sièges enfant équipés de sangles que nous avons mesurés seulement 5 permettent d'être utilisés par la moitié des enfants jusqu'à 4 ans, et 7 autres jusqu'à 3 ans. Entre 9 et 10 ans, la moitié des enfants ont une distance bitrochantérienne maximale trop importante pour entrer dans le siège alors que la réglementation impose l'utilisation de rehausseur jusqu'à 10 ans. Le Nania Trooper First, le Nania Cybermouse, le Römer Kidfix, et le Michelin Navigator sont préconisés par leurs fabricants jusqu'à l'âge de 12 ans pourtant, à partir 8 ans, 50% des enfants de notre échantillon n'y rentrent plus. A l'inverse, le Maxi-cosi priori, le Römer Prince et le Römer Duo+, qui sont dans la catégorie 1, ont d'excellents résultats, et sont peut-être même trop large par rapport à leur indication.

Par suite, nous avons émis certaines préconisations afin d'améliorer les normes dans ce domaine. Si les recommandations pour le choix d'un siège enfant par le poids et l'âge semblent correctes, les courbes présentent cependant deux décrochés à 3 ans et surtout à 6 ans. En effet, ces écarts concernent surtout le poids maximum recommandé. Ceci pourrait entraîner un changement prématuré des systèmes avec des risques encourus pour les enfants qui les utilisent. De même les recommandations de taille ne correspondent pas à l'échantillon de siège. A 4 ans, plus de 50 % des enfants sont exclus de leurs recommandations par leurs tailles. Ce travail montre un grand problème dans l'élaboration des systèmes de retenue infantiles. La ceinture est souvent trop basse, passant en dehors de la clavicule pour certains et pour la majorité sous le sternum (voir figure 58).

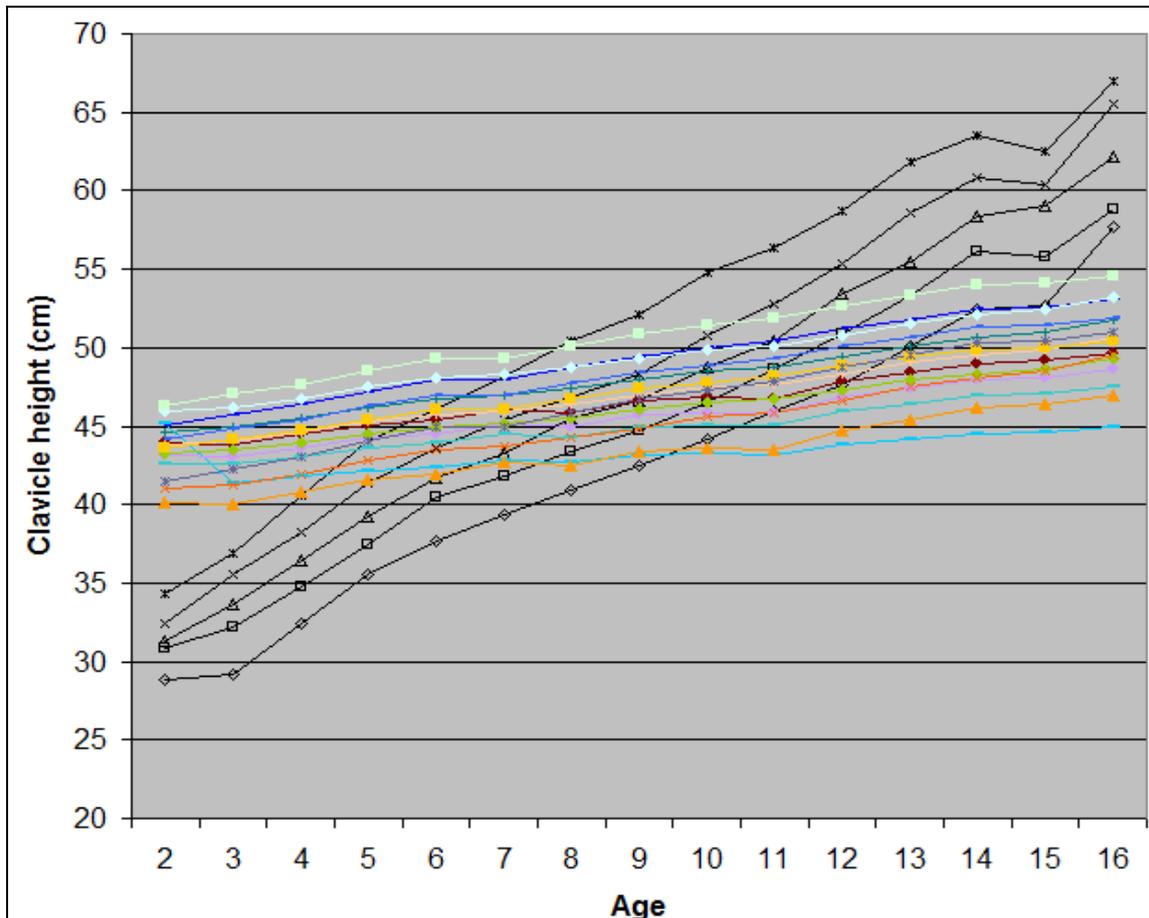


Figure 58. Comparaison des hauteurs de clavicules réelles des enfants de 2 à 16 ans (5ème, 25ème, 50ème, 75ème et 95ème percentiles) en position assise (courbes noires) avec les hauteurs des ceintures de 6 véhicules au niveau de la clavicule (courbes de couleurs)

Les dimensions choisies par les fabricants semblent également trop justes. La largeur des sièges est souvent trop petite pour être utilisée jusqu'à 10 ans et les sangles, pas assez hautes, vont obliger l'enfant à passer plus vite que prévu vers des systèmes dépendant. Enfin les recommandations par le poids semblent être adéquats, mais il faudrait peut-être leur adjoindre des références de tailles, et d'âge pour permettre un choix plus aisé par les parents, et de permettre aux constructeurs d'adapter leurs produits à la taille des enfants

Toujours dans le domaine de l'automobile, nous avons également comparé l'anthropométrie externe d'enfants âgés de 3 et 6 ans avec la morphologie des mannequins de crash-tests correspondants utilisés dans le cadre des essais de sécurité passive (HybridIII-3, P3, HybridIII-6, P6). L'objectif était d'évaluer la pertinence de leurs morphologies vis-à-vis de la réalité. Les résultats montrent que la taille en position assise d'un enfant de 3 ans (respectivement 6 ans) est de 54.17 cm (resp. 64.4) alors que celle du mannequin HYBRID est de 54.6cm (resp. 63.5). Une différence de 3% a de même été observée sur le poids.

Enfin, le modèle élément finis de 6 ans a été utilisé pour simuler un accident réel impliquant un enfant de 6 ans passager (voir figure 59). Une reconstruction de la cinématique des véhicules a permis d'obtenir les vitesses linéaires et angulaires au niveau du siège de l'enfant.

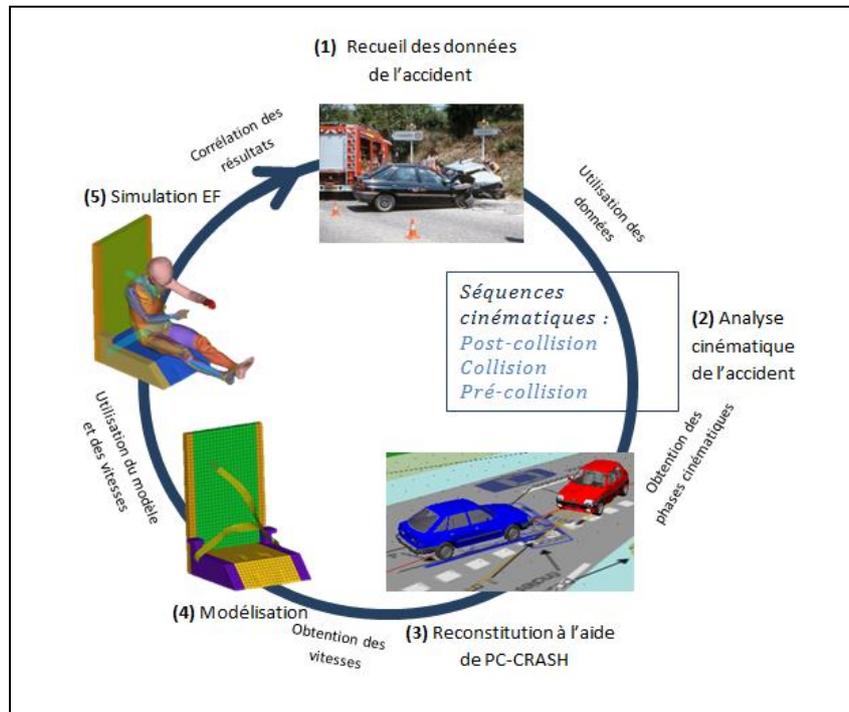


Figure 59. simulation d'un accident réel avec le modèle d'enfant de 6 ans

Ces vitesses ont alors été considérées comme conditions limites lors de la simulation par éléments finis de l'accident avec le modèle. Des similitudes ont été établies entre les niveaux de contraintes et la localisation des hématomes observés sur l'enfant accidenté. La simulation a également permis d'observer le mécanisme de sous-marinage décrit dans la littérature et qui est en partie dû à l'ossification incomplète des crêtes iliaques de l'enfant (voir figure 60).

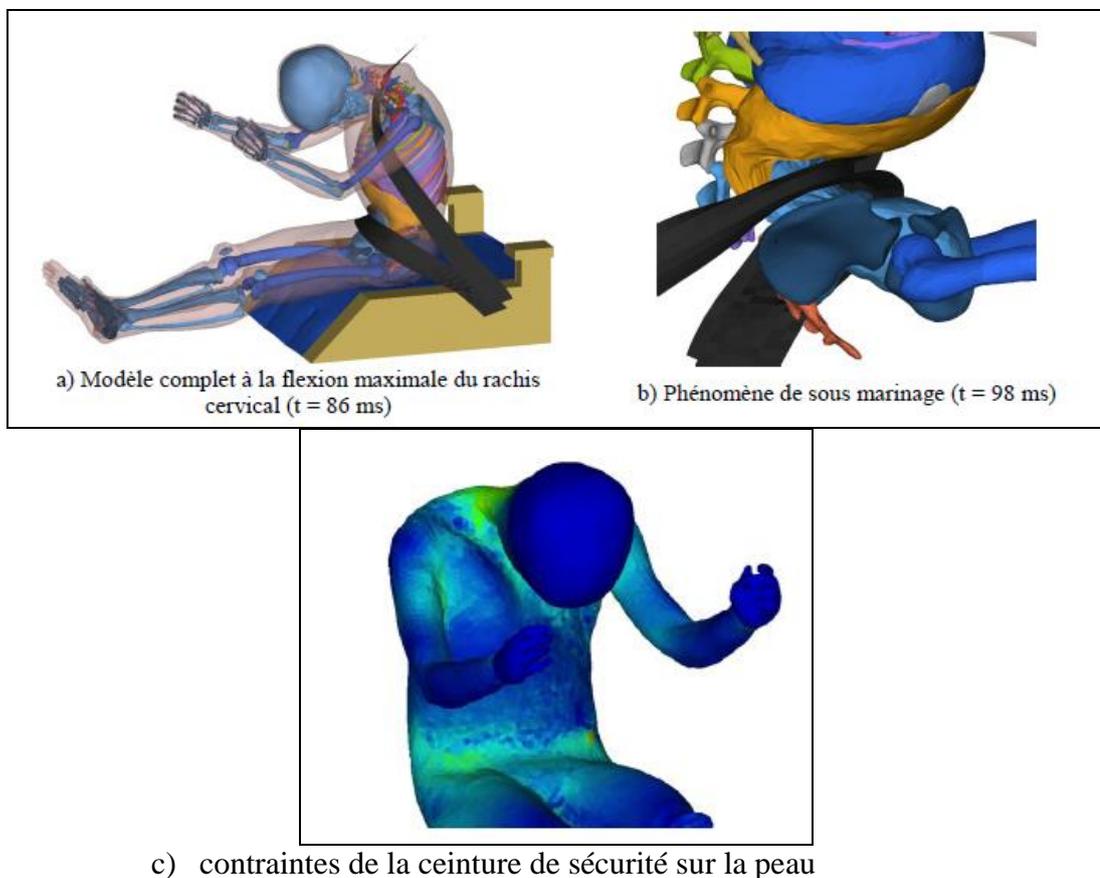


Figure 60. simulation du choc avec le modèle complet d'enfant de 6 ans

IV Bilan de la thématique et perspectives

IV-1 Bilan

Notre recherche dans le domaine de la modélisation géométrique 3D de l'être humain a démarré par la représentation d'un homme « moyen » en position assise (modèle HUMOS). Le travail fastidieux que cela a demandé nous a alors amené à porter notre réflexion sur la manière d'améliorer les outils pour réaliser de tels modèles.

Nous avons alors mis en place des outils logiciels permettant de mieux prendre en compte les spécificités liées à la modélisation de l'anatomie dès l'étape d'acquisition géométrique. Ces outils permettaient ainsi de modéliser un individu de manière personnalisé et surtout d'obtenir des géométries plus bio-fidèle. Toutefois, ces développements ne permettaient pas de le décliner sur toute une population et donc de générer différentes morphologies.

L'étape suivante a donc été de chercher à redimensionner un modèle existant en plusieurs autres modèles de morphologie différentes.

Pour cela, nous nous sommes attachés dans un premier temps à décliner notre modèle adulte en d'autres modèles adultes allant du 5^{ème} percentile femme au 95^{ème} percentile homme. Ces travaux nous ont alors amené à créer des bases de données géométriques originales et uniques puisqu'elles associent des données anthropométriques externes (somatométrie, points palpables, etc) à des mesures biométriques d'organes internes (os, organes mous, muscles ...).

L'usage de ces bases de données et l'adaptation de nos outils nous ont ainsi permis d'élaborer un outil de redimensionnement de maillage appelé « scaling tool ». L'usage de ce scaling tool a montré alors l'opérationnalité de nos résultats par la génération de plusieurs modèles en éléments finis qui sont désormais utilisés dans l'industrie automobile.

Par suite, nous avons souhaité encore étendre nos travaux en se penchant sur la modélisation de l'enfant. Les contraintes liées à ce type de recherche nous ont, là encore, amené à réaliser nos propres bases de données géométriques étant donné que peu de données existaient dans la littérature. Nous avons alors mis en place des méthodes de mesures et réaliser une grande enquête anthropométriques notamment auprès de 2000 enfants pour disposer de données qui soient statistiquement représentatives.

Ces travaux ont ensuite été exploités pour réaliser différentes études sur la protection de l'enfant et sur l'étude de la croissance de l'enfant. Ils ont également permis en particulier la réalisation d'un modèle numérique complet d'un enfant de 6 ans. Ce modèle en éléments finis a servi à simuler un accident réel et montré son aptitude à reproduire des lésions.

J'ai porté cette thématique depuis 1998 et elle impliquait une équipe composée de 5 personnes dont des étudiants (masters, doctorants), des ingénieurs et un enseignant-chercheur (Lionel Thollon). Depuis mon intégration à l'IFSTTAR-LMA en 2011, cette thématique ne fait plus partie de mes activités même si, au cours de l'année 2011, j'ai continué à assurer le suivi de la thèse de François Coulongeat (soutenance le 5 Janvier 2012) et la valorisation de ces travaux par des publications.

IV-2 Perspectives

Nous souhaitons proposer dans ce chapitre quelques perspectives à nos travaux même si, depuis 2011, notre activité a cessé dans ce domaine.

La modélisation numérique du corps humain a ouvert de nombreuses nouvelles voies de recherches. Elle a notamment permis d'accéder à des paramètres d'études jusqu'alors inexplorés. Elle est une source d'informations riche dans le domaine de la sécurité des transports, que ce soit du point de vue du confort ou de la protection de l'usager. Ce travail permet notamment de nouvelles perspectives sur l'étude de la gravité des lésions observées en choc automobile, des zones à protéger, des caractéristiques du siège automobile, etc.

En effet, la représentation tridimensionnelle du corps humain en position de conduite automobile permet la simulation numérique de configurations d'accidents difficilement reproductibles par l'expérimentation. Ainsi, peut-on désormais envisager de réaliser, sur une voiture virtuelle en voie de conception, bien avant la phase de maquette, une multitude d'essais en chocs frontaux, latéraux, obliques, etc. à différentes vitesses, y compris celles que l'on n'ose pas atteindre avec les essais conventionnels actuels.

Si des modèles de l'être humain adulte ont été développés ces dernières années, peu d'études se sont intéressées à la modélisation de l'enfant. L'élaboration d'un modèle numérique en éléments finis de l'enfant décrivant au mieux son comportement biomécanique en cas de choc routier permet alors d'envisager de nombreuses retombées concernant sa protection. L'utilisation de ce dernier permettra, par le biais de la traumatologie virtuelle, d'appréhender les mécanismes lésionnels mis en jeu lors des accidents. Il aura pour but final l'évaluation des systèmes de sécurité actuels aménagés pour l'enfant (ceintures, rehausseurs ...) et l'amélioration de sa sécurité au sein de l'habitacle.

Si nos travaux ont permis de créer un premier modèle complet d'un enfant de 6 ans, les recherches doivent maintenant s'orienter vers la génération d'autres modèles d'enfants (3 ans, 9 ans, etc.). L'objectif est de disposer d'une « famille » complète de modèles en éléments finis en essayant d'améliorer leurs biofidélités.

Outre l'avancée technologique que ces modèles représentent, les retombées concernent également les industriels de l'automobile : constructeurs, équipementiers, concepteurs de sièges enfants, concepteurs de mannequins de crash.

De plus, ces modèles numériques trouvent des applications dans d'autres domaines comme celui de la médecine par exemple (élaboration de prothèse, simulation chirurgicale ...) , celui de l'ergonomie voire celui de l'enseignement de l'anatomie par exemple.

Enfin, cet homme virtuel de plus en plus sophistiqué devient l'outil de recherche incontournable des années futures mais nécessite une collaboration étroite du corps médical et des biomécaniciens pour être avéré.

**THEMATIQUE 2 :
LA SIMULATION NUMERIQUE DE L'ACCIDENT
DE L'USAGER VULNERABLE
(APPROCHE MULTICORPS)**

Introduction

L'objectif de cette recherche est de pouvoir reconstruire par ordinateur la cinématique complète du choc d'un usager vulnérable (piéton, deux-roues) avec un véhicule c'est-à-dire du premier point d'impact jusqu'à la chute au sol. Il s'agit notamment de simuler l'accident de manière suffisamment précise pour observer la cinématique du corps humain (points d'impacts sur la voiture, chute au sol ...) et éventuellement les lésions. Deux approches théoriques étaient alors possibles : celle basée sur les éléments finis et celle basée sur la mécanique multicorps.

Si les éléments finis permettent une modélisation très précise et très fine des corps, ils induisent des temps de calcul très long et sont surtout adaptés à des études locales des systèmes sur des temps très courts (de l'ordre de 150 ms).

Le multicorps quant à lui est adapté à l'étude de système dans leur ensemble, dans leur dynamique globale. Il induit des temps de calcul plus courts, et permet de réaliser des simulations de plusieurs secondes. La théorie multicorps est ainsi plus adaptée à notre recherche, car nous souhaitons étudier la cinématique globale du choc donc sur un temps relativement long (plus de 3 secondes). De plus, cette approche est suffisamment globale et paramétrable pour être adaptée à chaque cas particulier. En effet, l'avantage d'une telle modélisation est qu'elle permet de représenter le système avec des géométries simplifiées et donc de pouvoir reproduire des configurations de choc très variées. De plus, elle permet de mesurer des paramètres comparables aux données réelles : distance d'enroulement du piéton sur la voiture (Wrap-Around-Distance), distance de projection, etc. Il était alors possible d'envisager son utilisation pour la simulation d'accidents réels.

Nous avons ainsi choisi une approche numérique basée sur la théorie des systèmes mécaniques multicorps. Cette approche qui fournit le mouvement du corps humain dans les 3 dimensions de l'espace a été utilisée pour de nombreuses autres recherches dans le domaine de la biomécanique du choc et de la reconstruction d'accidents (Anderson et al., 2003), (Linder et al., 2005), (Moser et al., 1999), (Yang et al., 1993), (Yang et al., 2000), (Mizuno, 1998). Des logiciels spécifiques de simulations de crash tels que PC-Crash® ou Madymo® (TNO, 2001), que nous avons utilisé, doivent alors être employés.

Nous décrivons dans les chapitres suivants, successivement :

- Les principes de base de la mécanique multicorps appliqués à la biomécanique du choc. Nous illustrerons ces principes en détaillant la réalisation d'un modèle de corps humain, d'un modèle de véhicule puis la procédure générale mise en place pour la validation de nos modèles et la simulation d'accidents réels.
- L'application de ces méthodes à l'analyse du choc piéton et notamment l'étude paramétrique de l'impact afin de déterminer les paramètres les plus influents dans un accident piéton.
- L'application de ces méthodes à l'analyse du choc cycliste et notamment l'identification des différences entre un choc piéton et un choc cycliste.
- L'application de ces méthodes à l'analyse du choc du deux-roues motorisés
- L'usage de ces méthodes dans le cadre d'expertise judiciaire

Enfin, nous clôturerons cette thématique en réalisant un bilan de nos travaux dans ce domaine et en proposant des perspectives de recherches.

I La simulation multicorps

I.1 Principe général

Un système multicorps est un système mécanique composé de plusieurs corps rigides ou flexibles reliés entre eux par des liaisons dites cinématiques (voir figure 61). Ces liaisons régissent les mouvements des corps les uns par rapport aux autres. L'analyse des systèmes multicorps est basée en grande partie sur des principes du 18^{ème} siècle. Les premières formulations du problème ont été introduites par Newton pour les particules et par Euler pour les corps solides (Wittenburg, 1977).

Dans les années 1970, l'analyse des systèmes multicorps s'est plus largement développée, notamment grâce à l'évolution des moyens de calculs informatiques. C'est à cette période que les premiers logiciels de modélisation de systèmes multicorps sont apparus. Ils ne permettaient alors que la modélisation de corps rigides et avaient, entre autres, pour domaines d'application la robotique et la modélisation de corps humains (notamment dans le crash de véhicules). L'analyse des systèmes multicorps est alors devenue une discipline scientifique à part entière ayant évolué rapidement sous l'impulsion des industries robotiques, automobiles et aérospatiales.

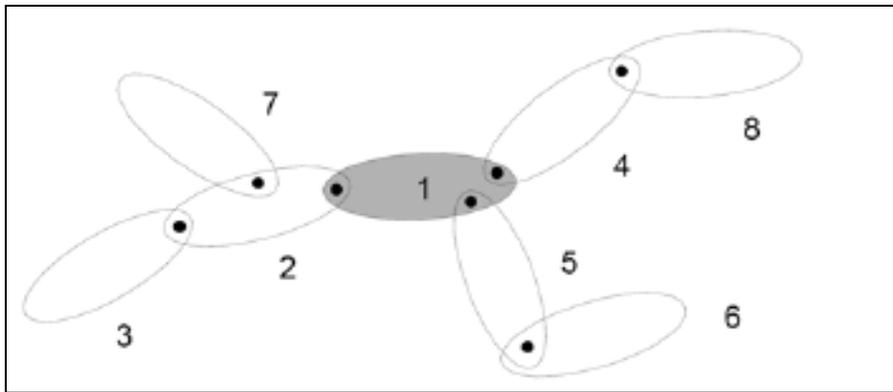


Figure 61. Exemple de système multicorps

D'une manière générale, un système multicorps est défini par :

- Des corps, caractérisés par une masse, une matrice d'inertie et la position du centre de gravité. La forme des corps n'intervient pas dans les équations de mouvement mais est nécessaire pour la modélisation de contact ou pour la représentation graphique du système. A chaque corps est associé un système de coordonnées local.
- Des liaisons cinématiques, qui sont définies par les deux corps qu'elles relient, un type, une position et une orientation. Plusieurs types de liaisons existent comme la liaison pivot, glissière, ou la liaison rotule. Les liaisons matérialisent les différents mouvements possibles entre les corps.
- Des conditions initiales et des efforts appliqués sur le système.

On définit ainsi des systèmes multicorps par les corps les composant, les liaisons entre les corps, les référentiels associés aux systèmes et aux corps, les surfaces de contact des corps, les caractéristiques de contact des surfaces, les conditions initiales, etc.

Le mouvement d'un corps rigide « i » est complètement défini par la position de l'origine et par l'orientation de son système de coordonnées local (x_i, y_i, z_i), par rapport au système de coordonnées de référence (X, Y, Z). La position de l'origine du système de coordonnées local par rapport au système de référence est donnée par le vecteur r_i .

Les équations du mouvement (Newton-Euler) d'un corps rigide i en son centre de gravité sont, d'après (Wittenburg, 1977).

$$m_i \ddot{r}_i = F_i$$

$$I_i \cdot \dot{\omega}_i + \omega_i \wedge I_i \cdot \omega_i = T_i$$

Avec m_i la masse du corps i , I_i est son tenseur d'inertie au centre de gravité et ω_i le vecteur de vitesse angulaire. F_i est la résultante de la force appliquée sur le corps i et T_i est la résultante du couple appliqué sur le corps par rapport à son centre de gravité. Les vecteurs F_i et T_i contiennent respectivement les forces et les couples dus aux liaisons. Ces forces et couples de liaison ne peuvent être déterminés sans la connaissance préalable de l'accélération du système. L'application du principe des travaux virtuels permet d'éliminer ces forces et couples de liaison. Un déplacement virtuel est défini comme un changement infinitésimal de configuration virtuel, cohérent avec les conditions aux limites du problème.

Les Equations ci-dessus sont respectivement multipliées par un vecteur variation de position δr_i et par un vecteur de variation d'orientation $\delta \pi_i$. Les équations résultantes sont alors sommées sur tous les corps du système et on obtient l'équation :

$$\sum_i \delta r_i \cdot (m_i \ddot{r}_i - F_i) + \delta \pi_i \cdot (I_i \cdot \dot{\omega}_i + \omega_i \wedge I_i \cdot \omega_i - T_i) = 0$$

Lorsque les variations δr_i et $\delta \pi_i$ des corps liés respectent les degrés de liberté des liaisons, les forces et les couples de liaisons s'annulent par l'application de ce principe.

Les algorithmes de simulation multicorps consistent alors à fournir les dérivées secondes des degrés de libertés du système, sous forme explicite.

Le logiciel employé pour modéliser des systèmes multicorps au sein du laboratoire est MADYMO (MAThematical DYnamic MOdel). Ce logiciel permet de modéliser le comportement dynamique de systèmes mécaniques. Il est développé par l'institut de recherche TNO Automotive depuis 1983, date de la première version commerciale.

Le domaine d'application principal de Madymo est l'analyse de collisions entre véhicules et l'étude des lésions subies par les passagers. MADYMO permet principalement d'étudier des systèmes multicorps mais peut aussi être couplé à une modélisation en éléments finis. Ce logiciel permet d'étudier des systèmes en grands déplacements et d'en étudier la cinématique.

I.2 Le modèle d'être humain

Nos recherches se sont basées sur le développement d'un modèle multicorps représentatif du corps humain que nous avons fait évoluer au fil des années et que nous avons adapté en fonction de nos besoins. Nous décrivons ici les principales hypothèses de modélisation que nous avons considérées pour sa réalisation.

Historiquement, cette activité a démarré au LBA dans les années 1990 par une collaboration avec la société Faurecia et l'université de Chalmers (Suède). Cette collaboration a permis la réalisation d'un premier modèle de piéton permettant d'étudier l'agressivité de la face avant d'un véhicule lors d'un impact (Yang, 1993) (Glasson et al., 2000).

Ce système multicorps est composé de 35 corps rigides (corps indéformables), 35 liaisons et 82 surfaces (ellipsoïdes) (voir figure 62). Les caractéristiques mécaniques des liaisons et des corps sont basées sur des données biomécaniques disponibles dans la littérature (Yang, 1993).

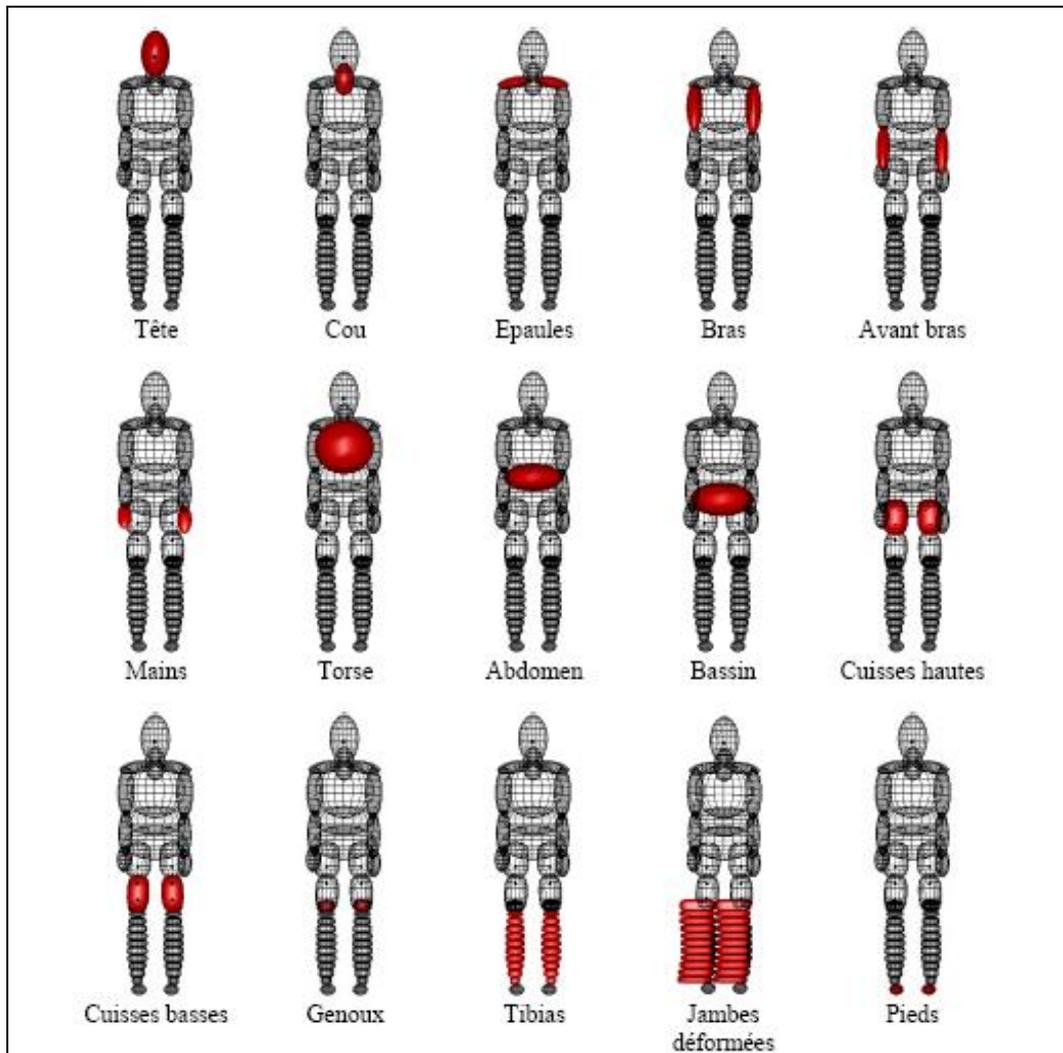


Figure 62. Décomposition du modèle multicorps de l'utilisateur vulnérable

La principale caractéristique fonctionnelle de ce modèle réside dans son aptitude à prédire les lésions potentielles au niveau des membres inférieurs et de la tête.

Les lésions au niveau de la tête sont évaluées par le critère HIC¹ (prise en compte de l'accélération et de la durée du choc).

Pour les membres inférieurs, la jambe (tibia, fibula) peut simuler plusieurs fractures puisqu'elle est décomposée en 10 corps. La fracture est alors simulée lorsque les moments fléchissant ou les forces de cisaillement dépassent des niveaux prédéfinis.

De plus, la liaison genou comprend en particulier les principaux éléments anatomiques tels que les condyles fémoraux et tibiaux, les ligaments croisés antérieur et postérieur, collatéraux médial et

¹ HIC (Head Injury Criterion): La valeur du HIC est calculé par la formule suivante

$$HIC = \max_{T_0 \leq t_1 \leq t_2 \leq T_f} \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\}$$

Avec

- $a(t)$: la résultante de l'accélération du centre de gravité de la tête au temps t (en g).
- T_0 : le temps correspondant au début de la simulation (en s).
- T_f : le temps correspondant à la fin de la simulation (en s)

Le HIC n'est pas associé spécifiquement à une lésion particulière et son calcul ne fait pas intervenir les composantes liées à la rotation de la tête. En revanche, un choc entraînant une valeur de HIC supérieure à 1000 a une probabilité d'environ 50% d'être mortel

latéral ce qui permet d'évaluer, en plus des critères de biomécanique classique liés aux accélérations des différentes parties du corps (figure 63):

- L'élongation des ligaments du genou
- Le déplacement du genou en cisaillement et l'angle de flexion latéral
- Les forces de contact inter-condyliennes
- Le moment de flexion et les forces de cisaillement le long de la partie basse de la jambe
- Les forces de contact entre le piéton et la voiture

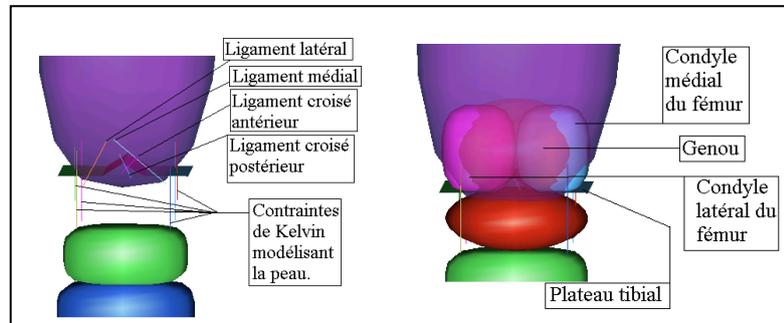


Figure 63. Modélisation de l'articulation du genou

Par ailleurs, les forces et vitesses mises en jeu lors des contacts entre les tibias (zone principalement impactée) et le pare-choc du véhicule peuvent être assez élevées. Les pénétrations induites sont alors importantes et peuvent parfois dépasser la longueur du demi-axe des ellipsoïdes du tibia. La conséquence est une mauvaise gestion des contacts par le logiciel multicorps pouvant induire des erreurs de simulation. Pour éviter ce type de problème, chaque ellipsoïde du tibia est doublé par un ellipsoïde qui ne sert qu'à la gestion des contacts entre les tibias et le pare-choc. Ces ellipsoïdes sont placés de telle sorte que la forme de la jambe du côté de l'impact reste la même avec ou sans ces ellipsoïdes (Figure 62).

Concernant les autres segments corporels, si leurs modélisations n'ont pas été réalisées dans le but de prédire des lésions, ils fournissent néanmoins des informations sur les niveaux d'accéléérations qu'ils subissent au cours du mouvement.

Afin d'éviter que le modèle biomécanique puisse prendre des positions physiques impossibles d'un point de vue anatomique, un cône de circumduction est défini pour chaque articulation. Lorsqu'une position relative entre deux corps est considérée comme hors limite, un moment de résistance représentant les moments des limites articulaires est appliqué aux deux corps.

Au vue de la cinématique du modèle lors de certains contacts, nous avons procédé à des modifications sur celui-ci afin d'affiner son comportement. Lors d'un choc piéton par exemple, l'impact de l'épaule sur le pare-brise joue un rôle important car il est responsable d'une forte rotation du piéton. De plus, cet impact épaule/pare-brise diminue fortement l'impact tête. Aussi, pour une meilleure approche de la cinématique réelle, nous avons cherché à développer un modèle d'épaule plus fin représentatif de l'enfoncement de celle-ci lors du choc. Pour ceci, nous sommes appuyés sur des travaux concernant le comportement de l'épaule en choc latéral réalisés au sein même du laboratoire.

Plus précisément, nous avons implanté un body épaule, et relié celui-ci au torse par un joint en translation horizontale. Nous avons implanté sur ce joint une loi effort/enfoncement obtenue par des essais expérimentaux (figure 64).

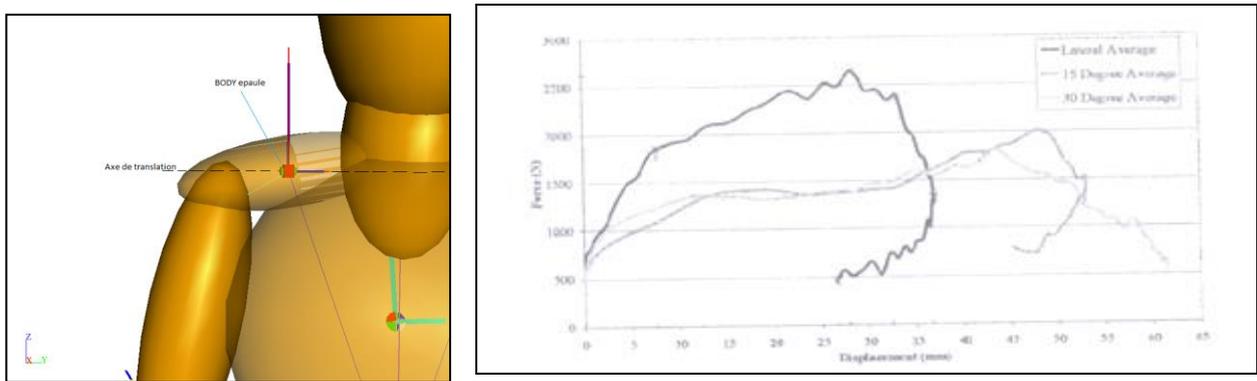


Figure 64. Implantation du body épaule et sa loi effort/déplacement associée

Concernant la géométrie du modèle, pour pouvoir simuler le comportement réel des victimes impliquées dans les accidents, nous avons dû adapter notre modèle numérique à la morphologie des personnes accidentées. Pour cela, nous avons appliqué un changement d'échelle sur la géométrie des corps du modèle afin de se ramener à la taille et au poids des personnes qui ont été impliquées dans l'accident (figure 65).

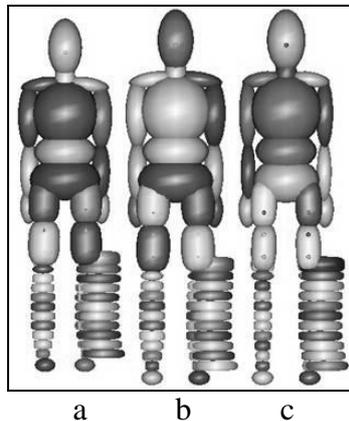


Figure 65. Modèle multicorps de l'utilisateur vulnérable et son adaptation morphologique
a) 1m65, 65kg, b) 1m75 75kg et c) 1m75, 65kg

I.3 Le modèle de véhicule

Concernant le modèle du véhicule, les principaux impacts étudiés étant des chocs frontaux, nous nous sommes focalisés sur la face avant. La modélisation comprend ainsi le pare-chocs, la jupe, le capot et le pare-brise d'une voiture de tourisme européenne typique (Glasson et al., 2000). Sa géométrie est définie par 14 paramètres obtenus à partir des données constructeurs (Figure 66) et des mesures réalisées sur le véhicule lui-même. L'avantage d'une telle modélisation est de permettre de simuler le comportement global du système avec des géométries simplifiées.

Seuls les composants rigides de la voiture sont représentés avec des ellipsoïdes. Parmi les paramètres qui ont été choisis pour décrire l'avant du véhicule, nous citerons :

- Hauteur du bord principal du capot.
- Hauteur de la saillie principale du capot.
- Angle du capot.
- Hauteur du pare-chocs.
- Avancée du pare-chocs.
- Hauteur du spoiler.
- Retrait du spoiler (par rapport au pare-chocs)

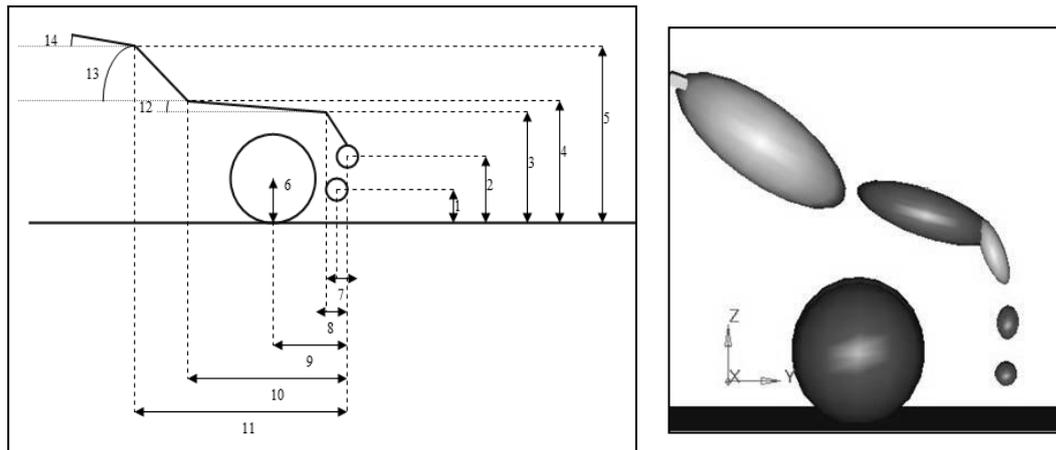


Figure 66. Modélisation de la face avant des véhicules à partir de 14 paramètres géométriques

Le véhicule est constitué de trois corps rigides. Le premier correspond au centre d'inertie, dont le poids est assimilé à celui du véhicule. Le second correspond à l'ensemble des éléments constituant la face avant de la voiture. C'est à ce corps qu'appartiendront les ellipsoïdes servant à modéliser les contacts (capot, pare-brise, roues, toit). Les deux premiers corps sont liés entre eux de façon rigide. Le troisième corps correspond au pare-choc principal. Il est lié à la voiture par une liaison de translation avec un effort correspondant à un ressort dont on contrôle la rigidité. Ainsi, il est possible d'observer l'enfoncement du pare-choc lors d'un impact.

Le modèle représente ainsi l'avant d'une voiture avec une fine 'peau' plastique, une poutre de pare-chocs rigide avec une mousse entre la poutre et la 'peau'. Les caractéristiques mécaniques (raideurs, coefficient de frottement ...) des différents éléments ont été obtenues à partir de plusieurs campagnes d'essais expérimentaux dynamiques réalisés sur différents véhicules. A noter toutefois que ce modèle de véhicule étant composé uniquement de corps rigides, il ne pourra reproduire la déformation de la structure au cours du choc.

Nous illustrons ci-après l'obtention des caractéristiques mécaniques pour le pare-brise de deux voitures : une Toyota Corolla et une Renault Scenic. Ce travail a été réalisé en collaboration avec le Centre for Automotive Safety Research (CASR) de l'université d'Adélaïde (Australie). D'un point de vue général, la modélisation du pare-brise consiste à superposer deux pare brises possédant des caractéristiques différentes. Le premier pare-brise possède des propriétés de friction et d'amortissement supérieur à un pare-brise classique, afin de simuler l'enfoncement de celui-ci. Le deuxième pare-brise possède des caractéristiques classiques et il intervient dans la modélisation des extrémités du pare-brise. En effet, les pare-brises actuels sont réalisés en intercalant une couche adhésive de polymère entre deux couches de verres. La couche intermédiaire est souvent réalisée en Polyvinyle Butyral (PVB), à la fois en raison de ses propriétés adhésives et de ses propriétés optiques. Le but de cette couche intermédiaire est principalement d'empêcher la projection de verre lors d'un impact, réduisant ainsi les risques de blessure dus à des projections de morceaux de verre coupants. Cette couche intermédiaire permet aussi de limiter les risques pour la tête de traverser le pare-brise, réduisant ainsi les risques de fracture du crâne. La pénétration de la tête est limitée par l'absorption de l'énergie d'impact lors de la déformation de la couche intermédiaire de polymère.

Afin de définir les raideurs de ces deux pare-brise pour les deux véhicules, des essais sous-système d'impacts identiques aux essais de certification (comme Euro NCAP ou de l'équivalent australien ANCAP) ont été effectués sur des pare-brises à l'aide d'impacteurs de type "headform" (figure 67).

Dans tous les essais réalisés, l'impacteur a été projeté suivant une trajectoire normale au pare-brise. La localisation de l'impact utilisée pour la Scenic est proche du centre du pare-brise tandis que pour le cas de la Corolla, le point d'impact est situé à la base du pare-brise, près de la jonction avec le capot. Il ne sera donc pas possible de comparer les résultats des essais Scenic et des essais Corolla en raison de la dépendance vis-à-vis de la localisation de l'impact (0 2003) (0 2000).

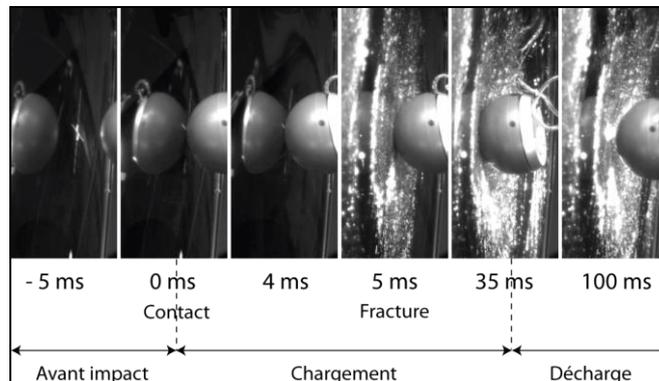


Figure 67. Essai d'impact de pare-brise sur la Scenic avec longue phase de chargement avant fracture

Les accélérations de cet impacteur ont été mesurées dans les trois directions de l'espace à l'aide d'accéléromètres dits "amortis" (damped accelerometers), afin de limiter la perturbation du signal par des effets de résonance au sein même des accéléromètres. Par intégrations successives des données accélérométriques récoltées, on peut déduire la vitesse et le déplacement de l'impacteur. En considérant que le déplacement est nul au moment du premier contact et que l'impact est normal, ce déplacement correspond alors à la pénétration de l'impacteur dans le pare-brise. De même, en effectuant le produit de la masse de l'impacteur par la résultante de l'accélération, on peut calculer la force exercée sur l'impacteur et donc sur le pare-brise.

Les données de force et de pénétration obtenues permettent alors de tracer les courbes Force/Pénétration, caractéristiques de l'impact (68). On peut distinguer deux phases dans la caractéristique obtenue. La première correspond à la rupture des couches de verres du pare-brise. Une fois que l'accélération (donc la force) maximale est atteinte, on observe une rupture du verre dans la zone impactée. L'accélération résultante est alors largement influencée par le comportement de fissuration du verre. La seconde correspond à la déformation élasto-plastique du pare-brise après fracture ce qui correspondrait à la déformation de la couche intermédiaire de polymère. Dans le cas des essais sur Scenic, on observe une troisième phase intermédiaire durant laquelle la force est nulle. Il s'agit d'une absence momentanée de contact entre l'impacteur et le pare-brise du fait du mouvement du pare-brise. Cette phase intermédiaire existe mais n'est que ponctuelle dans le cas des essais sur Corolla.

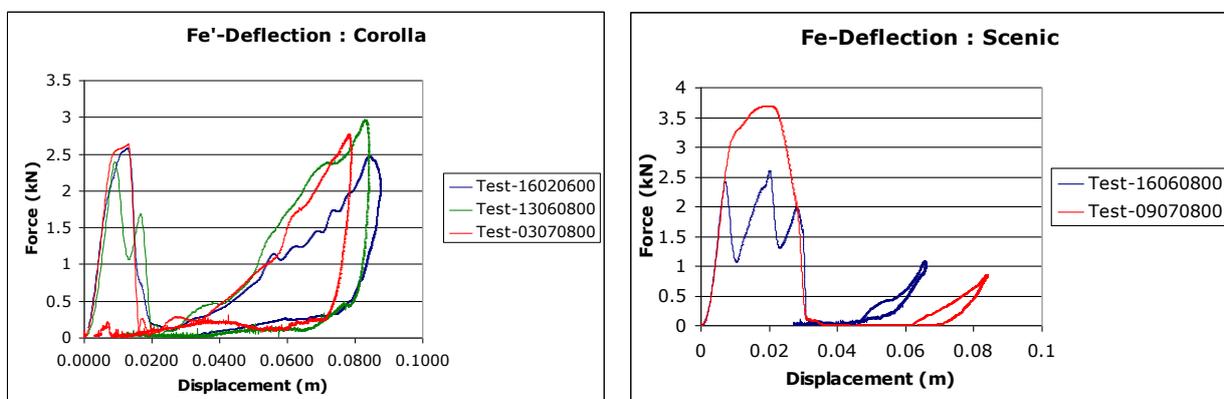


Figure 68. Caractéristiques Fe/Pénétration tracées à partir des essais (à gauche : la Corolla / à droite : la Scenic)

L'étape suivante a consisté à modéliser numériquement à l'aide de Madymo les données des essais réalisés. La caractéristique fournie à Madymo est celle correspondant à la composante élastique de la force de contact.

Cette dernière a été mise sous la forme d'un cycle hystérésis en déterminant, pour chaque modèle, une courbe de chargement, une courbe de décharge, et la pente de la droite liant ces deux dernières courbes. La première phase a été modélisée par une sinusoïde, sans tenir compte des différents pics de force mais en faisant attention à conserver une aire sous la courbe (donc une énergie absorbée) similaire. La seconde phase a été modélisée par des fonctions de type :

$$F_e = K(\delta - \delta_p)^n$$

Où les valeurs de K, la rigidité hertzienne et n, l'indice de rigidité hertzienne sont déterminées indépendamment pour les phases de chargement et de décharge afin d'être le plus proche des courbes expérimentales. δ_p est la déformation permanente.

La figure 69 permet de comparer les caractéristiques Force/Pénétration données par les essais réalisés sur Corolla et les caractéristiques données par le modèle numérique de pare-brise de Corolla, dans les mêmes conditions initiales que les essais correspondants. Le modèle de contact semble donc satisfaisant dans la gamme de vitesse et de masse d'impacteur des essais réalisés.

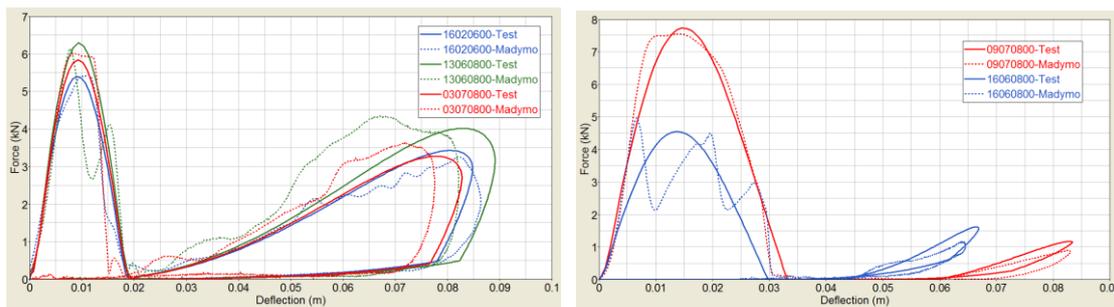


Figure 69. Comparaison des caractéristiques Force/Pénétration des essais et des simulations numériques.

(En lignes discontinues : essais expérimentaux. En lignes continues : simulations Madymo)
A gauche : Corolla ; à droite : Scénic

I.4 Méthodologie de validation d'un modèle et de simulation d'un accident réel

La méthode utilisée pour valider un modèle multicorps consiste à comparer la simulation numérique avec des essais expérimentaux réalisés en laboratoire. L'idée est de réaliser notamment des essais crash-test impliquant une automobile et un usager vulnérable puis de les reproduire à l'aide de nos modèles multicorps. La validation s'effectue ensuite en comparant différents paramètres qualitatifs et quantitatifs tels que les cinématiques, les niveaux d'accélération atteints, les localisations des points d'impact, les distances de projection, etc. De plus, la spécificité du LBA étant de pouvoir effectuer des tests expérimentaux avec corps donnés à la science, les essais réalisés permettent d'accéder aux bilans lésionnels via des autopsies post-essai. Il est alors possible de comparer les valeurs des critères lésionnels « virtuels » fournis par les modèles numériques avec les lésions observées sur le corps lors de l'essai.

Nous détaillons dans les chapitres suivants cette procédure de validation pour des chocs piétons, cyclistes et deux-roues motorisés.

En ce qui concerne la reconstruction d'un accident réel, il faut en premier lieu disposer de données réelles concernant l'accident telles que :

- un plan de l'accident comprenant le point de choc présumé, les positions finales du véhicule et de la victime, des traces de freinage le cas échéant, etc.
- des photos du véhicule impliqué localisant en particulier les points d'impact
- des mesures caractérisant la morphologie de la victime (taille, poids) et son bilan lésionnel

Dans le cas d'une expertise judiciaire (voir chapitre V), ces données sont fournies par les forces de l'ordre au travers du procès-verbal établi lors de l'enquête sur l'accident. Mais dans le cadre de nos travaux, nous nous sommes surtout appuyés sur les Études détaillées d'accidents (EDA) réalisées au département Mécanismes d'accidents de l'IFSTTAR depuis les années 1980 (Ferrandez et al., 1995).

Le processus de reconstruction est alors le suivant. Les données accidentologiques (bilan lésionnel, points d'impact sur le véhicule, orientation de l'impact, traces de freinage, témoignages ...) vont tout d'abord fournir, en amont de la simulation numérique, les informations nécessaires à la modélisation d'une première configuration de l'accident. La confrontation de l'ensemble de ces données permet d'effectuer une première reconstitution de l'accident et d'émettre des hypothèses sur son déroulement: sens de parcours du piéton (ou du cycliste), vitesse du véhicule, vitesse du piéton, etc. Concernant les lésions, il n'est pas toujours évident d'établir une correspondance entre les lésions et les points d'impact sur le véhicule. Nous nous sommes toutefois servi des principales associations déjà identifiées. Pour un choc piéton, l'identification d'un varus pourra, par exemple, être associée à un impact médial du genou tandis qu'un valgus signifiera un impact latéral.

Concernant la vitesse du véhicule, différentes approches permettent de l'évaluer approximativement. Celle que nous avons employée consiste à ne considérer que la cinématique du véhicule (Ferrandez et al., 1995) et ne pas prendre en compte l'interaction avec le piéton. Elle consiste à déterminer la trajectoire du véhicule tout au long de l'accident (sens et vitesses de circulation, vitesses d'impact ...) à partir des informations relevées sur le site de l'accident : les positions finales du véhicule, les traces de freinage, la position supposée du point de choc et la direction d'approche de la voiture. Nous remontons généralement dans le temps sur la trajectoire du véhicule impliqué, par l'application et le calcul d'un enchaînement de séquences cinématiques simples (mouvement uniformément décéléré, mouvement à vitesse constante, etc.).

Une étude paramétrique autour de cette configuration de base et portant sur la variation de certaines caractéristiques du choc (vitesse du véhicule, position du piéton ou du cycliste ...) est ensuite réalisée à partir de simulations numériques multicorps. Afin de limiter le nombre de simulations, ces dernières sont réalisées autour de la configuration de base fournie par la reconstruction de l'EDA, c'est-à-dire en limitant la variation des paramètres à des valeurs compatibles avec les observations de terrain. Les résultats en termes de cinématique (point d'impact, chute au sol...) et de lésions sont alors comparés aux informations recueillies sur le terrain, afin de confirmer — ou d'infirmer — les différentes hypothèses émises sur le déroulement du choc. Le recueil accidentologique réapparaît dès lors, en aval de la simulation numérique cette fois, comme un moyen de validation pour le choix de la configuration la plus probable de l'accident.

Pour chaque simulation, des critères tels que les points de choc, la chute au sol ou les lésions virtuelles sont comparées aux données réelles. A la fin de ce processus itératif, la configuration retenue est celle fournissant le plus d'analogie avec les données recueillies lors de l'enquête accident.

Par ailleurs, afin de valider la simulation numérique de l'accident retenue comme la configuration la plus probable, il est ensuite possible de reproduire expérimentalement l'accident qui a été

reconstruit numériquement. En effet, l'analyse numérique ayant permis de déterminer les conditions de l'accident (vitesse de la voiture, position de l'usager vulnérable au moment de l'impact ...), ces conditions peuvent être utilisées pour établir le protocole d'un crash-test ayant pour but de reproduire l'accident réel.

Il s'agit alors de mettre en place un crash-test avec un véhicule identique à celui de l'accident, un corps donné à la science ayant une morphologie proche de la victime de l'accident réel, de lancer le véhicule à la vitesse estimée par la simulation numérique, de placer le corps dans la posture évaluée par la simulation, etc. Les résultats de ce crash-test (points d'impact sur le véhicule, distance de projection, bilan lésionnel ...) peuvent ensuite être comparés avec ceux de la simulation numérique et ceux de l'accident réel afin de valider (ou pas) la configuration retenue comme la plus probable.

Au final, notre méthodologie de validation s'appuie sur la complémentarité des trois approches accidentologique, biomécanique expérimentale et simulation numérique. Les interactions entre ces trois approches sont résumées dans le schéma suivant (figure 70).

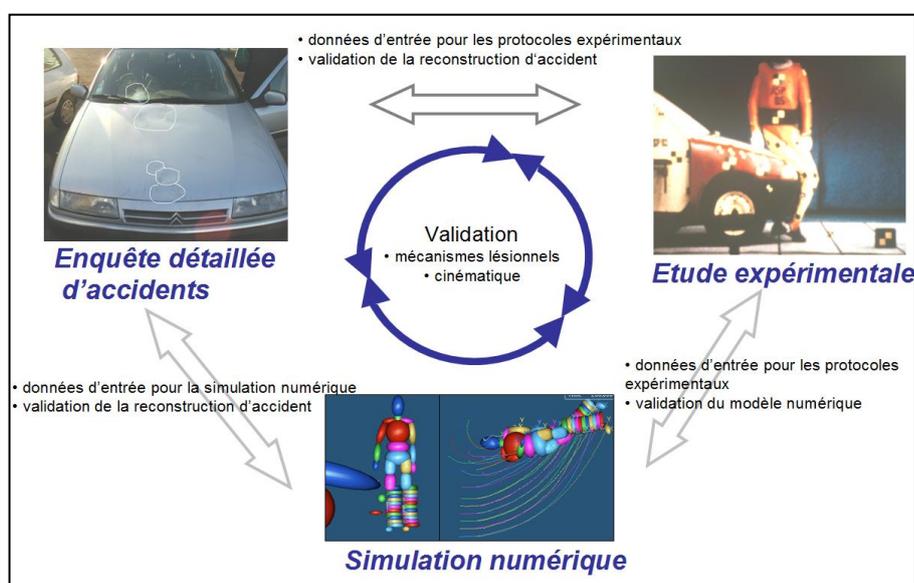


Figure 70. Méthodologie de reconstruction d'accident réel et interaction entre les trois approches accidentologique, numérique et expérimentale.

Par ailleurs, lors d'une reconstitution d'accident, que ce soit à l'aide d'un modèle numérique ou d'un essai pleine échelle avec un sujet d'anatomie, il peut être judicieux de se référer à un critère ou une fonction d'évaluation permettant d'estimer la pertinence de la reconstitution. Ce critère devra prendre en compte les données disponibles, à savoir les données relevées sur le lieu de l'accident et les comparer aux résultats de la reconstruction. Nous avons donc cherché à définir un critère quantitatif plus objectif. On trouve peu d'études sur le sujet dans la littérature. (Alonzo et al., 2004) ont présenté un outil permettant une évaluation et une validation des reconstructions expérimentales d'accidents. Cet outil est basé sur une estimation statistique des déformations du véhicule auxquelles sont attribuées des facteurs de poids pour chaque partie du véhicule afin de pouvoir donner un Score de Qualité de Reconstitution (RQS : Reconstruction Quality Score). Mais la problématique est sensiblement différente dans le cas d'un accident impliquant un usager vulnérable car les paramètres étudiés sont plus complexes que les simples déformations du véhicule, et sont chacune de natures différentes, ce qui rend plus difficile leur comparaison.

Pour comparer les paramètres relevés dans le cas réel et les paramètres équivalents calculés à partir de la simulation, l'indicateur le plus simple est alors la différence absolue des quantités considérées. Cependant, cette différence n'a évidemment pas la même signification si les quantités considérées sont importantes ou faibles. Pour pallier ce problème, un indicateur relatif a été défini. Il s'agit de l'écart relatif entre la quantité considérée dans l'accident réel et la même quantité considérée dans la reconstruction. Mais, pour de faibles valeurs de ces quantités, l'indicateur relatif peut prendre des valeurs irréalistes. Il est donc nécessaire de prendre en compte les différences relatives et absolues.

Une première approche de la fonction d'évaluation envisagée est une moyenne pondérée des erreurs commises sur les différents paramètres retenus. L'équation ci-dessous donne la fonction d'évaluation retenue.

$$F = \sum_i \alpha_i \left| \frac{x_i - X_i}{X_i} \right| = \sum_i \alpha_i |\varepsilon_i| \quad (\text{eq.1})$$

Avec :

- F : Fonction d'évaluation (sans dimension)
- $0 \leq \alpha_i \leq 1$: Coefficient pondérateur du paramètre i (sans dimension)
- x_i : Valeur du paramètre i donné par la simulation
- X_i : Valeur du paramètre i estimé ou mesuré dans le cas réel
- $|\varepsilon_i|$: Erreur relative du paramètre i simulé par rapport au paramètre i du cas réel

L'enjeu de notre étude sera donc de déterminer la valeur des différents coefficients pondérateurs ce qui revient à privilégier plus ou moins certaines variables par rapport à d'autres. Il est alors indispensable de connaître précisément les objectifs d'une reconstruction d'accident afin de privilégier les bonnes variables. Dans notre cas, le modèle est principalement utilisé pour retrouver les paramètres du scénario qui correspondent le mieux à l'accident réel étudié. Les paramètres que l'on souhaite principalement trouver sont la vitesse du véhicule au moment de l'impact, l'accélération ou le freinage du véhicule, la position de l'usager vulnérable et sa configuration à l'impact (orientation). Une étude paramétrique détaillée permet alors d'obtenir des relations quantitatives entre les différentes variables connues après un accident et les paramètres correspondant au scénario de l'accident. Les coefficients pondérateurs peuvent ainsi être déterminés et appliqués.

De telles fonctions d'évaluation permettent alors de calculer la pertinence d'une reconstruction d'accident et il est ainsi possible d'automatiser la recherche du scénario d'accident le plus probable. En effet, on peut envisager le développement d'un algorithme, basé sur un critère d'évaluation préalablement validé, qui cherchera à minimiser ce critère d'évaluation en modifiant les paramètres du scénario de l'accident. Les conditions initiales d'un tel algorithme pourraient être fournies par les résultats de l'étude paramétrique réalisée. Nous illustrons par la suite ce principe dans le chapitre consacré à la simulation du choc piéton.

II La simulation du choc piéton

II.1 Validation du modèle

Comme nous venons de le voir, la validation du modèle consiste à comparer la simulation numérique avec un essai expérimental. Ces crash-tests, réalisés à l'aide de corps donnés à la science, sont effectués dans une configuration « standard » de choc piéton : piéton en situation de traversée de la chaussée, impacté par la face avant d'un véhicule à une vitesse d'environ 40km/h. Ils permettent de confronter des éléments qualitatifs tels que le comportement cinématique de la victime (mouvement du corps, comparaison des lésions, des points d'impacts ...) mais également des éléments quantitatifs tels que les niveaux d'accéléérations.

Nous illustrons ci-après cette validation pour le cas où un véhicule Citroën C3 percute un piéton à une vitesse initiale de 39km/h.

Pour être le plus fidèle à l'essai, il a été nécessaire d'adapter les propriétés géométriques du véhicule pour se rapprocher au mieux de la forme d'une Citroën C3 (figure 71). Ceci a été réalisé grâce à l'utilisation d'un modèle élément fini de la C3 fournit par le constructeur. La carrosserie de la voiture a été exportée vers Madymo, et les ellipsoïdes de notre modèle multicorps ont été superposés au modèle très précis réalisé en éléments finis.

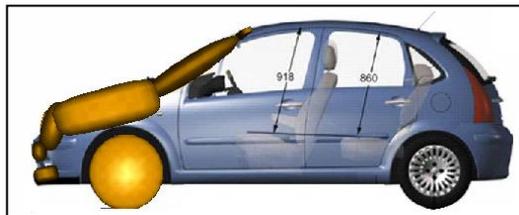


Figure 71. Comparaison entre les géométries du véhicule et du modèle numérique

Concernant les propriétés de contact entre le véhicule et le corps humain, c'est-à-dire les raideurs, les amortissements, les lois de comportements Force/pénétrations, nous avons utilisé des essais sous-systèmes tels que décrits dans le chapitre précédent. Ces essais concernaient les 4 grandes zones de collision caractéristique du choc piéton (impact cylindre/pare-choc, cylindre/calandre, sphère/capot, sphère/pare-brise) avec à chaque fois un corps rigide de la forme du segment anatomique du piéton (figure 72).

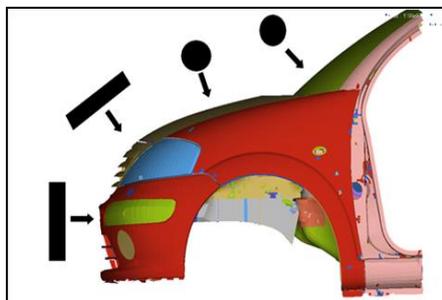
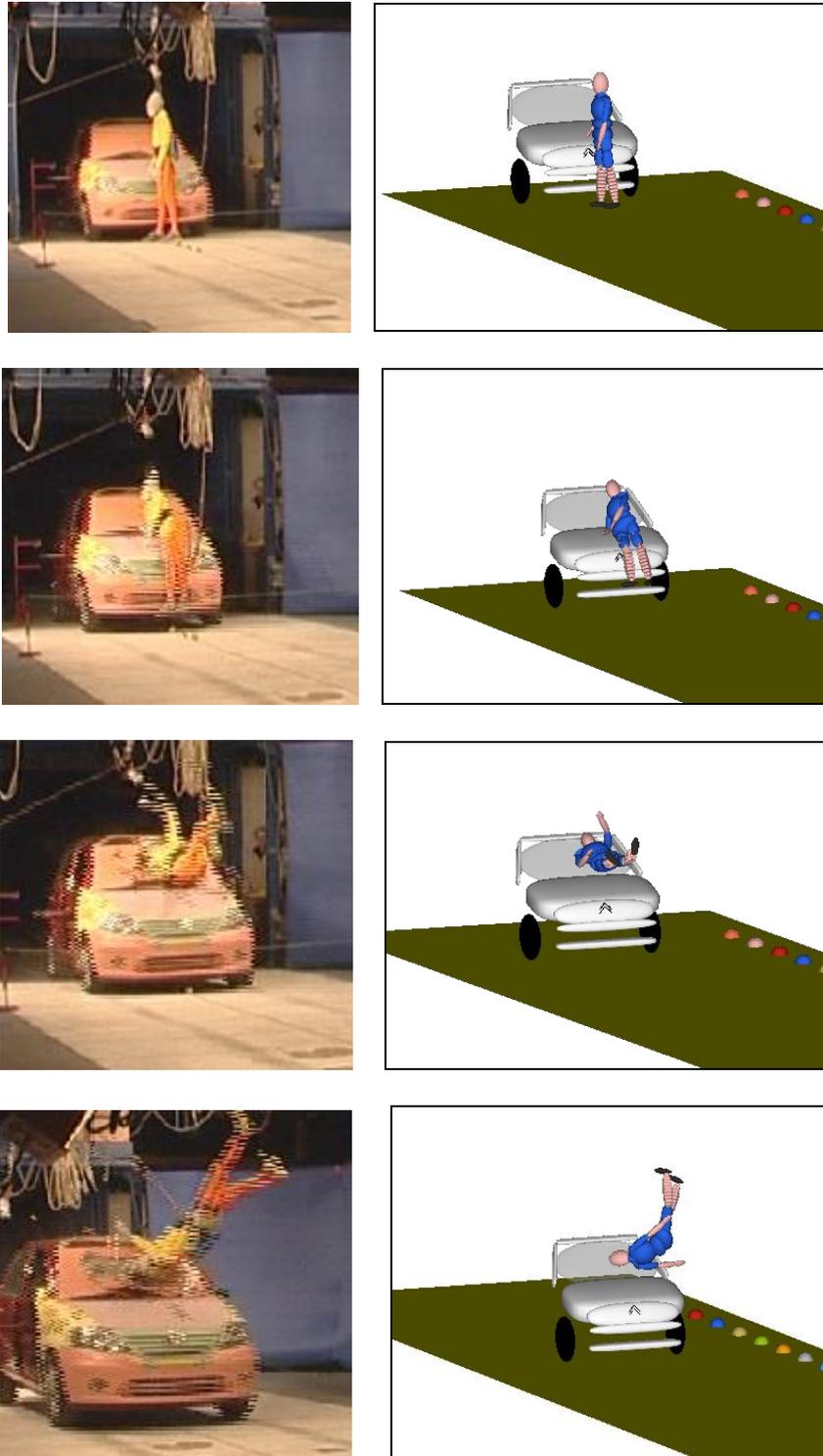


Figure 72. Impact des corps rigides pour la caractérisation des lois de déformations

Concernant notre modèle d'être humain, il a été mis à l'échelle afin de correspondre à la morphologie du corps donné à la science utilisé pour le crash-test. Il est ensuite positionné dans la même posture que celle du crash-test.

Enfin, lors de la simulation, le véhicule est propulsé à la même vitesse que celle du crash-test et freiné avec les niveaux de décélération mesurés lors de l'essai.

La première validation « qualitative » consiste à comparer les 2 cinématiques, celle obtenue par simulation numérique et celle observée lors du crash-test. La figure 73 suivante fournit une comparaison de cette cinématique pour quelques instants spécifique du choc et permet d'apprécier des éléments tels que le mouvement général du piéton, les points d'impact sur la voiture et sur le piéton, la projection au sol, etc.



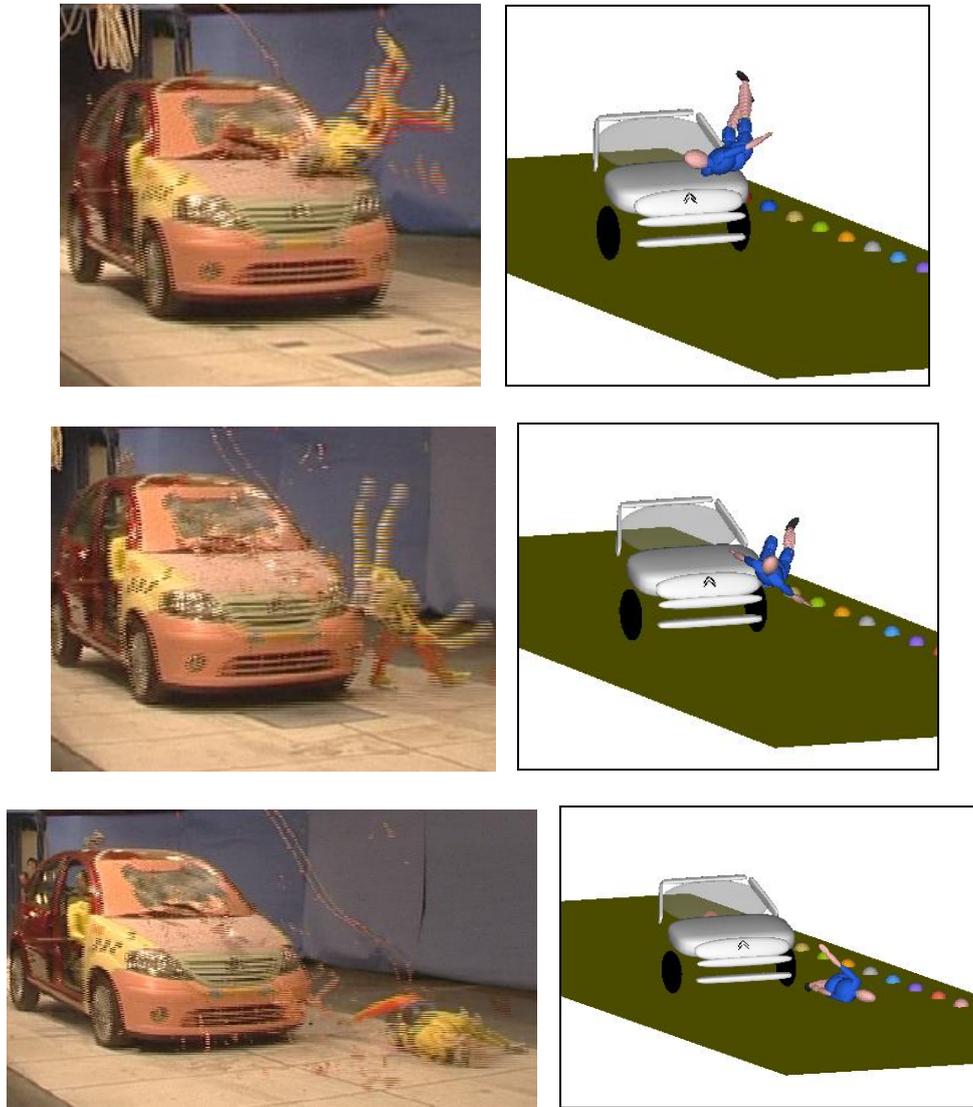


Figure 73. Comparaison qualitative des deux cinématiques

La deuxième étape consiste à comparer des éléments plus « quantitatifs » comme les niveaux d'accélération par exemple. Cette partie est plus délicate car elle dépend notamment de la qualité des signaux recueillis par les capteurs lors de l'essai. Les trois figures suivantes 74, 75 et 76 fournissent la comparaison des accélérations respectivement pour le tibia, le fémur et la tête. Si d'une manière générale, les courbes ont une tendance similaire et des niveaux d'accélération proches, on peut constater néanmoins certains écarts entre les courbes expérimentales et la simulation numérique. Ces différences peuvent alors être attribuées à plusieurs raisons : une modélisation des contacts pas assez fine, une géométrie trop grossière, un mauvais fonctionnement ou une saturation des capteurs (impact direct du capteur avec une surface rigide par exemple), etc. Toutefois, on peut observer que l'impact tibia contre le véhicule s'effectue dans les 10 premières millisecondes, celui du fémur aux alentours des 20ms et celui de la tête après 100ms. La chute au sol s'effectuant au-delà de la seconde après le premier point d'impact.

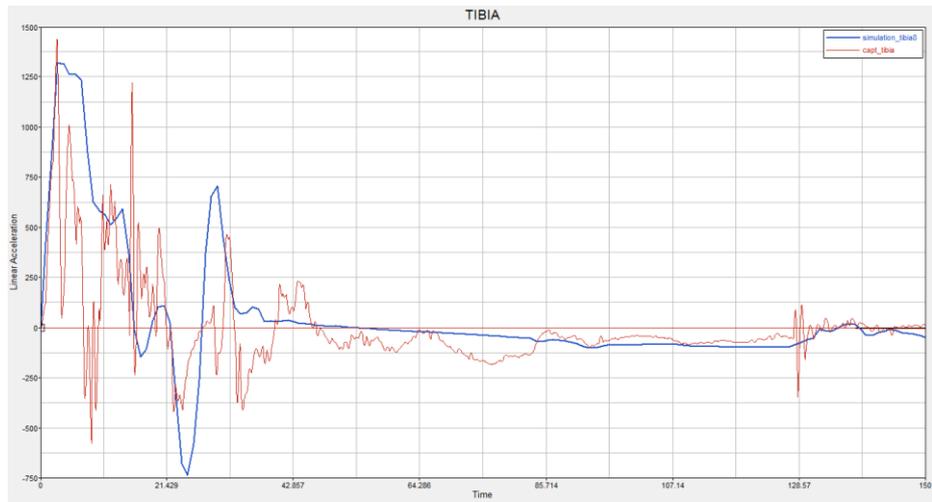


Figure 74. Accélération de la partie supérieure du tibia (en rouge accéléromètre réel, en bleu la simulation)

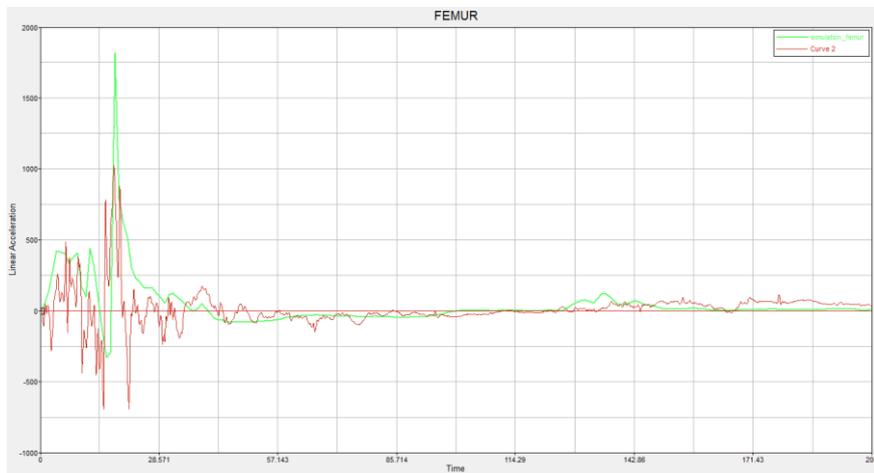


Figure 75. Accélération de la partie supérieure du fémur(en rouge accéléromètre réel, en vert la simulation)

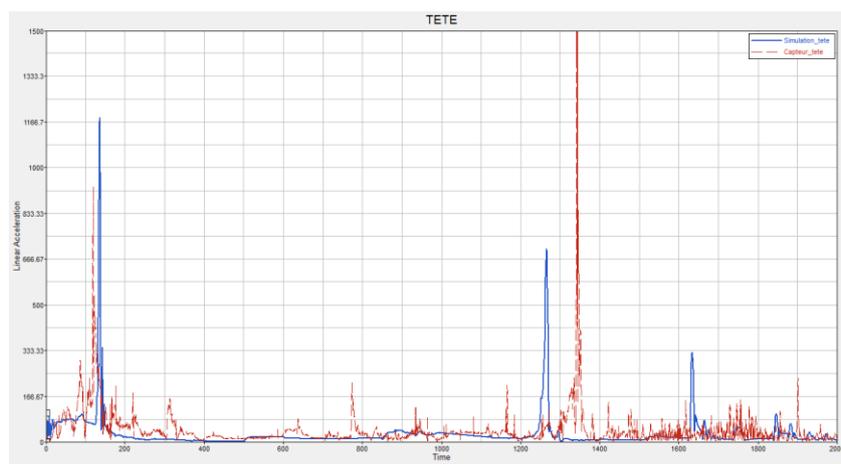


Figure 76. Accélération du centre de gravité de la tête (en rouge accéléromètre réel, en bleu la simulation)

II.2 Etude paramétrique de l'impact piéton

Le but de cette étude est de déterminer les paramètres (vitesse véhicule, position piéton...) les plus influents lors d'un choc piéton/véhicule. Cette influence est jaugée au travers de réponses comme la position de l'impact de la tête sur le pare-brise, la vitesse de la tête, l'angle tête à l'instant du choc... Nous mettons alors en place un plan d'expérience comprenant des variables d'entrée et des variables de sorties dépendantes. Il existe deux types de facteurs. Certains facteurs sont en effet propres au modèle et aux outils utilisés, comme les propriétés mécaniques, le type d'intégration numérique, le pas de temps de calcul, etc. Les autres, par contre, sont spécifiques au scénario de l'accident que l'on souhaite reconstituer, comme la vitesse du véhicule, le positionnement du piéton, etc. Une étude paramétrique nous permettra donc de savoir si des choix de modélisations influenceront les résultats de la simulation, et de quelle manière. Il sera alors possible d'optimiser le modèle, soit en comportement, en choisissant le modèle le plus réaliste, soit en efficacité de calcul (temps et espace de stockage par exemple), en choisissant le modèle qui sera le plus efficace tout en fournissant des résultats corrects. D'autre part, dans le cas d'une reconstitution d'accident, une connaissance des relations entre les facteurs du scénario de l'accident et les résultats de la simulation pourrait permettre de remonter au scénario à partir des seuls relevés effectués sur les lieux de l'accident (distance de projection, position de l'impact de tête sur le pare-brise, etc.).

Pour réaliser cette étude paramétrique, il a d'abord fallu sélectionner les paramètres à étudier. Puis, pour limiter les temps de calcul et l'espace de stockage nécessaires à une étude de cette envergure, il convient de limiter le nombre de simulations tout en conservant une quantité de données suffisante pour obtenir une bonne estimation des relations de dépendance. Pour se faire, un plan d'expériences a été défini. Il s'agit ensuite d'analyser statistiquement les résultats obtenus afin d'identifier les dépendances entre les paramètres.

Nous avons utilisé pour cette étude le modèle validé durant l'étape précédente, avec un piéton représentatif du 50^{ème} percentile, c'est-à-dire 1m78 et 76kg.

Les facteurs étudiés

Pour réaliser cette étude paramétrique, il a d'abord fallu sélectionner les paramètres à étudier. Le tableau ci-dessous (figure 77) fournit l'ensemble des facteurs étudiés retenu pour l'étude paramétrique ainsi que leur domaine expérimental respectif. Par la suite, nous allons détailler plus précisément ces facteurs.

Facteur	Domaine expérimental
Vitesse véhicule	min 18 km/h max 50km/h
Décélération	min -8m/s^2 max 0m/s^2
Vitesse piéton	min 0 m/s max 2,8m/s
Latéralisation du point d'impact	min -0,4 m max 0,4m
Angle piéton	min -90° max 90°
Position marche	0% 30% 50%

Figure 77. Ensemble des facteurs retenus et leur domaine expérimental respectif

a) Vitesse du véhicule

On étudiera l'influence de la vitesse du véhicule au moment de l'impact. Les vitesses d'impact lors d'un choc véhicule/piéton se situant en général entre 20 km/h et 50 km/h nous avons choisi tout naturellement cet intervalle d'étude. Ce paramètre jouant un rôle important dans l'accident, il est donc étudié sur 6 niveaux afin de le définir le plus précisément possible.

b) Décélération

La variation de ce paramètre est relié à la variation de l'assiette de freinage du véhicule.

Trois cas sont envisagés :

- Aucun freinage, le véhicule n'a pas d'angle de tangage.
- Freinage moyen de -4 m/s^2 , pouvant correspondre à un freinage dans des mauvaises conditions (chaussée glissante, généralement système de freinage défaillant)
- Freinage maximum de -8 m/s^2 , correspond au freinage maximal d'un véhicule de tourisme en freinage d'urgence.

c) Vitesse piéton

Lors d'accident, le piéton est souvent en mouvement, en phase de traversée de la chaussée. Il est donc intéressant d'étudier l'influence de la vitesse du piéton au moment de l'impact.

Trois cas sont envisagés :

- Piéton à l'arrêt
- Piéton en train de marcher, soit une vitesse de 1 m/s
- Piéton en train de courir, soit une vitesse de $2,8 \text{ m/s}$

d) Latéralisation du point d'impact

Pour diverses raisons, le point d'impact du piéton sur le véhicule peut fortement varier. Le contact peut en effet s'effectuer tout le long de la face avant du véhicule. Les deux cas extrêmes de bordures du véhicule ont été modélisés ainsi que le cas du choc central. (Voir figure 78)

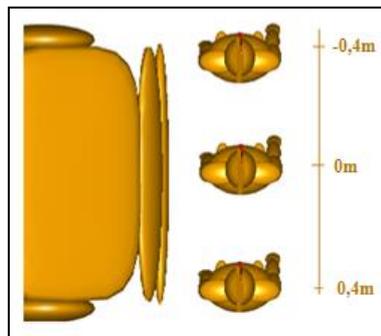


Figure 78. Variation du points d'impact sur la face avant du véhicule (vue de dessus)

Figure 79.

e) Angle piéton

Tout comme la latéralisation du point d'impact, l'angle piéton au moment de l'impact peut fortement varier. Nous avons donc choisi d'étudier l'influence de l'angle formé par le plan sagittal du piéton et par le plan vertical passant par le pare-choc de la voiture (un angle nul correspond alors à un impact latéral du piéton). (Voir figure 80)

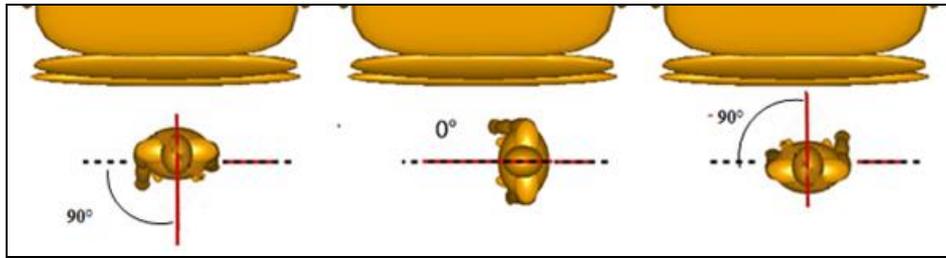


Figure 80. Variation de l'angle d'impact du piéton (vue de dessus)

f) Position marche

Au cours de la marche, l'homme prend différentes postures qui font varier l'angle de ses épaules, de ses coudes, de ses hanches et de ses genoux. Nous avons ici modélisé 3 phases caractéristiques (figure 81) :

- Les 2 pieds touchent le sol, la jambe droite est positionnée devant.
- Seul le pied droit est en contact avec le sol, la jambe est en balancier vers l'avant.
- Les 2 pieds touchent de nouveau le sol, la jambe gauche est positionnée devant.

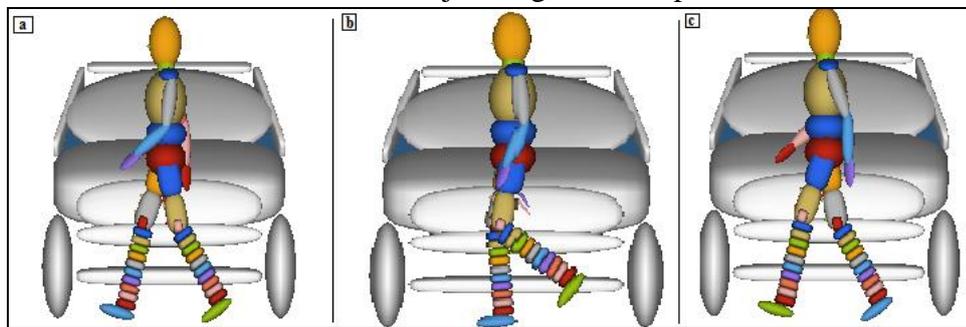


Figure 81. Variation de la position durant la marche (vue de face)

Les valeurs de sortie étudiées

Nous souhaitons principalement connaître l'influence des facteurs précédemment cités, sur les paramètres caractéristiques de la violence d'un choc piéton/véhicule (distance de projection du piéton, position de l'impact de la tête sur le pare-brise, différentes vitesses de la tête au moment de l'impact ...). Le tableau suivant résume les différents paramètres étudiés en sortie (figure 82). Par la suite, nous allons décrire plus précisément l'ensemble de ces paramètres.

Facteur	Détails
Distance de projection longitudinale	axe y
Distance de projection latérale	axe x
Vitesse linéaire de la tête	axes x,y et z
Accélération linéaire de la tête	axes x,y et z
Angle tête au moment de son impact	axe x
WAD	plan (y,z)

Figure 82. Paramètres étudiés en sortie de l'étude paramétrique

a) *Distances de projection longitudinale et latérale*

Pour calculer les distances de projections longitudinale et latérale, on considère la position du bassin à la fin de la simulation. On obtient ainsi la distance entre la position initiale du piéton (avant le choc) et sa position finale (après le choc).

b) *Vitesse linéaire de la tête*

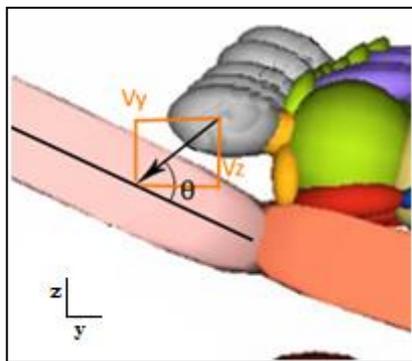
Les 3 vitesses linéaires suivant les 3 axes ainsi que la résultante sont calculées au moment où la pénétration de la tête avec le véhicule devient non nulle.

c) *Accélération linéaire de la tête*

La résultante de l'accélération linéaire de la tête est calculée au moment où elle atteint son maximum.

d) *Angle de la tête avec l'horizontale au moment de l'impact*

L'angle α (en degrés) est calculé en fonction de la vitesse relative du centre de gravité de la tête par rapport au véhicule, au moment où la pénétration de la tête avec le véhicule devient non nulle (voir figure 83):



$$\alpha_{tête} = \arctan\left(\frac{\dot{z}_T}{\dot{y}_T}\right) \frac{180}{\pi}$$

Figure 83. Vecteurs vitesse et formule de calcul de l'angle

e) *WAD*

Lors de l'impact, le piéton s'enroule progressivement sur la voiture. Ce phénomène est quantifié par le Wrap Around Distance (WAD), qui est défini comme la distance d'enroulement du piéton sur la voiture et calculé comme la distance entre le sol et le point d'impact de la tête le long de la face avant du véhicule (figure 84). Cette distance dépend, entre autres, de la taille du piéton ainsi que des caractéristiques géométriques et mécaniques de la voiture.

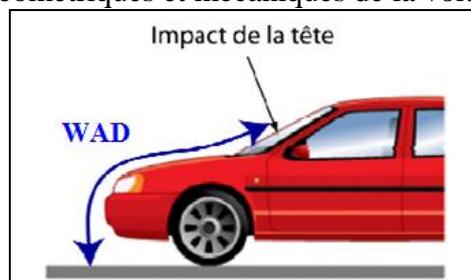


Figure 84. Wrap around distance (WAD)

Plan d'expérience

Dans un premier temps, l'étude paramétrique va porter sur l'ensemble des facteurs présentés. Au vu du nombre important de variables d'entrées, déployer un plan d'expérience complet (full), c'est-à-dire tester chaque niveau de variable avec tous les autres niveaux est trop conséquent, au niveau du temps de calcul et de l'espace mémoire nécessaire.

Afin d'optimiser notre plan d'expérience, nous avons opté pour un plan fractionné, c'est-à-dire une fraction d'un plan complet, qui déploie le nombre minimal d'expérience nécessaire pour pouvoir tester au moins une fois toutes les variables entre elles. Le but est de conserver une quantité de données suffisante pour obtenir une bonne estimation des relations de dépendance, tout en allégeant notre calcul.

Résultats

a) Analyse globale

Le tableau ci-dessous est la matrice de corrélation de notre étude (figure 85). Il permet d'identifier la corrélation entre les variables d'entrées et les réponses. Les indicateurs varient de -1 (corrélation négative=comportement opposé) et +1 (corrélation positive, comportement identique). Donc plus le coefficient est proche de 0, et moins il y a de corrélation entre les 2 facteurs. Au contraire, plus on est proche de 1 (ou -1), et plus l'interaction est forte.

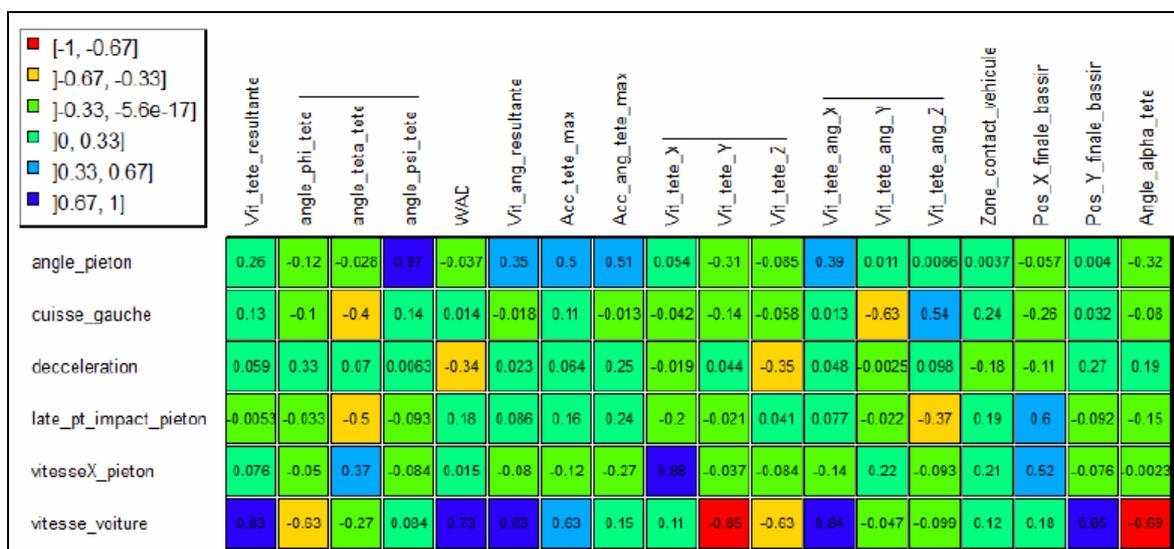


Figure 85. Matrice de corrélation du choc véhicule/piéton

Tout d'abord, la première analyse de cette matrice permet de faire ressortir la variable majeure qui a le plus d'influence sur les résultats : la vitesse de la voiture. Elle a en effet une forte corrélation avec les vitesses linéaires et angulaires de la tête, le WAD, l'accélération de la tête, la projection longitudinale et aussi l'angle d'impact de la tête au moment du choc.

b) Distance de projection longitudinale

La distance de projection longitudinale dépend positivement de la vitesse du véhicule au moment de l'impact, ce qui est cohérent en termes d'énergie. Plus le véhicule a de la vitesse et plus il restitue de l'énergie au piéton, et donc plus la distance de projection est importante. Les corrélations obtenues nous ont permis de trouver une relation entre la distance de projection longitudinale du piéton, la vitesse et l'accélération. La relation trouvée est du second degré et est donnée par l'Equation :

$$D_{proj}(m) = 14.965 + 3.167 \cdot Acc + 0.088 \cdot Vit^2 - 0.213 \cdot Vit \cdot Acc - 0.114 \cdot Acc^2$$

On remarque que, globalement, la distance de projection longitudinale augmente avec la vitesse du véhicule. Cependant, lorsque le véhicule accélère, la vitesse n'a quasiment pas d'influence sur la distance de projection longitudinale.

Pour les vitesses inférieures à 10 m.s-1, la distance de projection longitudinale augmente aussi avec l'accélération. En revanche, pour des vitesses plus élevées, on observe une réduction de la distance de projection par rapport à une accélération nulle lorsque le véhicule freine, mais aussi lorsque le véhicule accélère. En effet, lorsque le véhicule accélère, le piéton a tendance à passer par-dessus le toit et à tomber derrière le véhicule. Or, dans cette configuration, si la vitesse est élevée, le piéton passe par-dessus le toit du véhicule sans le toucher. La distance longitudinale parcourue par le piéton est alors moins importante que lorsque le piéton passe par-dessus le véhicule en restant quelques instants sur le toit.

c) *Projection latérale*

Les 2 paramètres qui influent sur la distance de projection latérale sont les 2 paramètres agissant suivant cet axe, soit la latéralisation du point d'impact (orientation du piéton et position de ses jambes) et la vitesse de déplacement du piéton. Le piéton a tendance à pivoter autour de l'axe de la jambe impactée et à ensuite rouler sur le véhicule. Ainsi, l'orientation du plan défini par les deux jambes par rapport au véhicule va définir le sens de rotation du piéton et par conséquent sa direction de projection (voir figure 86). L'orientation de ce plan peut être modifiée par un changement d'orientation du piéton ou par un changement de position des jambes. Lorsque α est positif, c'est-à-dire lorsque l'angle entre le piéton et la voiture est positif ou que la jambe impactée est en arrière, la projection latérale se fait dans le sens des x positifs. Lorsque α est négatif, c'est-à-dire lorsque l'angle entre le piéton et la voiture est négatif ou que la jambe impactée est en avant, la projection latérale se fait dans le sens des x négatifs. Lorsque α est nul, on observe une projection latérale dans le sens des x négatifs. L'amplitude de la projection latérale augmente avec la vitesse et l'accélération.

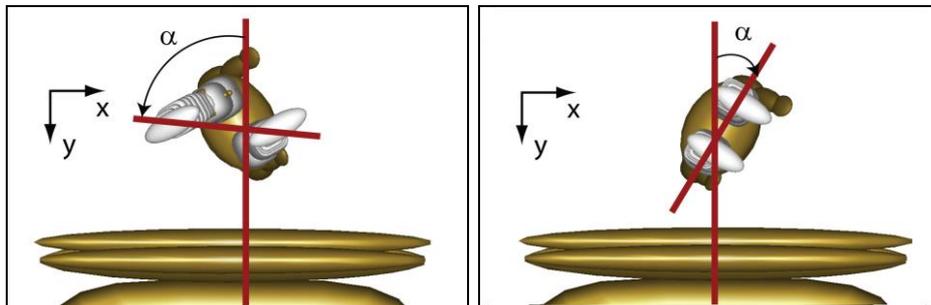


Figure 86. Orientation du plan défini par le positionnement des jambes (vue du dessous)
Gauche : angle négatif / Droite : Angle positif

d) *Vitesses d'impact de la tête*

Les vitesses linéaires d'impact de la tête dépendent principalement de la vitesse du véhicule. Notamment les vitesses linéaires selon l'axe Y et Z. Plus la vitesse du véhicule est élevée et plus la tête va venir impacter violemment (avec une grande vitesse relative) ce dernier. La vitesse linéaire suivant l'axe vertical Z est aussi (d'une manière largement inférieur à la vitesse véhicule) influencée par le freinage du véhicule. Plus le freinage sera fort moins la vitesse suivant Z sera importante

La vitesse du véhicule est aussi le principal facteur ayant une influence sur les vitesses angulaires d'impact de la tête. Cette influence est surtout présente au niveau de la vitesse angulaire autour de l'axe X, ce qui est cohérent puisque le piéton vient s'enrouler autour de cet axe durant la phase de choc. Les vitesses angulaires autour des axes Y et Z sont, elles, influencées par la posture du piéton, c'est-à-dire les positions des bras et des jambes durant la marche.

e) *Accélération tête*

On remarque l'influence de l'angle du piéton sur l'accélération. Après analyse des interactions entre facteurs, on voit que l'effet de l'angle du piéton sur l'accélération dépend de la modalité de la

vitesse de véhicule. Plus la vitesse est élevée et plus l'angle du piéton pendant le choc va influencer sur l'accélération de la tête à son impact.

f) Angle d'impact de la tête

L'angle α de la tête formé avec l'horizontale lors de l'impact est largement influencé par la vitesse du véhicule. Plus la vitesse du véhicule est importante et plus l'angle d'impact est faible. Ce qui est cohérent car plus la vitesse du véhicule est importante, et plus la composante en Y de la vitesse de la tête est importante devant la composante en Z, et donc l'angle alpha est faible. Les conditions de collisions de la réglementation européenne sur la protection du piéton prévoient dans leurs conditions initiales d'essais sous systèmes un angle d'impact tête/pare-brise de 35°. L'angle d'impact tête/pare-brise prévu par les tests Euro NCAP est de 65°. Les résultats de cette étude montre donc qu'au niveau de l'impact tête, l'angle semble surévalué pour les essais Euro NCAP. Au vu de nos résultats, un angle d'impact compris entre 30° et 50° semble être plus cohérent.

g) WAD

Le WAD dépend aussi principalement de la vitesse du véhicule. Plus le véhicule aura une vitesse importante et plus la distance d'enroulement du piéton sera grande, donc plus la tête viendra impacter une partie haute du véhicule (principalement le haut du pare-brise). D'une façon moins importante, le WAD est aussi dépendant de la décélération du véhicule puisqu'il augmente lorsque le freinage augmente.

Formulation d'une fonction d'évaluation

Comme nous l'avons vu dans le chapitre I-4, une étude paramétrique telle que celle qui vient d'être présentée peut également permettre la mise en place d'une fonction d'évaluation qui a pour but d'estimer la pertinence d'une simulation lors de la reconstitution d'un accident réel. Nous illustrons ici comment une telle fonction peut être élaborée pour le cas d'un choc piéton.

Dans l'équation (eq. 1) du chapitre 1.4, il s'agit alors de trouver des valeurs de coefficients pondérateurs cohérents pour les différents critères. Pour cela, on a limité le nombre de paramètres pour pouvoir trouver une expression de la fonction d'évaluation recherchée.

En effet, dans un premier temps, nous avons cherché à minimiser les erreurs faites sur l'estimation de la vitesse, en minimisant les erreurs faites sur la projection longitudinale et sur la valeur du WAD. En reprenant les résultats de l'étude paramétrique, il est possible de trouver la dépendance de la vitesse par rapport à la distance de projection longitudinale et au WAD. L'équation ci-après donne la relation entre les grandeurs standardisées de la vitesse, de la projection longitudinale et du WAD, c'est-à-dire les grandeurs dont la moyenne est nulle et la déviation standard vaut 1 dans la gamme de valeurs utilisée. L'utilisation de ce type de grandeurs permet de comparer la contribution relative de chaque variable sur le paramètre étudié. Le modèle statistique proposé est satisfaisant ($R^2_{adj} = 0,82$).

$$Vitesse^* = 0,358 \cdot Projection^* + 0,742 \cdot WAD^*$$

Avec :

- Vitesse* : Vitesse standardisée.
- Projection* : Projection longitudinale standardisée.
- WAD* : WAD standardisé.

Cette relation nous donne donc des valeurs possibles des coefficients pondérateurs entrant dans la fonction d'évaluation. On obtient donc une formulation de la fonction d'évaluation recherchée :

$$F = 0,358 \cdot |\varepsilon_{\text{Projection}}| + 0,742 \cdot |\varepsilon_{\text{WAD}}|$$

Cette fonction d'évaluation peut être vue comme un calcul de l'erreur relative des résultats de la simulation par rapport aux données de l'accident réel, en ne prenant en compte que la distance de projection longitudinale et la valeur du WAD.

Cette équation est une première formulation de la fonction d'évaluation dans laquelle on a limité le nombre de paramètres au maximum. Ainsi, on ne prend en compte que les erreurs faites sur la distance de projection longitudinale et sur le calcul du WAD. Les coefficients pondérateurs ont été établis dans l'objectif de retrouver une influence cohérente sur l'erreur faite sur la vitesse. On pourrait aussi envisager de prendre en compte l'influence sur l'accélération selon une démarche similaire et de ne pas se limiter à la projection longitudinale et au WAD.

Dans une prochaine étape, il s'agira de prendre en compte d'autres paramètres dont les critères lésionnels afin d'obtenir une fonction d'évaluation plus représentative de l'accident dans sa globalité. Si la démarche peut être similaire, elle sera en revanche beaucoup plus complexe à mettre en œuvre.

II.3 Etude de la chute au sol du piéton

Lors d'un accident piéton, il est souvent considéré que ce dernier subit deux chocs successifs : le premier lors de l'impact contre le véhicule, le deuxième lors de sa chute au sol suite à sa projection. Il apparaît alors difficile de discerner si les lésions observées chez le piéton proviennent du premier ou du second impact et de différencier lequel des deux impacts est le plus violent. Or des enjeux économiques peuvent émaner de cette problématique puisque l'agressivité du véhicule vis-à-vis du piéton est mise en jeu. L'objectif de ce chapitre sera donc d'identifier les différences notables qu'il est possible d'observer en termes de cinématique et de sollicitation sur le corps humain entre les deux chocs. Nous nous focaliserons notamment sur l'impact de la tête et celui du bassin puisqu'ils apparaissent parmi les segments corporels les plus touchés en accidentologie piétonne.

Les configurations d'accident piéton étant très variable, l'approche choisie pour réaliser une telle étude se devait d'être suffisamment souples pour pouvoir balayer de multiples conditions de choc. Nous avons donc reproduit numériquement de multiples configurations d'accident afin d'étudier la cinématique du piéton pour de nombreuses conditions d'impact. Comme pour l'étude paramétrique du choc contre le véhicule, des facteurs tels que la vitesse du véhicule, la position du piéton, l'orientation du piéton, sa vitesse, la forme du véhicule ont ainsi fait l'objet de ce travail.

Au vu du nombre important de variables, un plan d'expérience fractionné a alors été mis en place afin d'assurer un nombre minimal d'expériences nécessaires pour pouvoir tester au moins une fois toutes les variables entre elles. Le plan obtenu compte 486 simulations.

L'exploitation des résultats s'est focalisée sur la comparaison du choc tête/véhicule avec le choc tête/sol et sur la comparaison de l'impact bassin avec le véhicule et le sol. Afin de pouvoir déterminer avec précision le rôle de la chute au sol dans le processus de l'accident piéton, nous nous sommes plus particulièrement attachés à quantifier la position de l'impact de la tête (respectivement du bassin) sur le pare-brise (respectivement du capot), la vitesse de la tête (resp. du bassin) au moment de l'impact, l'angle tête (resp. du bassin), des critères lésionnels comme le HIC (Head Injury Criteria), etc.

Concernant la tête, les valeurs de HIC en fréquences cumulées induites par le sol et le véhicule montrent que plus de 90% des impacts tête/sol entraînent un HIC inférieur à 1000 tandis qu'au niveau véhicule, seulement 60% des impacts entraînent un HIC inférieur à 1000. Globalement, les angles d'impacts observés au niveau du sol sont largement inférieurs à ceux

observés sur le véhicule. En effet 80% des impacts capot se font avec un angle tête compris entre 40° et 60°, et près de 80% des impacts pare-brise se font avec un angle compris entre 30° et 50°. L'impact de la tête étant plus violent lorsque le vecteur vitesse est proche de la normale (90°), les impacts observés au sol sont donc potentiellement moins agressifs que les impacts véhicules. Ils s'effectuent en effet de façon plus tangentielle à la surface d'impact.

Par ailleurs, on constate que les angles d'impact pour les essais sous-systèmes de la réglementation et EuroNcap sont en dehors de ces fourchettes. En effet, l'EuroNcap utilise pour l'impact capot et pour le pare-brise un angle de 65°. Or, plus de 95% des impacts pare-brise se font avec un angle inférieur à cette valeur, et 85% pour les impacts capot. La réglementation utilise quant à elle un angle de 35° pour les impacts pare-brise. Si cette valeur est plus proche des valeurs observées sur l'ensemble de nos simulations, elle reste tout de même inférieure à 80% des chocs.

Cette étude confirme par ailleurs la nécessité d'avoir deux angles différents pour l'impact capot et pour l'impact pare-brise dans la réglementation.

Concernant les vitesses d'impact de la tête, elles apparaissent moins importantes lors de l'impact au sol. En effet presque 100% des vitesses normales au sol sont inférieures à 8m/s, alors que 8m/s est la vitesse normale moyenne d'impact sur le véhicule (voir figure 87).

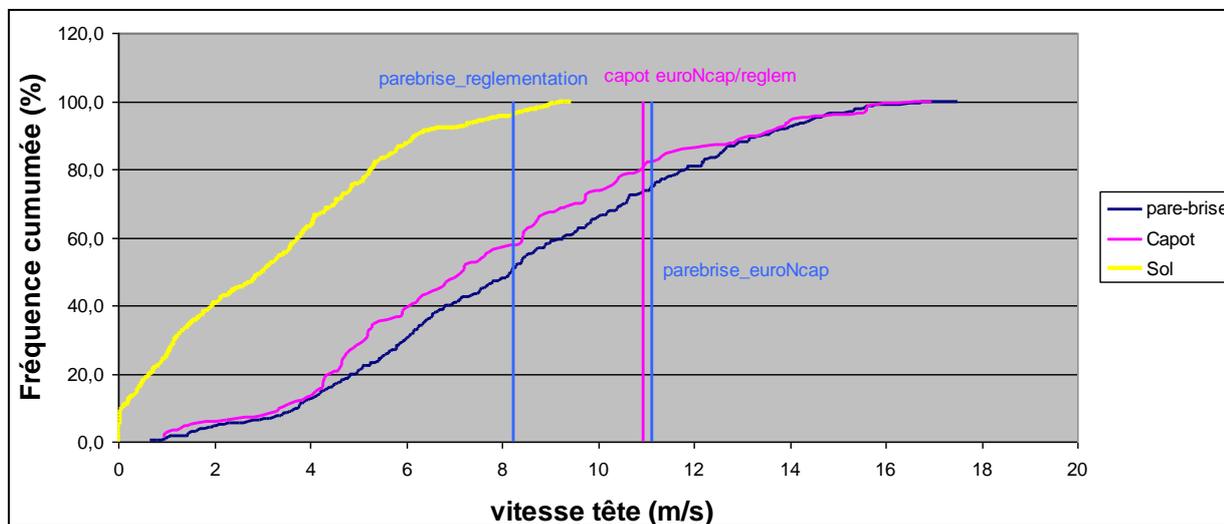


Figure 87. Fréquence cumulée pour les vitesses normales des impacts tête

Les vitesses moyennes d'impact sont de 7.73 m/s pour le capot, de 8.34 m/s pour le pare-brise et de 3.14 m/s pour le sol. Au niveau des vitesses normales utilisées dans les tests standards, les valeurs obtenues avec les simulations semblent cohérentes avec celles-ci, notamment pour la réglementation au niveau du pare-brise.

Concernant le bassin, les courbes d'accélération du choc voiture et du choc au sol sont très proches. On ne retrouve donc pas la tendance observée pour le segment tête à savoir un choc véhicule plus agressif. En terme de vitesse d'impact, on observe aussi des courbes similaires, signe que les vitesses d'impacts observées au niveau de l'impact véhicule sont comparables à celle observées au niveau de l'impact sol (voir figure 88).

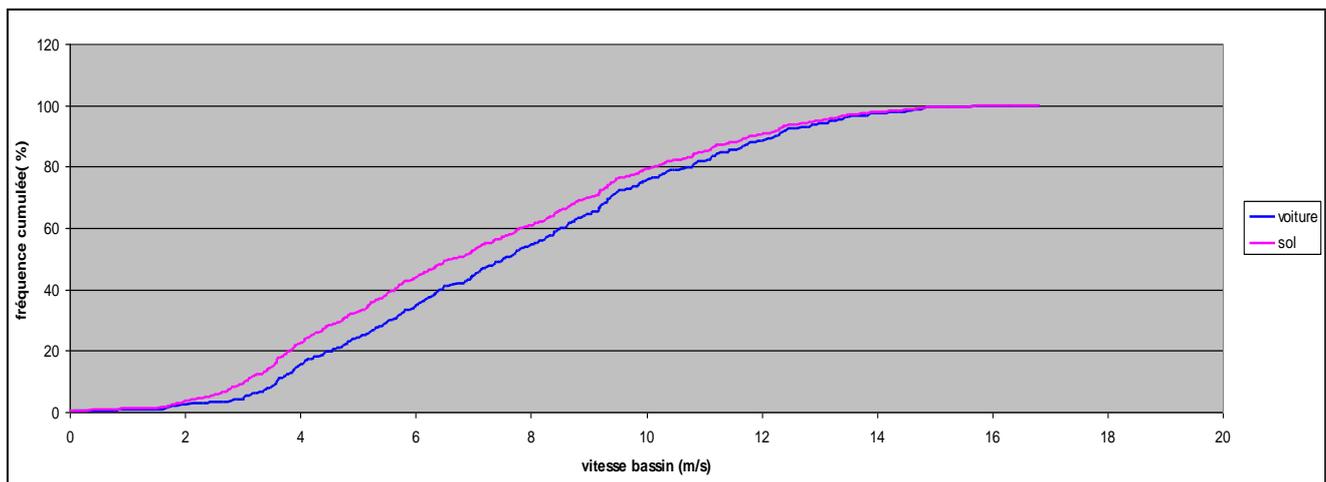


Figure 88. Fréquence cumulée des vitesses résultantes pour le bassin

Le sol se présente donc comme potentiellement aussi agressif que le véhicule pour ce segment corporel.

II.4 Simulation d'accidents réels véhicule/piéton

L'ensemble de nos travaux a permis la reconstruction de nombreux cas réels d'impact piéton. Nous exposons dans ce chapitre deux de ces cas :

- Un cas qui a fait l'objet d'une reproduction expérimentale en laboratoire (crash-test)
- Un cas dont la reconstruction a fait l'objet d'une évaluation sur sa précision

Les données terrains de ces deux cas proviennent des enquêtes réalisées par le Laboratoire Mécanismes d'Accidents de l'IFSTTAR dans le cadre des Etudes Détaillées d'accidents (Ferrandez et al., 1995). Cette base de données nous a permis d'avoir des données fines sur les accidents : plan détaillé de l'accident, dossier médical du cycliste, photographie des impacts sur la voiture, etc.

II.4.a Cas d'un choc piéton avec une Twingo

a) Description de l'accident

Un mercredi de juin, vers 7h30 et par beau temps, la conductrice d'une Renault Twingo circule sur une route de village. Elle roule à environ 50 km/h lorsqu'elle franchit une intersection suivie d'un passage piéton. Gênée par le soleil, elle ne perçoit pas une piétonne qui traverse devant elle de gauche à droite et la percute de plein fouet. Le choc est violent mais la conductrice ne freine pas brusquement de peur de rouler sur la piétonne. Celle-ci est « portée » par la Twingo sur plusieurs mètres avant de tomber au milieu de la chaussée du côté gauche de la voiture. La conductrice de la Twingo, ceinturée, est indemne mais psychologiquement très choquée. La victime est grièvement blessée et décédera le lendemain de l'accident. La figure 89 montre le plan de l'accident, des photos prises sur les lieux. La conductrice immobilisera la Renault Twingo environ 30 m après le point de choc. Il n'y a aucune trace de freinage. Plusieurs points d'impacts ont pu être identifiés sur le véhicule. Si on se place face au véhicule, il y a un impact le long du côté droit du capot, deux impacts sur le côté droit du pare-brise et s'étendant jusqu'au centre. De plus, il y a des traces de doigts sur le capot et des cheveux sur l'impact le plus haut du pare-brise.

La piétonne est âgée de 69 ans, mesure 1.60 m et pèse 60 kg. Parmi les nombreuses lésions de la victime, on notera plus particulièrement les lésions reportées dans la figure 90. Le WAD (Wrap-Around Distance) - correspondant à la distance d'enroulement du piéton sur la voiture - a été mesuré à 1.96 m, la distance de projection du piéton est de 19 m.



Figure 89. Accident n°1, plan de l'accident, impacts sur la Twingo et WAD (Wrap-Around Distance)

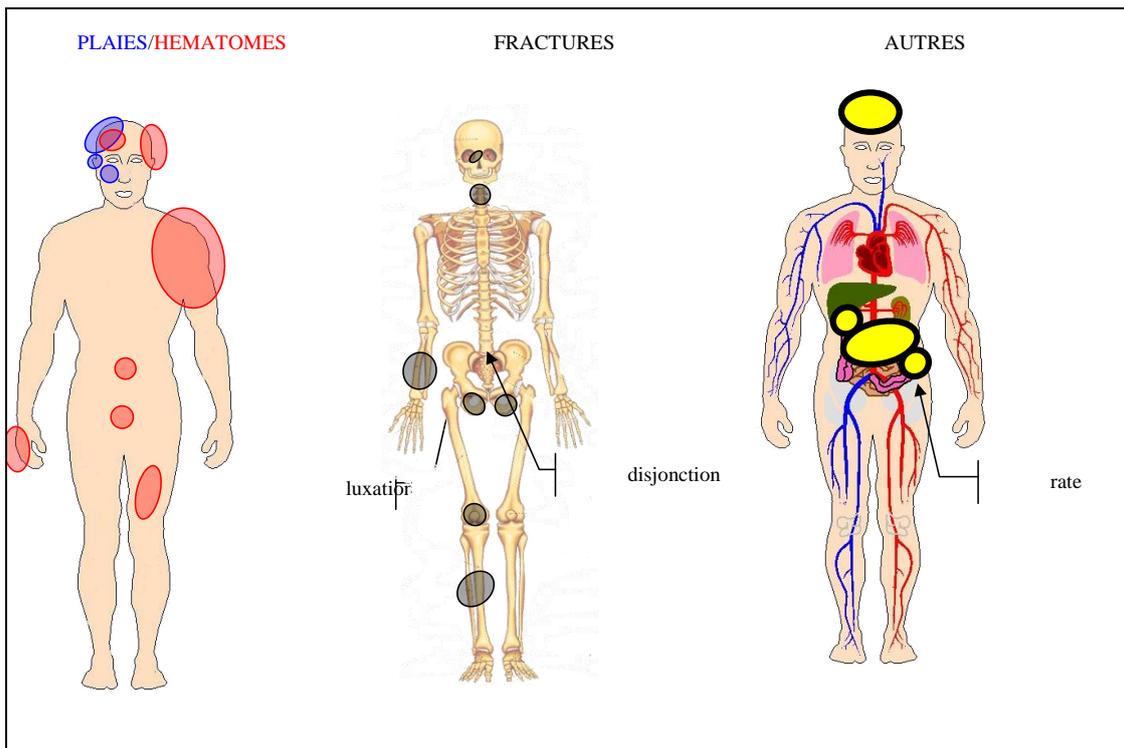


Figure 90. Principales lésions de la victime de l'accident 1

b) Première configuration de choc

Afin de définir une première hypothèse de configuration du choc, nous nous sommes basés en premier lieu sur les corrélations possibles entre les lésions et les points d'impacts. Tout d'abord, aux vues des lésions à la jambe droite du piéton, nous pouvons donner le sens de la marche de celui-ci. Le piéton est arrivé de la gauche pour la conductrice de la Twingo et a été impacté sur son côté droit. Cette version est d'ailleurs confirmée par les déclarations de la conductrice.

Les déformations du pare-choc et de la plaque d'immatriculation nous permettent également de positionner la jambe droite à 0.06 m du centre de la voiture matérialisé par le logo Renault. Ensuite, l'enfoncement sur le capot à environ 0.18 m du milieu de la voiture peut être associé à l'impact du pelvis provoquant ainsi les lésions au niveau du bassin. Les deux traces de doigts identifiées sur le capot du véhicule permettent, de plus, d'avancer l'hypothèse que le piéton a impacté le capot plutôt de face ou de dos que latéralement. Concernant les deux impacts sur le pare-brise, l'impact le plus haut est attribué au choc de la tête à cause de la présence de cheveux. Pour le deuxième impact, deux hypothèses peuvent être émises : soit il est dû au choc de l'épaule, soit à celui du coude. Enfin, la victime ayant été retrouvée légèrement à gauche du centre de la chaussée, on peut considérer que le piéton est retombé sur le côté gauche du véhicule.

Pour l'estimation de la vitesse, une étude comparative des différentes méthodes simplifiées de reconstruction du choc piéton nous a permis de l'évaluer dans un intervalle compris entre 38 km/h et 44 km/h (Depriester, Serre et al., 2005). Nous avons choisi pour la configuration initiale une vitesse d'impact de 40 km/h. Pour cette vitesse avec une distance de freinage de 30 m, la décélération correspond à -2 m/s^2 .

c) Simulation numérique

Deux des 5 cas envisagés au niveau de la position initiale du piéton sont illustrés dans la figure 91. Les simulations effectuées avec une position du piéton faisant face à la voiture, comme la configuration 1 de la figure 91, fournissent systématiquement une chute au sol sur le côté droit de la voiture ce qui est contraire aux observations faites sur le terrain. De plus, les chocs simulés de face fournissent des fractures sur les deux membres inférieurs alors que la victime n'avait que des fractures sur le membre droit. En revanche, les simulations effectuées avec une position du piéton tournant plutôt le dos à la voiture – comme la configuration 2 de la figure 91 - fournissent presque toujours une fracture « virtuelle » au niveau de la jambe droite, celle-ci étant située dans le tiers supérieur de la jambe.

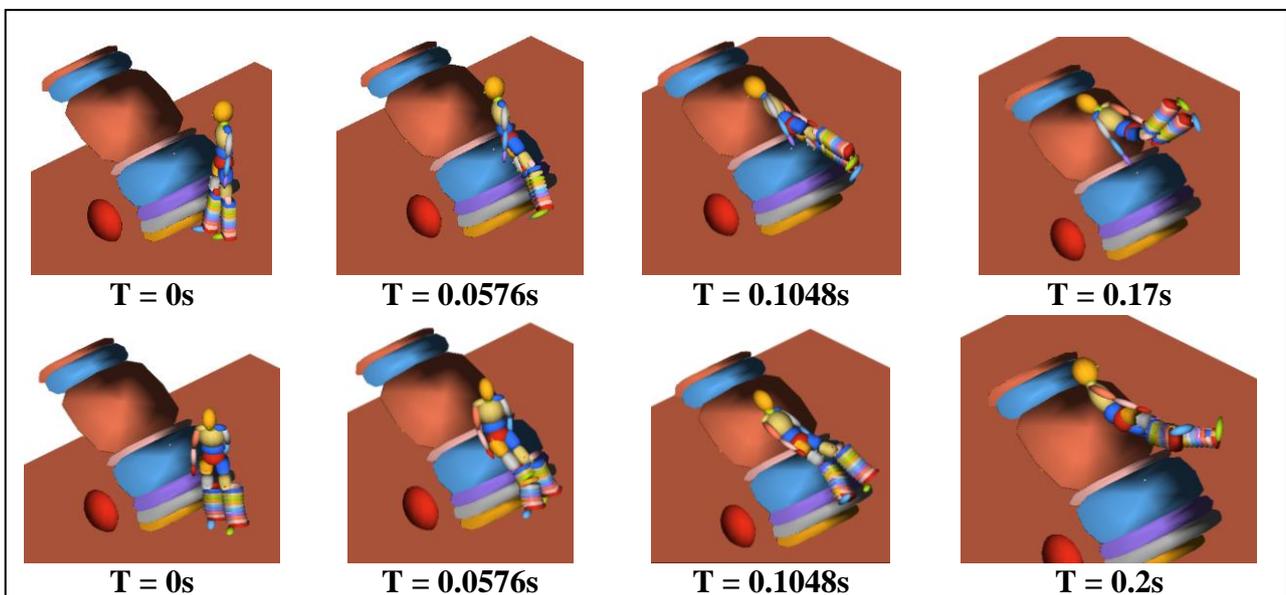


Figure 91. Configuration 1 (haut) : cinématique de l'impact lorsque le piéton est de face, jambe droite en avant
 configuration 2 (bas) : cinématique de l'impact lorsque le piéton est de dos, jambe gauche en avant

Concernant la détermination de la vitesse de la voiture au moment de l'impact, nous avons aussi validé son évaluation à partir d'une étude paramétrique portant notamment sur le WAD et sur la distance de projection. En effet, des courbes ont été établies sur la variation de ces deux

paramètres en fonction de la vitesse d'impact à l'aide de plusieurs simulations réalisées à des vitesses différentes (figure 92). Sachant que le WAD mesuré sur le véhicule accidenté était de 1.96 m et que la distance de projection du piéton était de 19 m, ces courbes permettent d'estimer la vitesse d'impact de la Twingo à respectivement 9.8 m/s et 12.5 m/s. Toutefois, une variation de 5% du WAD entraîne une dispersion d'environ 4m/s autour de la valeur de la vitesse. Tandis qu'une même variation de la distance de projection au sol entraîne une dispersion de 0.4 m/s. Le WAD apparaît ainsi être peu dépendant de la vitesse d'impact, son utilisation pour la détermination de la vitesse d'impact est donc imprécise. La vitesse d'impact a donc été plutôt choisie en utilisant la variable distance de projection au sol.

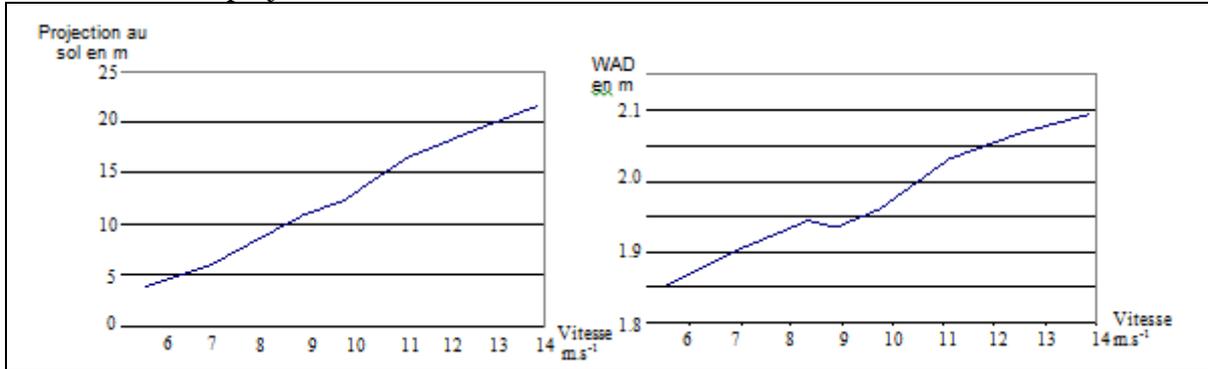


Figure 92. Variation du WAD et de la distance de projection en fonction de la vitesse d'impact du véhicule

Finalement, la configuration retenue comme étant la plus probable est un choc pour le piéton plutôt de dos, jambe droite en avant avec une vitesse d'impact de 44 km/h. C'est en effet celle qui fournit le plus d'analogie avec les informations recueillies lors de l'enquête EDA.

d) Comparaison avec un crash-test

Afin de valider notre reconstruction, nous avons réalisé un essai expérimental dans la même configuration que celle identifiée par la simulation numérique comme la plus probable. Un crash-test a donc été effectué avec un véhicule Renault Twingo lancé à 44km/h et un corps ayant une morphologie proche de celle de la victime de l'accident réel. Le corps a été placé dans la même posture que celle estimée dans la simulation multicorps (voir figure 93).



Figure 93. configuration du crash-test

La figure 94 fournit une comparaison de la cinématique du choc entre la simulation numérique et l'essai expérimental tandis que la figure 95 donne quelques éléments de comparaisons qualitatifs entre l'essai, la simulation et l'accident réel.

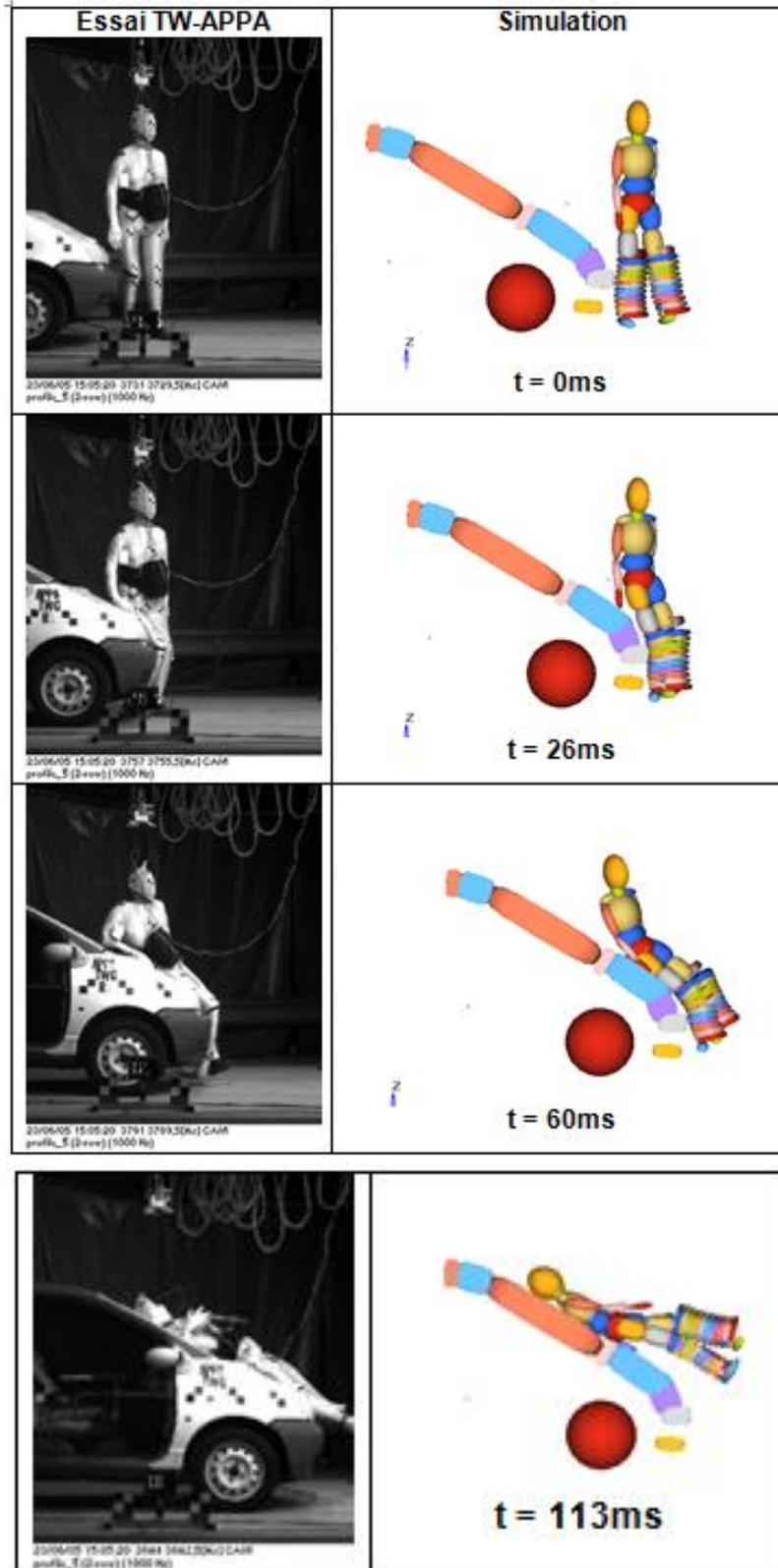


Figure 94. Comparaison des cinématiques

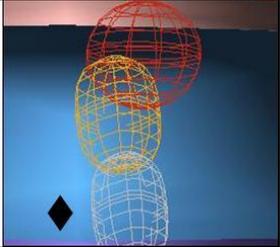
	Accident réel	Simulation numérique	Essai expérimental
impact bassin			
impact tête			
Bilan lésionnel	Fracture tibia droit	Fracture du tibia droit	Fracture du péroné droit

Figure 95. Principales comparaisons qualitatives entre l'enquête EDA, la simulation numérique et l'essai expérimental

On peut observer de nombreuses similitudes :

- Les cinématiques sont très proches entre l'essai et la simulation
- Les points d'impacts au niveau du bassin et du pare-brise sont quasiment ceux de l'accident réel
- Une fracture au niveau de la jambe est observée comme dans le cas réel

Concernant les résultats quantitatifs de cette simulation, la figure 96 ci-dessous fournit les niveaux d'accélération du tibia droit et du pelvis tout au long de l'accident. On notera d'une manière générale l'apparition des deux pics d'accélération correspondant respectivement à l'impact avec le véhicule dès le début de la simulation et à la chute au sol aux alentours de 1000 ms. Remarquons également que si l'accélération maximale pour le tibia droit est de 275G lors de l'impact avec le pare-choc, elle n'est plus que de 125G lors de la retombée au sol. L'inverse est observé pour le pelvis puisqu'on observe une accélération maximale beaucoup plus importante lors de la chute au sol que lors de l'impact avec le capot. En ce qui concerne la tête, nous observons une accélération maximale de 180G pour un HIC égal à 2640.

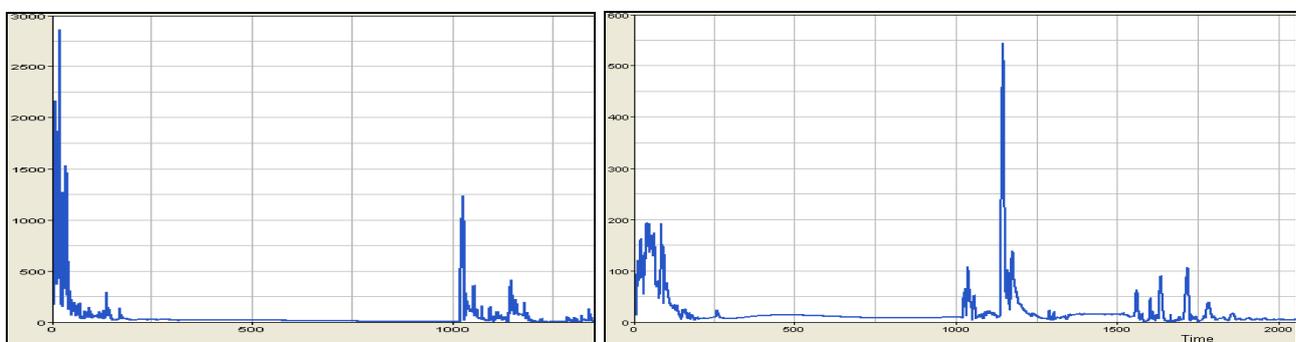


Figure 96. Accélérations résultantes en m/s^2 du tibia (à gauche) et du pelvis (à droite) en fonction du temps (en ms)

Si on compare ces valeurs avec celles acquises lors du crash-test, là-aussi des similitudes sont observées puisque des pics d'accélération de 230g pour le tibia et 135g pour le pelvis ont été mesurés.

II.4.b Cas d'un choc piéton contre une Scénic

Pour cette reconstruction d'accident, nous avons cherché à identifier le scénario d'accident le plus probable en utilisant une fonction d'évaluation de la pertinence de la simulation.

a) Description de l'accident

Un mardi de juin vers 14h40, par temps clair et chaussée sèche, le conducteur d'une Renault Scénic I phase 2 circule en agglomération. Il tourne à droite dans une intersection aménagée par un rond-point et circule aux alentours de 30 km/h. Environ 15m après la sortie du rond-point, il percute un piéton traversant la chaussée de droite à gauche sur un passage protégé. Le conducteur immobilise sa voiture très rapidement sur environ 6,5 m. Le piéton est projeté à environ 12 m (une de ses chaussures est retrouvée à 20 m). La projection latérale est d'environ 1 m sur la gauche. Il s'agit d'un homme de 73 ans, mesurant 1,75 m et pesant 80 kg. Certaines lésions observées sont considérées comme sévères (AIS 4). La figure 97 présente un schéma de l'accident et l'avant du véhicule. On remarque que les déformations au niveau du capot sont centrées par rapport à la voiture. L'impact de la tête est situé vers la base du pare-brise.

Le WAD est estimé à 1,77 +/- 0,1 m et la distance de projection à 12 +/- 0,5 m.

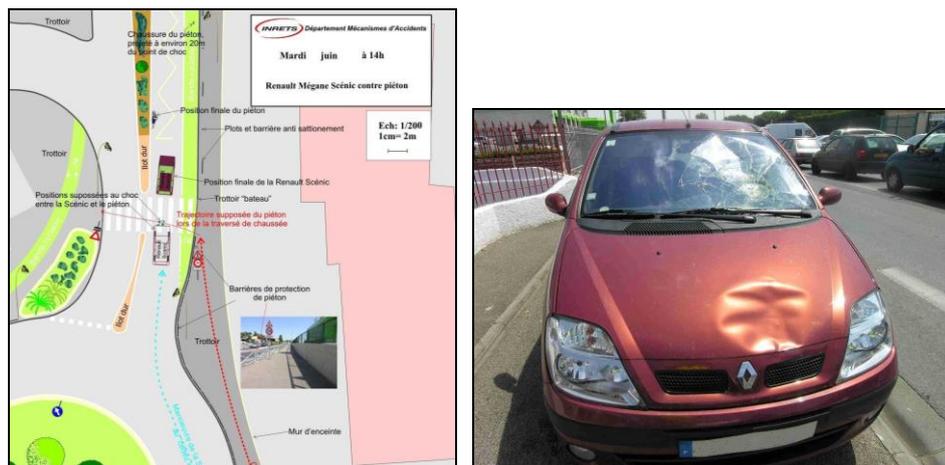


Figure 97. Schéma de l'accident n°2 et photo de l'avant du véhicule après l'accident

b) Première configuration de choc

D'après le schéma de l'accident et les photos de la voiture, nous considérerons que le piéton a été heurté au niveau du centre du pare-chocs et que l'angle entre le piéton et le véhicule est nul au moment de l'impact. Le piéton ayant été projeté vers la gauche, si l'on considère que l'angle entre le piéton et la voiture est nul au moment de l'impact et que le piéton traverse de droite à gauche, l'étude paramétrique nous permet de déduire que la jambe gauche, qui est la première impactée, est située en arrière.

c) Détermination de la configuration la plus probable par une fonction d'évaluation

Dans un premier temps, nous allons effectuer des simulations multicorps de l'accident en déterminant aléatoirement les valeurs de la vitesse et de l'accélération du véhicule dans des plages

de valeurs préalablement définies. La pertinence des résultats obtenus pour chacune des simulations sera déterminée à l'aide de la fonction d'évaluation définie dans le chapitre II.2.

Nous avons réalisé 100 simulations multicorps pour des vitesses comprises entre 2 et 12 m/s et des accélérations comprises entre -8 et -2 m/s². L'algorithme de recherche de solution optimale donne alors :

- Une vitesse de 9,6 m/s (environ 34,6 km/h)
- Une accélération de -6,6 m/s²
- Une fonction d'évaluation égale à 0,031

Les valeurs de vitesse et d'accélération trouvées permettent alors de calculer une distance de freinage égale à 7,0 mètres, ce qui est cohérent avec la distance relevée sur les lieux de l'accident (6,5 m). Les valeurs de vitesse et d'accélération trouvées sont donc a priori cohérentes.

A noter que lors de cette étude, des configurations donnant des valeurs de fonction d'évaluation élevées ont été trouvées. Nous avons donc vérifié si les configurations correspondantes sont bien incohérentes avec l'accident réel. La configuration ayant la plus grande valeur de fonction d'évaluation parmi les configurations testées donne :

- Une vitesse de 2,1 m/s (environ 7,6 km/h)
- Une accélération de -7,9 m/s²
- Une fonction d'évaluation égale à 0,76

De telles valeurs de vitesse et d'accélération fournissent alors une distance de freinage égale à 0,3 mètre ce qui n'est absolument pas cohérent avec la valeur observée dans le cas de l'accident réel. De plus, la vitesse correspondant à cette configuration semble faible compte tenu des lésions observées.

Afin d'affiner encore plus les valeurs de vitesse et d'accélération du véhicule, nous avons effectué une nouvelle exploration aléatoire de 100 simulations autour de la première configuration (+/- 2 m.s-1 pour la vitesse et +/- 2 m.s-2 pour l'accélération). Nous trouvons alors :

- Une vitesse de 9,4 m.s-1 (environ 34 km/h)
- Une accélération de -5.9 m.s-2
- Une fonction d'évaluation égale à 0.027

Enfin, d'un point de vue projection au sol, la position finale obtenue par la simulation multicorps avec le scénario d'accident le plus probable est similaire à celle de l'accident réel. En effet, le piéton a été projeté légèrement sur la gauche du véhicule et ses pieds sont dirigés vers la voiture, les distances de projection étant par ailleurs comparables.

III La simulation du choc cycliste

III.1 Modélisation du vélo

La simulation du choc cycliste nous a demandé quelques modifications sur notre modèle piéton. Outre la modélisation du vélo, il a notamment fallu repositionner le modèle d'être humain en position de cycliste. Le modèle complet se compose donc d'un modèle de cycliste, d'un modèle de vélo et d'un modèle de véhicule. La géométrie du vélo est modélisé à partir de mesures effectuées directement sur le vélo utilisé lors l'essai expérimental ou sur le vélo impliqué dans l'accident. Il se compose d'un seul et unique corps, le vélo est donc entièrement rigide. Il comprend 31 surfaces ellipsoïdes et un joint (voir figure 98).

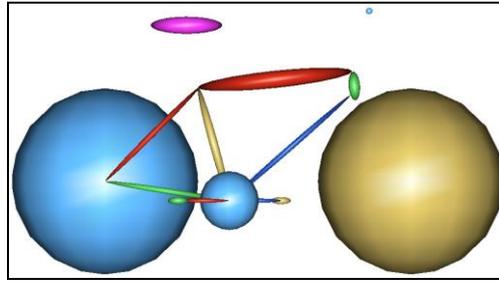


Figure 98. Modèle multicorps du vélo

Les roues sont représentées par deux ellipsoïdes, et la roue avant peut pivoter comme dans la réalité. En termes de loi de comportement des matériaux du vélo, on se sert des travaux réalisés par (Mc Lundie, 2007).

III.2 Validation du modèle

La deuxième étape du travail a consisté à valider le modèle véhicule-cycliste à l'aide d'un crash-test effectué au sein du laboratoire. Notre modèle « véhicule contre cycliste » a donc été adapté de manière à correspondre le plus proche possible aux conditions de l'essai, à savoir :

- Véhicule : Peugeot 206
- Choc à 32 km/h
- Sujet d'anatomie : taille 1,72 mètres, poids 69 kg.
- Vélo de type VTT

A partir des photographies effectuées avant l'essai, nous avons positionné le cycliste du modèle numérique dans la même position que celle expérimentale : angles des jambes, inclinaison du dos, positions des pédales, hauteur de selle, etc.... (figure 99). Le critère essentiel est de retrouver le même contact du pare choc au niveau de la cheville du cycliste.

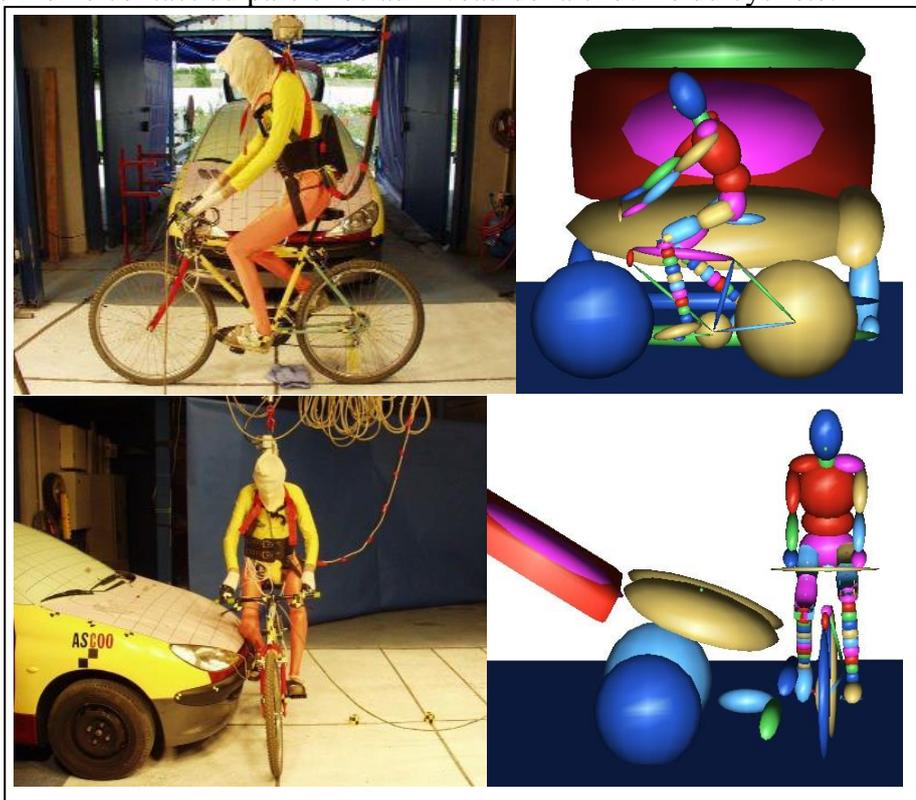


Figure 99. Configuration de l'essai expérimental et de la simulation numérique

La simulation numérique de cet essai a nécessité le réglage des paramètres suivants :

- Modifications et ajouts d'ellipses pour représenter toute la géométrie utile pour représenter la cinématique du crash.
- Ajustements des différents contacts (coefficient de frottement, coefficient de friction, etc...) entre le cycliste et le sol, le vélo et le sol, le cycliste et le vélo.
- Rigidité du vélo.

Nous montrons ci-dessous en parallèle le déroulement de l'impact simulé expérimentalement et numériquement.

Une première comparaison des points d'impacts du cycliste sur la voiture a pu être effectuée à l'aide des photographies du véhicule réalisées après le crash-test. Elle a permis ainsi de valider les points d'impact du cycliste sur la 206 obtenus lors de la simulation numérique (capot, pare-brise, pavillon).

Nous avons ensuite établi une estimation qualitative de la chronologie du choc. Pour cela, lors de la visualisation de la simulation, nous identifions les parties du sujet d'anatomie qui ont été heurté par la 206 (figure 100). Nous obtenons alors les événements répertoriés dans la figure 101.



Figure 100. Comparaison des cinématiques entre l'essai expérimental et la simulation numérique

Echelle de temps (en ms)	Evénements
18 ms :	Contact entre la cheville droite du cycliste et le pare chocs
40 ms :	Contact entre la cheville droite et le cadre du vélo
54 ms :	<u>Impact 1</u> du tibia droit sur le capot de la 206
60 ms :	Fin du contact entre la cheville droite du cycliste et le pare chocs
84 ms :	<u>Impact 2</u> du genou droit sur le capot
175 ms :	<u>Impact 3</u> du coude droit sur le pare brise
200 ms :	<u>Impact 4</u> du dos sur le pare brise
276 ms :	<u>Impact 5</u> de la tête sur le pavillon
350 ms :	<u>Impact 6</u> de la tête sur le pavillon
740 ms :	Contact de la jambe gauche contre l'extrémité du pare brise
1000 ms :	Contact du bassin sur la partie gauche du capot
1500 ms :	Chute au sol du cycliste

Figure 101. Chronologie d'un choc cycliste

Nous observons à partir de ces événements que les deux premiers impacts se font respectivement aux niveaux de la cheville et du tibia droit. Comme la jambe droite est coincée entre la voiture et le vélo, et que la jambe gauche est libre de mouvement, nous remarquons un mouvement de pivotement et de balancier du tronc qui entraîne le choc entre le dos et le pare brise, puis de la tête et du pavillon.

Les 6 impacts visibles sur la photographie de la 206 après le crash ont bien été retrouvés lors de la visualisation de la simulation. La cinématique et les impacts de la simulation numérique sont donc validés qualitativement par le crash test.

Afin d'établir une validation quantitative de notre modèle, nous avons cherché à comparer les accélérations recueillies au cours de l'expérimentation avec celles obtenues lors de la simulation numérique. Malheureusement, certains capteurs de l'expérimentation n'ayant pas fonctionné normalement, nous n'avons pas pu comparer nos accélérations avec celles de l'expérimentation de manière significative. Nous ne pouvons donc valider notre modèle quantitativement. Toutefois, à titre indicatif, nous représentons dans la figure 102 ci-dessous les courbes des accélérations résultantes de 5 corps (tête, thorax, bassin, fémur, tibia) du cycliste.

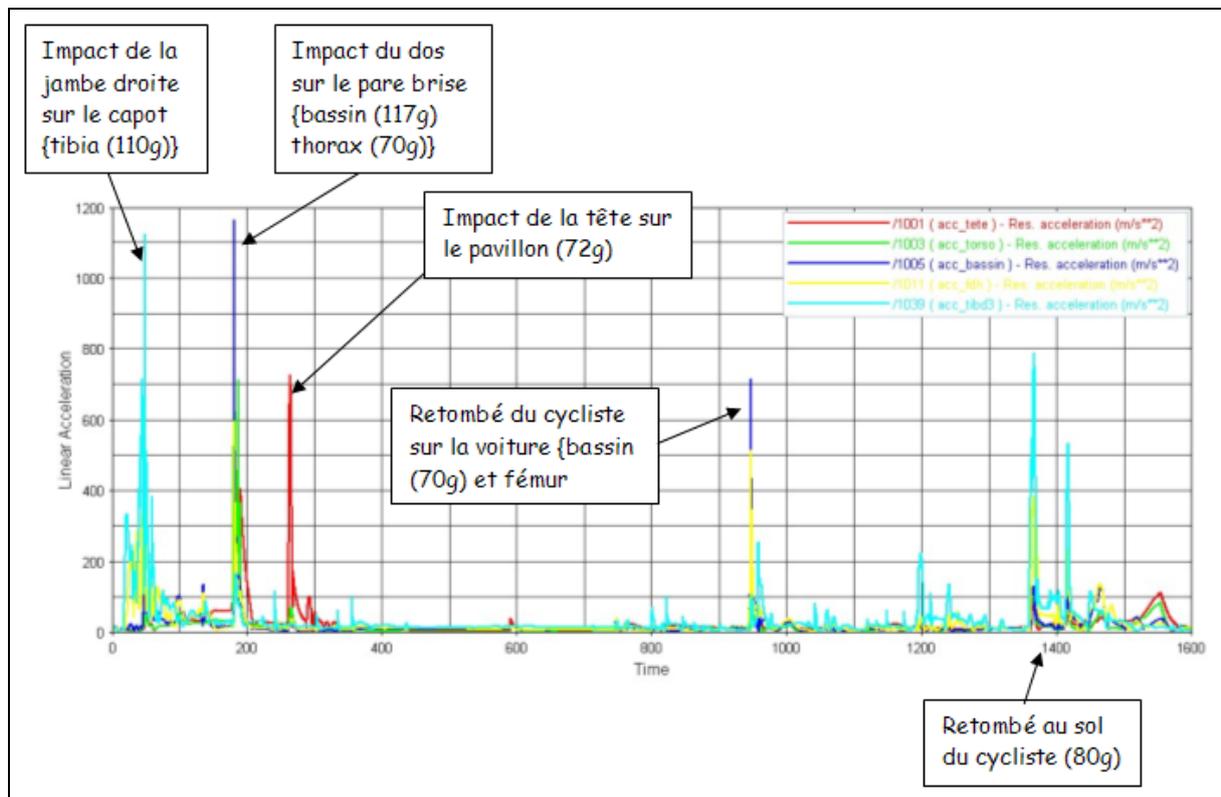


Figure 102. Résultantes des accélérations de 5 corps du cycliste

III.3 Simulation d'accidents réels véhicule/cycliste

Comme pour le cas du choc véhicule/piéton, nos modèles multicorps ont permis la reconstruction de nombreux cas réels d'impact cycliste. Nous exposons dans ce chapitre un de ces cas qui a fait l'objet d'une reproduction expérimentale en laboratoire (crash-test). Les données terrain proviennent des enquêtes réalisées par le Laboratoire Mécanismes d'Accidents de l'IFSTTAR dans le cadre des Etudes Détaillées d'accidents.

a) Description de l'accident

Un vendredi du mois d'août vers 15h00 et par beau temps, la conductrice d'une Peugeot 205 circule sur un chemin communal, quand tout à coup, sur sa gauche, débouche d'un accès de villa, un jeune cycliste. Surprise, elle donne un léger coup de volant à droite pour tenter d'éviter le vélo, en même temps qu'elle freine, pressentant que le choc est inévitable. Elle déclare rouler aux environs de 50 km/h quand elle percute le vélo quasiment de face au beau milieu de la chaussée. Le cycliste, non casqué, déclare avoir tenté un freinage mais percute l'avant de la 205, passe par-dessus son vélo pour atterrir sur le pare-brise puis chute entre la chaussée et l'accotement droit. La conductrice de la voiture sera indemne, le cycliste grièvement blessé. La figure 103 montre le plan de l'accident ainsi que des photographies prises sur les lieux.

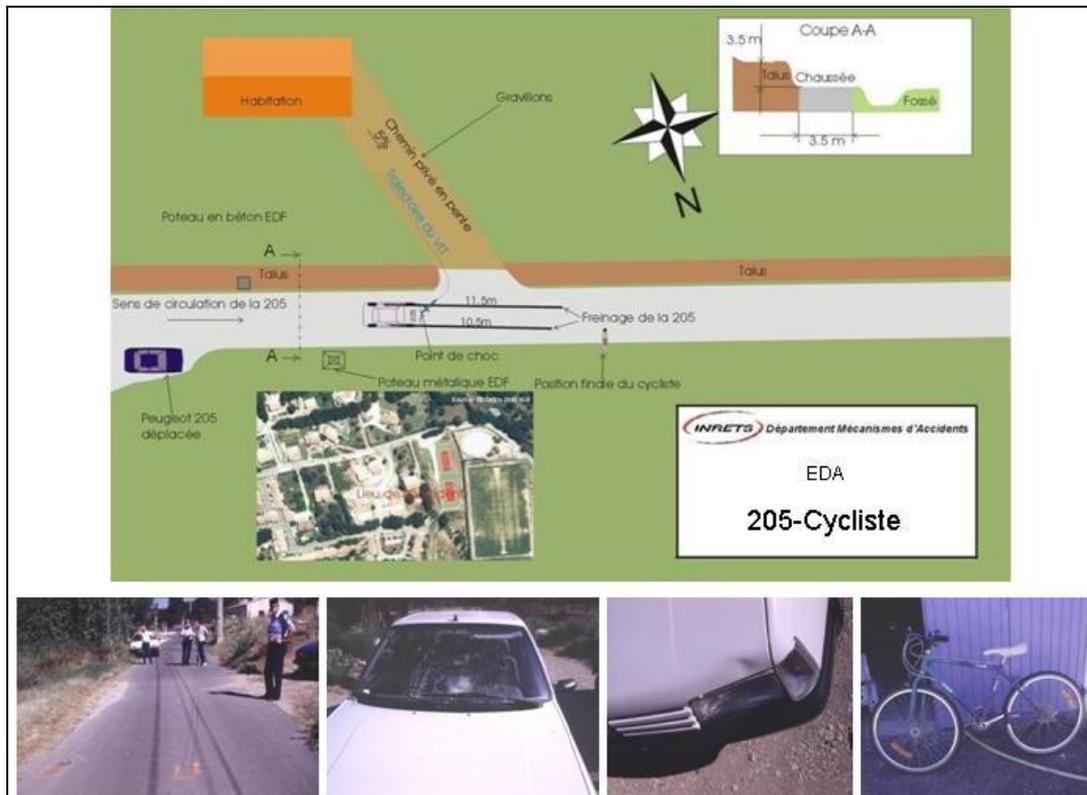


Figure 103. Accident cycliste, plan de l'accident, traces de freinage, points d'impacts sur la Peugeot 205 et VTT

Des traces de freinage de la 205 ont été mesurées sur environ 11 mètres et le WAD a été mesuré à 1.95m. Plusieurs points d'impacts ont pu être identifiés sur le véhicule : impact sur le phare droit et le coin droit du capot, impact sur le pare-brise.

Le conducteur du VTT âgé de 13 ans sera victime de plusieurs lésions : traumatisme crânien sans perte de connaissance localisé sur le siège pariéto-occipital droit (AIS= 1 6 10 00 2), fracture du tiers supérieur du péroné (AIS= 8 5 16 06 2) et du tibia droit (AIS=8 5 34 04 2), plaie en regard du condyle interne de la jambe droite (AIS= 8 1 06 00 1), petite plaie rétro-auriculaire gauche (AIS= 2 1 06 02 1), dermabrasions du coude gauche (AIS=7 1 02 02 1).

b) Première configuration de choc

Plusieurs points d'impacts ont pu être identifiés sur le véhicule et associés aux lésions de la victime. Les fractures du tibia et du péroné droit ont été attribués à l'impact sur le phare droit et le coin droit du capot, le traumatisme crânien à l'impact sur le pare-brise et les plaies mineures sur le côté gauche du cycliste à la chute au sol qui s'est effectuée sur le côté droit de la chaussée. Une incertitude portait néanmoins sur la détermination de l'angle d'impact entre le véhicule et le cycliste.

Une première reconstitution cinématique de l'accident à partir des traces de freinages permet d'estimer la vitesse d'approche de la voiture à environ 55 km/h. Toutefois, le freinage effectué avant l'impact fait supposer une vitesse au moment du choc contre le cycliste de l'ordre de 45 km/h. Compte tenu de la configuration des lieux, des déclarations des impliqués, la vitesse du cycliste au moment du choc est évaluée aux alentours de 15 km/h.

c) Détermination de la configuration la plus probable

Après avoir adapté notre modèle multicorps au cas de l'accident (géométrie d'une Peugeot 205, mise à l'échelle du modèle humain à la morphologie d'un enfant, adaptation du vélo aux dimensions du VTT de l'enfant ...), une première simulation a été effectuée sur la base des

informations recueillies pour l'enquête EDA. Mais celle-ci s'est avérée non satisfaisante en partie à cause d'une mauvaise évaluation de l'orientation du cycliste au moment du choc. Notre étude paramétrique a donc porté sur la variation de cet angle, des vitesses d'impact de la voiture et du cycliste, mais aussi de la position du cycliste sur son vélo. Pour ce cas d'accident, l'orientation à l'impact a été le paramètre le plus difficile à estimer car il influe de façon très importante sur la cinématique du cycliste.

Nos différentes simulations nous ont ainsi conduit à retenir les conditions suivantes pour l'accident :

- Vitesse au choc de la 205 : 40 km/h
- Angle de 30° du cycliste par rapport au véhicule (voir figure XXX).

Cette configuration nous a en effet permis de trouver une cinématique du choc satisfaisante au regard des blessures du cycliste et des déformations sur le véhicule. Les impacts aux niveaux du phare et du capot sont dus respectivement aux chocs avec la partie haute du tibia droit et le genou droit. Notre modèle nous a d'ailleurs fournit une fracture au niveau de la partie supérieure du tibia. La partie droite de la tête vient heurter la partie basse du pare-brise mais l'impact donné par la simulation est légèrement décalé sur le côté gauche du pare-brise par rapport à la photographie de la voiture accidentée.

Le cycliste retombe au sol sur son côté gauche et nous pouvons noter l'impact au niveau de la partie gauche de la tête. Toutefois il ne retombe pas du côté droit de la voiture comme dans le dossier d'accidentologie mais plutôt au centre de la chaussée.

Les différents impacts identifiés et corrélés avec les données réelles de l'accident nous permettent ainsi de valider les résultats de la simulation puis de considérer cette configuration de la collision comme la plus probable (figure 104).

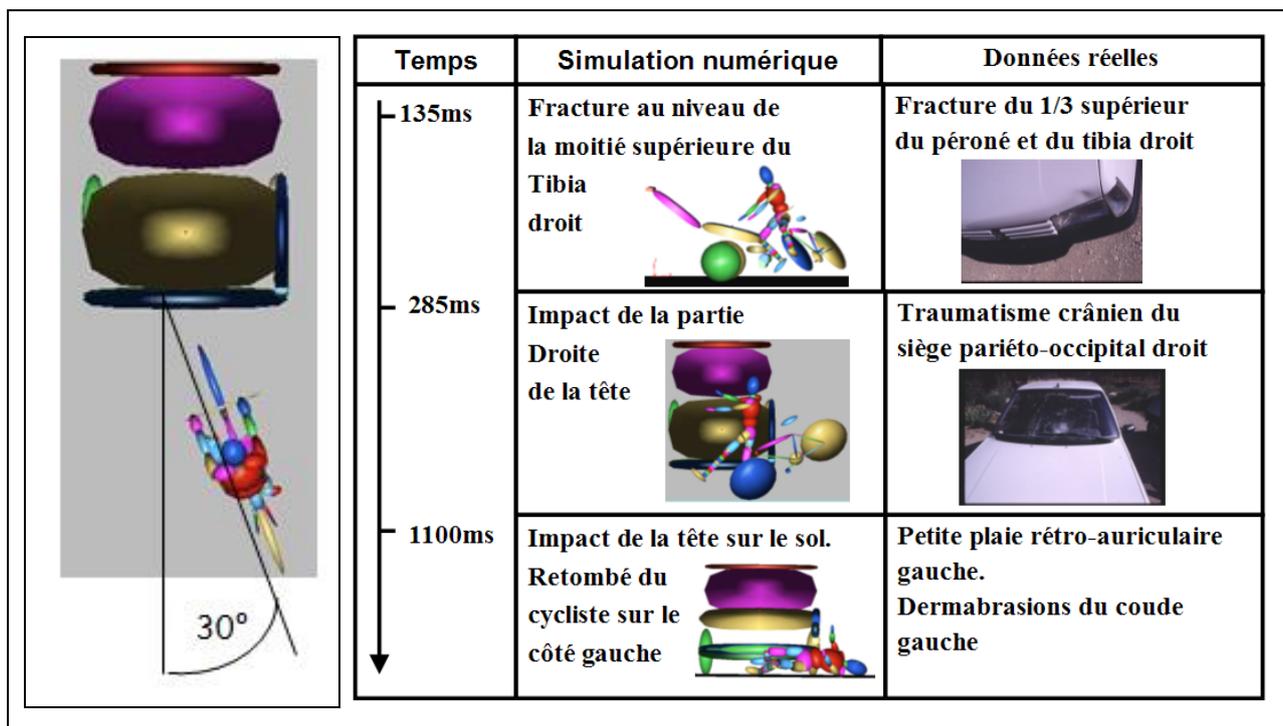


Figure 104. Orientation de l'impact, chronologie de l'accident et analogie des données réelles avec la simulation numérique

Du point de vue quantitatif, la figure 105 montre les courbes des résultantes des accélérations pour le tibia droit, le fémur droit, le bassin et la tête. Ces courbes nous permettent en particulier de confirmer la chronologie d'apparition des lésions en les associant aux niveaux de sollicitations de chaque partie du corps impacté. Ainsi, la fracture du tibia droit est attribuée à un impact de 180G

avec le phare droit de la voiture, le traumatisme crânien à un impact de 140G sur le pare-brise. Le HIC associé est de 5971.

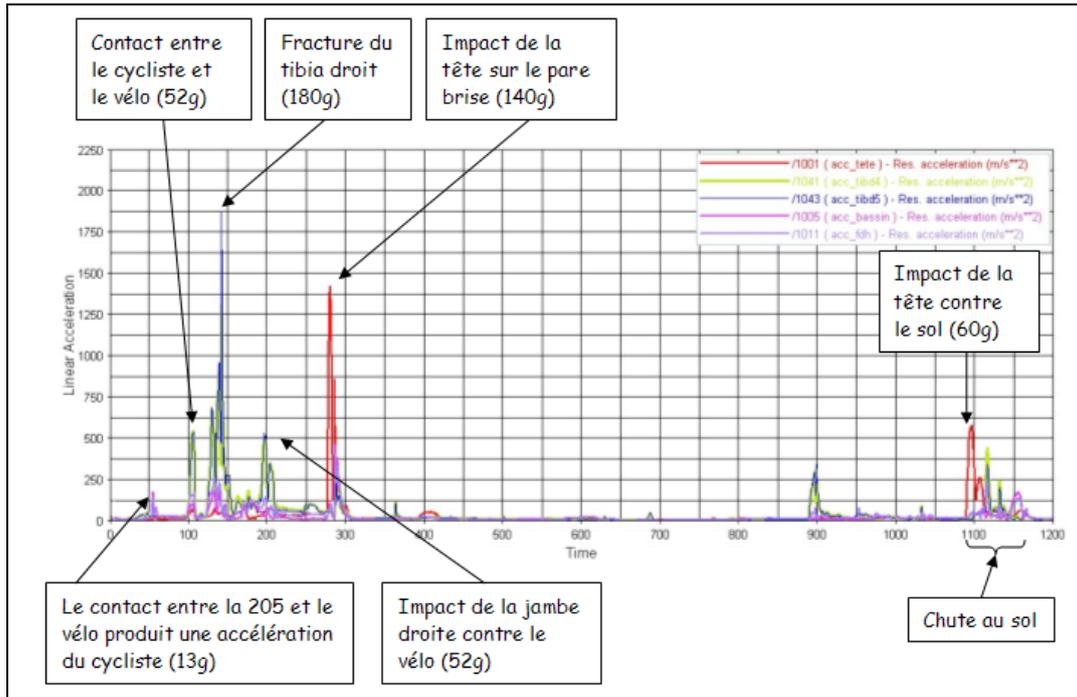


Figure 105. Courbes des accélérations résultantes en m/s² pour le tibia droit, le fémur droit, le bassin et la tête

d) Comparaison avec un crash-test

Cet accident a donné lieu à une reproduction en laboratoire sous la forme d'un crash-test. Un sujet d'anatomie adulte a tout d'abord été choisi afin de correspondre au mieux à la morphologie de l'enfant qui a eu l'accident. Ensuite il a été placé en position de cycliste sur un vélo dont la géométrie est proche de celle du VTT de l'enfant. Enfin, une Peugeot 205 a été propulsée à la vitesse d'environ 40km/h en configuration de choc fronto-frontale contre le cycliste mais avec un angle de 30°. A noter que la vitesse initiale du cycliste était nulle.

Nous avons comparé les cinématiques, les points d'impact, les lésions, les distances de projection ... (voir figure 106 e107) entre l'essai, la simulation et les données relevées sur le terrain. De bonnes corrélations sont observées notamment en termes de lésions, de WAD et de distance de projection.

	Accident réel	Simulation multicorps	Test experimental
Lésions	Fracture tibia droit	Fracture tibia droit	Fracture tibia droit
WAD	1.95 m	2.07 m	2.11
Distance de projection	14 m	13 m	12m

Figure 106. Eléments comparatifs entre l'essai expérimental, la simulation numérique et les données réelles de l'accident

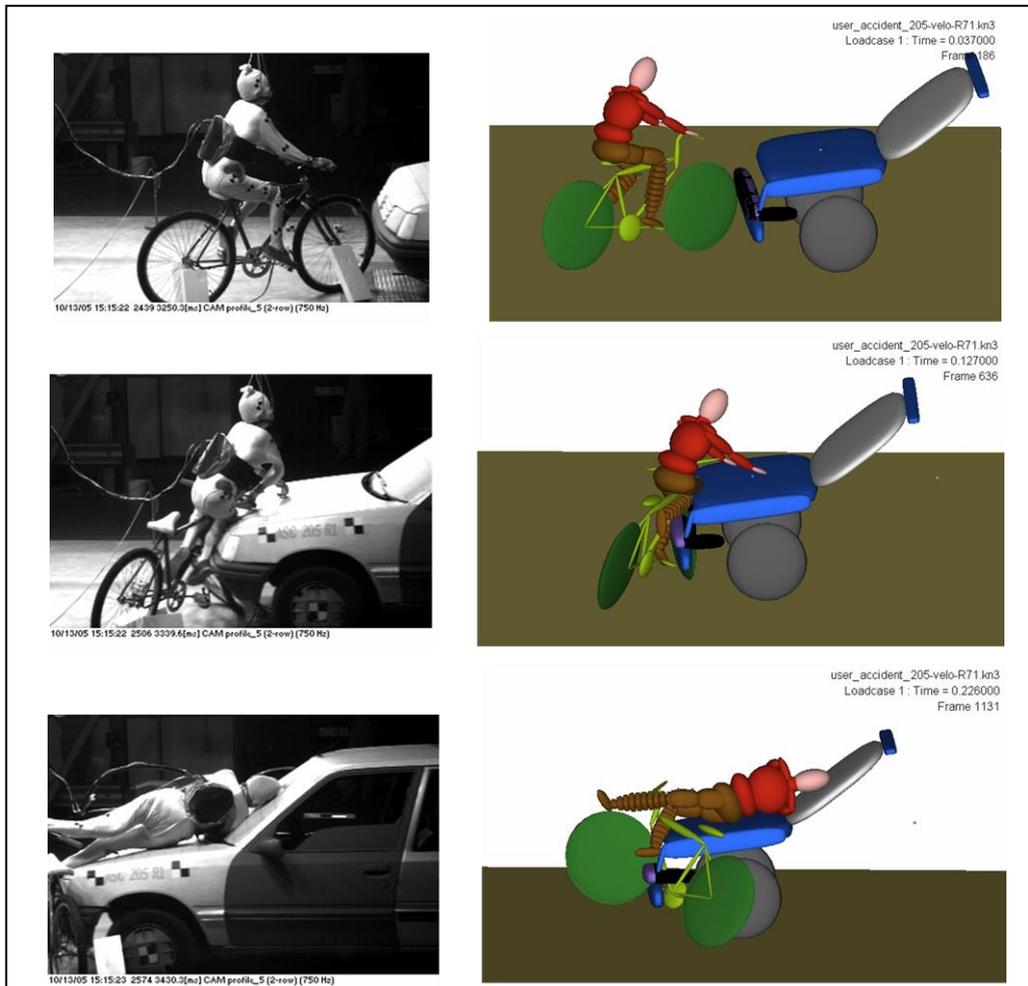


Figure 107. Comparaison des cinématiques entre la simulation numérique et l'essai expérimental

Concernant la chronologie, de bonnes corrélations sont également observées notamment sur l'association des points d'impact sur le véhicule et les lésions. A noter aussi que la cohérence entre l'essai et la simulation est valable jusqu'à la chute au sol puisque le cycliste tombe dans les deux cas sur son côté gauche et que les distances de projection sont proches. Dans les deux cas, la chute au sol se situe aux environs de 1s après le premier point d'impact.

En ce qui concerne les niveaux d'accélération, la figure 108 fournit une comparaison des niveaux atteints lors de l'essai et lors de la simulation numérique. La similarité entre les courbes permet de conclure à une reproduction du phénomène.

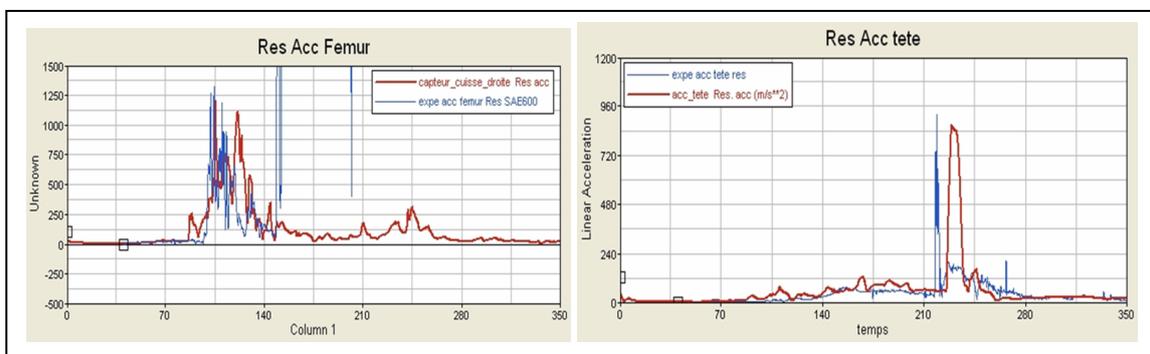


Figure 108. comparaison des accélérations fémur et tête entre l'essai expérimental et la simulation multicorps

III.4 Comparaison avec le choc piéton

Si l'on essaie d'établir une comparaison entre le choc piéton et le choc cycliste, de nombreuses similitudes existent entre les deux chocs (points d'impacts sur le véhicule, lésions, etc.) mais également certaines divergences (voir figure 109).

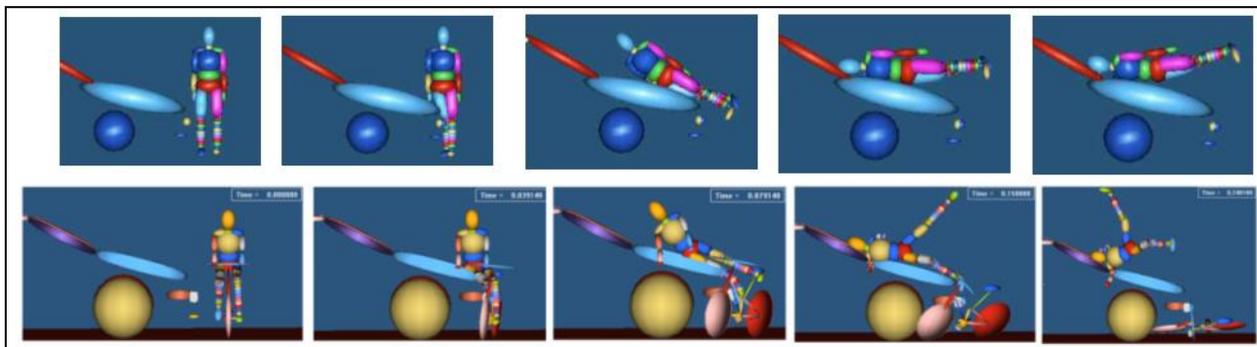


Figure 109. Cinématique du choc piéton (en haut) vs cycliste (en bas)

Il apparaît en particulier que le cycliste glisse sur le capot alors que ce comportement est moins prononcé chez le piéton. Ce phénomène semble être une conséquence de la différence de hauteur du centre de gravité du corps humain par rapport au sol qui se trouve plus haute chez le cycliste que chez le piéton. De plus, l'impact de la tête du cycliste s'effectue plus haut qu'il ne l'est chez le piéton si l'on considère par exemple le rapport entre le WAD et la taille de la victime. Cette hypothèse, basée sur l'observation d'un nombre restreint d'accidents réels, doit être vérifiée sur un nombre de cas plus important. De plus, les configurations d'impact que nous comparons ici ne sont pas strictement identiques (impact quasiment frontal-frontal dans le cas du cycliste alors que nous sommes dans une configuration de choc frontal-latéral pour le piéton). Cependant, les mêmes observations ont également été identifiées par (Maki et al, 2003) ce qui conforte la validité de nos résultats. Par ailleurs, il est important de souligner que la vitesse du cycliste ne doit pas être négligée. En effet, si la vitesse du piéton peut ne pas être prise en compte lors de la reconstruction parce qu'elle reste faible, il n'en est pas de même pour celle du cycliste qui peut être beaucoup plus importante. Ceci conduit à une différence de vitesse (ΔV) entre la voiture et l'utilisateur vulnérable plus importante chez le cycliste que chez le piéton. La cinématique et la gravité des lésions par exemple s'en trouvent ainsi fortement influencées.

III.5 Etude de l'impact tête

Dans le cas du choc cycliste, il s'avère opportun de s'intéresser plus particulièrement à l'impact de la tête car cette dernière peut être protégée par la présence d'un casque. L'efficacité du casque peut dès lors être évaluée en conditions réelles pour peu que l'on définisse les conditions d'impact.

Pour réaliser ce travail, nous avons reconstruits une dizaine de cas d'accidents cycliste. Les données terrains étaient fournies par le Laboratoire Mécanismes d'Accidents dans le cadre des Etudes Détaillées d'Accidents. Les reconstructions par simulations numériques se sont basées sur notre méthodologie de détermination de la configuration la plus probable c'est-à-dire sur des études paramétriques de l'accident réel. De ces configurations sont extraites les positions, les vitesses d'impact et les structures impactées.

Les configurations d'accidents étaient multiples : choc fronto-frontal, fronto-latéral, choc oblique, chute du cycliste seul ... Il a été considéré dans cette étude à la fois l'impact de la tête contre le véhicule (le cas échéant) mais également l'impact de la tête contre le sol.

Les différentes sorties pour les chocs tête/pare-brise et tête/sol étaient les suivantes :

- La position du centre de gravité de la tête par rapport au pare-brise (voir figure 110).

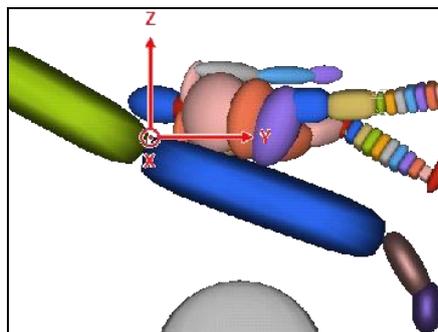


Figure 110. Représentation du repère pare-brise

- Les **angles de la tête**
- Les **angles de la tête par rapport au tronc**
- Les **vitesse linéaires et angulaires de la tête** par rapport au pare-brise.
- Les **vitesse linéaires et angulaires du tronc** par rapport au pare-brise.

La figure 111 ci-après fournit les valeurs des vitesses linéaires et angulaires pour les différents accidents.

Accident	Impact tête/pare-brise	Résultante	Impact tête/sol	Résultante
PEUGEOT 205	vitesse linéaire	6.77	vitesse linéaire	10.08
	vitesse angulaire	16.98	vitesse angulaire	16.60
VECTRA	vitesse linéaire	5.95	vitesse linéaire	8.29
	vitesse angulaire	33.02	vitesse angulaire	9.30
R19	vitesse linéaire	8.75	vitesse linéaire	7.93
	vitesse angulaire	25.03	vitesse angulaire	10.17
SCENIC	vitesse linéaire	7.28	vitesse linéaire	17.79
	vitesse angulaire	27.77	vitesse angulaire	10.37
PEUGEOT 405	vitesse linéaire	7.14	vitesse linéaire	-
	vitesse angulaire	4.55	vitesse angulaire	-
MICRA	vitesse linéaire	6.19	vitesse linéaire	-
	vitesse angulaire	4.80	vitesse angulaire	-
AX	vitesse linéaire	5.42	vitesse linéaire	9.92
	vitesse angulaire	28.44	vitesse angulaire	3.16
Vélo seul	vitesse linéaire	-	vitesse linéaire	2.47
	vitesse angulaire	-	vitesse angulaire	3.93
CORSA	vitesse linéaire	4.48	vitesse linéaire	7.99
	vitesse angulaire	44.74	vitesse angulaire	41.91

Figure 111. Comparaison des vitesses d'impact contre le pare-brise et contre le sol

En moyenne, les vitesses linéaires en résultantes lors du choc contre le pare-brise sont de l'ordre de 6.41 m/s soit 19.2 km/h tandis qu'elles sont de l'ordre de 8.95 m/s soit 32.2 km/h contre le sol. Dans 5 cas sur 6, les vitesses linéaires d'impact tête/sol sont plus importantes (1,6 fois en

moyenne) que les vitesses linéaires d'impacts tête pare-brise pour le cycliste. En ce qui concerne les vitesses angulaires, le phénomène inverse est observé pour tous les cas présentés.

L'ensemble des résultats a notamment mis en évidence l'importance de prendre en compte la composante rotatoire du choc et cela même si la vitesse d'impact linéaire de la tête est faible.

IV La simulation du choc du deux-roues motorisés

IV.1 Modélisation du deux-roues motorisés

Notre activité dans le domaine de la simulation multicorps s'est poursuivie par l'application de notre méthode de reconstruction d'accidents au cas impliquant un deux roues motorisées (motocycliste, scooter, etc.). La modélisation multicorps a alors nécessité de nouveaux développements concernant notamment le modèle du pilote (mise en posture sur la selle), l'élaboration d'un modèle de casque, celui du 2RM et celui de l'obstacle (principalement une voiture de tourisme). Le modèle complet est représenté dans la figure 112 mais nous développons par la suite les différents choix de modélisation que nous avons effectués.

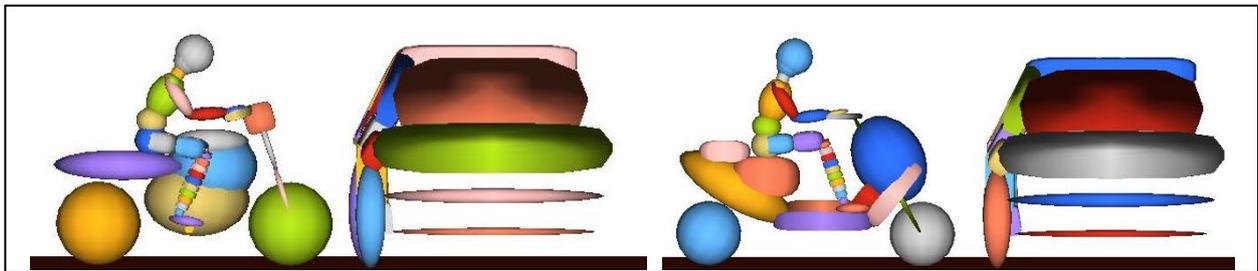


Figure 112. Modélisation numérique multicorps du choc 2RM-VL
à gauche : configuration « moto », à droite : configuration « scooter »

En ce qui concerne le modèle de pilote, nous avons utilisé le modèle d'être humain précédemment développé mais les positions du pilote sur le 2RM ont été définies à partir de (Smith, 2006). Le casque du pilote a par contre été modélisé à partir de dimensions de casques et d'une loi d'effort/enfoncement de casque issue de la littérature (Canaple, 2001) (voir figure 113).

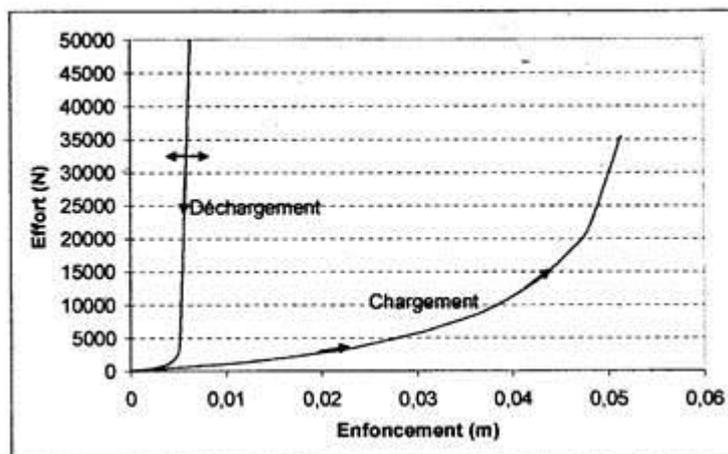


Figure 113. Caractéristique effort/enfoncement du casque (Canaple 2001)

Enfin, les caractéristiques de contact entre le pilote et le sol lors de sa chute puis de sa glissade proviennent d'une étude réalisée par nos soins (voir § IV-5).

Deux types de modèles de 2RM ont été mis au point : un modèle de type « moto » représentant une Honda CB 500 et un modèle de type « scooter » représentant un scooter JORYDE

125. Le modèle multi-corps est composé de 14 ellipsoïdes regroupés en 10 « rigid body » et reliés par 12 joints. 5 ellipsoïdes ont été placés aux endroits définis pour les capteurs de la moto.

Nous avons utilisés les données de la thèse de (Canaple, 2001) pour ajuster les masses et les inerties des différents corps (voir figure 114).

Corps	Masse (kg)	I_{xx} (kg.m ²)	I_{yy} (kg.m ²)	I_{zz} (kg.m ²)
Cadre	197.4	14	59.4	34.8
Carénage Avant	0.75	0.2	0.2	0.2
Fourche Sup.	3	0.028	0.028	0.001
Fourche Inf.	3	0.028	0.028	0.001
Roue Avant	13.3	0.2889	0.5104	0.2889
Roue Arrière	13.3	0.2889	0.5104	0.2889

Figure 114. Masses et inerties de différents corps de la moto

Les différentes caractéristiques mécaniques du 2RM ont été implémentées à partir de données issues de la littérature (Deguchi, 2006 ; Meca, 2008). L'enfoncement de la partie avant du 2RM au cours du choc et plus particulièrement la déformation de la fourche entre le cadre et la roue avant a été modélisé de manière globale par un joint « ressort » en translation. Les caractéristiques de ce joint sont issues de la littérature et d'essais crash-tests selon une loi d'effort/déplacement (voir figure 115)

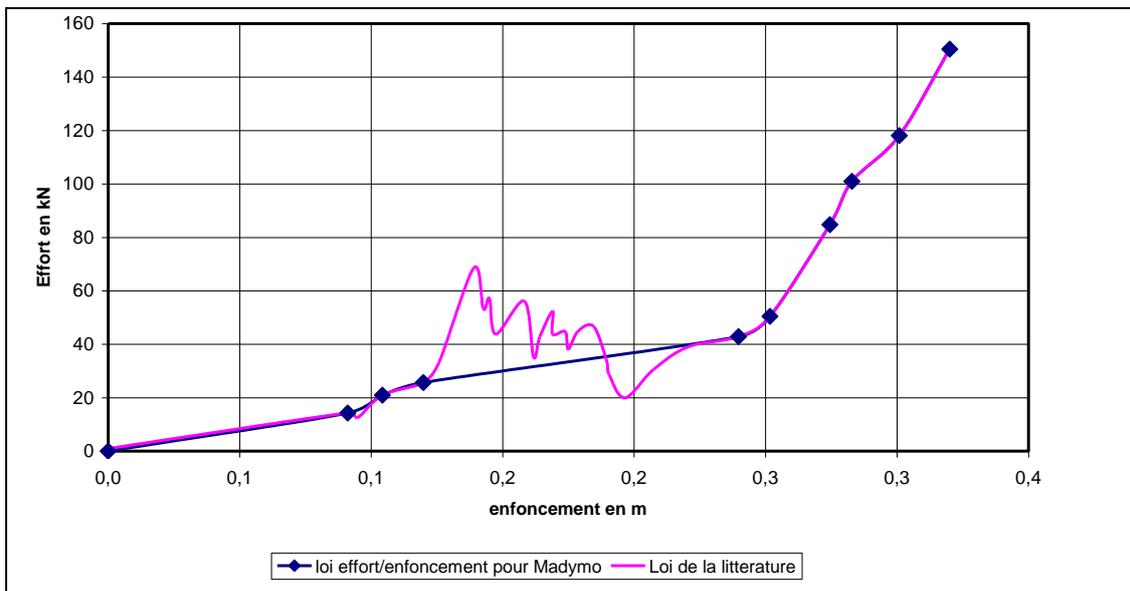


Figure 115. Caractéristique effort/effondrement de la partie avant de la moto (Canaple 2001)

Les différents contacts (coefficients de frottement) entre le pilote d'une part et les différentes parties de la moto d'autre part sont également basés sur la littérature (Deguchi, 2006). Nous avons notamment pris des coefficients de frottement de $\mu=0.2$ pour le contact avec le réservoir, de $\mu=0.8$ pour les cale-pieds et de $\mu=0.4$ pour les contacts avec la selle et le guidon. Ces modèles numériques de 2RM ont été validés à partir de données expérimentales issues de la littérature concernant des chocs contre un mur rigide (corrélations des capteurs d'accélération placés sur la fourche et au centre du 2RM ainsi que des forces induites sur le mur rigide).

En ce qui concerne l'obstacle impacté par le 2RM, il peut s'agir soit d'un mur considéré comme infiniment rigide, soit d'un véhicule léger de type familial.

IV.2 Validation du modèle

La validation du modèle complet s'est basée sur la simulation numérique d'essais expérimentaux et la confrontation des résultats. Les résultats expérimentaux provenaient soit de la bibliographie (Berg, 2000), soit d'essais réalisés par le LBA. La validation s'est faite de manière qualitative (représentation correcte de la cinématique du phénomène physique) mais également quantitative (corrélation des accélérations du 2RM simulées numériquement avec celles mesurées expérimentalement).

Deux types d'essais ont été considérés.

Les premiers sont des tests qui concernent uniquement la moto qui vient impacter un mur dynamométrique. Durant ces tests, sont mesurés : la cinématique du 2RM, les accélérations du 2RM au centre de gravité et sur la fourche avant, la force transmise au mur dynamométrique. La comparaison des signaux numériques et expérimentaux est donnée dans la figure 116.

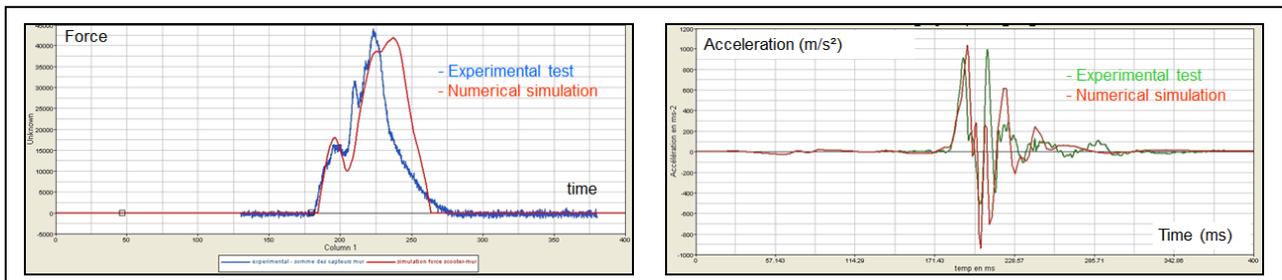


Figure 116. Validation du modèle de 2RM: à gauche, force de déformation ; à droite, accélération au niveau de la fourche.

La bonne corrélation entre la réponse numérique et les résultats expérimentaux permettent de considérer le modèle quantitativement correct.

Dans le but de valider également la cinématique du conducteur, les simulations numériques ont été aussi comparées avec des essais crash-tests réalisés au LBA. Ces essais ont été réalisés avec des corps donnés à la science. Durant ces tests, le corps est positionné sur une moto et maintenu sous les aisselles jusqu'à environ 300ms avant l'impact. Le 2RM est propulsé contre un obstacle (dans notre cas une voiture) à une vitesse d'environ 40 km/h.

Le modèle fournit alors une cinématique globalement cohérente avec le test expérimental (voir figure 117).

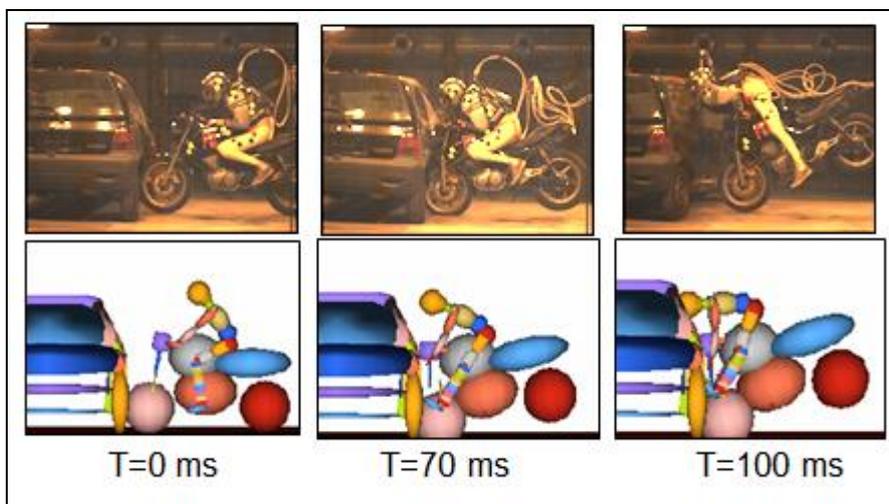


Figure 117. Validation du modèle multicorps par comparaison de la cinématique

IV.3 Etude paramétrique de l'impact 2RM

Plusieurs configurations de choc ont été simulées autour d'une configuration type de base représentant l'impact frontal d'un 2RM contre le côté d'un VL immobile. L'étude paramétrique s'est portée plus particulièrement sur la variation des paramètres suivant :

- la vitesse d'impact du 2RM : 30, 40, 50 et 60km/h,
- l'angle d'impact contre l'obstacle : 90° ou 45°,
- le type de 2RM : configuration « moto » ou « scooter »,
- la morphologie du pilote : 5eme centile femme (femme petite : taille 1,50m et poids 50kg), 50eme centile homme (homme moyen : 1,76m et 77kg), 95eme centile homme (homme grand : 1,90m et 100kg),
- la localisation du point d'impact contre le VL : au niveau du pied milieu, de la portière avant, de la roue avant.

Le choix des valeurs de ces paramètres a été motivé notamment par les résultats observés en accidentologie qui ont permis de définir les configurations types d'accident du 2RM.

Parmi l'ensemble des données fournies par les simulations, notre analyse s'est focalisée sur les paramètres suivants :

- la chronologie du choc : durée entre le premier point d'impact du 2RM contre le VL et le point d'impact de la tête ou le thorax du pilote contre l'obstacle (VL, sol), durée maximale de l'accident

- la cinématique du pilote
- les accélérations de la tête et du thorax du pilote,
- la vitesse du thorax au moment de l'impact
- les forces d'impact thorax-VL et thorax-sol.

Notre choix s'est porté sur ces paramètres afin de répondre aux attentes concernant notamment l'apport d'un gilet airbag en termes de protection du tronc.

Les études paramétriques réalisées représentent un total de plus de 150 simulations numériques. Nous résumons dans la suite les résultats obtenus pour les paramètres précédemment sélectionnés. A titre d'illustration, la figure 118 montre trois cinématiques différentes de choc : choc « moto » à 90°, choc « scooter » à 90° et à 45° pour un pilote de type 50ème centile.

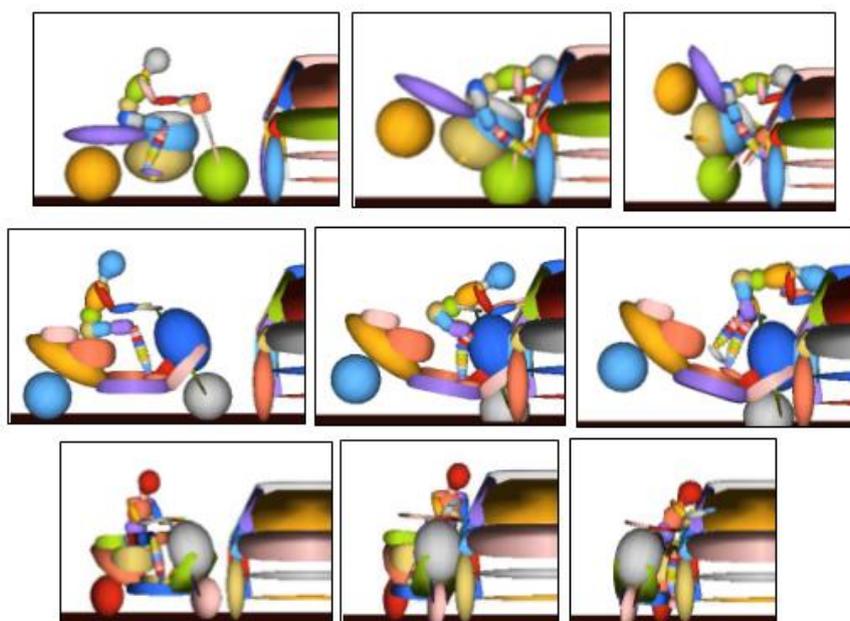


Figure 118. Analyse cinématique

En haut : choc « moto » 50km/h à 90° au niveau du pied milieu
Au milieu : choc « scooter » 50km/h à 90° au niveau du pied milieu
En bas : choc « scooter » 50 km/h à 45° au niveau de la portière

D'un point de vue global, nous observons que le type de 2RM (moto, scooter) et la différence de posture entre un pilote de moto et de scooter génère des comportements cinématiques différents. En effet, le centre de gravité d'un scooter étant plus bas et plus décentré vers l'arrière, dans une configuration d'impact à 90°, le tangage du 2RM est moins prononcé que dans le cas de la moto. De plus, au niveau des membres inférieurs, ces derniers subissent notamment un impact direct avec le scooter ce qui n'est pas constaté chez un utilisateur de moto.

Si l'on observe une certaine analogie dans la cinématique du pilote lors d'un impact contre le pied milieu ou la portière de la voiture à 90°, il n'en est pas de même lors d'un choc au niveau de la roue avant. En effet, dans les premiers cas, il apparaît que la tête du pilote percute le VL directement alors que dans les seconds, le pilote effectue un « vol plané » par-dessus le capot de la voiture ce qui induit une chute au sol plus violente.

Si l'on compare les chocs frontaux à 90° et ceux à 45°, nous observons des impacts directs du tronc avec le VL lors d'un impact avec un angle de 45° ce qui n'est pas le cas lors d'un choc purement perpendiculaire. En effet, un choc à 90° implique une rotation du 2RM dans un axe horizontal ce qui fait éjecter le pilote vers le haut, tandis qu'un impact à 45° implique une rotation du 2RM dans un axe vertical ce qui pousse le pilote à venir se plaquer contre le VL de manière latérale. Cette dernière cinématique induit alors un impact plus violent au niveau du tronc.

D'un point de vue chronologique, nous avons considérés pour toutes les simulations que le temps d'origine ($t=0\text{ms}$) était celui de premier contact entre le 2RM et le véhicule obstacle. La durée minimale que l'on observe pour l'impact du pilote est alors de 60ms pour la tête et de 70ms pour le tronc. Ce dernier est notamment observé dans une configuration d'impact scooter où le premier impact du thorax du pilote s'effectue contre le guidon du 2RM. Par ailleurs les accidents les plus longs en termes de temps sont ceux où l'on observe la chute au sol et la glissade la plus importante (impact au niveau de la roue avant, voir figure 119). Une durée maximale de 4 secondes est alors constatée. Ces données permettent ainsi de fournir une évaluation des temps maximum pour détecter, déclencher et gonfler un gilet airbag ainsi que la durée minimale de la tenue en pression nécessaire à l'airbag dès lors que l'on souhaite protéger jusqu'à la fin de la chute au sol.

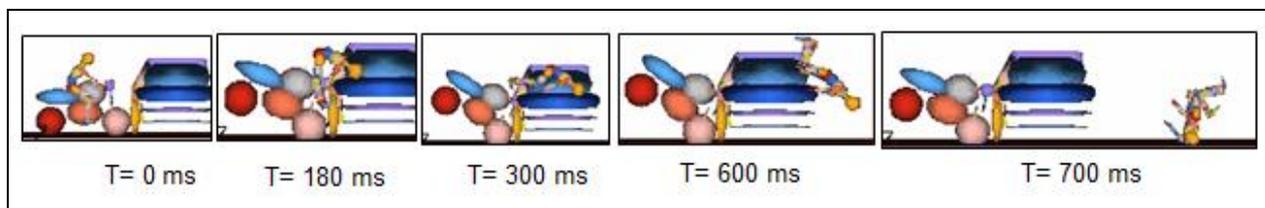


Figure 119. Cinématique d'un choc 2RM au niveau du capot d'une voiture

Ce travail ayant pour but notamment d'évaluer l'efficacité d'un gilet airbag, notre analyse s'est portée plus spécialement sur le comportement biomécanique du tronc. Le tableau suivant résume ainsi quelques résultats obtenus concernant les caractéristiques d'impact du thorax pour différentes configurations d'accident simulées, à savoir : la vitesse d'impact du thorax, son accélération maximale, sa force d'impact (figure 120).

Configuration du test	Contact	Vitesse d'impact (m/s)	Force d'impact (kN)	Accélérations (g)
Choc Pied Milieu à 50 km/h				
moto - 5eme				
moto - 50eme				
moto - 95eme				
scooter - 5eme	thorax/guidon	8	1.6	28.6
scooter - 50eme				
scooter - 95eme				
Choc Roue Avant à 50 km/h				
moto - 5eme	Epaule/capot	1.1		12.5
moto - 50eme	Dos/capot	3	1.1	9.2
moto - 95eme				
scooter - 5eme	thorax/guidon	7.6	1	12.7
scooter - 50eme				
scooter - 95eme				
Choc à 45° à 50 km/h				
moto - 5eme	Epaule/portiere	3		12
moto - 50eme	Epaule-thorax/Pied avant	6.5	4.7	13.9
moto - 95eme	Epaule-thorax/Pied avant	7.2		13.6
scooter - 5eme	Epaule/portiere	6		19.2
scooter - 50eme	impact épaule/vitre + montant	6.4	3.8	32.5
scooter - 95eme	impact épaule/vitre + montant	6.8	6.1	47

Figure 120. Caractéristiques biomécaniques de l'impact du thorax pour différentes configurations d'accident.

Nous retenons alors comme principales valeurs biomécaniques :

- une vitesse d'impact du thorax maximale de 8m/s pour une vitesse d'impact du 2RM de 13,8m/s,
- une force d'impact maximale d'environ 6kN,
- une décélération du thorax ne dépassant pas les 50G.

Il apparaît alors un décalage important entre la vitesse d'impact du 2RM et celle du tronc du pilote. Cette dernière ayant une composante verticale non négligeable dans le cas d'un choc à 90°, elle permet de diminuer fortement la violence de l'impact du tronc contre le VL voire de supprimer complètement le contact.

Sachant que l'effort global qu'un gilet airbag est capable d'absorber totalement correspond à une valeur d'environ 1,2 kN, cette valeur permet une absorption d'énergie suffisante pour réduire de manière conséquente les lésions au niveau du tronc. Si l'on compare cette limite avec les valeurs obtenues parmi l'ensemble des simulations réalisées, il apparaît alors que très peu de configurations atteignent une force d'impact du thorax contre l'obstacle supérieure à 1,2 kN. Il semble donc que le gilet puisse protéger le tronc du pilote dans une majorité des cas. De plus, si l'on considère qu'une force d'impact du tronc de 1,2 kN est générée par une vitesse d'impact du thorax d'environ 40 km/h et que cette vitesse correspond à un impact du 2RM pouvant aller jusqu'à 60km/h, il est envisageable de considérer que le gilet airbag puisse protéger pour des impacts allant jusqu'à 60km/h.

IV.4 Etude de la glissade du motocycliste

Si la première configuration d'accident chez l'utilisateur de 2RM est un impact contre un véhicule, la deuxième configuration est la perte de contrôle. Ces pertes de contrôle induisent alors souvent des glissades importantes chez le motocycliste et par suite des lésions qui, si elles sont rarement graves, peuvent être souvent handicapantes. Il est donc apparu intéressant de s'attacher à caractériser cette glissade afin de mieux connaître le frottement au sol du motocycliste. Il s'agissait

notamment d'apporter de la connaissance afin d'améliorer l'efficacité des vêtements de protection (blousons, pantalons, gants, bottes ...).

Nous avons donc réalisé des simulations numériques de configurations multiples de glissade. L'objectif final de l'ensemble de ces simulations étant alors de mieux comprendre la cinématique du motocycliste et ses niveaux de sollicitations (à la tête, au thorax, etc.) en cas de glissade.

Les premiers travaux ont consisté à établir et à valider le modèle numérique permettant de simuler le comportement d'une glissade d'un sujet. Pour cela, nous nous sommes appuyés sur le modèle multicorps du motocycliste développé précédemment puis largement utilisé pour la reconstruction d'accidents piétons, cyclistes et motocyclistes. L'étape suivante a consisté à valider ce modèle numérique en le comparant à des essais expérimentaux. Les essais consistaient à propulser un corps positionné en décubitus dorsal, les bras le long du corps, les jambes jointes, sur une plateforme horizontale située à 20 cm du sol, lancée à 30km/h puis stoppée brutalement. Le sujet poursuivait alors sa course, la tête en avant, son axe longitudinal étant dans la direction du mouvement, glissant dans un premier temps sur la plate-forme puis au sol (voir figure XX). Ces essais ont montré que, pour un coefficient de frottement de 0.8, le temps de glissade était inférieur à 1s et que la distance de glissade ne dépassait pas les 4m (voir figure 121).

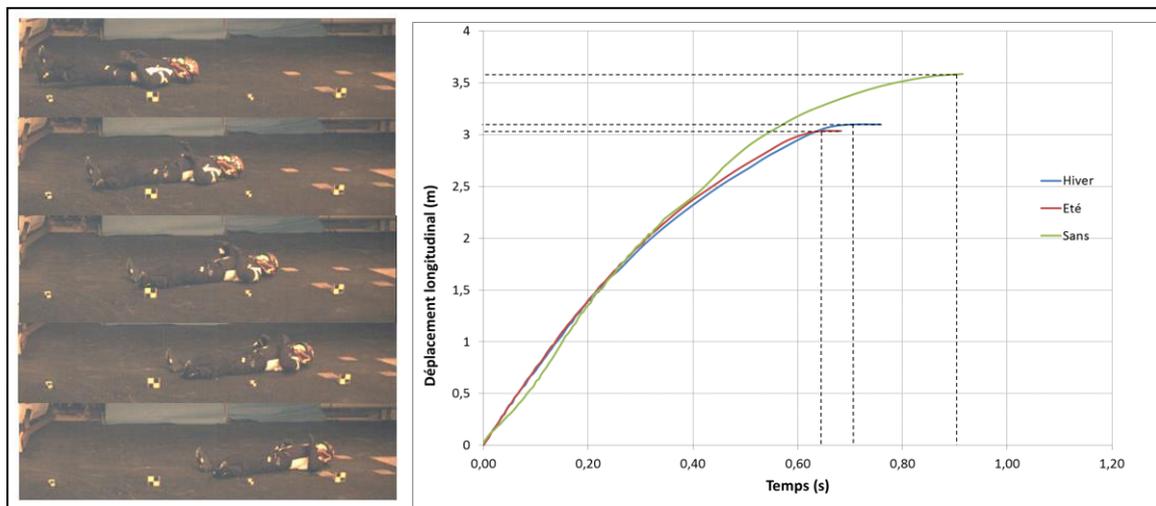


Figure 121. Cinématique et courbes déplacement-temps pour une glissade à 30km/h pour 3 types de vêtements

Nous avons donc simulé numériquement la projection d'un motocycliste à 30 km/h. Les distances de projection et les durées de glissement étant en cohérence avec les essais expérimentaux, nous avons considéré notre modèle comme validé.

Le modèle numérique a ensuite été utilisé pour effectuer une étude paramétrique afin d'évaluer la cinématique et la dynamique du motocycliste dans différentes configurations de glissade en faisant varier notamment:

- la vitesse du motocycliste au début de la glissade : de 10 à 60 km/h,
- son orientation : 0°, 30°, 45°, 90°, 180°, (voir figure 122)

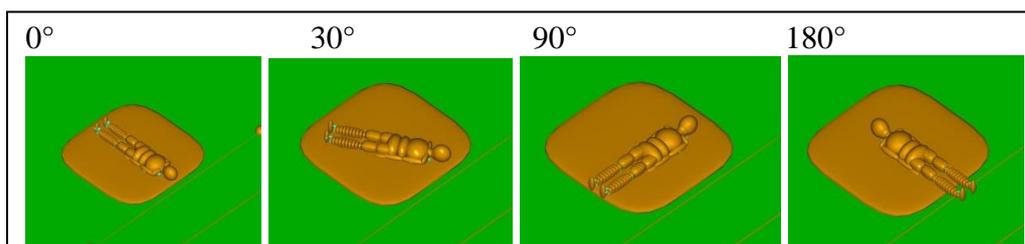


Figure 122. configuration de glissade

- sa position par rapport au sol : dos au sol, de profil, de face,
- le coefficient de frottement caractérisant le contact entre le motocycliste et le sol. Nous avons fait varier ce coefficient entre 0,3 et 0,7 en accord avec la littérature (Medwell et al., 1997 ;Lambour, 1991) et les essais expérimentaux. La variation de ce coefficient tient compte également des équipements de protection que peut porter le motocycliste (combinaison lourde ou légère ou sans combinaison).

Un plan factoriel complet a été réalisé avec ces 4 variables représentant 360 simulations au total. Les différentes réponses étudiées sont :

- les distances de projection longitudinale et latérale relatives par rapport au centre du bassin.
- L'angle relatif final du motocycliste.
- Les forces de contact entre le sol et les différents segments corporels du motocycliste
- Le temps de glissade du motocycliste

La figure 123 suivante résume l'ensemble des résultats de cette étude paramétrique en fournissant les valeurs minimale, maximale, moyenne et les écarts type pour chacune de ces variables.

Réponses	Minimun	Maximun	Moyenne	écart type
Distance longitudinale (en m)	1,4	36,3	14,1	10,7
Distance latérale (en m)	0,0	1,1	0,1	0,1
Angle (en rad)	-2,8	2,8	0,1	0,6
force_tete (en N)	0	10225	1763	1370
force_tronc (en N)	552	10299	3873	1857
force_bassin (en N)	85	7589	2528	1569
force_membre-inf (en N)	1119	12251	4633	2052
force_membre_sup (en N)	433	7549	2025	1181
Temps de glissade (en ms)	576	2995	2082	806

Figure 123. Résultats de l'étude paramétrique sur la glissade

D'un point de vue général, cette étude numérique nous permet de définir que les durées de glissade ne dépassent pas les 3 secondes (moyenne de 2 secondes) à des vitesses inférieures à 60km/h ainsi que des distances de projection inférieures à 30 mètres.

Nous retiendrons également que les facteurs les plus influents dans la glissade sont la vitesse initiale du motocycliste et, dans une moindre mesure, le coefficient de frottement au sol. A contrario, la posture du motocycliste ne joue qu'un rôle négligeable dans la glissade mais influe plutôt sur les segments corporels touchés pendant le glissement.

Les segments corporels les plus soumis au contact avec le sol étant les membres inférieurs (cuisses, jambes et pieds) et le tronc (abdomen, thorax, épaule).

IV.5 Simulation d'accidents réels

Comme pour le cas du piéton et du cycliste, l'ensemble de nos travaux a permis la reconstruction de plusieurs cas d'accidents réels. Nous illustrons ici ces travaux par la reconstruction d'un accident impliquant une Renault 4L et une moto Aprilia 250 RS dans une configuration de choc fronto-latérale au niveau de la portière arrière.

Ce travail a permis de retracer la cinématique du choc, d'identifier les configurations les plus probables des accidents (vitesses des véhicules, angle d'impact, etc) et de comparer les résultats d'une situation réelle avec les configurations ISO.

La figure 124 illustre l'association entre les points d'impacts fournis par la simulation et les déformations réelles observées sur le véhicule accidenté ainsi que les lésions subies par la victime.

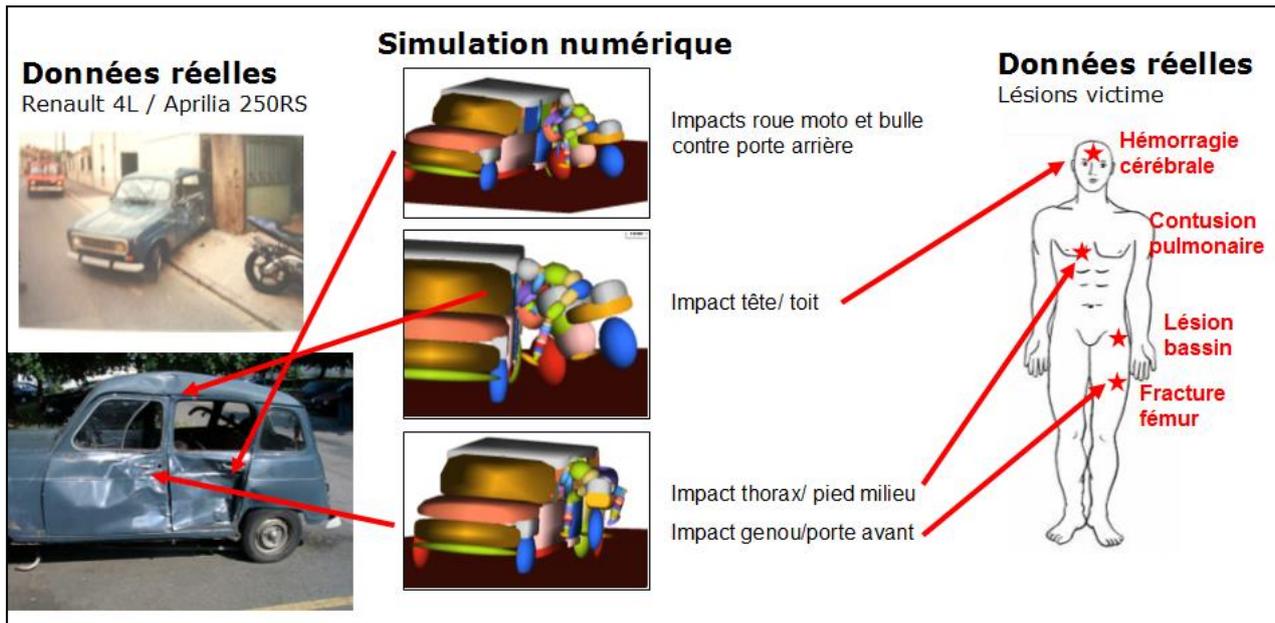


Figure 124. Reconstruction numérique d'un accident réel de 2RM

V Autres applications : les expertises judiciaires

Au fur et à mesure de l'avancée de nos recherches, nos travaux basés sur la simulation multicorps ont trouvé d'autres finalités notamment dans le cadre d'expertises judiciaires. Cette activité grandissante a alors permis de montrer le côté appliqué de nos recherches mais également de poser toujours de nouveaux questionnements sur l'analyse d'une configuration d'accident voire de mettre en évidence de nouvelles voies de recherche. Au total, nous avons réalisé ou participé à une quarantaine d'expertises.

Nous souhaitons donc dans ce chapitre exposer la méthodologie que nous avons mise en place pour réaliser de tels travaux. Le caractère confidentiel de cette activité ne nous permettant pas toutefois de l'illustrer par des cas précis.

Dans le cadre d'une expertise, nous avons identifié 7 étapes nécessaires à la reconstitution du scénario d'un accident.

1) L'analyse du constat de Gendarmerie ou de Police

La première étape concerne l'analyse des premières constatations relevées par les autorités sur les lieux de l'accident. Ces constatations qui ont lieu avant tout déplacement de pièces à conviction, sont essentielles et font l'objet d'un rapport détaillé. En amont, elles permettent d'émettre les premières hypothèses sur la configuration de l'accident mais en aval, elles servent également à valider la cohérence d'une reconstruction. Cette analyse peut parfois donner lieu à un recueil complémentaire afin d'approfondir ou de compléter certaines données. Les données utilisées sont principalement factuelles : position des victimes, des véhicules, transferts de matière (traces laissées sur la chaussée, présence de substance humaine, etc). Les données non factuelles telles que les témoignages sont utilisées à titre d'indication et n'interviennent que pour compléter la reconstruction.

2) *Examen soigneux des véhicules impliqués*

Lorsqu'un véhicule fait l'objet d'une expertise judiciaire, il fait souvent l'objet d'une saisie et est mis sous scellé. Il est alors possible d'accéder à ce véhicule pour y effectuer un recueil complémentaire. Une liste exhaustive des déformations et traces suspectes de la carrosserie est alors effectuée. La recherche des marques de frottement sur les ceintures de sécurité afin de vérifier si elles avaient été utilisées peut par exemple être réalisé. Une attention particulière est apportée à la discrimination des détériorations que l'on peut attribuer à l'accident de celles plus anciennes qui ne concernent pas l'accident en question. L'objectif est alors de déterminer la cause des points d'impacts constatés. Des mesures sont ainsi effectuées afin de caractériser les déformations et de pouvoir les relier à des niveaux d'énergie ou de forces nécessaires pour réaliser ces déformations. Les constatations sont alors confrontées aux déclarations des témoins et conducteurs de véhicules impliqués.

3) *Examen des lieux de l'accident*

Comme pour le véhicule, un recueil secondaire est souvent effectué sur les lieux de l'accident. Sont en particulier notés la configuration exacte des lieux, la largeur des voies, leur déclivité. En se basant sur les constatations des forces de l'Ordre et des photographies prises dans les suites immédiates de l'accident, les distances entre le point de choc supposé et la position finale des véhicules et des victimes sont évalués. Toutes traces qui pourraient être attribuées à l'accident comme les marques de freinage, de ripage ou de choc sur éléments fixes, sont également relevées.

L'état de la chaussée est également pris en compte. Cette information permettra lors de la reconstruction cinématique de l'accident de proposer des valeurs de décélérations réalistes et fiables.

4) *Analyse cinématique de l'accident*

En se basant sur l'ensemble des informations recueillies, une reconstruction cinématique de l'accident est réalisée. La théorie utilisée pour reconstruire l'accident et pour estimer en particulier les vitesses de chacun des véhicules avant et à l'impact, est celle classiquement développée dans les études accidentologiques. Elle a été éprouvée depuis plusieurs années et elle se base notamment sur les travaux réalisés au Laboratoire Mécanismes d'Accidents (Ferrandez et al., 1995 ; Lechner, 1986).

L'étude est basée sur une décomposition de l'accident en une succession de séquences cinématiquement modélisables et décrivant le déroulement des faits. Plusieurs séquences sont ainsi définies. Elles correspondent à :

- la phase de pré-collision
- la (les) phase(s) de collision qui démarre(nt) à l'instant du contact du véhicule (contre un autre véhicule ou contre un objet fixe) et se termine(nt) dès qu'il n'y a plus de contact
- la phase de post collision faisant suite au dernier contact et finissant à l'arrêt du (des) véhicule(s).

L'idée est alors de remonter dans le temps. A chacune de ces séquences sont déterminées les vitesses et trajectoires des véhicules impliqués, sachant que les conditions initiales d'une séquence correspondent aux conditions finales de la séquence précédente. A partir des conditions finales de la dernière séquence qui sont connues (vitesses nulles, positions constatées), l'objectif est donc de déterminer, par l'application des lois de la mécanique, les conditions initiales de la première séquence l'accident. Au terme de cette analyse, les vitesses du (des) véhicule(s) pour chacune des séquences sont alors estimées.

En particulier, on émet souvent l'hypothèse que pendant les phases de pré-crash et de post-crash, le mouvement des véhicules est uniformément accéléré (resp. décéléré).

On peut alors calculer les vitesses d'approche ou les vitesses en sortie de choc grâce aux équations :

$$a = cste$$

$$V = a \times t + V_0$$

$$X = \frac{1}{2} a \times t^2 + V_0 \times t + X_0$$

$$V_f^2 - V_i^2 = 2 \times a \times (X - X_0)$$

Pour l'analyse du choc en lui-même, s'il s'agit d'un impact entre plusieurs véhicules ou d'un véhicule contre un objet fixe, nous utilisons d'un point de vue mécanique, les lois de la conservation de la quantité de mouvement et la conservation de l'énergie cinétique.

La loi de la conservation de la quantité de mouvement permet d'écrire :

$$M_1 \times V_1^i + M_2 \times V_2^i = M_1 \times V_1^f + M_2 \times V_2^f$$

Lors d'un impact, l'équation de la conservation de l'énergie cinétique montre que l'énergie cinétique totale avant le choc (c'est à dire la somme des énergies cinétiques de chacun des véhicules) est égale à la somme de l'énergie cinétique totale après le choc (c'est à dire la somme des énergies cinétiques de chacun des véhicules) et de l'énergie dissipée dans la déformation de chacun des véhicules (appelée Equivalent Energy Speed, EES).

Dans le cas d'un choc entre deux véhicules, nous avons donc :

$$\begin{aligned} \frac{1}{2} M_1 \times V_1^{i2} + \frac{1}{2} M_2 \times V_2^{i2} \\ = \frac{1}{2} M_1 \times V_1^{f2} + \frac{1}{2} M_2 \times V_2^{f2} + \frac{1}{2} M_1 \times EES_1^2 + \frac{1}{2} M_2 \times EES_2^2 \end{aligned}$$

La difficulté majeure est l'évaluation de chaque EES. Pour cela, le LBA se base sur les déformations subies par les mêmes véhicules lors d'accidents réels référencés au laboratoire et des résultats issus de la littérature.

Si il s'agit d'un choc avec un usager vulnérable (piéton, cycliste voire 2RM), l'étude cinématique de l'accident se base sur l'analyse des déformations sur le véhicule (VL), sur la distance de projection de la victime et, quand c'est le cas, sur la distance d'arrêt du VL. La base de données du LBA dans laquelle sont intégrées des informations concernant l'ensemble des essais qui y ont été réalisés, couplée aux données de la littérature, constitue un outil essentiel permettant d'établir le déroulement de l'accident d'un point de vue cinématique mais aussi de proposer une vitesse d'impact du VL lors de l'accident.

5) Analyse du bilan lésionnel, mécanismes de blessure et seuils de tolérance

Un des éléments importants du dossier concerne les lésions subies par la victime. Si elles sont souvent identifiées par un bilan médical (imagerie, autopsie ...), elles restent trop fréquemment analysées de manière indépendante. En effet, les lésions sont corrélées au type de choc qu'a subi la victime et elles doivent être reliées aux déformations des éléments physique (la plupart du temps un véhicule). Or le bilan lésionnel est souvent dissocié du reste de l'étude.

Les lésions sont donc précisément analysées à partir du recueil d'un ensemble de documents, comprenant notamment les bilans établis par les services hospitaliers et des données d'imagerie médicale (Radiographies, Echographie, Scanner, IRM).

En se basant sur la connaissance des mécanismes de blessure et des lésions induites, la cause des lésions constatées, à savoir impact direct, compression, flexion, est établie.

Par exemple, des blessures spécifiques comme les dermabrasions sont le témoin d'un mécanisme de ripage du corps sur le sol. Des lésions ligamentaires isolées relevées sur les genoux d'un piéton témoignent d'un impact d'un véhicule en phase d'accélération, alors qu'une fracture du tibia et du péroné constatées près de la cheville sont en faveur d'une phase de freinage au moment de l'impact.

Enfin les lésions sont également étudiées au regard des seuils de tolérance établis en biomécanique des chocs, que ce soit au laboratoire ou publiés dans la littérature scientifique.

6) Reconstruction numérique

L'approche numérique consiste à simuler, par ordinateur, les impacts de manière suffisamment précise pour observer la cinématique du choc et éventuellement les lésions. La méthodologie mathématique utilisée repose sur la théorie des systèmes mécaniques multicorps et l'utilisation du logiciel Madymo®. C'est ici que prend toute la valeur ajoutée de nos approches de simulation numérique par des modèles multicorps. Comme nous l'avons vu, cette théorie est suffisamment globale et paramétrable pour être adaptée à chaque cas particulier d'accident puisqu'elle permet de représenter le système avec des géométries simplifiées et de mesurer des paramètres comparables aux données recueillies sur le terrain. Toutefois, cette méthodologie, s'appuyant sur un assemblage de corps rigides, ne permet pas de reproduire la déformation des structures au cours du choc.

Par exemple, lors un choc piéton, la reconstruction numérique d'un accident réel se met tout d'abord en place par la modélisation du cas étudié. La géométrie du véhicule est alors modifiée afin de correspondre aux caractéristiques géométriques du véhicule impliqué et le modèle piéton est adapté afin que sa morphologie corresponde à celle de la victime (en appliquant un changement d'échelle sur le poids et la stature).

Différentes simulations du choc sont ensuite réalisées en faisant varier les paramètres prépondérants dans la cinématique du piéton et plus particulièrement la position de la victime au moment de l'impact ainsi que la vitesse du véhicule. Pour chacune d'elles, des critères tels que les points d'impacts, la WAD (Wrap Around Distance qui correspond à la distance d'enroulement du piéton sur le véhicule), la chute au sol ou les lésions virtuelles sont comparées aux données réelles. A la fin de ce processus itératif, la configuration retenue est celle fournissant le plus d'analogie avec les données recueillies lors de l'enquête accident.

7) Analyse finale et rapport d'expertise

Les résultats de la reconstruction cinématique et de l'analyse lésionnelle sont en dernier lieu confrontés. La compatibilité entre les hypothèses émises sur la cinématique de l'accident et les lésions constatées est vérifiée. Il s'agit en particulier de s'assurer que les mécanismes de blessures soient superposables à ceux de l'accident. La configuration la plus probable de l'accident est alors proposée.

VI Bilan de la thématique et perspectives

VI-1 Bilan

L'amélioration de la sécurité des usagers vulnérables (piétons, cyclistes, 2RM) ne peut s'envisager sans avoir recours à l'analyse des accidents réels. Il apparaît donc nécessaire de mettre au point une méthodologie générale de reconstruction numérique de ce type d'accident pour mieux comprendre les enjeux qui y sont liés. L'objectif étant de simuler plusieurs accidents, nous avons choisi une approche numérique suffisamment globale et facilement paramétrable afin d'être adaptable à chaque cas particulier. Cette approche repose sur la théorie des systèmes multicorps et sur l'utilisation du logiciel MADYMO.

La méthode utilisée pour reconstruire des accidents réels et analyser leurs déroulements repose sur le triptyque : étude « accidentologique » (Enquête Détaillée d'Accidents), simulation numérique multicorps et essais expérimentaux en grandeur nature (crash-test). Elle peut se décomposer en plusieurs étapes.

La première étape consiste à effectuer, à partir d'un accident réel suffisamment détaillé, une analyse fine de son déroulement. Pour cela nous nous sommes appuyés sur les données recueillies à Salon de Provence dans le cadre des études détaillées d'accidents (EDA). Les dossiers contiennent en particulier les informations nécessaires pour la description des conditions de choc (orientation de l'impact, traces de freinage, ...), les renseignements sur la victime (mesures anthropométriques, bilan lésionnel, ...), les points d'impact sur le véhicule (capot, pare-brise, ...). La confrontation de l'ensemble de ces données permet d'effectuer une première reconstruction de l'accident et d'émettre des hypothèses sur son déroulement: sens du parcours du piéton ou du cycliste, vitesse du véhicule, ...

L'étape suivante consiste à élaborer, pour cet accident, un modèle numérique que l'on utilisera pour la simulation du choc. Pour ce faire nous nous sommes appuyés sur un modèle multicorps que nous avons sans cesse amélioré et fait évoluer pour les besoins de notre étude. Ce modèle comprenait au départ la représentation d'un véhicule et d'un piéton puis nous l'avons décliné en une série de modèles permettant de simuler toute une multitude de configurations d'accidents piétons, cyclistes, motocyclistes, scootéristes. Pour simuler un accident réel, il faut notamment adapter la géométrie du modèle de véhicule pour qu'elle corresponde avec celle du véhicule impliqué et adapter le modèle d'être humain à la morphologie de l'accidenté.

La dernière étape consiste à réaliser différentes simulations du choc en faisant varier les paramètres prépondérants dans la cinématique: position du sujet au moment du choc, vitesse du véhicule, orientation de l'impact ... Afin de limiter le nombre de simulations, ces dernières sont réalisées autour d'une configuration de base fournie par la reconstruction de la première étape. Pour chaque simulation, des critères tels que les points de choc ou les lésions virtuelles sont comparées aux données réelles. Finalement, la configuration retenue est celle fournissant le plus d'analogie avec les données recueillies lors de l'enquête accident. Notre approche, basée sur une modélisation faisant appel aux principes de la mécanique polyarticulée, a su ainsi montrer une bonne adaptabilité et une bonne robustesse pour ce type d'étude paramétrique. Elle a en particulier permis des temps de calculs courts, par rapport à ceux nécessaires avec une approche par éléments finis et permet de simuler la globalité de l'accident c'est-à-dire du premier point d'impact jusqu'à la chute au sol. Enfin, elle offre la possibilité de mettre en place des critères d'appréciation de la reconstruction

sous la forme de fonctions d'évaluation qu'il s'agit de minimiser et qui quantifient la pertinence de la reconstruction.

Pour certains cas particuliers, cette méthode a été validée en confrontant les résultats obtenus par la simulation numérique à ceux observés lors d'un crash-test réalisé dans la configuration retenue comme étant la plus probable.

Cette recherche nous a permis d'améliorer nos connaissances sur les chocs impliquant des usagers vulnérables et plus particulièrement la cinématique, la localisation des zones d'impact ou encore les lésions occasionnées. Ces simulations permettent également d'appréhender les mécanismes de blessures et peuvent être utilisées pour l'optimisation de la géométrie des véhicules ou l'évaluation de l'efficacité de nouveaux systèmes de protection. Par ailleurs, l'analyse paramétrique permet également d'évaluer la pertinence de la réglementation au regard de la réalité.

D'une manière générale, quelques paramètres principaux jouent un rôle important dans la cinématique de ces usagers vulnérables : la position de la victime au moment de l'impact, les données anthropométriques de la victime (essentiellement la taille et le poids), la forme de la face avant du véhicule et bien sûr les vitesses des véhicules. Ces quatre paramètres définissent le point d'impact avec le bouclier de la voiture et influencent de façon importante la cinématique du choc. Ils doivent donc être considérés comme prépondérants dans toute analyse des chocs automobile-piéton/cycliste/motocycliste.

La valorisation de ces activités de simulation multicorps s'est traduite notamment par :

- une collaboration internationale effective depuis 2007 avec le CASR (Centre for Automotive Safety Research) de l'université d'Adélaïde en Australie : comparaison des modèles numériques, échange de chercheurs, publications communes, etc. A ce jour, cette collaboration se poursuit par une étude sur les systèmes de détection des piétons.
- l'application de notre méthodologie de reconstruction d'accident à des expertises judiciaires (collaboration avec l'IRCGN en particulier), activité croissante depuis 2007. Nous envisageons d'ailleurs de développer le volet expertise de cette thématique auprès des organismes judiciaires ou des assurances. En effet, ces activités prenant un essor croissant ces dernières années, il apparaît important de mettre en place des outils permettant de répondre à cette demande sans toutefois lui accorder une place prépondérante dans nos recherches.

Cette thématique impliquait au LBA une équipe de 4 personnes composée d'étudiants et d'ingénieurs. Depuis mon intégration au LMA, je continue d'avoir des activités dans ce domaine de la reconstruction de l'accident puisqu'elle est le lien fort qui unit la sécurité primaire (menée au LMA) et secondaire (menée au LBA). Ce travail s'appuie en effet sur la mise en commun de compétences dans le domaine de l'accidentologie clinique et dans celui de la biomécanique du choc.

VI-2 Perspectives

Nous souhaitons proposer dans ce chapitre quelques perspectives à nos activités dans cette thématique de la simulation multicorps.

Si l'ensemble de nos travaux a pu être appliqué à de nombreuses finalités, l'utilisation de nos modèles reste cependant limitée par son domaine de validité relativement restreint. Il apparaît en effet important notamment de pouvoir étendre ces derniers à des vitesses supérieures à 60 km/h et surtout de les valider. Toutefois, le peu d'expérience que nous avons eu à les utiliser pour des accidents réels présentant des vitesses d'impact élevées semble montrer que la validité des modèles peut être extrapolée à des vitesses supérieures.

De même, de nombreuses configurations d'accidents impliquant des usagers vulnérables n'ont pas (ou très peu) été abordées. Nous citerons notamment les accidents impliquant les enfants, qu'ils soient piétons, cyclistes ou en deux-roues motorisés. Nous n'avons pas non plus abordé le champ des accidents impliquant des poids-lourds ou des véhicules utilitaires, les accidents où le véhicule effectue une marche arrière, les accidents cycliste vs 2RM ou 2RM vs 2RM, etc. Autant de configurations qu'il serait utile d'étudier si l'on souhaite avoir une exhaustivité dans la reconstruction des accidents.

Par ailleurs, ces simulations permettent également d'appréhender les mécanismes de blessures et peuvent être utilisées pour l'optimisation de la géométrie des véhicules ou l'évaluation de l'efficacité de nouveaux systèmes de protection. L'analyse paramétrique permet également d'évaluer la pertinence de la réglementation au regard de la réalité.

Dans le domaine du choc piéton, de nouvelles configurations d'accidents impliquant des piétons percutés par des véhicules dits « piétonnisés » (c'est-à-dire répondant à la réglementation piéton) pourraient être simulées. Ces simulations permettant notamment d'évaluer la part des impacts sur le piéton attribuables au choc contre le véhicule de ceux liés à la chute au sol. Des données concernant les caractéristiques du choc du piéton contre le véhicule (angle et vitesse d'impact de la tête, sensibilité de l'impact suivant la configuration de l'accident, ...) pourraient également apporter des compléments et améliorer la réglementation piéton.

Pour le cas du cycliste, des reconstructions d'accidents se focalisant sur l'impact de la tête avec ou sans casque pourraient permettre de juger de l'efficacité de ce dernier.

Enfin, dans le domaine des deux roues-motorisés, il peut s'agir d'évaluer les niveaux de protection offerts par des vêtements. Une de nos recherches actuelles concerne d'ailleurs la simulation de chocs réels de 2RM équipés de gilets airbags afin de vérifier objectivement leurs efficacités. L'objectif final pouvant être en particulier la cotation des systèmes de protection pour le motocycliste.

EPILOGUE

Depuis mon recrutement en 1998 à l'INRETS en tant que chargé de recherche au Laboratoire de Biomécanique Appliquée, mes activités de recherche se sont effectuées dans un seul et unique cadre, celui de la sécurité passive – ou secondaire – et plus spécifiquement celui de la protection des occupants des véhicules routiers, des piétons, des cyclistes et des motocyclistes. Ils ont pour but de contribuer à la réduction des conséquences corporelles des chocs routiers.

Mes activités au LBA se sont orientées principalement vers deux thématiques :

- la modélisation géométrique du corps humain (adultes et enfants)
- la simulation numérique de l'accident de l'utilisateur vulnérable (piéton, cycliste, motocycliste) par une approche multicorps.

Mes temps passés sur chacune de ces deux thématiques étaient alors approximativement équitablement répartis. Elles impliquaient des équipes de 4 à 5 personnes chacune. Elles m'ont permis d'appréhender les différents aspects de la recherche comme la formation, la publication ou encore la gestion de projets. Pour rappel, nous énumérons ci-dessous quelques-unes des recherches marquantes que nous avons menées lors de ces 12 années pour chacune de ces deux thématiques :

Modélisation géométrique du corps humain :

- projets européens : HUMOS, HUMOS2, APROSYS, CASPER
- projets nationaux : SECUR-ENFANT, GDR Biomécanique du choc
- Thèses : S. Bidal, M. Behr, T. Hoedts, B. Sandoz, N. Bronsard, F. Coulangeat
- Post-doctorat : L. Lalys

Simulation multicorps de l'accident réel :

- projets nationaux: MONHUM, DSCR Cycliste, APPA, PROMOTO, Bicytete, ASP, COMPAR
- Thèse S. Chalandon,
- Collaboration avec l'Université d'Adélaïde,
- PFI « COPIE » et « 2RM »,
- Expertises (Judiciaires, IRCGN, ministérielle ...)

L'ensemble de ces travaux s'est effectué en collaboration avec de nombreux partenaires économiques et sociaux mais également de nombreuses personnes : chercheurs, médecins, ingénieurs, techniciens, étudiants ... provenant de disciplines variées. Si j'ai eu l'opportunité d'influer ou d'encadrer ces recherches, leurs réalisations n'auraient pas pu se concrétiser sans leurs implications, soutiens et adhésions.

Par ailleurs, la confrontation de discipline permet un enrichissement au niveau de la connaissance et ouvre sans cesse de nouvelles voies de recherches. Au cours de ces années, mes recherches m'ont permis notamment de découvrir l'environnement médical et de m'adapter au travail sur sujet d'anatomie. J'ai également collaboré étroitement avec des anatomistes et appréhendé leur langage.

Si mes recherches étaient centrées sur le domaine de la sécurité secondaire, j'ai pu également côtoyer celui de la sécurité primaire. Cela m'a permis d'apprécier la complémentarité des deux études et d'en dégager une vision globale de la sécurité routière.

Dans un souci de progression de ma carrière, je souhaitai donc étendre mon champ de connaissance à celui de la sécurité primaire en m'impliquant dans de nouveaux projets dont les thématiques portent sur ce domaine. Cela me permettrait en effet d'acquérir une double compétence sécurité primaire - sécurité secondaire afin de couvrir plus largement le champ de la sécurité routière et d'avoir la possibilité de mener une activité de transition entre les deux. L'opportunité de pouvoir intégrer le Laboratoire Mécanismes d'Accidents en 2011 et plus spécifiquement au sein de

la thématique dynamique du véhicule (où j'ai travaillé par le passé au cours de mon travail doctoral) m'offrait alors la capacité de faire évoluer ma carrière en ce sens. C'est pourquoi j'ai souhaité une mobilité du laboratoire LBA vers le LMA.

Nous décrivons dans ce qui suit l'orientation que nous avons voulu donner à nos recherches depuis 2011. Ces dernières s'articulent, là encore, autour de deux grands volets dont les thèmes sont complémentaires :

- un volet orienté comportement dynamique du véhicule dont les objectifs scientifiques sont orientés plus spécifiquement vers l'étude de l'interaction véhicule-conducteur.
- un volet axé sur la reconstruction d'accidents.

Le premier volet se présente pour moi comme une nouvelle thématique de recherche par rapport à mes activités du LBA et il vient se substituer aux travaux que je menai sur la modélisation géométrique du corps humain.

Le second, par contre, reste dans la continuité de mes activités de recherche sur la reconstruction et la simulation de l'accident. Il me permet d'assurer une transition entre les deux laboratoires et de développer un axe de recherche à l'interface entre sécurité primaire et secondaire.

Volet « Comportement dynamique du véhicule »

Ce volet comprend 3 principaux objectifs :

1) Participer aux travaux de recherche sur la dynamique du véhicule notamment dans le cadre du projet SVRAI (Sauver des Vies par le Retour d'Analyse sur Incidents). Ce projet a pour but d'équiper dans un premier temps des flottes de véhicules (n=50) d'enregistreurs embarqués permettant de détecter des incidents afin d'évaluer si des données d'incidentologie peuvent compléter les données d'accidentologie. Il est envisagé ensuite un déploiement de masse des enregistreurs sur l'ensemble du territoire national. Ce challenge sera sans nul doute le défi à relever pour les prochaines années.

2) Etendre le domaine de la dynamique du véhicule 4 roues à celui des 2 roues motorisées. Cette recherche s'articule autour de deux activités complémentaires :

- Modéliser numériquement le comportement dynamique du 2RM lors de la réalisation de manœuvres d'urgence pour simuler en particulier la perte de contrôle. La méthodologie se basera sur l'utilisation de la mécanique multicorps.
- Implémenter expérimentalement des enregistreurs embarqués sur un/des véhicule(s) à 2 roues afin de mieux appréhender le comportement réel de ces véhicules.

3) Appliquer les recherches sur le comportement dynamique du véhicule à la reconstruction d'accidents à l'interface entre sécurité primaire et secondaire. Cette thématique est en très forte interaction avec le volet « reconstruction d'accidents » décrit ci-après. Les objectifs sont doubles :

- Mieux définir les conditions de pré-crash : Il est important ici de dissocier la phase de pré-crash de la phase de choc proprement dite. Lors des travaux antérieurs menés conjointement par LMA et le LBA sur la reconstruction de cas EDA, il est apparu certaines lacunes concernant la définition précise du comportement du véhicule et celle de son occupant au moment précédent l'impact. Or ces éléments qui déterminent les conditions initiales du choc sont importants en biomécanique pour une simulation réaliste du comportement de l'individu lors d'un impact. L'association du comportement dynamique du véhicule avec celui de l'utilisateur permettrait ainsi d'améliorer les reconstructions des accidents menées conjointement par le LMA et le LBA.

- Coupler les systèmes de sécurité actifs et passifs : Le but ici sera d'optimiser les systèmes de sécurité passifs (utilisés en sécurité secondaire) par un couplage avec les systèmes de sécurité actifs (utilisés dans le cadre de la sécurité primaire). Le principe général est le suivant : anticiper le déclenchement d'un système de sécurité passif à l'aide d'un système actif. Les systèmes de sécurité passifs sont en effet conçus pour être déclenchés lors de la détection du choc. De leur côté, les systèmes actifs sont conçus initialement pour éviter un accident. Or ces derniers peuvent, dans certains cas, être capables de déterminer si le choc est probable ou plus évitable. Dans ce cas, ils peuvent être utilisés comme élément déclencheur d'un système de sécurité passif. Le déclenchement d'un système passif par anticipation pourrait ainsi permettre de mieux le configurer avant même que le choc n'ait lieu et donc de le rendre plus efficace.

Volet « Reconstruction d'accidents »

Les recherches que nous souhaitons développer dans ce cadre sont les suivantes :

1) Améliorer les techniques de reconstruction cinématique d'accident développées depuis plusieurs années au LMA par la prise en compte de nouveaux paramètres et l'implémentation de nouvelles méthodes: plan d'expérience, fonction d'évaluation, fonction d'optimisation, etc. Il s'agira ici d'améliorer les outils de reconstruction afin de permettre le calcul scientifique de la configuration la plus probable de l'accident. Cette méthodologie a été développée au LBA pour la reconstruction d'accidents impliquant essentiellement des usagers vulnérables (piétons, cyclistes et motocyclistes). L'objectif sera de l'étendre à tous types d'accidents.

2) L'exploitation des EDA à des fins de sécurité secondaire. Cette dernière manque cruellement de retours d'expériences concernant notamment le fonctionnement des systèmes de sécurité passifs dans la réalité. Or les EDA contiennent des données qui peuvent être riches d'information dans ce domaine. Il s'agira donc ici de mettre en place des outils permettant d'évaluer le comportement des systèmes de sécurité passifs existants sur le marché. Basé sur un recueil de données sur le terrain (au travers des EDA notamment), ces activités auront pour but de quantifier l'efficacité réelle de ces systèmes.

3) Assurer la continuité (avec Christophe Perrin) des activités de reconstruction des accidents véhicule/piéton, véhicule/cycliste, véhicule/2RM déjà développées entre le LMA et le LBA. Depuis plusieurs années, les deux laboratoires travaillent en commun sur la reconstruction d'accident impliquant un usager vulnérable. L'objectif ici sera de pérenniser ce travail.

En conclusion, mon intégration au sein du LMA me permet d'envisager de nouvelles voies de recherche concernant l'application des études sur le comportement dynamique du véhicule à la reconstruction d'accidents. Ce thème se substituant alors à la thématique modélisation géométrique du corps humain que je menai au LBA. Mon expérience en sécurité passive et mes futures recherches dans le cadre des activités sur la reconstruction d'accidents devrait me permettre d'assurer une transition entre les deux laboratoires (LBA et LMA) et de développer un axe de recherche à mi-chemin entre la sécurité primaire et secondaire.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- F. Alonzo, M. Nguyen, J.P. Verriest. 2004, A New Methods For The Evaluation Of The Quality Of Accident Reconstructions. INRETS
- Anderson, R., Streeter, L., Ponte, G., Van de Griend, M., Mclean, J., 2003. Vehicle Safety Standards Report, Vehicle Design and Operation for Pedestrian Protection (VSSR 1), Accident Simulations and Reconstructions. Commonwealth Department of Transport and Regional Services, Australie.
- Berg A., Burkle H, Groer M, 2000, Exemplary Investigation Of The Repeatability Of Motorcycle Crash Tests (Configuration 413 According To ISO 132232), IFZ Conference, Pp83-100.
- Boissonat JD & Geiger B, 1992, Three Dimensional Reconstruction Of Complex Shapes Based On The Delaunay Triangulation. Rapport INRIA N°1697
- Canaple B., 2001, Contribution Au Développement D'un Outil De Simulation Prédicatif Des Lésions Crânio-Encéphaliques Par Reconstruction D'accidents De La Circulation, Thèse De l'Université De Valenciennes
- Chabert L., Ghannouchi S., Cavallero C., Bonnoit J., 1996. Anatomical Study And Three-Dimensional Reconstruction Of The Belted Human Body In Seated Position. *15th ESV Conference*, Melbourne, Paper N° 96-S10-O-04.
- Cocquerez J.P., Philipp S., 1995, Analyse D'images : Filtrage Et Segmentation, Ed. Masson
- Coster M., Chermant J.L., 1989, Précis D'analyse D'images, Presse Du CNRS
- Deguchi.M. , 2006, Modeling Of A Motorcycle For Collision Simulation 18th ESV Conference, Paper N° 157
- Delingette H, 1997, General Object Reconstruction Based On Simplex Meshes. Rapport INRIA N°3111.
- Dobrin, B.P.; Viero, T.; Gabbouj, M. , 1994, Fast Watershed Algorithms: Analysis And Extensions., SPIE, Vol 2180, In Nonlinear Image Processing V, Pp 209-220.
- Ferrandez, F. & al., 1995, L'étude détaillée d'accidents orientée vers la sécurité primaire. Presses de l'école nationale des Ponts et chaussées. INRETS. Paris.
- Frey P., George P. L., 1999, Maillages. Applications Aux Eléments Finis., Hermes Science Publ., Paris.
- Ghannouchi S., Ghorbel A., Cavallero C., Bonnoit J., 1993. Anatomy Of The Seated Position : Methodologic Approach And Initial Findings. In *Surgical Radiologic Anatomy*, Vol. 15, Pp 315-319.
- Glasson E. et al., 2000, A Numerical Analysis of the Car Front End Module Regarding Pedestrian Lower Limb Safety. *Vehicle Safety*, C567/016/2000, pp. 79-91.
- Lambour, R.F., 1991, The Calculation Of Motorcycle Speeds From Sliding Distances. SAE Technical Paper No910125, 1991

- Lechner D., 1986. La reconstitution cinématique des accidents. Rapport de recherche INRETS n° 21.
- Lefloch P., 1980, Position Assise, Ischion, Et Bourse Séreuse Ischiatique. *J. Biophys. Et Méd. Nucl.* 4, 3, 155-158
- Linder, A., Douglas, C., Clark, A., Fildes, B., Yang, J., Otte, D., 2005. Mathematical simulations of real world pedestrian-vehicle collisions. *ESV conference paper 05-285.*
- Lorensen W., Cline H., 1987, Marching Cubes : A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. In *Computer Graphics*, Vol 21, N°4, Pp 163-169.
- T. Maki, J. Kajzer, K. Mizuno, Y. Sekine, 2003, Comparative analysis of vehicle-bicyclist and vehicle-pedestrian accidents in Japan, *Accident analysis and prevention*
- Mc Lundie, 2007, Investigation Of Two Wheeled Road Traffic Accidents Using FE Explicit Techniques, These De l'Université De Cranfield
- Meca, 2008, [Http://Web.Univ-Pau.Fr/~Maron/Mecanique/Ch3.Htm](http://Web.Univ-Pau.Fr/~Maron/Mecanique/Ch3.Htm)
- Medwell, C.J., Mccarthy, J.R., Shanahan, M.T., 1997, Motorcycle Slide To Stop Tests. *SAE Technical Paper No970963*, 1997
- Mizuno, Y., 1998. International Harmonized Research Activities (IHRA): status report of the pedestrian safety working group. 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Windsor, Ontario, Canada, May 31- June 4, 1998.
- Mizuno K., J. Kajzer., 2000, Head Injuries In Vehicle-Pedestrian Impact. *SAE Technical Paper*, SAE 2000 World Congress, Detroit, Michigan, Paper 2000-01-0157.
- Moser, A., Steffan, H., Kasanicky, G., 1999. The pedestrian model in PC-Crash, the introduction of a multibody system and its validation. *ASME paper #1999-01-0445.*
- Robin S., 2001, HUMOS : Human Model For Safety - A Joint Effort Towards The Development Of Refined Human-Like Car Occupant Models. *17th ESV Conference*, Amsterdam 4-7 June 2001 Proceedings, Paper N° 297, 9 P.
- Shen J., Castan S., 1992, An Optimal Linear Operator For Step Edge Detection, *CVGIP : Graphical Models And Image Processing*, 54(2), P112-133.
- Smith S., Norris B, 2004, Changes In The Body Size Of UK And US Children Over The Past Three Decades In *Ergonomics*, Vol. 47, N°11, P.1195-1207.
- Smith T., Zellner J., Rogers N. M., 2006, A Three Dimensional Analysis Of Riding Posture On Three Different Styles Of Motorcycle. *International Motorcycle Safety Conference - March 2006.*
- Snyder R., Spencer M., Owings C., Schneider L., 1975, *Physical Characteristics Of Children As Related To Death And Injury For Consumer Product Design And Use*, Michigan, 240 P.
- Snyder R., Scheider L., Owings C., Reynolds H., Golomb H., Schork A., 1977, *Anthropometry Of Infants, Children And Youths To Age 18 For Product Safety Design*, Michigan, , 648 P.

TNO Automotive, 2001, Theory manual – Madymo V6.0.

Trochu F., 1993, *A Contouring Program Based On Dual Kriging Interpolation*. Engineering And Computing, Vol9, Pp 160-177.

L. Van Rooij, K. Bhalla, M. Meissner, J. Ivarsson, J. Crandall, D. Longhitano, Y. Takahashi, Y. Dokko, Y. Kikuchi., 2003, Pedestrian Crash Reconstruction Using Multi-Body Modeling With Geometrically Detailed, Validated Vehicle Models And Advanced Pedestrian Injury Criteria. Proceedings, 18th International Technical Conference On The Enhanced Safety Of Vehicles, Paper 468.

Wittenburg J., 1977, Dynamics Of Systems Of Rigid Bodies. Teubner, Stuttgart, Allemagne.

Yang JK et al., 1993, Development and Validation of a Mathematical Breakable Leg Model, IRCOBI, p. 175-186.

J K Yang et al., 2000, A Human-Body 3D Mathematical Model for Simulation of Car-Pedestrian Impacts. Journal of Crash Prevention and Injury Control, 2(2) 131-149

Production scientifique

- articles dans des revues internationales avec comité de lecture :

The seated man : geometry acquisition and 3D reconstruction

T. SERRE, C BRUNET, F DURAND, S BIDAL, S GHANNOUCHI, M BEHR, C CAVALLERO, J. BONNOIT
Surgical and Radiologic Anatomy, 2002, Volume24, Issue 6 pp381-386

A human model for road safety: from geometrical acquisition to model validation with Radioss

M. BEHR ; P. J. ARNOUX ; T. SERRE ; S. BIDAL ; H. S. KANG ; L. THOLLON ; C. CAVALLERO ; K.
KAYVANTASH ;C. BRUNET

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Volume 6 , Issue 4, 2003, Pages 263 –
273

Detailed investigations and reconstructions of real accidents involving vulnerable road users.

T. SERRE, C. PERRIN, M. BOHN, M. LLARI, C. CAVALLERO.

Berichte der Bundesanstalt für Strassenwesen, Heft F55 (bast), 2004, pp114-124

Modeling active muscle behavior for emergency braking simulations.

M. BEHR, P.J. ARNOUX, T. SERRE, K. KAYVANTASH, C. BRUNET.

Computational fluid and solid mechanics, 2005, 60-64.

An Experimental Cadaveric Study for a Better Understanding of Blunt Traumatic Aortic Rupture

P. BAQUE, T. SERRE, N. CHEYNEL, P.J. ARNOUX, L. THOLLON, M. BEHR, C. MASSON, J. DELOTTE,
S.V. BERDAH, C. BRUNET.

Journal of Trauma, 2006, 61(3):586-591.

Tonic Finite Element Model of the Lower Limb.

M. BEHR, P.J. ARNOUX, T. SERRE, L. THOLLON, C. BRUNET.

Journal of Biomechanical Engineering, 2006, 128(2):223-228.

3D reconstruction of the diaphragm for virtual traumatology

M. BEHR, L. THOLLON, P.J. ARNOUX, T. SERRE, S.V. BERDAH, P. BAQUE, C. BRUNET.

Surgical and Radiologic Anatomy, 2006, 28(3):235-240.

Biomechanics study of the human liver during a frontal deceleration

N. CHEYNEL, T. SERRE, P.J. ARNOUX, P. BAQUE, L. BENOIT, S.V. BERDAH, C. BRUNET.

Journal of Trauma. 2006, 61(4):855-861.

Humos (Human Model for Safety) Geometry : From one specimen to the 5th and 95th percentile.

T. SERRE, K. BRUYERE, D. MITTON, T. BEKKOUR, S. BERTRAND, J.P. VERRIEST, W. SKALLI, K.
KAYVANTASH, C. BRUNET.

SAE Transactions Journal of Passengers cars: Mechanical systems, 2006:1660-1669.

Pedestrian and Bicyclists accidents: in-depth investigation, numerical simulation and experimental reconstitution with PMHS

T. SERRE, C. MASSON, C. PERRIN, S. CHALANDON, C. LLARI, C. CAVALLERO, M. PY, D. CESARI,.

International Journal of Crashworthiness, 2007, vol12, n°2, pp227-234

Liver injuries in frontal crash situations: A coupled numerical – experimental approach

P.J. ARNOUX, T. SERRE, N. CHEYNEL, L. THOLLON, M. BEHR, P. BAQUE, C. BRUNET.

International Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2008, Volume 11,
Issue 2, Pages 189 – 203

Phenomenological continuous contact-impact modelling for multi-body simulations of pedestrian-vehicle contact interactions based on experimental data

R. ANDERSON, A. LONG, T. SERRE

Non Linear Dynamics, 2009, Volume 58, Issue 1, Page 199-208.

Comparison of the biomechanical behaviour of the liver during frontal and lateral deceleration.

CHEYNEL N, SERRE T, ARNOUX P-J, ORTEGA-DEBALLON P, BENOIT L, BRUNET C.
Journal of Trauma, 2009, Volume 67, Issue 1, pp 40-44

Anthropometric characterization of spleen in children

B. COQUET, B. SANDOZ, P.H. SAVOIE, L. THOLLON, T. SERRE, C. BRUNET
Surgical and Radiologic Anatomy, 2010, Vol 32, pp25–30

Child pedestrian anthropometry: evaluation of potential impact points during a crash.

T. SERRE, L. LALYS, C. BARTOLI, A. CHRISTIA-LOTTER, G. LEONETTI, C. BRUNET.
Accident Analysis and Prevention, 2010, Vol 42 (2010) pp1943–1948.

Windscreen material characterization for multibody simulation of pedestrian head impact.

F. COULONGEAT, R. ANDERSON, A. LONG, T. SERRE.
Journal of Biological Physics and Chemistry, 2010, Vol. 9, pp203-209

Anthropometric characterization of the children liver

G. PAULEAU, B. SANDOZ, T. SERRE, L. THOLLON, C. BRUNET
Surgical and Radiologic Anatomy, 2010, DOI10.1007/s00276-010-0675-8

Posture and muscular behaviour in emergency braking: An experimental approach.

M. BEHR, G. POUMARAT, T. SERRE, PJ ARNOUX, C BRUNET,
Accident Analysis and Prevention. 2010, Vol42, Issue 3, Pages 797-801

Reproducibility of geometrical acquisition of intra-thoracic organs of children on CT Scans

F. COULONGEAT, M.S., JARRAR, T.SERRE, L.,THOLLON,
Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2011, Vol. 14, No. 8, pp 715–720

The motorcyclist impact against a light vehicle : Epidemiological, accidentological and biomechanic analysis

T. SERRE, M. LLARI, JL. MARTIN, A. MOSKAL, C. MASSON, C. PERRIN
Accident Analysis and Prevention, 2012, vol. 49, pp223– 228

Analyse biométrique et biomécanique des articulaires lombaires postérieures au sein d'une base de données scanographique

N. BRONSARD, T. SERRE, P. STACCINI, I. HOVORKA, L. THOLLON, B. PADOVANI, F. de PERETTI, M. SIGNOLI, P. TROPIANO
Morphologie (2013) vol.97, pp. 19—28

Growth characterisation of intra-thoracic organs of children on CT scans

F. COULONGEAT, M.S. JARRAR, L. THOLLON, T. SERRE
Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2013, Vol. 16, Issue 2, pp 217-221

Methodology for a global bicycle real world accidents reconstruction

N. BOURDET, C. DECK, T. SERRE, C. PERRIN, M. LLARI, R. WILLINGER
International Journal of Crashworthiness, DOI:10.1080/13588265.2013.805293, 2013

- [articles en revue nationale avec comité de lecture :](#)

Les traumatismes virtuels du foie : apport des essais expérimentaux en sollicitation dynamique et de la modélisation numérique.

C. BRUNET, T. SERRE, N. CHEYNEL, P.J. ARNOUX, L. THOLLON, C. MASSON, P. TROPIANO, S.V. BERDHA, M. DERVICHIAN, P. ALLIOT, P. ORSON, D. POITOUT.
e-memoires de l'Académie Nationale de Chirurgie, 2004, 3(1):73-82.

Simulations numériques d'accidents réels véhicule/piéton et véhicule/cycliste

T. SERRE, C. PERRIN, S. CHALANDON, J.P. DEPRIESTER, G. GINEYT, J. DEON, M. LLARI.
Revue Transport Sécurité, 2006 :53-73.

Modélisation numérique du pancréas Accidentologie virtuelle

A. ABOUKASSEM, M. LLARI, A. LABE, P.J. ARNOUX, T. SERRE, P. ALLIOT, P. ORSONI, S.V. BERDAH, V MOUTARDIER., O. EMUNGANIA, S. AGOSTINI, C. BRUNET.
Journal de l'Académie Nationale de Chirurgie, 2006, 6(1):29-35.

Évolution séculaire des dimensions anthropométriques chez des enfants français âgés de trois à 11 ans, entre 1953 et 2005.

L. LALYS, J.-C. PINEAU, T. SERRE, C. BARTOLI, G. LEONETTI
Comptes Rendus Biologies, 2012, 6p

- communications en conférences internationales à comité de sélection :

A new mathematical and computer approach to simulate vehicle dynamics

MIZZI J.P., SERRE T., DURAZ M., LECHNER D.

5th International congress EAEC (European Automobile Engineers Cooperation), 21/23 June 1995
Strasbourg

Tools to create vehicle dynamics behaviour models : The Morgan's Software

SERRE T., DURAZ M., LECHNER D., MIZZI J.P.

DSC'97 Driving Simulator Conference - ETNA TEKNEA, pp139-152, 8/9 Septembre 1997

Geometry acquisition of a car occupant anatomy

SERRE T., BASILE F., BEHR M., DURAND F., BIDAL S., BRUNET C

IRCOBI'99 (International Research Council on the Biomechanics of Impact), pp. 529-532, Barcelone 23-24
Sept 1999

3D Reconstruction of thorax and contents

DURAND F., BALANDRAUD P, THIERY G., SERRE T., MASSON C., BASILE F., CAVALLERO C., PIRRO
N., BRUNET C., BONNOIT J.

15th Congress of I.F.A.A. (International Federation of Associations of Anatomists). Rome 11-16 Septembre
1999

Finite Element Modeling of The Human Body With RADIOSS For Investigating Injury Mechanisms and Human Tolerance

DE BACKER B., KANG H.S., KAYVANTASH K., BRUNET C., SERRE T., BEHR M., BASILE F.,
WILLINGER R., BEILLAS P., LAVASTE F., ROBIN S., SONG E.

IRUC'99 (International Radioss Users Conference). Sophia-Antipolis 21-23 Juin 1999

3D Geometric acquisition of the human body in driving posture for modelling purposes

SERRE T., BIDAL S., DURAND F., BEHR M., BASILE F., BRUNET C.

Archives of physiology and biochemistry V108 (2) - p92 (2000)

A Human model for Road Safety : From geometrical acquisition to model validation with radioss

BEHR M., ARNOUX PJ, SERRE T., BIDAL S, KANG H. S., CAVALLERO C., KAYVANTASH K., BRUNET C.

Fifth international symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 31
October - 3 November 2001, Rome, Italy

3D modelisation of the lower limb skeletal muscles in driving position using splines

SERRE T., BEHR M., BIDAL S., BRUNET C.

Archives of physiology and biochemistry Vol 109 p135, Sept 2001,

Semiautomatic 3D reconstruction and meshing of organs from 2D contours

BIDAL S., SERRE T., KAYVANTASH K., FIESCHI M., BONNOIT J.

Actes du 7ème Congrès Numérisation 3D – Human Modelling, 24-25 Avril 2002 Paris – 7p – HARBOUR

Muscular activation during emergency braking: An experimental approach

BEHR M., THIERY C. POUMARAT G., SERRE T., ARNOUX P.J., BRUNET C.

XVIII^{ème} Congrès de la Société de biomécanique – Poitiers 11-12 Septembre 2003.

Archives of physiology and biochemistry, 2003, vol 111(suppl)

Improved lower limb model for car crash simulations: towards muscle integration.

BEHR M., ARNOUX P.-J., THOLLON L., SERRE T., CAVALLERO C., BRUNET C.

IX International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, Sydney, Australia, June 2003.

Towards integration of muscle tone in lower limbs subjected to impacts.

BEHR M., ARNOUX P.J., THOLLON L., SERRE T., CAVALLERO C., BRUNET C.,
IX International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, Sydney, Australia, June 2003.

From organs' 2D contours detection to biofidels finite element meshes generation.

S. BIDAL, T. SERRE, K. KAYVANTASH, C. BRUNET.
Actes du 9^{ème} Congrès Numérisation 3D - Human Modelling, Paris, 28-29 avril 2004

Set of human body meshes for road safety.

T. SERRE, A. ALLIMANT, T. BEKKOUR, L. THOLLON, K. BRUYÈRE, D. MITTON, S. BERTRAND, L. BEN REGAYA, K. KAYVANTASH, P. VEZIN, C. BRUNET, J.P. VERRIEST., W. SKALLI.
Congrès 3D Modelling, UIC, Paris, 28-29 avril 2004, 12p.

Muscle tone in FE human models for car crash simulation.

M. BEHR, P.J. ARNOUX, T. SERRE, G. POUMARAT, A. CHAMBAREL, C. BRUNET.
Archives of Physiology and Biochemistry, 2004, vol 112, p.11.

3D geometrical data on upper limb.

T. SERRE, K. BRUYERE, A. ALLIMANT, T. QUESNEL, L. BEN REGAYA.
Archives of Physiology and Biochemistry, 2004, vol 112, p.177.

Modeling active muscle behavior for emergency braking simulations.

M. BEHR, P.J. ARNOUX, T. SERRE, K. KAYVANTASH, C. BRUNET
3rd MIT Conference on computational fluid and solid mechanics, Boston, Juin 2005

Comparison of several methods for real pedestrian accident reconstruction.

J.P. DEPRIESTER, C. PERRIN, T. SERRE, S. CHALANDON.
19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). Washington June 6-9, 2005, 14p.

Upper limb anthropometry for children aged from 3 to 15 years

C. BARTOLI, L. LALYS, T. SERRE, C. BRUNET, G. LEONETTI.
World Congress of Biomechanics 2006, Munich July 29 - August 04 2006.
Résumé dans revue "Journal of Biomechanics", 2006, 39(supp1): pS79

3 and 6 years old child anthropometry and comparison with crash dummies.

T. SERRE, L. LALYS, C. BARTOLI, A. CHRISTIA-LOTTER, G. LEONETTI, C. BRUNET.
SAE International Congress "Digital Human Modeling and Engineering", Lyon, 4-6 July 2006.
Paper n°06DHM-23,

Real accidents involving vulnerable road users: comparison between in-depth investigation, numerical simulation and experimental reconstitution with PMHS.

T. SERRE, C. MASSON, C. PERRIN, S. CHALANDON, M. LLARI, C. CAVALLERO, M. PY, D. CESARI.
IRCOBI 2006, Madrid, September 20-22, 2006.

A comparative study between subsystem and global approaches for the pedestrian impact.

S. CHALANDON, T. SERRE, C. MASSON, F. MINNE, P.J. ARNOUX, C. PERRIN, P. BORDE, C. COTTE, C. BRUNET, D.CESARI.
20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), 2007: 9p.
Paper Number 07-0429.

Variation of the head impact angle during a pedestrian accident : numerical and experimental approach,

T. SERRE, C. MASSON, S. CHALANDON, D. CESARI.
XXI^{ème} congrès de la Société Internationale de Biomécanique, Taipei (Taiwan), 1-5 Juillet 2007.
Résumé dans la revue "Journal of Biomechanics", 2007, 40 (Supp2):pS88

Pedestrian-vehicle accident: analysis of 4 full scale tests with PMHS.

C. MASSON, T. SERRE, D. CESARI.
20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), 2007:
Paper 07-0428.

Determination of boundary conditions for pedestrian collision reconstructions

R. ANDERSON, A. LONG, T. SERRE, C. MASSON
International Crashworthiness Conference, Kyoto (Japon), 22-25 Juillet 2008

Comparison Between New Data On Children Anthropometry And CRS Dimensions

T. SERRE, L. LALYS, S. THOUVENIN, C. BARTOLI, G. LEONETTI, C. BRUNET
21th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), 2009:
Paper 09-0484-W, 9p

Anthropometric characterization of spleens and kidneys in children

SANDOZ, B, SAVOIE, PH, COQUET, B, THOLLON, L, SERRE T, BRUNET, C
XXIIème congrès de l'ISB (International Society of Biomechanics), 5-9 July 2009, Cape Town (South Africa)

Le choc moto/VL : analyse épidémiologique, accidentologique et biomécanique

SERRE T, LLARI M, MARTIN JL, MOSKAL A, MASSON C, PERRIN C
Actes du colloque international « Les deux-roues motorisés : nouvelles connaissances et besoins de recherche », Marseille, 5-6 Mars 2009, pp157-170

Quels moyens de protection pour le piéton en sécurité passive ?

SERRE T.
2ème colloque francophone de la Plate-Forme Intégratrice COPIE (Comportement du Piéton dans son Environnement). Lyon, 5-6 Novembre 2009, 13p

Numerical Analysis of the Impact between a PTW Rider and a Car in Different Accident Configuration

SERRE T., LLARI M.
IFMBE Proceedings, vol. 31, p. 521-524, Springer-Verlag, 2010, 6th World Congress of Biomechanics

Correlated Growth of the Intra-abdominal Child Organs

B. SANDOZ, L. THOLLON, T. SERRE
6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010), page 455-456, 2010
C.T. Lim and J.C.H. Goh (Eds.)

Adaptability of the Bicycles Dimensions to the Children Anthropometry

T. SERRE, L. LALYS
6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010), page 199, 2010
C.T. Lim and J.C.H. Goh (Eds.)

3D geometrical acquisition of a seated child trunk to create a finite element model for vehicle safety

COULONGEAT F., SERRE T., THOLLON L.
ISB 2011, Brussels, 2p

Development of a complete finite element model of a 6-year-old child for safety

COULONGEAT F., SERRE T., THOLLON L.
Conférence SimBio-M, June 20-22 2011, Marseille, 1p

Child Human modeling within EU project CASPER

WILLINGER R., MEYER F., DECK C., BEILLAS P., SERRE T., LESIRE P., JOHANSEN H., EISENACH A., YANG J.
Conférence SimBio-M, June 20-22 2011, Marseille, 1p

Analyse du choc piéton par une approche numérique multicorps : Différences entre le choc véhicule et la chute au sol

SERRE T., LLARI M., CASSAGNE J.
3ème colloque francophone de la Plate-Forme Intégratrice COPIE (Comportement du Piéton dans son Environnement). Salon de Provence, 13-14 Octobre 2011, 8p

Anthropometric data of the 3 and 6 year-old child regarding the position of the safety belt

T. SERRE, L. LALYS and S. LECOZ
1st DHM Symposium, Lyon (France), June 14-16, 2011, 7p

Relations de dépendance entre la configuration d'un accident VL-piéton et le déroulement du choc

F. COULONGEAT, T. SERRE, R. ANDERSON
4^e colloque francophone international du GERI COPIE, 20-22 Novembre 2013, p163-175, Montréal, Canada

Efficacité des équipements de protection « légers » pour les usagers de 2RM en cas de glissade

T. SERRE, C. MASSON, Y. GODIO, M. LLARI

GERI IFSTTAR "2RM", 15 pages, Bron, Octobre 2013

- participation à des ouvrages collectifs :

Le logiciel Morgan's : modélisation et simulation des systèmes mécaniques articulés

DURAZ M., SERRE T., MIZZI J.P., LECHNER D.
Rapport INRETS Outils et Méthodes n°4. Novembre 1997

Parole de chercheurs : Sur la route ... la sécurité

T. SERRE
Ed : collection de l'INRETS, pp105-107, Novembre 2005

L'anatomie humaine en position de conduite automobile: Reconstruction 3D et applications. Représentations du corps : le biologique et le vécu. Normes et normalité.

T. SERRE, C. BRUNET.
Collection épistémologie du corps. Presses universitaires de Nancy, Octobre 2006 :31-36.

3 and 6 years old child anthropometry and comparison with crash dummies.

T. SERRE, L. LALYS, C. BARTOLI, A. CHRISTIA-LOTTER, G. LEONETTI, C. BRUNET
Publié par la SAE International dans "Child anthropometry for improved vehicle occupant safety"
Edited by M.P Reed and K. Klinich, April 2010, pp 405-409

Qualité et sécurité du déplacement piéton : facteurs, enjeux et nouvelles actions

M-A. GRANIE, J-M AUBERLET, A. DOMMES, T. SERRE
Actes du 3e colloque francophone international du GERI COPIE, 13-14 Octobre 2011, Salon-de-Provence
Les Collections de l'INRETS
Mars 2012, 306p

- communications en workshop sur projets européens, en conférences nationales ou séminaires :

Modélisation et Simulation du comportement dynamique du véhicule

SERRE T.
Séminaire d'école doctorale - Université Clermont-Ferrand II. 1996

Résolution de contraintes en programmation logique : de la théorie à l'application

DAVALAN G., GUINALDO O., IMBERT J.L., MAINGUET P., SERRE T. et SINGER N. - CNRIUT
Modélisation et Simulation - Editions L'Harmattan - pp59-72. Mai 1998

L'anatomie du troisième millénaire

DURAND F., CHAMPSAUR P., SERRE T., BALANDRAUD P., THIERY G.; BIDAL S., MASSON C., BASILE F., BEHR M., PY M., CAVALLERO C., PIRRO N., BRUNET C., BONNOIT J.
Centenaire de l'Association des Morphologistes. Paris 7 Mai 1999

Développement d'une tête physique déformable en stéréolithographie : applications au choc automobile

DELILLE C., DRAZETIC P., MARKIEWICZ E., CANAPLE B., MASSON C., SERRE T., BONNOIT J., CESARI D.
Congrès CNRIUT 2000, Bourges 14-16 Juin 2000, Tome 1 pp367-380

Reconstruction tridimensionnelle de l'abdomen au niveau mésocolique : comparaisons anatomo-radiologiques. Effet de la position assise.

BALANDRAUD P., DURAND F., THIERY G., CHAMPSAUR P., MASSON C., SERRE T., CAVALLERO C., BRUNET C., BONNOIT J.
82^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes. Dijon 1-3 Juin 2000

Reconstruction 3D du médiastin : confrontation position assise - décubitus dorsal

THIERY G., DURAND F., BALANDRAUD P., CHAMPSAUR P., MASSON C., SERRE T., CAVALLERO C., BRUNET C., BONNOIT J.
82^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes. Dijon 1-3 Juin 2000

Anatomie de l'homme en position assise

BONNOIT J., GHANNOUCHI S., BRUNET C., CAVALLERO C., SERRE T.
82^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes. Dijon 1-3 Juin 2000

Un modèle numérique de l'être humain pour la sécurité routière : de l'Acquisition géométrique à la validation

SERRE T., ARNOUX P.J., BEHR M., BIDAL S., KANG H. S., CAVALLERO C., KAYVANTASH K., BONNOIT J., BRUNET C.

Actes du 84^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes, 8-11 mai 2002 Sousse – Tunisie – p37

Reconstruction 3D et maillage automatique: méthodologie et applications dans le domaine de l'anatomie

BIDAL S., BEHR M., THOLLON L., ARNOUX P.J., SERRE T., BAQUE P., BONNOIT J., BRUNET C.

Actes du 84^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes, 8-11 mai 2002 Sousse – Tunisie – p83

Un nouvel outil pour l'étude du système musculo-squelettique : application au membre pelvien.

M. BEHR, P.J. ARNOUX, T. SERRE, C. BRUNET.

Communication sur poster : 86^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes, Amiens, 20-22 mai 2004.

Résumé publié dans « Morphologie » (bulletin de l'association des morphologistes), Vol 88 - N° 281 - Juillet 2004, p. 99-100, © Masson, Paris, 2004

Advanced simulation tool to study muscle coordination of the lower limbs

M. BEHR, P.J. ARNOUX, T. SERRE, A. CHAMBAREL, C. BRUNET.

The first Congress on Men's Health Medicine, Paris, 5-8 avril 2004

Modélisation du foie et applications en traumatologie.

C. BRUNET, N. PIRRO, N. CHEYNEL, T. SERRE, P.J. ARNOUX.

Communication orale : 86^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes, Amiens, 20-22 mai 2004.

Résumé publié dans « Morphologie » (bulletin de l'association des morphologistes), Vol 88 - N° 281 - Juillet 2004, p. 83 – 84, © Masson, Paris, 2004

Modélisation géométrique personnalisable du membre pelvien.

T. SERRE, L. BEN REGAYA, A. ALLIMANT, J.-F. GONZALEZ, C. BRUNET.

Communication sur poster : 86^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes, Amiens, 20-22 mai 2004.

Résumé publié dans « Morphologie » (bulletin de l'association des morphologistes), Vol 88 - N° 281 - Juillet 2004, p.99, © Masson, Paris, 2004

Comportement au choc et ruptures de structures squelettiques humaines.

P. CHABRAND, P. DRAZETIC, C. MASSON, M. PITHIOUX, T. SERRE, D. SUBIT, J.P. VERRIEST.

Colloque National MECAMAT. Aussois, 2005.

Biomécanique du foie en décélération frontale brutale: étude expérimentale sur corps donnés à la science et simulation numérique.

CHEYNEL N, SERRE T, ARNOUX PJ, BAQUE P, BENOIT L, BRUNET C

107ème Congrès de l'association Française de Chirurgie, Paris, Septembre 2005.

Résumé in : Annales de chirurgie 2005 ;130 :514

Anthropométrie du membre supérieur de l'enfant de 3 à 15 ans

C. BARTOLI, L. LALYS, T. SERRE, C. BRUNET, G. LEONETTI.

Séminaire des doctorants EDSE, 21 Mars 2006.

Vers une mesure in situ de la variation de pression intra abdominale au cours d'un accident de la route : apport de la modélisation numérique

M. BEHR, P.J. ARNOUX, L. THOLLON, T. SERRE, C. BRUNET.

Communication orale au 88^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes, Nantes, 11-13 mai 2006.

Résumé dans revue "Morphologie" (bulletin de l'association des morphologistes) 2006, 90(289):p79

L'homme et l'accident : comprendre les traumatismes pour mieux les protéger.

M. BEHR, P.J. ARNOUX, L. THOLLON, M. LLARI, T. SERRE, C MASSON, C. BRUNET,

Communication, 10^{ème} biennale Internationale du film et du multimédia médical, Amiens, 13 septembre 2006

Analyse Biomécanique du foie, lors des décélération frontales et latérales : Etude expérimentale sur cadavres et simulation numérique.

N. CHEYNEL, T. SERRE, P.J. ARNOUX, P. BAQUE, P. TROUILLOUD, C. BRUNET.

Communication orale au 88^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes, Nantes, 11-13 mai 2006.

Résumé dans revue "Morphologie" (bulletin de l'association des morphologistes) 2006, 90(289):p67.

Biomécanique et simulation des lésions du foie.

N. CHEYNEL, T. SERRE, P.J. ARNOUX, C. MASSON, P. TROUILLOUD, C. BRUNET.
Journées de Chirurgie, Dijon 13&14 Avril 2006

Anthropométrie de la rate et corrélations statistiques.

T. SERRE, M. BEHR, R. GRIMA, C. BRUNET.

Communication sur Poster au 88^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes, Nantes, 11-13 mai 2006.
Résumé dans revue "Morphologie" (bulletin de l'association des morphologistes) 2006, 90(289):p109.

Epidémiologie et physiopathologie des lésions hépatiques lors des accidents de la route

N. CHEYNEL, T. SERRE, P.J. ARNOUX, T. BINGURT, P. TROUILLOUD, C. BRUNET.
12^{ème} forum Jeunes Chercheurs, Besançon, 8-9 Juin 2006

Développement d'un modèle numérique de genou pour l'étude et l'analyse du choc piéton approche hybride.

S. CHALANDON, P.J. ARNOUX, T. SERRE, C. BRUNET.

89^{ème} congrès de l'association des morphologistes, Limoges, Juin 2007.

Comparaison de la sollicitation du foie lors d'un choc frontal ou latéral.

N. CHEYNEL, T. SERRE, P.J. ARNOUX, O. TROST, P. TROUILLOUD, C. BRUNET.
89^{ème} congrès de l'association des morphologistes, Limoges, Juin 2007.

Etude somatométrique des individus immatures : approches méthodologiques et données nouvelles.

L. LALYS, T. SERRE, C. BARTOLI, A. CHRISTIA, C. BRUNET, G. LEONETTI

14^{ème} colloque de la Société de Biométrie Humaine, Paris, 14-16 Novembre 2007

Analyse et comparaison de nouvelles données somatométriques chez les individus immatures

L. LALYS, T. SERRE, C. BARTOLI, A. CHRISTIA, C. BRUNET, G. LEONETTI

1833^e Journées de la Société d'Anthropologie de Paris – Marseille, 23-25 Janvier 2008

Cartographie des épaisseurs corticales au niveau du col fémoral

T. SERRE, M. RADI, M. PANUEL, C. BRUNET

90^{ème} congrès de l'association des morphologistes, 2008, 1p, Bordeaux

L'Homme virtuel en accidentologie : développement de modèles numériques personnalisés basés sur des données anthropométriques

THOLLON L., SERRE T., LALYS L., BRUNET C.

Bulletins et mémoires de la Société d'Anthropologie de Paris, num.spécial, t20, 2008

Analyse d'une base de données de 800 casques cyclistes endommagés

T. SERRE

Journée spécialisée « vélo et casque », Bron, 28 Mai 2009, Rapport UMRESTTE n°0908, 4p

Croissance du volume de la rate chez l'enfant

COQUET B., SERRE T., SANDOZ B., JARRAR M.S., THOLLON L., SAVOIE P.H., BRUNET C.

23^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes, Université Catholique de Louvain, Bruxelles, 21-23 Mai 2009

Bicytête. Sécurité des usagers vulnérables

BOURDET, N., DECK, C., WILLINGER, R., PERRIN, C., SERRE, T.

Séminaire de valorisation du GO2 du PREDIT 4, 10 mars 2010, Paris, France.

Biomorphologie des articulations intervertébrales lombaires postérieures

N. BRONSARD, I. HOVORKA, L. THOLLON, T. SERRE, P. TROPIANO, O. DUTOUR

Congrès de l'école doctorale de Nice, 29 Avril 2010

Traumatologie chez l'utilisateur du deux-roues motorisés

T. SERRE, L. THOLLON, C. MASSON, Y. GODIO, M. LLARI, C. BRUNET

Symposium de traumatologie orthopédique et traitements des patients ostéoporotiques "du comprimé au bistouri", Marseille, 10-11 Juin 2010

Collaboration between IFSTTAR and University of Adelaide – Current progress

T. SERRE, R. ANDERSON
Australian French Symposium on Transportation Research, Brisbane 19-20/09/2011

Construction d'une base de données d'incidents

T. SERRE
GERI Bases de Données pour la Recherche en Sécurité Routière, Marne la Vallée - 2 Décembre 2011

EDAVUL : Étude Détaillée d'Accidents impliquant des Véhicules Utilitaires Légers

C. COQUELET, C. NAUDE, M. PANNETIER, C. PARRAUD, C. PERRIN, T. SERRE
GERI Patrick Hamelin « Risque Routier en lien avec le Travail » – Paris, 31 janvier 2012

- Conférences invitées :

La biomécanique appliquée à la sécurité routière

T. SERRE
Union des maires des Bouches du Rhône - 07/12/2000

Le concept de modèle : les moyens techniques, éléments finis

T. SERRE
84^{ème} Congrès de l'Association des Morphologistes, 8-11 mai 2002 Sousse – Tunisie

La reconstruction d'accident réel et la biomécanique

T. SERRE, C. BRUNET
Conférencier invité en Hongrie à l'université technologique et économique de Budapest, 2004.

Recherche en biomécanique des chocs abdominaux, apport de l'ordinateur : l'homme virtuel.

T. SERRE, P.J. ARNOUX, C. MASSON, M. BEHR, L. THOLLON, N. CHEYNEL, C. BRUNET.
Journées de Chirurgie, Dijon 13&14 Avril 2006

La biomécanique des lésions graves.

T. SERRE
Conférence invitée, 2^{ème} colloque du service de santé et de secours médical de la Haute-Vienne :
« accidentologie et traumatologie routière », Limoges, Jeudi 18 Octobre 2007.

La traumatologie de l'occupant du véhicule et de l'utilisateur vulnérable

SERRE T.
Les journées de l'Union Fédérale des Ostéopathes de France, 15 Mai 2009

Le choc motocycliste: analyse biomécanique et protection par un gilet airbag

T. SERRE, C. MASSON
Forum technique sur les deux-roues motorisés
Dôle, 4 novembre 2010

Novel bicycle helmets optimization method

DECK C, BOURDET N, SERRE T, PERRIN C, LLARI M, GALLEGO A, CARREIRA RP, WILLINGER R,
5th Oxyane Research Symposium, Lille 4th April 2012

Le choc motocycliste: analyse biomécanique et protection par un gilet airbag

T. SERRE
Journée d'information de la SRA (Sécurité et Réparation Automobile) sur la « Sécurité routière et technologie automobile »
Paris, 2012

- publications de vulgarisation :

CD-ROM : Le corps Humain en position de conduite automobile

J. BONNOIT, T. SERRE, C. BRUNET, F. BASILE, M. BEHR, F. DURAND, C. CAVALLERO, S. BIDAL, P. BALANDRAUD, G. THIERY, M. PY, S. GHANNOUCHI, L. CHABERT
Festival du virtuel, Amiens 22/24 Avril 1999 : réalisation complète du CDROM sous la forme d'un film d'animation.

L'homme virtuel en position de conduite automobile : crash-test en ordinateur

SERRE T., BRUNET C.
La lettre de l'université de la Méditerranée, n°74 décembre2002/janvier 2003

- **HUMOS2, L'homme virtuel des crash-tests.**
T. SERRE, P. CHAVET.
La lettre de l'Université de la Méditerranée, Numéro 105, pp27-28, Mars 2006.
- La revue parlementaire, numéro spécial « Marseille, une métropole en mouvement », p45, Août 2007

Promoto : un gilet airbag pour les motocyclistes

T. SERRE, L. THOLLON

Revue Axes n°39, Septembre 2008, p4-5

- « **Promoto : un airbag pour les deux-roues motorisés** »

T. SERRE, L. THOLLON

la Lettre du PREDIT n° 20, Mars 2010, p6

- **L'IFSTTAR prépare la route du futur**

N. HAUTIERE, T. SERRE, S. GLASER

Dossier du magazine Trajectoire (édition de l'IFSTTAR)

Octobre 2011, n°1, p5-7

- **Le piéton : un objet de recherche à part entière**

JM AUBERLET, MA GRANIE, A DOMMES, T. SERRE, C. MASSON

Dossier du magazine Trajectoire (édition de l'IFSTTAR)

Mars 2012, n°2, p5-7

- Conférences dans le cadre de la « Sciences en Fête », Salon de Provence, Atrium
 - La tolérance du corps humain au cours d'un accident de la route. (2004)
 - Les crash-tests automobiles : de la mesure électronique à la traumatologie (2005)
 - Les crash-tests automobiles : réalisation technique et analyse en traumatologie (2006)
 - Les mathématiques et la physique du baccalauréat au service de la sécurité automobile (2007)
 - De la notion de capteur à son application dans les crash-tests (2007)
- Participation à la « fête de la science » depuis 2002 : stand INRETS/IFSTTAR, relations avec des scolaires
- Intervention dans les médias :
 - télévisés : TF1, France 2, France 3, Arte, M6, Canal+
 - radios : France bleu, Dialogue
 - journaux : Micro Hebdo, PH Mag, ça m'intéresse, La Provence, l'Equipe, L'Argus de l'automobile, La Croix, ...

- Brevets, dépôts de logiciels, applications industrielles ou opérationnelles:

- Dépôt de logiciel : « Morgan's : outil de conception et de simulation des systèmes mécaniques multicorps » - dossier enregistré au C.N.I.S.F sous le n° 13310. (Avril 1995)
- Logiciel de reconstruction tridimensionnelle d'éléments anatomiques et de génération automatique de maillages éléments finis optimisés. Outil commercialisé par la société ALTAIR dans la gamme de produit « HyperWorks » (2007)
- Logiciel de transformation d'un maillage existant en une géométrie personnalisée (« scaling tool»). Outil commercialisé par la société ALTAIR dans la gamme de produit « HyperWorks » (2008)

- Rapports de recherche:

Modélisation de la phase post-collision lors d'un accident

SERRE T.

Rapport de 2^{ème} année d'école d'ingénieur - INRETS. Juin 92

Développement d'un outil d'investigation du comportement dynamique d'un véhicule routier
SERRE T.
Rapport de DEA - INRETS. Juin 93

Deliverable of Task2.1 : Geometrical acquisition of a seated man
SERRE T., BIDAL S., BRUNET C.
Rapport final projet européen HUMOS (ref. 2MAR/000503/E1/DA), 36p. 2000

Deliverable of Task2.4 : Significant parameters
SERRE T., BIDAL S., BRUNET C.
Rapport final projet européen HUMOS (ref. 2MAR/010910/E1/DA), 9p.2001

Development of a set of human models for safety 2: Deliverable D01 "Geometry Acquisition"
T. SERRE, A ALLIMANT, D.MITTON, S. BERTRAND, K. BRUYERE
HUMOS2 project, report n 1MED-040202-E1-DD, 10 June 2004, 66 pages

Development of a set of human models for safety 2: Deliverable D02 "Main parameters defining the external and internal human body geometry."
T. SERRE, A ALLIMANT, D.MITTON, S. BERTRAND, K. BRUYERE
HUMOS2 project, report n1SER-040209-E1-DB1, 20 June 2004, 51 pages

Scaling of an existing mesh onto personalised geometry Deliverable D03.
T. SERRE, T. BEKKOUR.
HUMOS2 project, report n1MED-050315-E1-DB, July 2005, 49 pages, 2005

Public Awareness Campaign.
P.J. ARNOUX, S. BRUNET, T. SERRE
Advanced Passive Safety Network : WP6 APSN D31 & D56, 2005

Safety aspects in school programmes across Europe – state of the art report.
T. SERRE, P.J. ARNOUX
Advanced Passive Safety Network (project n°TNE3–CT–2003–506257) – Deliverable D30a, 2005

Le choc automobile / cycliste – similitude avec le choc automobile / piéton
T. SERRE, C. MASSON, C. CAVALLERO, M. PY, J. CARDOT, P.J. ARNOUX, M. LLARI, C. PERRIN, C. BRUNET.
Convention DSCR/INRETS n°0270028, 121 pages, 2005

Organs Interaction.
T. SERRE, N. CHEYNEL, P.J. ARNOUX, C. BRUNET
HUMOS2 Project, report no 3MED-050225-E1-DB, , 49 pages, July 2005

Amélioration de la protection des piétons en cas d'accident
D. CESARI, P.J. ARNOUX, P. BORDE, F. CASSAN, S. CHALANDON, J.L. MARTIN, C. MASSON, F. MINNE, T. HERMITTE, C. PERRIN, T. SERRE, S. SJOONEKINDT, H. VALLEE
Rapport final sur convention DSCR/INRETS n°SU03000403, 296 pages, Janvier 2007

Updated tools for meshing, scaling and positioning HUMOS2 models.
T. SERRE et al.
APROSYS Project, Deliverable D5.3.1. 2007.

HUMOS2 model mesh upgrades,
T. SERRE Et al.
APROSYS Project, Deliverable D5.3.2, 2007

Geometry scaling for child model development.
T. SERRE
APROSYS Project, Deliverable D5.3.11, 2007.

Evaluating methodology in assessing the education and training efficacy including its promotion and controls.

T. SERRE, S. BRUNET

Advanced Passive Safety Network (project nTNE3CT2003506257) - Deliverable D101, 36p, 2007

Outil logiciel de représentation 3D des déformations thoraco-abdominale mesurées par le sous-vêtement

BEHR M., SERRE T., GODIO Y.

Rapport final du projet CAPHYTEX, 15 pages, 2008

Projet « PROMOTO » Amélioration de la Protection des Motocyclistes par un gilet avec Airbag Intégré

T. SERRE, L. THOLLON, D. CESARI, J.L. MARTIN, C. MASSON, C. PERRIN, A. MOSKAL, Y. GODIO, M. LLARI, S. BIDAL, F. DUFOUR

Rapport final sur convention Predit, 2009, 88p.

Anthropometric definition of the 1, 3 and 6 years old children

T. SERRE, L. LALYS, A. EISENACH

CASPER Project, Technical report, 2010, 10p

Securité de l'enfant usager des transports : amélioration de la biofidélité des modèles numériques

SKALLI W, CAMPANA S., SERRE T., BERMOND F, BRUYERE K, COULONGEAT F., LAPORTE S., MITTON D., SANDOZ B., THOLLON L.

Rapport final du projet ANR « Secur-enfant », 2010, 123p

Analyse de casques accidentés

SERRE T.

Livable L1.4 du projet « Bicytete », convention MEDDM/PREDIT, 2010, 14p

Simulation de la cinématique du cycliste

SERRE T., LLARI M., SOUCHAY G., DAMPFHOFFER R.

Livable L1.3 du projet « Bicytete », convention MEDDM/PREDIT, 2010, 71p

Transport d'enfants sur deux roues en milieu urbain

T. SERRE, C. MASSON

Rapport d'expertise pour la Commission de la Sécurité des Consommateurs (Requête CSC n° : 08-025A)

Octobre 2010, 36p

Child external and internal geometry for modelling purposes

T. SERRE, L. LALYS, S. LE COZ, A. EISENACH, S. LOCHNER, W. HELL

Deliverable D 2.2.1 of the European CASPER project (CHILD ADVANCED SAFETY PROJECT FOR EUROPEAN ROADS, Grant Agreement number: 218564)

11 October 2010, 35p

Les équipements de protection légers pour les usagers des deux-roues motorisés.

T. SERRE, C. MASSON, Y. GODIO, M. LLARI, M. PY, C. REGNIER.

Rapport final de l'étude complémentaire du Projet COMPAR (Les comportements et leurs déterminants dans l'accidentalité des deux-roues motorisés)

Rapport de convention IFSTTAR/DSCR, subvention n° 0007202

Octobre 2011, 42p

Logiciel embarqué initial des EMMA2 en phase 1

C. NAUDE, D. LECHNER, S. CHAUVET, T. SERRE

Livable 2S1 du projet S_VRAI (Sauver des Vies par le Retour d'Analyse sur Incidents), Convention de subvention DSCR/CERTU/IFSTTAR n°7624

Décembre 2011, 22p

Présentation de l'architecture initiale d'exploitation des données

C. NAUDE, D. LECHNER, T. SERRE

Livable 7A1 du projet S_VRAI (Sauver des Vies par le Retour d'Analyse sur Incidents), Convention de subvention DSCR/CERTU/IFSTTAR n°7624

Décembre 2011, 23p

Description des exploitations thématiques de S_VRAI

T. SERRE, C. NAUDE, D. LECHNER, V. LEDOUX, M-M LE MARC, E. VIOLETTE, P. SUBIRATS, F. CONCHE, S. BORDEL, C. EYSSARTIER, B. RODARY

Livrable 6A1 du projet S_VRAI (Sauver des Vies par le Retour d'Analyse sur Incidents), Convention de subvention DSCR/CERTU/IFSTTAR n°7624

Janvier 2012, 47p

Reconstruction numérique de l'accident piéton – Evaluation de la chute au sol.

SERRE T., LLARI M., CASSAGNE J., BOURDET N., WILLINGER R.

Livrable de la tâche 2.1 du projet ASP (Amélioration de la Sécurité du piéton (projet Fondation Sécurité Routière)

Juillet 2012, 120p

EDAVUL - Études Détaillées d'Accidents impliquant des Véhicules Utilitaires Légers

T. SERRE, C. PERRIN, C. COQUELET, M. BEAUFORT, M. DUBOIS-LOUNIS, J. MAGNIN, C. NAUDE, M. PANNETIER

Rapport final de convention DSCR, 61 pages, Juillet 2013

Rapports d'expertises judiciaires :

Environ 30 rapports d'expertises judiciaires ont été produits depuis 2007 mais le caractère confidentiel lié à ces rapports ne permet pas de les citer ici.

Publications significatives

Thématique 1: Modélisation géométrique du corps humain

The seated man : geometry acquisition and 3D reconstruction

T. SERRE, C BRUNET, F DURAND, S BIDAL, S GHANNOUCHI, M BEHR, C CAVALLERO, J. BONNOIT
Surgical and Radiologic Anatomy, 2002, Volume24, Issue 6 pp381-386

Humos (Human Model for Safety) Geometry : From one specimen to the 5th and 95th percentile.

T. SERRE, K. BRUYERE, D. MITTON, T. BEKKOUR, S. BERTRAND, J.P. VERRIEST, W. SKALLI, K. KAYVANTASH, C. BRUNET.

SAE Transactions Journal of Passengers cars: Mechanical systems, 2006:1660-1669.

Child pedestrian anthropometry: evaluation of potential impact points during a crash.

T. SERRE, L. LALYS, C. BARTOLI, A. CHRISTIA-LOTTER, G. LEONETTI, C. BRUNET.

Accident Analysis and Prevention, 2010, Vol 42 (2010) pp1943–1948.

Thématique 2: Simulation numérique de l'accident routier de l'utilisateur vulnérable

Pedestrian and Bicyclists accidents: in-depth investigation, numerical simulation and experimental reconstitution with PMHS

T. SERRE, C. MASSON, C. PERRIN, S. CHALANDON, C. LLARI, C. CAVALLERO, M. PY, D. CESARI,.
International Journal of Crashworthiness, 2007, vol12, n°2, pp227-234

Phenomenological continuous contact-impact modelling for multi-body simulations of pedestrian-vehicle contact interactions based on experimental data

R. ANDERSON, A. LONG, T. SERRE

Non Linear Dynamics, 2009, Volume 58, Issue 1, Page 199-208.

The motorcyclist impact against a light vehicle : Epidemiological, accidentological and biomechanic analysis

T. SERRE, M. LLARI, JL. MARTIN, A. MOSKAL, C. MASSON, C. PERRIN

Accident Analysis and Prevention, 2012, vol. 49, pp223– 228