



HAL
open science

Comportement biomécanique des usagers des transports lors de chargements rapides ex vivo et in vivo

François Bermond

► **To cite this version:**

François Bermond. Comportement biomécanique des usagers des transports lors de chargements rapides ex vivo et in vivo. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard Lyon 1, 2015. tel-01352863

HAL Id: tel-01352863

<https://hal.science/tel-01352863>

Submitted on 26 Mar 2024

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.

HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES

Comportement biomécanique des usagers des transports lors de chargements rapides *ex vivo* et *in vivo*

Présentée le 29 mai 2015

Devant l'Université Claude Bernard - Lyon 1

Par

François BERMOND

Chargé de Recherche

Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, LBMC UMR_T 9406

Institut Français des Sciences et Technologies des Transports de l'Aménagement et des Réseaux,
Ifsttar, F-69500 Bron

Université Claude Bernard - Lyon 1, F-69008 Lyon

Composition du jury :

M. Pascal DRAZETIC	Professeur des Universités (Université Valenciennes / CNRS)	Rapporteur
M. Philippe ROUCH	Professeur des Universités (Arts et Métiers ParisTech)	Rapporteur
M. Rémy WILLINGER	Professeur des Universités (Université Strasbourg)	Rapporteur
Mme Martine PITHIOUX	Chargée de Recherche HDR (Université Aix Marseille / CNRS)	Examineur
M. Pascal SWIDER	Professeur des Universités (Université Toulouse III / CNRS)	Examineur
M. Éric JACQUELIN	Professeur des Universités (Université Lyon 1 / Ifsttar)	Examineur
M. Philippe VEZIN	Directeur de Recherche (Université Lyon 1 / Ifsttar)	Examineur

Fiche bibliographique

1- UR (1^{er} auteur) Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des chocs	2- Ifsttar LBMC
4- Titre Comportement biomécanique des usagers des transports lors de chargements rapides <i>ex vivo</i> et <i>in vivo</i>	
5- Sous-titre Rapport d'Habilitation à Diriger des Recherches	6- Langue Français
7- Auteur(s) François Bermond	8- Date de publication 29 mai 2015
9- Résumé <p>Ce mémoire constitue une synthèse des travaux de recherche que j'ai menés à l'Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité (Inrets) puis à l'Institut Français des Sciences et Technologies des Transports de l'Aménagement et des Réseaux (Ifsttar) au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) depuis janvier 1991. Ils portent essentiellement sur la biomécanique des chocs appliquée à la sécurité passive pour améliorer la protection des usagers des transports routiers. J'ai appliqué mes compétences pour l'évaluation des mannequins de choc. J'ai contribué à apporter des connaissances en biomécanique grâce à des expérimentations sur des corps entiers légués à la science (<i>ex vivo</i>) et sur des pièces anatomiques (côtes, cartilage costal...). Ces expérimentations m'ont permis l'acquisition de résultats en tolérance humaine au choc. J'ai complété ces expérimentations sur corps légués à la science par des observations sur des sujets volontaires <i>in vivo</i> à des niveaux de sollicitations infra lésionnelles, après approbation par les comités d'éthique et de protection des personnes. Ce document synthétise mes travaux qui visent à apporter de nouvelles connaissances en biomécanique des chocs. Ils sont nécessaires pour l'élaboration des normes françaises et internationales, des Directives Européennes, des règlements internationaux, et contribue in fine à l'amélioration de la sécurité routière. Ils contribueront aussi à faire le lien entre le comportement biomécanique <i>ex vivo</i> et <i>in vivo</i> des usagers des transports lors de chargements rapides.</p>	
10- Mots clés Protection usager des transports, Biomécanique des chocs, Corps humain, Critère blessure, Mannequin d'essai de chocs, Expérimentation, Modélisation mathématique, Simulation numérique	

*À Pascale, mon épouse
Et à nos enfants*

Remerciements

Je tiens à remercier sincèrement :

Les membres du jury, en particulier,

Pascal Drazétic, Professeur des Universités, LAMIH, UMR 8201 – CNRS / Université de Valenciennes,

Philippe Rouch, Professeur des Universités, LBM / Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech,

Rémy Willinger, Professeur des Universités, Institut de Mécanique des fluides et des Solides, Université de Strasbourg,

pour avoir accepté d'être rapporteur ;

Martine Pithioux, Chargée de Recherche – HDR, ISM, UMR 7287- CNRS / Université Aix Marseille,

Pascal Swider, Professeur des Universités, IMF, UMR 5502 - CNRS / Université de Toulouse III,

Éric Jacquelin, Professeur des Universités, LBMC, UMR_T9406, Université Lyon 1 / Ifsttar,

Philippe Vezin, Directeur de Recherche, LBMC, UMR_T9406, Université Lyon 1 / Ifsttar,

pour avoir accepté de participer à ce jury.

Les Directeurs successifs du Laboratoire, **Dominique Césari**, **Maryvonne Dejeammes**, **Jean-Pierre Verriest** et **Philippe Vezin** pour m'avoir accueilli dans le Laboratoire et permis de mener ces travaux.

Les responsables successifs de l'équipe biomécanique des chocs, **Michelle Ramet**, **Karine Bruyère-Garnier** et **David Mitton**, pour leurs encouragements, aides et soutiens qui m'ont conduit à cette HDR.

Laurence Chèze, Professeur des Universités, LBMC, UMR_T9406 UCBL Ifsttar, pour son aide et pour la relecture de ce document.

Martine Eckert, **Arnaud Malak**, **Baptiste Sandoz**, **David Poulard**, **Yumin Zhu** et **Romain Desbats** qui reconnaîtront dans ce manuscrit leur travail de thèse.

Les étudiantes et les étudiants, en Master, en DEA, en DESS ou en stage qualifiant et diplômant, et les personnes à contrat à durée déterminée qui ont participé à ces travaux.

Les membres du Laboratoire, en poste ou partis vers d'autres challenges professionnels ou personnels qui ont permis l'avancée de ces travaux et pour la bonne réalisation des essais.

Les sujets volontaires et les personnes qui ont fait don de leur corps à la science.

Les personnes qui ont travaillé avec moi lors des projets et qui ont contribué indirectement à cette HDR.

L'Union Européenne, l'Etat Français et les industriels, pour avoir supporté financièrement ces travaux.

Merci aussi et avec mes excuses à celles et ceux qui pourraient se sentir injustement, mais bien involontairement, oubliés dans ces remerciements.

Ces travaux sont issus d'un véritable travail d'équipe où tout le monde a contribué avec motivation.

Table des matières

FIGURES	1
TABLEAUX	3
GLOSSAIRE	5
SYNTHESE	11
PREAMBULE	13
1. INTRODUCTION GENERALE	15
1.1. ACCIDENTS DE LA CIRCULATION.....	15
1.2. ACCIDENTOLOGIE	17
1.3. SECURITE ROUTIERE	17
1.4. PROBLEMATIQUE	19
2. PROTECTION DE L'ADULTE STANDARD	25
2.1. INTRODUCTION - PROTECTION ADULTE STANDARD.....	25
2.2. PROTECTION LOCALISEE A UN SEGMENT.....	27
2.3. PROTECTION GLOBALE ADULTE STANDARD.....	41
2.4. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES - PROTECTION ADULTE STANDARD	44
3. PROTECTION DE L'USAGER ATYPIQUE	51
3.1. INTRODUCTION - PROTECTION USAGER ATYPIQUE	51
3.2. PROTECTION ENFANT.....	51
3.3. PROTECTION PERSONNE AGEE.....	58
3.4. PROTECTION ADULTE AUX PLACES ARRIERE.....	62
3.5. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES - PROTECTION USAGER ATYPIQUE.....	66
4. CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES	73
4.1. CONCLUSION GENERALE.....	73
4.2. RESUME DES PRINCIPALES CONTRIBUTIONS	74
4.3. PERSPECTIVES	75
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	77
ANNEXE 1 : CURRICULUM VITAE DETAILLE	83
A1.1. ETAT CIVIL.....	83
A1.2. FORMATION, DIPLOME, TITRE	83
A1.3. POSITIONS SUCCESSIVES DEPUIS 1990	84
A1.4. EXPERT ET MEMBRE DE COMMISSIONS SCIENTIFIQUES	84
A1.5. ACTIVITES D'ENSEIGNEMENT	100
A1.6. AUTRES ACTIVITES SCIENTIFIQUES	100
A1.7. PARCOURS DE 1979 A 1989.....	101
ANNEXE 2 : IMPLICATION DANS DES PROJETS	103
A2.1. PROJETS EUROPEENS ET INTERNATIONAUX.....	105
A2.2. PROJETS NATIONAUX	110
A2.3. PROJETS INDUSTRIELS.....	113

ANNEXE 3 : PRODUCTION ET RAYONNEMENT SCIENTIFIQUE	115
A3.1. PRODUCTION SCIENTIFIQUE 1987 – 2015	115
A3.2. RAYONNEMENT SCIENTIFIQUE	143
A3.2. PREVISION DE PRODUCTION SCIENTIFIQUE \geq 2015	146
ANNEXE 4 : ACTIVITES D’ENCADREMENT	147
A4.1. ENCADREMENT DE THESES	148
A4.2. ENCADREMENT DE MASTER, DE DEA ET DE DESS	151
A4.3. ENCADREMENT DE STAGIAIRES.....	154
A4.4. ENCADREMENT DE PERSONNES EN CONTRAT A DUREE DETERMINEE.....	157

Figures

Figure 1 : Impacteur horizontal guidé	28
Figure 2 : Système de mesures d'accélération de la tête	29
Figure 3 : Radiographie de profil et de face de la tête	30
Figure 4 : Essai impacteur au niveau de la tête	31
Figure 5 : Probabilité de fracture de la tête en fonction du HIC	32
Figure 6 : Accélération au niveau du centre de gravité de la tête	33
Figure 7 : Critère biomécanique au niveau de la tête	34
Figure 8 : Probabilité de fracture de l'os zygomatique	34
Figure 9 : Corridor de l'accélération au niveau de la tête	35
Figure 10 : Essai impacteur au niveau de la face du mannequin de choc frontal Hybrid III ...	36
Figure 11 : Modélisation face humaine à différents instants	37
Figure 12 : Répartition des contraintes au moment du choc sur la face humaine.....	37
Figure 13 : Essai impacteur au niveau du thorax et du bassin	38
Figure 14 : Essai impacteur au niveau du bassin avec mannequin de choc latéral EuroSID...	39
Figure 15 : Modélisation impact sur thorax du mannequin de choc latéral EuroSID	40
Figure 16 : Essai catapulte corps entier.....	42
Figure 17 : Essai catapulte avec mannequin de choc frontal THOR	43
Figure 18 : Observation d'un enfant lors d'une séance de kinésithérapie respiratoire	53
Figure 19 : Objet de calibration.....	54
Figure 20 : Effort et déflexion thoracique au cours du temps (garçon de 4 mois).....	55
Figure 21 : Essai choc léger sur volontaire	59
Figure 22 : Effort et déflexion thoracique au cours du temps (femme de 67 ans).....	60
Figure 23 : Effort ceinture en fonction du déplacement du thorax lors de chargement ceinture pour tous les sujets	60
Figure 24 : Effort ceinture en fonction du temps lors de chargement ceinture pour tous les sujets.....	60
Figure 25 : Prototype d'abdomen avec capteurs de pression APTS® et masses additionnelles	63
Figure 26 : Prototype d'abdomen pour mannequin choc frontal adulte THOR NT.	63
Figure 27 : Essai impacteur avec mannequin THOR NT.....	64

Figure 28 : Chargement ceinture avec mannequin THOR NT.....	64
Figure 29 : Effort ceinture en fonction de la pénétration de l'abdomen lors de chargement ceinture à ~7m/s	64
Figure 30 : Modèle THUMS, (Toyota HUMAN Model for Safety)	65
Figure 31 : Courbe de probabilité de risque	91
Figure 32 : Procédure d'essai en choc latéral.....	96
Figure 33 : Mannequin de choc latéral EuroSID.....	96
Figure 34 : Mannequin de choc latéral EuroSID et son instrumentation	97
Figure 35 : Procédure d'essai en choc frontal	97
Figure 36 : Mannequin de choc frontal Hybrid III, modèle physique et modèle mathématique	98
Figure 37 : Mannequin de choc frontal Hybrid III et son instrumentation	98

Les figures et les photos, dont la source n'est pas précisée dans ce document, sont obtenues durant les expérimentations menées à l'Inrets puis à l'Ifsttar.

Tableaux

Tableau 1 : Matrice de Haddon	15
Tableau 2 : Implication dans des projets - protection adulte standard	46
Tableau 3 : Implication dans des projets - protection adulte standard - répartition au cours du temps	46
Tableau 4 : Production scientifique - protection adulte standard	47
Tableau 5 : Production scientifique - protection adulte standard - répartition au cours du temps	48
Tableau 6 : Production scientifique résumée - protection adulte standard	48
Tableau 7 : Production scientifique résumée - protection adulte standard - répartition au cours du temps	49
Tableau 8 : Activités d'encadrement - protection adulte standard	50
Tableau 9 : Activités d'encadrement - protection adulte standard - répartition au cours du temps	50
Tableau 10 : Caractéristique des enfants observés lors de séance de kinésithérapie respiratoire et moyenne des paramètres calculés	56
Tableau 11 : Implication dans des projets - protection usager atypique	68
Tableau 12 : Implication dans des projets - protection usager atypique - répartition au cours du temps	68
Tableau 13 : Production scientifique - protection usager atypique	69
Tableau 14 : Production scientifique - protection usager atypique - répartition au cours du temps	70
Tableau 15 : Production scientifique résumée - protection usager atypique	70
Tableau 16 : Production scientifique résumée - protection usager atypique - répartition au cours du temps	71
Tableau 17 : Activités d'encadrement - protection usager atypique	72
Tableau 18 : Activités d'encadrement - protection usager atypique - répartition au cours du temps	72
Tableau 19 : Implication dans des projets	103
Tableau 20 : Implication dans des projets - répartition au cours du temps	104
Tableau 21 : Production scientifique	115
Tableau 22 : Production scientifique - répartition au cours du temps	116
Tableau 23 : Production scientifique résumée	117

Tableau 24 : Production scientifique résumée - répartition au cours du temps	117
Tableau 25 : Activités d'encadrement.....	147
Tableau 26 : Activités d'encadrement - répartition au cours du temps.....	147

Les tableaux, dont la source n'est pas précisée dans ce document, sont issus des expérimentations menées à l'Inrets puis à l'Ifsttar.

Glossaire

AAAM : Association for the Advancement of Automotive Medicine

ABS : AntiBlockierSystem, Anti Blocage Système

ACCESS2ALL : Mobility schemes ensuring accessibility of public transport for all users

ACEA : European Automobile Manufacturers Association

ADAC : Automobile club d'Allemagne, Allgemeiner Deutscher Automobil-Club

ADRIA : Advanced crash Dummy Research for Injury Assessment

AERES : Agence d'Evaluation de la Recherche et de l'Enseignement Supérieur

AFM : Association Française de Mécanique

AFNOR : Association Française de Normalisation

AFU : Aide au Freinage d'Urgence

AHREK : Association Hautevilloise pour la Recherche et l'Etude en Kinésithérapie

AIS : Abbreviated Injury Scale

AIT : Association Internationale du Tourisme

ANR : Agence Nationale de la Recherche

APROSYS : Advanced Protection System

APSN : Advanced Passive Safety Network

APTS® : Abdominal Pressure Twin Sensors

ARFEHGA : Association pour la Recherche et la Formation des Ergothérapeutes de l'Hôpital de Garches

ASR : Acceleration Slip Regulation

ATD : Anthropomorphic Test Devices

AVP : Accident sur la Voie Publique

BAAC : Bulletin d'Analyse des Accidents Corporels de la circulation

BAS : Brake Assistant System

BASt : BundesAnstalt für Strassenwesen (Allemagne)

BEPC : Brevet d'Etudes du Premier Cycle

BMW : Bayerische Motoren Werke

BNA : Bureau de Normalisation de l'Automobile

CAO : Conception Assistée par Ordinateur

CASPER : Child Advanced Safety Project for European Roads
CCIERBC : Comité Consultatif Inrets d'Éthique sur la Recherche Biomédicale et Comportementale
CEESAR : Centre Européen d'Etude de Sécurité et d'Analyse des Risques
CERAH : Centre d'Etudes et Recherche sur l'Appareillage des Handicapés
CERTH-HIT : Centre for Research and Technology Hellas - Hellenic Institute of Transport (Grèce)
CES : Certificat d'Etudes Spéciales
CEVE : Comité Européen du Véhicule Expérimental
CFMT : Collège Français de Médecine du Trafic
CFR : Code of Federal Regulation (Etats Unis d'Amérique)
CHILD : Advanced methods for improved child safety
CIR : Centre Informatique Recherche
CLEPA : European Association of Automotive Suppliers
CNRS : Centre National de la Recherche Scientifique
CNT : Conseil National des Transports
CNU : Conseil National des Universités
CORAL : Coordination Respiratoire de l'Agglomération de Lyon
COST : Committee of senior officials for Scientific and Technical research
CPP : Comité de Protection des Personnes
CREST : Child Restraint System for Cars
DEA : Diplôme d'Etudes Approfondies
DESS : Diplôme d'Etudes Supérieures Spécialisées
DEUG : Diplôme d'Etudes Universitaires Générales
DG : Direction Générale
DGMT : Direction Générale de la Mer et des Transports
DG TREN : Directorate-General for Transport and Energy, Direction Générale de l'Energie et des Transports
DLT : Direct Linear Transformation
DOI : Digital Object Identifier
DRAST : Direction de la Recherche et des Affaires Scientifiques et Techniques
DRE : Dispositif de Retenue Enfant
DRET : Direction Recherches Etudes et Techniques
DSCR : Direction de la Sécurité et de la Circulation Routière
DUAR : Département Universitaire d'Anatomie Rockefeller
ECIA : Equipements et Composants pour l'Industrie Automobile

ECL : Ecole Centrale de Lyon
EDA : Enquêtes Détaillées d'Accidents
EEVC : European Enhanced Vehicle-safety Committee
ENPC : Ecole Nationale des Ponts et Chaussées
ENSAE : Ecole Nationale Supérieure de l'Aéronautique et de l'Espace
ENSAM : Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
ENSPS : École Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg
ENSTA : École Nationale Supérieure de Techniques Avancées
ENTPE : Ecole Nationale des Travaux Publics de l'Etat
ESB : European Society of Biomechanics
ESI : Engineering Systems International
ESP : Electronic Stability Program
ESV : International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles
EuroNCAP : European for New Car Assessment Program
EuroSID : European Sid Impact Dummy
EuroSID-2 re : European Sid Impact Dummy - 2 rib extensions
FAURECIA : Fusion de Bertrand Faure et de ECIA
FEM : Finite Element Method
FIA : Fédération Internationale de l'Automobile
FIAT : Fabbrica Italiana Automobili Torino
FID : Improved Frontal Impact protection through a world frontal impact Dummy
FTSS : First Technology Safety Systems
FUI : Fonds Unique Interministériel
GART : Groupement des Autorités Responsables de Transport
GDR : Groupement de Recherche
GDV : Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft (Allemagne)
GERI : Groupe d'Echange et de Recherche de l'Ifsttar
GIE : Groupement d'Intérêt Economique
GMC : Génie Mécanique Construction
GMD : Génie Mécanique Développement
GPM : Génie Physique des Matériaux
GRBC : Groupement de Recherche en Biomécanique des chocs
GRSP : Groupe de Recherche en Sécurité Passive
HCERES : le Haut Conseil de l'Evaluation de la Recherche et de l'Enseignement Supérieur
HIC : Head Injury Criterion

HUMOS : Human Model for Safety

HUMOS 2 : Suite du projet HUMOS

IAS : Institut für Arbeits (Allemagne)

ICRT : International Consumer Research and Testing

IDIADA : Independent company belonging to the government of Catalonia

Ifsttar : Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux

IIS : Injury Impairment Scale

IMFS : Institut de Mécanique des Fluides et des Solides

INPL : Institut National Polytechnique de Lorraine

Inrets : Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité

INRS : Institut National de Recherche et de Sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles

INSA : Institut National des Sciences Appliquées

INSIA - UPM : The University Institute for Automobile Research - Université Polytechnique de Madrid

InVS : Institut de Veille Sanitaire

IRBM : Biomedical Engineering and Research, Ingénierie et Recherche Biomédicale

IRCOCI : International Research Council on Biomechanics of Injury

ISB : International Society of Biomechanics

ISN : Integrated Safety Network

ISO : International Organisation for Standardisation

ISS : Injury Severity Score

ISSA : International Social Security Association

IST : Information Scientifique et Technique

ISTIL EPU : Institut des Sciences et Techniques de l'Ingénieur de Lyon, Ecole Polytechnique Universitaire

JAMA : Japan Automobile Manufacturers Association

JARI : Japan Automobile Research Institute

LAB : Laboratoire d'Accidentologie, de Biomécanique et d'études du comportement humain

LabTAU : Laboratory of Therapeutic Applications of Ultrasound

LAMIH : Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines

LBA : Laboratoire de Biomécanique Appliquée

LBF : Laboratoire de Biomécanique Fondamentale de l'Université Claude Bernard Lyon 1

LBM : Laboratoire de Biomécanique, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Paris Tech, ENSAM

LBMC : Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs
LBMH : Laboratoire de Biomécanique et de Modélisation Humaine
LBSU : Laboratoire de Biomécanique et de Sécurité des Usagers
LCB : Laboratoire des Chocs et de Biomécanique
LCPC : Laboratoire Central des Ponts et Chaussées
LEAT : Laboratoire d'Epidémiologie Appliquée à la sécurité des Transports
LED : Light Emitting Diode
LESCO : Laboratoire Ergonomie Santé Confort
LIER : Laboratoire d'essais Inrets Equipements de la Route
LMU : Ludwig Maximilians Universität München
LPPR : Liste des Produits et Prestations Remboursables
LUTB : Lyon Urban Truck and Bus
MA : département de Mécanismes d'Accident
MAIS : Maximum Abbreviated Injury Scale
MEGA : Mécanique Énergétique Génie civil Acoustique
MENSUR : Ministère de l'Éducation Nationale de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
MISS : Maximum Injury Severity Score
MMT : Machine à Mesurer Tridimensionnelle
MRT : Ministère de la Recherche et de la Technologie
NCAP : New Car Assessment Program
NHTSA : National Highway Traffic Safety Administration (Etats Unis d'Amérique)
NISS : New Injury Severity Score
NPACS : New Program for the Assessment of Child restraint systems
OCDE : Organisation de Corporation et de Développement Economiques
OECD : Organisation for Economic Co-operation and Development
OMS : Organisation Mondiale de la Santé
ONISR : Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière
ONSER : Organisme National de Sécurité Routière
PCRD : Programme Cadre Recherche et Développement.
PDB : Partnership for Dummy technology Biomechanics
PFI : Plateforme Intégratrice
PL : Poids lourds
PMHS : Post Mortem Human Subject
PMR : Personne à Mobilité Réduite

PREDIT : Programme de Recherche et de développement pour l’Innovation et la Technologie dans les Transports Terrestres

ProETech : Protection Enfants par Technologies avancées

PSN : Passive Safety Network

SAE : Society of Automotive Engineers

SB : Société de Biomécanique

SD : Standard Deviation

SMT : Standards, Measurements and Testing

STAPP : Stapp Car Crash Conference (Etats Unis d’Amérique)

TASS-safe : TNO Automotive Safety solutions - safe

TCS : Traction Control System

THOR : Test device for Human Occupant Restraint

THOR FT : Mannequin THOR modifié avec le financement de l’Europe pour le Projet FID

THOR NT : Mannequin THOR modifié avec le financement de la NHTSA

THUMS : Toyota HUman Model for Safety

TNO : Netherlands Organisation for Applied Scientific Research

TRL : Transport Research Laboratory (Royaume-Uni)

TS2 : département Transport Santé Sécurité de l’Ifsttar

TUB : Technical University of Berlin

UCBL : Université Claude Bernard Lyon 1

UFR : Usager de Fauteuil Roulant

UMR : Unité Mixte de Recherche

UMRESTTE : Unité Mixte de Recherche Epidémiologique et de Surveillance Transport Travail Environnement

UNECE : United Nations Economic Commission for Europe

UNEX : Unité d’essais expérimentaux

UNIVERSITAS : Cooperative association for high education and scientific research (Portugal)

USTUTT : University of Stuttgart

UVSQY : Université de Versailles Saint Quentin en Yvelines

VC : Viscous Criteria

VL : Véhicules Légers

VTI : Swedish National Road and Research Institute

WG : Working Group

WP : Work Package

Synthèse

Ce mémoire constitue une synthèse des travaux de recherche que j'ai menés à l'Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité (Inrets) puis à l'Institut Français des Sciences et Technologies des Transports de l'Aménagement et des Réseaux (Ifsttar) au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) depuis janvier 1991. Ils portent essentiellement sur la biomécanique des chocs appliquée à la sécurité passive pour améliorer la protection des usagers des transports routiers.

J'ai choisi pour ce mémoire de mettre l'accent sur les principales recherches que j'ai encadrées et en particulier les plus récentes. J'ai appliqué mes compétences pour l'évaluation des mannequins de choc. J'ai contribué à apporter des connaissances en biomécanique grâce à des expérimentations sur des corps entiers légués à la science (*ex vivo*) (doctorants : Martine Eckert, financement Ministère et Arnaud Malak, financement Inrets) et sur des pièces anatomiques (côtes, cartilage costal...) (doctorant, Yumin Zhu, financement Région Rhône Alpes). Ces expérimentations m'ont permis l'acquisition de résultats en tolérance humaine au choc. J'ai complété ces expérimentations sur corps légués à la science par des observations sur des sujets volontaires *in vivo* à des niveaux de sollicitations infra lésionnelles, après approbation par les comités d'éthique et de protection des personnes (doctorants : Baptiste Sandoz financement Agence Nationale de la Recherche et David Poulard, financement Toyota Motor Europe). Actuellement, je co-encadre une thèse sur l'abdomen d'un mannequin adulte (doctorant, Romain Desbats, financement Toyota Motor Europe) faisant suite à un premier travail de recherche, sur ce même sujet, en collaboration avec Toyota Motor Europe.

Mon activité s'est articulée sur plusieurs bases que je présente dans ce document de la manière décrite ci-après.

Le premier chapitre présente de manière générale les accidents de la circulation, l'accidentologie et la sécurité routière. Puis la problématique est détaillée ainsi que les verrous scientifiques et ma méthodologie.

Le deuxième chapitre décrit mes travaux sur la protection de l'adulte standard (50^e percentile homme) occupant d'une automobile. Cette partie présente principalement la protection localisée à un segment corporel, la tête puis la protection globale de l'adulte standard.

Le troisième chapitre concerne la protection de l'utilisateur atypique qui est dans mon mémoire l'utilisateur vulnérable d'un point de vue intrinsèque (enfant, personne âgée) occupant d'une automobile et l'utilisateur vulnérable de situation (personne adulte aux places arrière).

Le quatrième chapitre porte sur les conclusions générales apportées à l'ensemble de ces travaux, dont certains sont en cours. Les prolongements possibles et les perspectives sont aussi recensés.

Quatre annexes complètent ce document.

L'annexe 1 détaille mon Curriculum Vitae et plus particulièrement mes expertises.

L'annexe 2 décrit mes implications dans des projets :

- 12 projets européens, internationaux, dont 10 avec la Commission Européenne,
- 7 projets nationaux, dont 5 avec des ministères français,
- 5 projets industriels, dont trois avec Toyota Motor Europe.

L'annexe 3 correspond à la liste exhaustive de ma production scientifique :

- 9 articles dans des revues internationales avec comité de lecture, répertoriées dans des bases de données internationales,
- 2 articles dans des revues avec comité de lecture, non répertoriées dans des bases de données internationales,
- 65 communications avec actes dans un congrès international,
- 19 communications avec actes dans un congrès national,
- 5 communications orales sans actes dans un congrès international ou national,
- 1 conférence donnée à l'invitation du Comité d'organisation dans un congrès international ou national,
- 22 communications par affiche dans un congrès international ou national,
- 23 livrables de projets internationaux,
- 14 livrables de projets nationaux,
- 22 livrables de projets industriels,
- 2 prototypes et procédés industriels, pilotes et démonstrateurs,
- 41 expertises et études, résultats d'essais, actions de certification,
- 17 expertises pour des instances publiques,
- 33 autres productions.

L'annexe 4 présente mes activités d'encadrement :

- 5 étudiantes ou étudiants ayant soutenu leur thèse (taux total encadrement 1.75), pour une durée moyenne de 36 mois,
- 1 doctorant en cours (taux d'encadrement 0.5),
- 23 étudiantes ou étudiants en Master, en Diplôme d'Etudes Approfondies (DEA) ou en Diplôme d'Etudes Supérieures Spécialisées (DESS),
- 26 étudiantes ou étudiants en stage,
- 16 personnes en contrat à durée déterminée.

Ce document synthétise mes travaux qui visent à apporter de nouvelles connaissances en biomécanique des chocs. Ils sont nécessaires pour l'élaboration des normes françaises et internationales, des Directives Européennes, des règlements internationaux, et contribue in fine à l'amélioration de la sécurité routière. Ils contribueront aussi à faire le lien entre le comportement biomécanique *ex vivo* et *in vivo* des usagers des transports lors de chargements rapides.

Préambule

Après un parcours universitaire jusqu'à la Maîtrise de Mécanique à l'Université Claude Bernard Lyon 1 (UCBL), j'ai préparé un Diplôme d'Etudes Approfondies (DEA) en Mécanique à l'Ecole Centrale de Lyon (ECL). Attiré par la biomécanique qui se définit par l'exploration des propriétés mécaniques des organismes vivants ainsi que l'analyse des principes d'ingénierie faisant fonctionner les systèmes biologiques, ma recherche durant cette année a porté sur le développement d'algorithmes en vue de modélisation dynamique en biomécanique. Ce travail a été réalisé au sein du Laboratoire de Biomécanique Fondamentale (LBF) de l'UCBL sous la direction de Joannès Dimnet et le co-encadrement de Roger Gaertner et a été présenté devant l'ECL le 12 Octobre 1987.

Fort de cette expérience en recherche, j'ai continué et préparé un diplôme de doctorat en mécanique sur la modélisation dynamique du système main bras en régime vibratoire pour réduire les conséquences sur le membre supérieur de l'utilisation de machines vibrantes par des professionnels. Ce travail a été réalisé au sein du LBF de l'UCBL sous la direction de Joannès Dimnet et le co-encadrement de Roger Gaertner et a été présenté devant l'UCBL, le 2 juillet 1990.

Depuis le 28 janvier 1991, mes activités de recherche concernent la biomécanique appliquée à la protection des usagers des transports contre les effets des accidents à l'Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité (Inrets) puis à l'Institut Français des Sciences et Technologies des Transports de l'Aménagement et des Réseaux (Ifsttar) au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC UMR_T 9406).

1. Introduction générale

1.1. Accidents de la circulation

Par le passé, les accidents de la circulation routière étaient perçus comme une conséquence inévitable de ce mode de transport et ceux-ci « n'arrivaient qu'aux autres ». Loimer *et al.* (1996) ont montré le caractère imprévisible de la survenue d'un accident de la circulation. Maintenant, les accidents de la circulation peuvent faire l'objet d'analyses détaillées. Des propositions d'actions sont alors proposées pour corriger certains problèmes de la sécurité routière.

Trinca *et al.* (1988) ont rappelé que dans les pays développés, la sécurité routière dépendait par tradition principalement du ministère des transports et que maintenant la sécurité routière est progressivement considérée comme un problème aussi de santé publique. En effet, au regard des traumatismes engendrés par les accidents de la circulation, la sécurité routière représente un problème majeur de santé publique, et la prévention routière doit aussi être abordée sous l'aspect de la santé publique.

Les accidents de la circulation sont basés au plan scientifique non seulement sur la connaissance de la médecine, de la biomécanique, de l'épidémiologie, mais aussi et surtout sur les données de la sociologie (Oussou, 2005). Haddon (1968, 1980) a approché la sécurité routière du point de vue sociologique de manière systémique. Ses travaux ont montré que les accidents de la circulation sont la résultante de l'interaction de trois facteurs : les propriétés humaines du conducteur, les caractéristiques du véhicule et les conditions de circulation dans cet environnement accidentogène. Par cette méthodologie, Haddon a mis en évidence le fait que les blessures ne sont pas le fruit du hasard, mais bien le résultat d'une interaction complexe de facteurs de risques humains, technologiques et environnementaux. Haddon a aussi modélisé l'accident de la circulation comme un système décomposé en trois phases : avant l'accident, pendant l'accident et après l'accident. Haddon a organisé cette approche sous forme d'une matrice (Tableau 1) permettant d'expliquer un accident.

Tableau 1 : Matrice de Haddon

		Facteur		
		humain	véhicule et équipement	environnement
Phase	avant l'accident	1	2	3
	pendant l'accident	4	5	6
	après l'accident	7	8	9

Source : Haddon, J. W., (1980)

Chacune des cellules de cette matrice permet d'identifier des directions de recherche pour réduire les effets des accidents sur les occupants. Voici quelques exemples d'action par cellule :

- cellule 1 : prévenir le risque d'accident en agissant sur l'humain, formation, sensibilisation à la vitesse...,
- cellule 2 : équiper le véhicule de dispositifs pour prévenir la survenue d'accident, feux, freinage, aide à la conduite...,
- cellule 3 : aménager l'infrastructure routière pour éviter l'accident, marquage au sol, rond-point, signalisation...,
- cellule 4 : utiliser les moyens de protection et de retenue des occupants, port de la ceinture...,
- cellule 5 : concevoir des dispositifs de sécurité pour réduire les conséquences d'un accident sur les occupants, ceintures de sécurité, sac gonflables, et un habitacle moins agressif pour les passagers...,
- cellule 6 : aménager l'infrastructure routière pour qu'elle soit moins agressive vis-à-vis d'un accident en cas d'accident, glissières de sécurité...,
- cellule 7 : prodiguer des notions de secourisme...,
- cellule 8 : développer des véhicules pour faciliter l'intervention des services de secours et pour réduire les risques d'incendie et de brûlure chimiques (batteries...)...,
- cellule 9 : prévenir les secours et sécuriser la circulation afin d'éviter le risque d'un suraccident...

Cette approche a permis de combler des lacunes importantes dans la compréhension des facteurs du comportement humain et de ceux liés aux véhicules et à l'infrastructure routière. Elle a aussi réduit le nombre et la gravité des blessures subies dans les accidents routiers. En effet, elle a mis en évidence et a corrigé certaines faiblesses de conception des véhicules impliqués dans des accidents graves de la circulation routière.

Haddon a également distingué l'accident de la circulation de la blessure qui en découle. Comme les maladies, les blessures sont étudiées en détail. La survenue de la blessure au sein de la population peut être prévue. Certaines mesures porteront sur la prévention de la survenue de l'accident, d'autres viseront à la réduction de la gravité des blessures.

Les conséquences des accidents de la circulation routière justifient, dans les pays développés et ceux en voie de développement, des mesures gouvernementales en matière de sécurité routière et l'élaboration d'axes de recherche dans ce domaine.

Il convient aussi de préciser la terminologie propre aux accidents de la circulation routière (Légifrance, 2007).

Un accident de la circulation routière (ou Accident sur la Voie Publique, AVP) est un impact survenu sur l'infrastructure routière entre un véhicule (automobile, moto, vélo...) et un antagoniste (véhicule, personne, environnement...).

Parmi les accidents de la circulation routière, sont distingués les accidents corporels (mortels et non mortels). Il s'agit d'un accident de la circulation routière qui a occasionné au moins une victime.

Un accident corporel de la circulation routière peut impliquer plusieurs personnes. Parmi celles-ci, sont distingués les indemnes (impliqués non décédés et dont l'état ne nécessite aucun soin médical) et les victimes (impliqués non indemnes).

Parmi les victimes, sont distingués les tués (victimes décédées sur le coup ou dans les trente jours qui suivent l'accident) et les blessés (victimes non tuées, ces victimes peuvent décéder après trente jours mais elles sont considérées comme blessées).

Parmi les blessés, sont distingués les blessés hospitalisés (victimes admises comme patients dans un hôpital plus de 24 heures) et les blessés légers (victimes ayant fait l'objet de soins médicaux mais n'ayant pas été admises à l'hôpital plus de 24 heures).

1.2. Accidentologie

Chaque jour environ 3 400 personnes dans le monde sont tuées dans un accident de la circulation selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS, 2013). Annuellement des millions de personnes blessées seront hospitalisées de nombreuses semaines et beaucoup garderont durant de nombreuses années des séquelles physiques et psychiques.

Fort de ce constat, la première base de ma méthodologie est l'accidentologie routière. Ceci consiste en l'observation de la réalité en termes de sécurité routière et en son analyse. Cela m'a permis de me confronter aux données provenant du registre du Rhône des victimes d'accidents de la circulation routière, des Bulletins d'Analyse des Accidents Corporels de la circulation (BAAC), des Etudes Détaillées d'Accidents (EDA) et de l'Observatoire National Interministériel de la Sécurité Routière (ONISR). Ces données sont accessibles à l'Unité Mixte de Recherche Epidémiologique et de Surveillance Transport Travail Environnement (UMRESTTE) de l'Ifsttar.

La plus grande difficulté méthodologique, dans le domaine de l'accidentologie consiste à ne pas se contenter de mesurer la fréquence des accidents, mais à évaluer le risque c'est-à-dire la fréquence des accidents rapportée à l'exposition au risque qui est souvent le nombre de kilomètres parcourus, mais qui peut être une autre variable. Il ne suffit pas de constater une plus grande fréquence d'un facteur dans un accident, il faut vérifier qu'il y a une plus grande fréquence dans la circulation. C'est souvent là que les données manquent ou sont imprécises et c'est la raison pour laquelle il faut recourir à un certain nombre d'enquêtes complémentaires pour avoir les informations sur les trajets parcourus.

1.3. Sécurité routière

En 2004 et pour la première fois, l'OMS a consacré à la sécurité routière, la journée mondiale de la santé. En mars 2010 l'Assemblée générale des Nations Unies a adopté la résolution A/RES/64/255 (OMS, 2010), par laquelle elle proclame la décennie 2011-2020 Décennie d'action pour la sécurité routière en vue de stabiliser puis de réduire le nombre prévu de décès imputables aux accidents de la route dans le monde en multipliant les activités menées aux niveaux national, régional et mondial. Les travaux actuels dans le domaine de la sécurité routière sont nécessaires au regard du préjudice causé à la population humaine. La sécurité routière constitue toujours à l'échelle mondiale un enjeu majeur dans le domaine de la santé publique.

Les principales catégories de recherche en sécurité routière se décomposent de la manière décrite ci-après.

La recherche en sécurité primaire a pour objectif essentiel la prévention de l'accident. Elle vise donc à analyser l'ensemble des causes techniques et comportementales qui ont amené à l'accident routier, afin de lutter contre celles-ci.

La sécurité primaire s'appuie donc sur les trois types de recherches suivantes : la recherche sur le véhicule, la recherche sur l'individu et la recherche sur l'infrastructure.

La sécurité active fait partie de la sécurité primaire. Elle concerne toute la technologie d'un véhicule et son équipement électronique destinés à éviter l'accident. Nous pouvons citer l'Anti Blocage Système (ABS, Antiblockiersystem,) qui équipe la majorité des voitures. Lors d'un freinage violent, il empêche que les roues ne se bloquent. Le conducteur peut donc continuer à manœuvrer pour éviter l'obstacle par exemple et il peut continuer à freiner sur une surface glissante. L'Electronic Stability Program (ESP) aide à maintenir la trajectoire quand la voiture dérape, par un système de capteurs électroniques et en agissant sur les freins.

Le Brake Assistant System (BAS) ou l'Aide au Freinage d'Urgence (AFU) sont un complément de l'ABS. Il augmente la puissance de freinage quand le conducteur freine très rapidement. Il permet un freinage plus court. L'antipatinage, l'Acceleration Slip Regulation (ASR) ou le Traction Control System (TCS) agissent sur les roues motrices pour moduler l'accélération.

D'autres équipements apparaissent régulièrement, en particulier dans le domaine de l'interaction entre les véhicules (calcul de distance de la voiture précédente ou d'un obstacle).

La recherche en sécurité secondaire n'a pas pour objectif d'éviter l'accident mais d'en réduire les conséquences. C'est la raison pour laquelle elle se concentre avant tout sur l'amélioration de la sécurité des véhicules et dans une moindre mesure sur l'infrastructure.

La sécurité passive fait partie de la sécurité secondaire. Elle concerne les équipements d'une voiture destinés à protéger les passagers d'un véhicule en cas d'accident. Ce sont les airbags et la ceinture de sécurité. Ils se complètent et doivent être utilisés simultanément pour un maximum d'efficacité. Des capteurs mesurent une décélération très rapide et déclenchent le détonateur de l'airbag et le prétensionneur de la ceinture. L'action de la ceinture amortit ainsi le choc du passager contre l'airbag.

Les ceintures sont également équipées de limiteurs d'effort pour limiter le chargement de la ceinture sur le corps (et en particulier le thorax).

La recherche en sécurité tertiaire a pour objet d'analyser les accidents. Elle s'appuie sur les grandes données de l'accidentologie fournies par les Bulletins d'Analyses d'Accidents Corporels de la circulation (BAAC) mais aussi sur des études plus spécifiques comme les Etudes Détaillées d'Accidents (EDA) qui recueillent des informations sur les circonstances des accidents, mais aussi leurs conséquences, notamment en termes de lésions.

1.4. Problématique

Le code de la route (2001) (articles R.412-1 et suivants) rend obligatoire le port de la ceinture de sécurité pour le conducteur, comme pour les autres passagers, à l'avant et à l'arrière des véhicules de moins de 3.5 tonnes. Faute de pouvoir être maintenus par une ceinture, les enfants doivent être transportés au moyen d'un Dispositif de Retenue Enfant (DRE).

Concernant les autobus et les autocars, l'obligation du port de la ceinture de sécurité est pourtant prévue par la Directive Européenne (2003/20/CE) du 8 avril 2003, mais celle-ci ne concerne que les véhicules déjà équipés.

Depuis une vingtaine d'années l'accessibilité des transports est un objectif de plus en plus pressant, et la loi n°2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées (Légifrance, 2005), contraint les services de transport collectif d'être accessibles aux personnes handicapées et à mobilité réduite pour 2015. D'autre part la Directive Européenne (2001/85/CE) impose que les transports accessibles soient équipés de système de retenue pour les emplacements des usagers de fauteuil roulant.

Depuis 2008, le code de la route a évolué : le principe de prudence de l'utilisateur mieux protégé à l'égard de l'utilisateur plus vulnérable y prévaut. L'état a souhaité que le cas des usagers vulnérables soit systématiquement pris en compte dans la réflexion sur les évolutions du code de la route.

Ces obligations amènent à réfléchir à la mise en place d'un mode opératoire pour assurer la protection en cas d'accident routier des usagers vulnérables intrinsèques dans tous les modes de transport, collectif ou individuel.

La protection des usagers vulnérables intrinsèques dans les modes de transport n'est pas aussi satisfaisante qu'on pourrait le souhaiter. Elle n'offre pas des performances de retenue au choc du même ordre que celui de l'adulte standard aux places avant des voitures légères. Ceci est la conséquence des capacités limitées des outils d'évaluation du risque que sont les mannequins d'essais ainsi que des procédures d'essais et nous ne disposons pas de mannequin et encore moins de critère biomécanique pour caractériser par exemple une situation de handicap. Pour ces usagers vulnérables intrinsèques, il est nécessaire de prendre en compte leur diversité et apporter de nouvelles connaissances personnalisables pour les données d'entrée de modèles en éléments finis et des données de validation.

La normalisation des systèmes de retenue pour ces usagers vulnérables intrinsèques est soit inexistante soit incomplète. D'où les difficultés pour formuler des recommandations pour la réglementation.

Mon travail s'appuie sur le suivi de l'évolution des accidents réels pour dégager de nouvelles orientations en sécurité routière. J'exploite les analyses des données accidentologiques pour guider mes activités afin de retenir les segments corporels qui représentent un véritable enjeu en matière de sécurité en fonction de l'évolution du parc automobile et de l'apparition de nouveaux dispositifs de retenue. Les enquêtes accidentologiques, en France et à l'étranger, me permettent de cibler mes activités de recherche vers des lésions fréquentes et/ou graves, et en les reliant à l'observation des déformations et des types de choc, à pouvoir établir des protocoles expérimentaux proches de la réalité des accidents.

Durant mes années à l'Inrets puis à l'Ifsttar, j'ai contribué à améliorer la connaissance des causes et des conséquences des accidents, à acquérir une connaissance fine de la réponse aux chocs de l'être humain et à modéliser cette réponse (modèles humains numériques et mannequins).

Le comportement du corps humain soumis à un choc est très complexe. Aussi, les recherches portent très souvent sur un segment particulier et pour lequel il est même impératif de dissocier les réponses aux sollicitations, suivant la direction d'impact (frontale, latérale, oblique et arrière).

1.4.1. Verrous scientifiques

Les principaux verrous scientifiques concernant mon activité sont :

- l'expérimentation en biomécanique, sur sujets humains (corps légué à la science, *ex vivo*, ou volontaire, *in vivo*). Les expérimentations sur corps légués à la science sont reconnues comme un bon substitut du vivant pour des chargements à des niveaux lésionnels. Dans certains cas, l'animal vivant pourrait être un bon modèle de l'être humain et en particulier pour mieux définir les lois de transfert entre la réponse au choc du vivant et celle du mort mais l'Inrets puis l'Ifsttar n'est plus autorisé (depuis 1980) à travailler sur les animaux vivants (Bory, 2088). C'est uniquement par des collaborations avec des partenaires externes qu'il est possible d'acquérir certaines connaissances, notamment sur les animaux. En revanche, les expérimentations sur sujet volontaire sont soumises dans un premier temps au Comité Consultatif Inrets d'Éthique sur la Recherche Biomédicale et Comportementale (CCIERBC), puis au Comité de Protection des Personnes (CPP). Elles permettent de rendre compte de la réponse du corps humain à des niveaux de chargements infra lésionnels.

- les données géométriques du corps humain. Pour prendre en compte les disparités individuelles (homme et femme, enfant et adulte...) il est nécessaire de disposer de données anthropométriques et anthropomorphiques par catégorie d'âge et de sexe. Ces données dans les configurations proches de celles des personnes impliquées dans les accidents routiers sont nécessaires car les constituants du corps humain bougent en fonction de la position. L'accès à la géométrie tridimensionnelle de l'enveloppe externe et des constituants internes du corps humain en fonction de la posture (allongé, debout, assis), est limité par les contraintes d'observations médicales.

- le comportement mécanique des éléments constituant le corps humain sous sollicitations statiques et dynamiques. L'os est assez bien connu dans son comportement en statique et quasi statique par le travail sur le développement des prothèses et l'étude de pathologie telle que l'ostéoporose. En revanche le comportement mécanique des tissus mous (d'organes pleins et creux) est peu connu en particulier sous grandes déformations et chargements rapides.

- les mécanismes lésionnels du corps humain lors d'impacts. Nous sommes toujours à la recherche de la compréhension des mécanismes qui induisent des lésions sur les constituants du corps humain.

- le cas spécifique des usagers atypiques que sont les usagers vulnérables intrinsèques (enfant, personne âgée, femme de petite stature -5^e percentile-, adulte ou enfant en situation de handicap...) et les usagers vulnérables de situation (passager aux places arrière, piéton, usager de deux roues...). Cette population de par sa spécificité n'est pas suffisamment connue en termes de comportement mécanique en réponse à une sollicitation au choc.

1.4.2. Méthodologie

Face à ces verrous scientifiques pour accéder à la connaissance de la réponse mécanique de l'être humain, ma méthodologie consiste à améliorer la connaissance de la réponse aux chocs de l'être humain par des expérimentations sur corps légués à la science et des observations sur des sujets volontaires, et à transférer cette connaissance aux modèles mécaniques, physiques et numériques du corps humain.

Les grands principes de sécurité sont acquis : absorption d'énergie par zone déformable pour sauvegarder l'habitacle, retenue et/ou zone de réception pour les occupants. Le Laboratoire a participé en son temps, à mettre en évidence l'intérêt des différents principes et à étudier certaines solutions tels les ancrages de ceinture intégrés aux sièges, les cales anti-sous-marinage, le bienfait de la récupération des jeux de port de la ceinture de sécurité. Puis, l'activité dans les aspects techniques des dispositifs s'est ralenti, le temps que les véhicules récents intègrent les dispositifs étudiés (enrouleurs pyrotechniques, bloqueurs de sangle, airbags). Nous assistons à un regain d'intérêt plus fondamental, en effet, la tendance actuelle est d'optimiser le fonctionnement des dispositifs en fonction des caractéristiques de la configuration accidentelle bien entendu, mais aussi en fonction de paramètres liés à l'occupant à protéger. C'est une approche novatrice qui nécessite d'être plus précis dans les résultats escomptés de la biomécanique. Aussi il m'a fallu compléter les données obtenues à partir des essais sur corps légués à la science par les techniques d'observation sur les sujets volontaires.

Les travaux de recherche en biomécanique appliquée à l'amélioration de la protection des usagers contre les effets des accidents que j'ai menés, ont commencé par les occupants des véhicules pour l'usager standard (50^e percentile homme) en choc frontal, puis en choc latéral et enfin en choc arrière. Ensuite, j'ai complété cette amélioration de la protection au choc avec le cas spécifiques des usagers atypiques que sont les usagers vulnérables intrinsèques occupant d'une automobile : enfant, personne âgée, femme de petite stature (5^e percentile), personne en situation de handicap (personne adulte en fauteuil roulant), et enfin les usagers vulnérables de situation : personne adulte aux places arrière et piéton.

Pour mener à bien ces approches, j'ai réalisé des travaux de recherche en biomécanique des chocs principalement sur des corps entiers légués à la science. L'expérimentation invasive sur corps légués à la science permet d'instrumenter le corps avec des capteurs. Il s'agit de comprendre le mécanisme lésionnel pour le segment étudié, pour ensuite limiter son apparition en proposant des systèmes appropriés de protection. Il faut aussi établir des tolérances de ce segment en fonction du chargement, par la proposition de critère biomécanique et de courbes de risques. Les corps légués à la science correspondent principalement à une population âgée plutôt féminine et les corps d'enfant ne sont généralement pas expérimentés à des fins de recherche pour des raisons d'éthique et déontologiques. La convention d'unité mixte de recherche permet au LBMC d'avoir accès aux corps légués à la science via le Département Universitaire d'Anatomie Rockefeller (DUAR) de l'Université Claude Bernard Lyon 1.

J'apporte mes connaissances sur la tolérance humaine aux chocs pour la conception de nouveaux mannequins. Ce travail sur les mannequins est souvent mené en collaboration avec les fabricants de mannequins dans le cadre de projet internationaux. Les mannequins de chocs sont spécialisés pour la direction du choc (frontal ou latéral) et ils représentent des enfants ou des adultes. Leurs modèles numériques apparaissent dans les bases de données des codes de calculs afin de pouvoir simuler numériquement le comportement aux chocs de la structure du véhicule avec les occupants.

Les recherches expérimentales que j'ai menées ont nécessité l'utilisation de montages mécaniques spécifiques afin de provoquer, d'observer et d'analyser les phénomènes relatifs aux chocs ou à des chargements rapides. Ces trois phases sont caractérisées par les équipements suivants :

- les équipements permettant de provoquer des impacts ou des chargements rapides : à l'Unité d'essais expérimentaux (UNEX) catapultes et bancs dynamiques, au LBMC, impacteur, presse, pendule, table de kinésithérapeute instrumentée,
- les moyens de mesures et d'observation : capteurs, enregistrement des données, caméras rapides,
- les moyens d'analyses : logiciels pour traiter les mesures et les images.

Évaluer la protection offerte demande de travailler à la fois dans la mise en place d'essais dont les conditions garantissent d'être dans des configurations réalistes, et de suivre, voire d'inciter l'évolution des mannequins de tests afin d'améliorer leur biofidélité et leur possibilités de mesures.

J'utilise mes connaissances sur la tolérance humaine aux chocs et sur les mannequins pour la conception des modèles numériques de composants corporels ou de mannequins.

J'ai simulé numériquement des modèles de sous-système (face, jambe...) ou de système complet (mannequin...) afin de pouvoir prédire leur comportement au choc.

Les recherches que j'ai menées sur la modélisation numérique ont été pratiquement les premières au Laboratoire. Ceci a nécessité la mise en place et la gestion des premières stations de calcul, et l'utilisation des logiciels scientifiques spécifiques des conditions de chocs. Ces logiciels sont principalement basés sur la méthode des éléments finis (logiciel PAM-CRASH© de la société ESI©) et sur la méthode des corps rigides articulés (logiciel MADYMO© de la société TASS-safe©). Il est nécessaire de disposer aussi d'une Conception Assistée par Ordinateur (CAO), d'un logiciel de maillage et des logiciels de mise en donnée et d'exploitation des résultats.

La confrontation des résultats de l'expérience et de la simulation numérique confirme le modèle numérique qui peut alors être complété ou corrigé.

L'outil de mesure de la violence du choc est le mannequin. Il s'améliore en fonction des avancées de la connaissance du corps humain que nous nous efforçons de lui faire prendre en compte pour le rendre plus biofidèle.

Je complète ces expérimentations sur corps légués à la science par la biomécanique d'observation sur des sujets volontaires. Les niveaux de sollicitations sont bien sûr infra lésionnels et ces observations sont menées après l'obtention des accords des différents comités d'éthique. L'observation sur des sujets volontaires permet une approche plus réaliste que celle sur corps légués à la science. J'ai pour cela initié des liens avec la communauté médicale spécialisée principalement en kinésithérapie respiratoire en milieu hospitalier ou en libéral.

Fort de ces travaux fondamentaux, je mène des travaux de recherche finalisée sur la protection des usagers des transports et des travaux d'expertise au sein de groupes de travaux nationaux et internationaux sur les réflexions et les élaborations des normes, des Directives Européennes et des réglementations (voir annexe 1).

Mon activité s'est articulée sur plusieurs bases que je présente dans ce document de la manière décrite ci-après.

La première partie décrit mes travaux sur la protection de l'adulte standard (50^e percentile homme) occupant d'une automobile. Cette partie présente principalement la protection localisée à un segment corporel, la tête puis la protection globale de l'adulte standard.

La deuxième partie concerne la protection de l'utilisateur atypique qui est l'utilisateur vulnérable d'un point de vue intrinsèque (enfant, personne âgée) occupant d'une automobile et l'utilisateur vulnérable de situation (personne adulte aux places arrière).

Un dernier chapitre porte sur les conclusions générales apportées à l'ensemble de ces travaux, dont certains sont en cours. Les prolongements possibles et les perspectives sont aussi recensés.

Quatre annexes complètent ce document.

L'annexe 1 détaille mon Curriculum Vitae, et décrit plus particulièrement mes expertises.

L'annexe 2 décrit mes implications dans des projets européens, internationaux, nationaux et industriels.

L'annexe 3 correspond à la liste exhaustive de ma production scientifique.

L'annexe 4 présente mes activités d'encadrement d'étudiantes ou étudiants en thèse, en Master, en DEA, en DESS, ou en stage, et de personnes en contrat à durée déterminée.

2. Protection de l'adulte standard

2.1. Introduction - protection adulte standard

Une victime peut avoir plusieurs lésions, dans la même région corporelle ou non, de même niveau de gravité ou non (Laumon *et al.*, 2009).

L'Abbreviated Injury Scale (AIS, 2005) est une classification des lésions traumatiques qui décrit les blessures suivant leur localisation, leur nature et leur gravité. Ses buts sont la hiérarchisation des blessures par degré de gravité, et la standardisation de la terminologie. Sa première publication date de 1971. L'AIS a été à l'origine développée pour les accidentologues afin d'uniformiser le recueil des données relatives à la gravité des blessures des victimes d'accidents de la route. Plusieurs révisions de l'AIS ont été proposées depuis sa création. Dans l'AIS, chaque lésion décrite est affectée dans une première partie d'un code à plusieurs chiffres correspondant à la région corporelle, à la structure anatomique et à la nature de la lésion. En seconde partie l'AIS est complété par de la gravité de la lésion. Cette valeur est corrélée avec le risque de décès (à partir de 3), mais également à la certitude du diagnostic, à la rapidité, la durée, la complexité et l'efficacité attendue de la récupération avec ou sans thérapie existante. Les blessures sont ainsi classées :

- gravité mineure (AIS 1, ex : plaies et hématomes superficiels),
- modérée (AIS 2, ex : blessures par pénétration avec perte de tissu),
- sérieuse (AIS 3, ex : blessures par pénétration avec perte de sang importante),
- sévère (AIS 4, ex : plaie mineure avec déficit neurologique de l'aorte carotide),
- critique (AIS 5, ex : plaie avec destruction massive pharynx),
- maximale (AIS 6, ex : décapitation).

L'AIS ne permettant pas d'évaluer des effets conjugués de plusieurs lésions, d'autres codages sont proposés. L'AIS Maximum (MAIS) est recensé chez un polytraumatisé. L'Injury Severity Score (ISS) est la somme des carrés des AIS les plus élevés observés sur trois territoires corporels distincts. Le New ISS (NISS) est la somme des carrés de l'AIS des trois lésions élémentaires les plus graves.

L'AIS ne permettant pas d'évaluer les séquelles ou l'invalidité, l'Injury Impairment Scale (IIS), a été proposée. Elle vise à évaluer la nature et la gravité des déficiences prévisibles à un an. L'IIS attribue à chacune des lésions un score de déficience classé de la manière suivante :

- fonction normale, pas d'invalidité (IIS 0),
- déficience détectable mais n'affectant pas la fonction normale (IIS 1),
- niveau de déficience compatible avec une fonction normale pour sa plus grande partie (IIS 2),
- niveau de déficience compatible avec une fonction plus ou moins normale (IIS 3),

- niveau de déficience affectant significativement la fonction normale (IIS 4),
- niveau de déficience rendant impossible, pour sa grande partie, l'usage de la fonction (IIS 5),
- niveau de déficience rendant impossible tout usage de la fonction (IIS 6).

L'IIS Maximum (MIIS) est l'IIS le plus élevé recensé chez un polytraumatisé.

A partir des données du registre du Rhône des victimes d'accident de la circulation routière (Laumon *et al.*, 2005), environ une victime sur cent ne survit pas à ses blessures. Ces victimes sont pour la plupart des polytraumatisés. La tête et le thorax sont les segments corporels qui dominent le profil lésionnel. Plus souvent victimes d'un accident corporel, les hommes présentent aussi plus souvent des blessures graves. Plus d'une victime sur trois présente une atteinte aux membres inférieurs. Mais c'est à la tête, et dans une moindre mesure au thorax et à l'abdomen, que l'on recense le plus grand nombre de lésions les plus graves, potentiellement mortelles. L'âge est étroitement lié à la répartition corporelle de ces atteintes. Le très jeune enfant est plutôt exposé à des blessures à la tête et à la face, l'enfant de 10 ans à 15 ans aux membres supérieurs, l'adolescent de 15 ans à 20 ans aux membres inférieurs, et la personne âgée au thorax. De telles variations trouvent une part de leur explication dans des moyens de locomotion variables selon l'âge. S'agissant des lésions élémentaires elles-mêmes, le principal risque lésionnel est l'étirement de la colonne cervicale (« coup du lapin », Whiplash en anglais). Il concerne une victime sur six, et en particulier un occupant de voiture sur quatre.

Seulement un peu plus des deux tiers des victimes ne conserveront probablement aucune séquelle un an après leur accident, trois sur dix conserveront probablement des déficiences mineures ou modérées, et de l'ordre d'une sur cent des déficiences sérieuses à totales. La majorité des victimes concernées par un pronostic séquellaire sont des hommes. C'est entre 15 ans et 29 ans que l'on rencontre le plus de ces victimes chez les hommes, et entre 20 ans et 29 ans chez les femmes. Pour les séquelles sérieuses à maximales, la part des hommes atteint les trois quarts (Gadegbeku *et al.*, 2006).

Dans le domaine de la sécurité routière, la protection de l'adulte concerne dans un premier temps l'adulte standard, homme de stature moyenne (50^e percentile) en place avant côté conducteur. Ultérieurement des extrapolations portent sur l'homme de grande stature (95^e percentile) et la femme de petite stature (5^e percentile). Afin d'améliorer la connaissance de la réponse du corps humain au choc, nous avons réalisé des expérimentations localisées en fonction de la partie du corps à protéger après l'analyse des données accidentologiques. Ces dernières suivent l'évolution des améliorations apportées par les constructeurs automobiles en termes de protection aux chocs. A partir des résultats expérimentaux localisés, les réponses mécaniques des parties correspondantes des mannequins de choc automobile sont comparées, afin de modifier les mannequins pour les rendre plus biofidèles. Parallèlement, les modèles numériques des parties du corps humain sont développés.

Ces constituants du corps humain ainsi analysés séparément sont ensuite assemblés. Il convient donc de vérifier la réponse de ce nouvel ensemble. Donc des expérimentations sur la réponse globale du corps humain sont menées afin de valider la réponse globale des mannequins et des modèles numériques du corps humain et de mannequin.

La protection de l'adulte standard localisée à un segment corporel, puis celle de l'adulte standard dans sa réponse globale est détaillée dans ce chapitre.

2.2. Protection localisée à un segment

2.2.1. Introduction - protection localisée - adulte standard

Dans ce sous chapitre la méthodologie de la protection de l'adulte standard localisée à un segment est illustrée principalement sur la protection au niveau de la tête. Cette approche localisée à la tête a aussi été utilisée sur d'autres segments, thorax, bassin et membres suivant plusieurs directions d'impact (frontale, latérale, oblique et arrière). Uniquement la protection au niveau du thorax et du bassin en choc latéral est présentée succinctement dans ce sous chapitre.

2.2.2. Protection au niveau de la tête

L'accidentologie indique que les heurts de la tête dans les accidents de la route sont en fait modifiés par le heurt primaire sur la face et que les critères de lésions cérébrales doivent s'en trouver modifiés (Laumon *et al.*, 2005).

Les lésions de la face sont toujours aussi fréquentes dans les accidents de la circulation. Elles représentent un enjeu réel et nécessitent l'approfondissement des approches biomécaniques expérimentales.

Or, on constate que dans les essais d'homologation des véhicules, c'est le plus souvent la face du mannequin qui heurte le volant, et on sait que cette face n'est pas biofidèle. Sa conception est telle qu'elle donne une réponse identique que le heurt soit sur la face ou sur le front.

Une thèse de médecine (F. Boyera, 1994) a permis de constater que les lésions faciales concernaient plus de 30 % des usagers de véhicules automobiles et ce, malgré le port de plus en plus fréquent de la ceinture de sécurité. Or pour ce type de choc, les séquelles esthétiques et fonctionnelles sont très importantes.

A partir de ces constatations, nous avons élaboré une recherche destinée à quantifier le rôle de la structure faciale et à évaluer ce rôle en termes de critères de gravité pour le contenu cranio-encéphalique. Il s'est agi d'améliorer la connaissance sur le rôle d'amortisseur de la face humaine pour la boîte crânienne et son contenu lors d'impacts.

Afin de corrélérer les mesures obtenues au centre de gravité de la tête des mannequins, et celles obtenues à la périphérie des corps légués à la science, il a fallu dans un premier temps élaborer une méthode de mesure capable de faire le transfert des informations.

Pour cela, nous avons conçu un montage qui se fixe sur la tête des sujets. Avec ce casque léger qui supporte 12 accéléromètres, nous avons la possibilité de calculer les accélérations, les vitesses linéaires et angulaires au centre de gravité ou en tout point de la tête. La méthode numérique de Runge Kutta d'ordre 4 a été mise au point en collaboration avec l'Institut National des Sciences Appliquées (INSA) de Lyon pour analyser les paramètres accélérométriques enregistrés. Ce logiciel a un champ d'utilisation qui peut être appliqué à tout solide sur lequel au moins 6 voies d'accélérations (2 en X, 2 en Y et 2 en Z) sont enregistrées.

2.2.2.1. Expérimentation sur corps légués à la science au niveau de la tête

La campagne d'essais a été réalisée en effectuant des essais à l'impacteur horizontal guidé.

Cet outil (Figure 1) est particulièrement utilisé pour évaluer le comportement au choc des différents segments du corps humain puis des pièces mécaniques intégrées dans les mannequins représentant ces mêmes segments.



Figure 1 : Impacteur horizontal guidé

Une masse mobile (12 kg à 70 kg) est guidée horizontalement, elle est constituée d'un tube (en polyuréthane, en duralumin ou en acier) et d'une face avant adaptable (forme ronde, carrée, rectangulaire, triangulaire et face plane ou bombée...). La propulsion de l'ensemble est réalisée à l'aide de Sandows (1 à 9) mis en tension avec un treuil à main. Différents diamètres de tendeurs peuvent être utilisés de façon à adapter le système à l'énergie nécessaire. L'ensemble a été prévu pour animer une masse de 17 kg à 20 m/s ce qui représente une énergie maximum disponible d'environ 3 400 Joules.

L'étude s'est poursuivie par des essais sur corps légués à la science impactés avec des chocs obliques sur l'os zygomatique, le maxillaire et sur l'os frontal. Ceci car nous avons souhaité coller à la réalité des accidents dont les études cliniques nous ont indiqué que les chocs sur la face sont généralement latéralisés et avec un angle d'environ 30 degrés par rapport au plan sagittal, sans doute en lien avec la dissymétrie de la retenue par la sangle thoracique de la ceinture de sécurité et le faible recouvrement de la plupart des chocs frontaux.

La violence des essais sur corps légués à la science était dans la plage infra lésionnelle et juxta lésionnelle, afin de détecter les premières amorces de lésions. Des essais trop destructifs ne nous intéressaient pas dans cette étude.

Des essais biomécaniques ont porté particulièrement sur le comportement de la face humaine en choc oblique au niveau de l'os frontal, l'os zygomatique et le maxillaire.

Une vingtaine de corps entiers légués à la science ont été expérimentés. Une soixantaine d'impacts ont été réalisés sur l'os frontal, l'os zygomatique et le maxillaire avec un angle de 30 degrés par rapport au plan sagittal.

La forme de la surface d'impact était celle d'un cylindre censé représenter la forme d'une partie de la jante d'un volant.

Le corps était instrumenté afin d'enregistrer la cinématique de la tête. La force et l'accélération de l'impacteur étaient mesurées.

La masse mobile de l'impacteur était propulsée par l'énergie d'élastiques tendus. Lors des essais sur la face, nous avons utilisé, pour les vitesses d'impact inférieures à 3 m/s, trois paires de tendeurs de diamètre 8 mm. Pour les vitesses supérieures, nous avons rajouté un jeu de trois tendeurs supplémentaires.

La masse totale impactante était de 16,56 kg.

L'impacteur était muni d'un capteur de vitesse électronique qui donne la vitesse d'impact. La vitesse a varié de 4 km/h à 20 km/h.

Deux capteurs d'efforts montés en parallèle en amont de l'embout impactant ont permis de mesurer l'effort appliqué au moment du choc. Un accéléromètre était aussi monté sur la masse impactante. Il a permis de mesurer l'accélération de l'impacteur durant le choc et ainsi, sa vitesse et sa position.

Le système de mesures d'accélérations linéaires de la tête (Figure 2) était composé d'une armature métallique équipée de quatre triaxes accélérométriques soit, douze accéléromètres. Elle était fixée à l'extérieur de la tête, sur la boîte crânienne. Ce casque était construit en un matériau relativement léger, le duralinox. Afin de limiter encore l'influence du poids du système sur le comportement de la tête, nous avons réalisé de nombreux perçages pour alléger l'armature. Bien que le poids de ce casque soit faible, celui-ci est suffisamment rigide pour minimiser les vibrations qui perturbent les mesures accélérométriques.

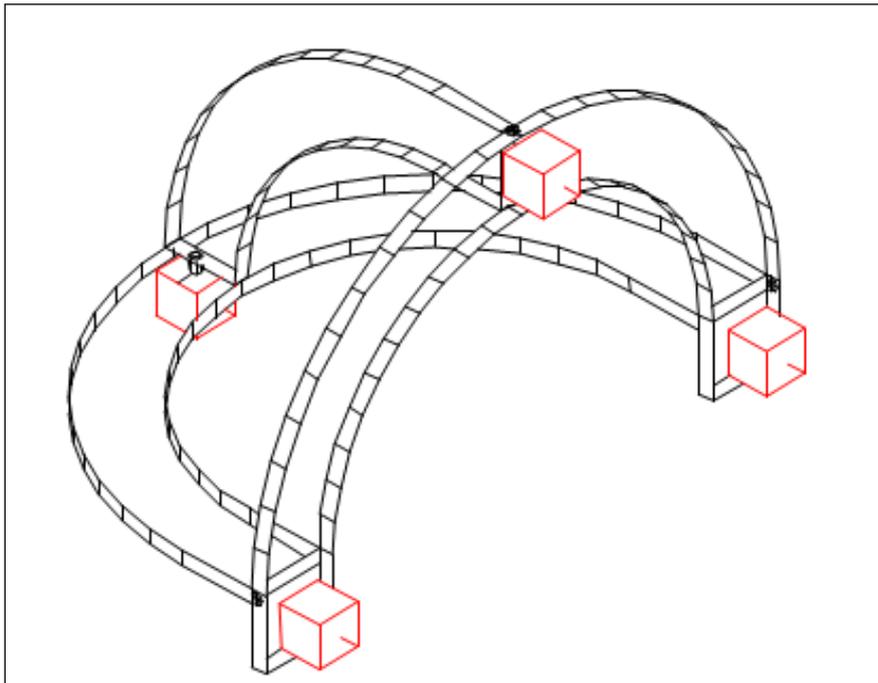


Figure 2 : Système de mesures d'accélération de la tête
Source : Bermond et al., (1999)

Ce dispositif permet de déterminer à partir des mesures accélérométriques linéaires en périphérie de la boîte crânienne et grâce à un logiciel développé au Laboratoire, la mesure de l'accélération linéaire au centre de gravité de la tête.

Deux caméras rapides (1000 images par seconde) ont été utilisées, l'une pour une prise de vue latérale, l'autre pour une vue de dessus.

Les expérimentations ont été réalisées sur des corps légués à la science frais, non embaumés, décédés depuis moins de 4 jours. Une analyse de sang est pratiquée pour écarter les risques infectieux. Des radiographies permettent de vérifier le bon état de la structure osseuse. Les corps présentant une altération de leur état squelettique (ostéoporose, métastase osseuse) ou dont l'état squelettique est considéré comme non représentatif de celui des vivants exposés au risque d'accident ne sont pas retenus. Seuls les corps répondant aux précédents critères sont expérimentés après avis du médecin référent des essais. Ces corps sont conservés en chambre froide (2°C) et mis à température ambiante plusieurs heures avant l'essai. Nous disposons comme information sur le corps, la date du décès, la cause du décès et l'âge. Une pesée et un relevé anatomique précisent les caractéristiques du sujet.

Les dimensions mesurées sur la tête sont : la profondeur (front / nuque), la hauteur, la largeur, la circonférence glabellle - occiput et la circonférence menton - calotte.

Afin de repérer le plan de Francfort sur les radiographies, nous implantons quatre billes de plomb, deux disposées au niveau inférieur des orbites et deux à l'intérieur des conduits auditifs externes.

Pour faciliter la mise en place de l'armature parallèlement au plan de Francfort et visualiser l'orientation de la tête lors des essais, nous traçons ce plan sur la peau.

Un triaxe accélérométrique est placé à l'intérieur de la tête, dans la bouche, sous la voûte palatine. Les mesures réalisées sont dites « au centre de gravité ».

Des radiographies de la tête équipée du casque sont prises avant le choc afin de déterminer la position de l'ensemble des accéléromètres par rapport au plan de Francfort, repéré par les billes préalablement disposées (Figure 3).

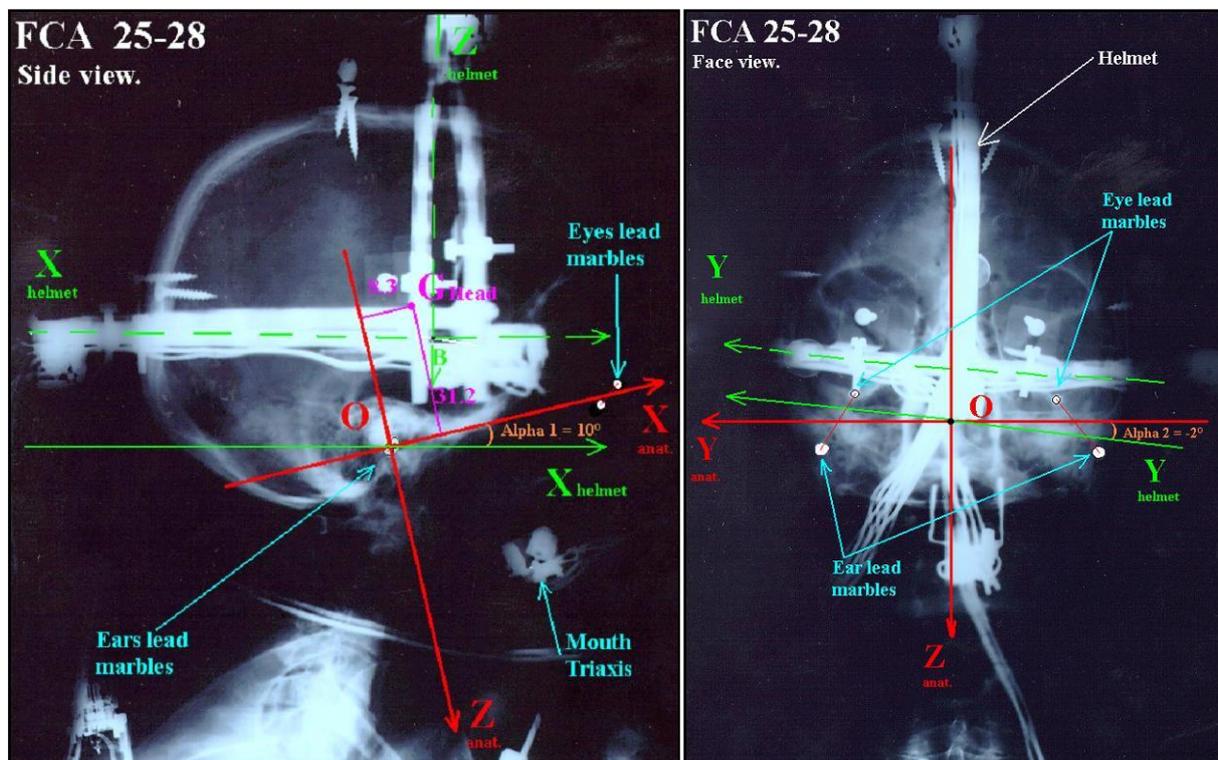


Figure 3 : Radiographie de profil et de face de la tête

Le dépouillement des radiographies a permis de déterminer la position des points de mesure des accélérations linéaires par rapport au point de référence et leur orientation par rapport au repère anatomique.

Chaque corps subit un choc au minimum (Figure 4). Il n'est pas rare d'effectuer plusieurs impacts à des endroits différents sur le même corps après que le médecin ait vérifié l'intégrité du corps par palpation et par radiographie.

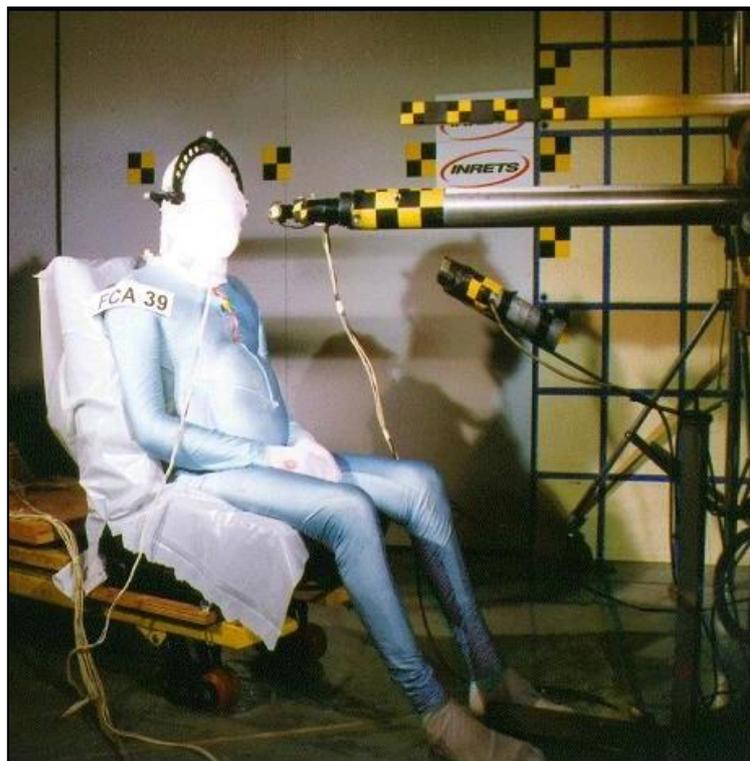


Figure 4 : Essai impacteur au niveau de la tête

Lorsque les essais sont terminés, une autopsie est réalisée par le médecin référent afin d'établir les lésions occasionnées par nos essais.

Au cours de cet examen, des prélèvements osseux sont effectués. Les échantillons osseux sont calcinés pour permettre la détermination de la minéralisation osseuse (gril costal comprenant au minimum 6 cm des 4^e, 5^e et 11^e côtes, calcaneum) afin de connaître la qualité de l'os et donc sa résistance au choc.

Par définition, un choc représente une phase transitoire très brève ; par expérience, nous pouvons estimer que la durée d'un choc est de 5 ms à 20 ms. Dans ces conditions, il est nécessaire d'utiliser une technique particulièrement adaptée à la rapidité du phénomène. Des coffrets de mesures enregistrent de nombreuses informations durant un temps très bref. La fréquence d'échantillonnage des informations enregistrées sur chaque voie est de 10 kHz et chaque coffret permet d'enregistrer de nombreuses voies de mesure pendant plusieurs secondes.

L'observation directe est d'une grande utilité pour comprendre certains phénomènes et la mise en place de mires comme points de repère permet une analyse quantitative de la cinématique. Des caméras numériques tournant à grande vitesse sont donc utilisées pour tous les essais. Pour l'analyse du comportement du corps humain et en fonction des conditions de chargement, la vitesse des caméras peut atteindre 1 000 im/s.

A ces vitesses, la lumière ambiante dans un hall d'essais est toujours insuffisante et ceci nécessite l'utilisation d'une forte puissance de projecteurs suspendus ou sur pied de façon à être facilement transportables et adaptables aux autres zones d'essais.

Pour chacun des enregistrements caméra, les coordonnées 2D des mires sont récupérées par un suivi de mire fait avec le logiciel MotionTrack© de la société Vannier Photelec©.

Afin de comparer les essais réalisés, nous avons analysé plusieurs paramètres :

- la trajectoire de la tête lors du choc : elle est reconstituée à partir du dépouillement des films enregistrés par les deux caméras rapides,
- les résultantes des accélérations linéaires du centre de gravité de la tête et des accélérations angulaires de la tête,
- les critères biomécaniques.

Les critères biomécaniques sont basés sur les principales mesures recueillies par les capteurs fixés dans les mannequins ou sur les corps légués à la science lors des essais dynamiques. Ces indices sont calculés pour évaluer la sévérité des chocs. Ces critères calculés en fonction de la direction de l'impact sont aussi utilisés pour accepter ou non un véhicule.

Pour la tête, les accélérations linéaires sont mesurées au centre de gravité de la tête dans les trois directions a_x , a_y et a_z , puis elles sont divisées par 9.81 et enfin sont exprimées en unités de gravité g ($1 g = 9.81 m/s^2$). Elles sont filtrées avec une classe de fréquence 1 000 Hz.

L'accélération linéaire résultante (a_R) est calculée puis le Head Injury Criterion (HIC).

C'est le critère actuellement le plus utilisé pour la tête. Il est optimisé lors d'impact direct. Il est défini par :

$$HIC = MAX \left[(t_2 - t_1) \left[\left(1 / (t_2 - t_1) \right) \int_{t_1}^{t_2} a_R(t) dt \right]^{2.5} \right]$$

Différentes définitions existent pour fixer les valeurs de t_1 et t_2 (t_1 et t_2 sont deux instants quelconques entre le premier instant et le dernier instant de contact de la tête).

Les courbes représentant la gravité des lésions en fonction du HIC ont été établies à partir des essais expérimentaux sur mannequins (Figure 5).

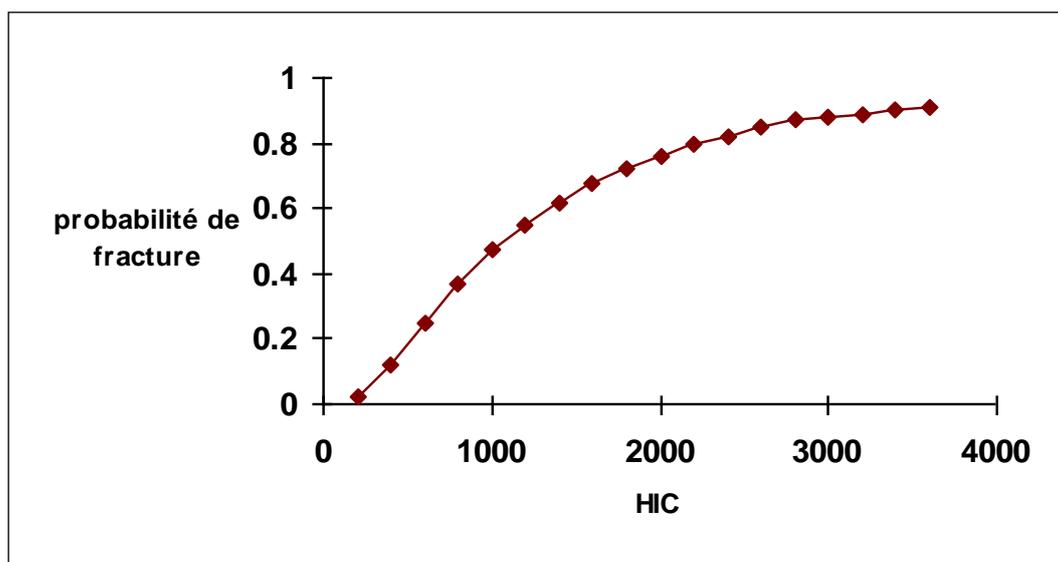


Figure 5 : Probabilité de fracture de la tête en fonction du HIC

Source : Hertz, 1993, Hardy et al., 1994

Cependant, le HIC est influencé par de nombreux facteurs comme les forces de retenue du cou ou l'environnement même du sujet lors du choc. Ce sont quelques-unes des raisons pour lesquelles le HIC ne constitue pas un critère entièrement satisfaisant. Il est calculé lorsque les mannequins sont utilisés dans des simulations d'accidents. Ces simulations d'accidents se font à l'aide de chariots guidés ou de véhicules subissant de fortes décélérations. Le HIC sert aussi de critère biomécanique lors de simulations numériques. Ce critère est optimisé lors d'impact direct.

Pour chaque essai, une base de données de connaissance concerne en fonction des essais :

- les données d'entrées : accélération, vitesse, distance d'arrêt,
- les photos avant essai, pendant l'essai et après l'essai,
- les films à haute vitesse suivant différents angles de vue,
- les fichiers de données de mesures, accéléromètres, capteur de force,
- les courbes de déplacement de certains points et mires à partir de l'analyse des films.

La Figure 6 montre l'accélération résultante maximum au centre de gravité de la tête par rapport à l'énergie déployée pour chaque essai ainsi que l'information sur la survenue ou pas de fracture.

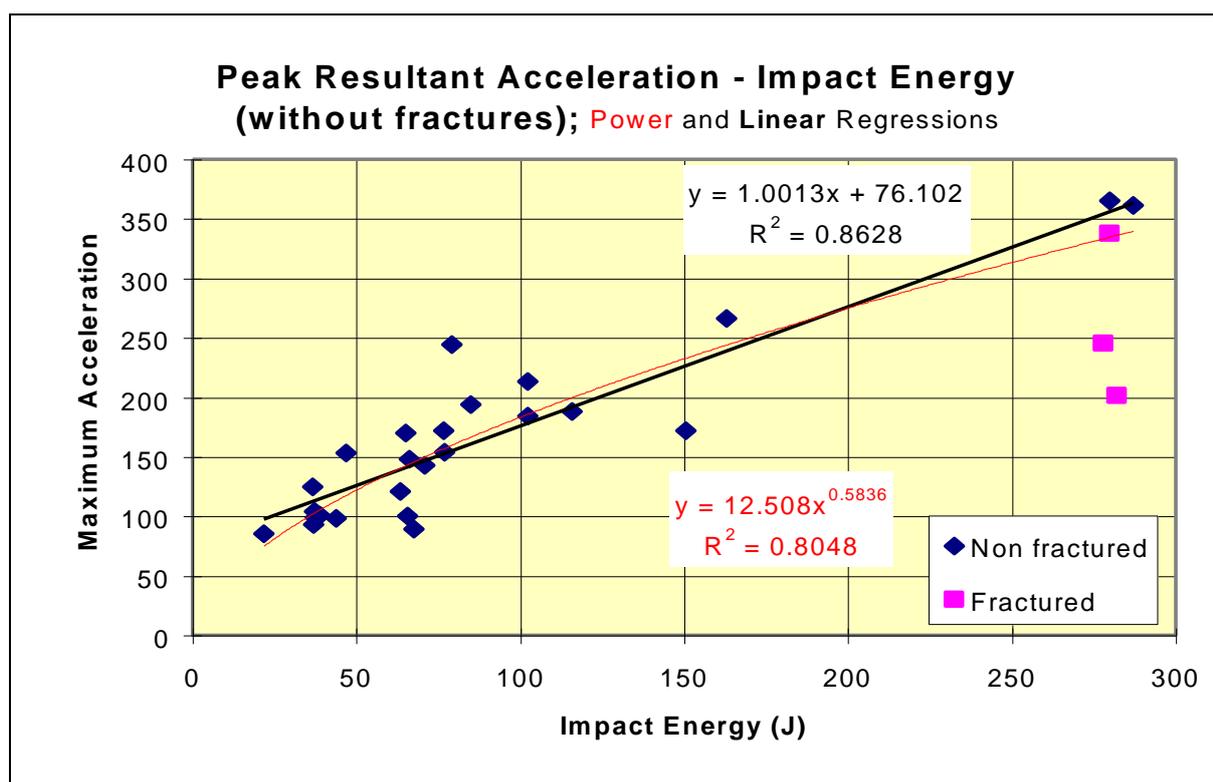


Figure 6 : Accélération au niveau du centre de gravité de la tête

Source : Bruyère-Garnier et al., (2000)

La Figure 7 illustre la valeur du HIC pour chaque essai en fonction de l'énergie d'impact.

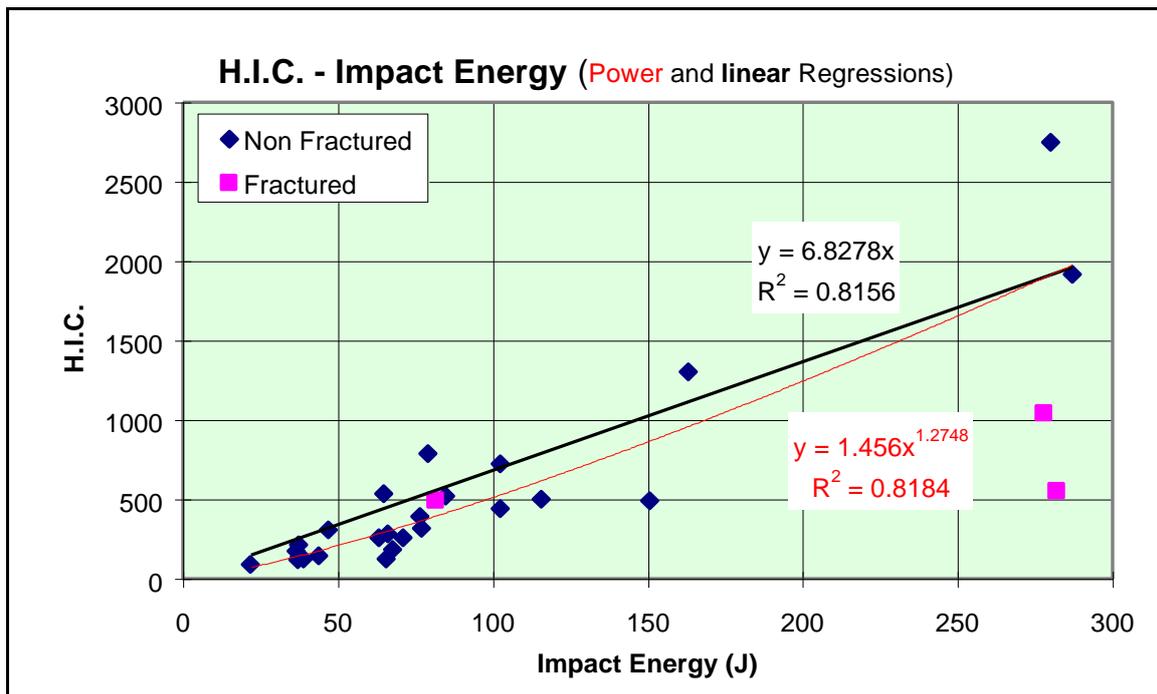


Figure 7 : Critère biomécanique au niveau de la tête
 Source : Bruyère-Garnier et al., (2000)

La Figure 8 montre la probabilité de fracture de l'os zygomatique en fonction de l'accélération maximale.

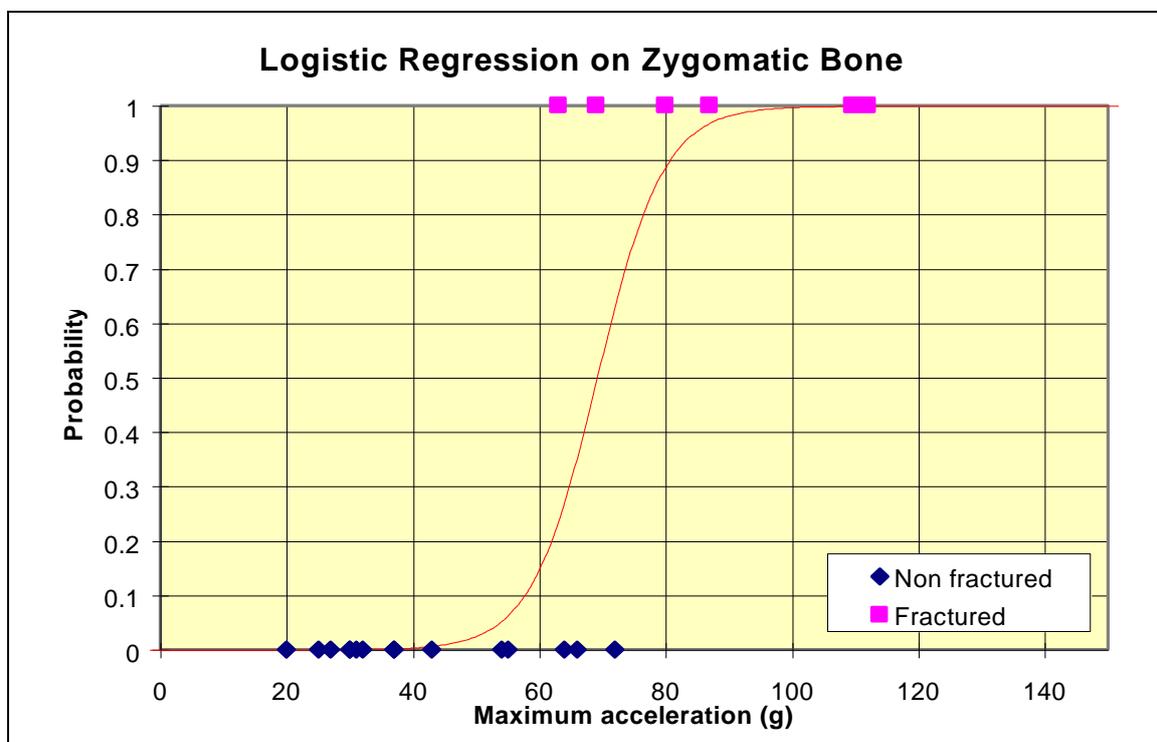


Figure 8 : Probabilité de fracture de l'os zygomatique
 Source : Bruyère-Garnier et al., (2000)

Sur la Figure 9, un corridor de l'accélération résultante au niveau du centre de gravité de la tête est proposé et a été retenu pour le cahier des charges de la réponse de la tête des futurs mannequins de chocs frontaux.

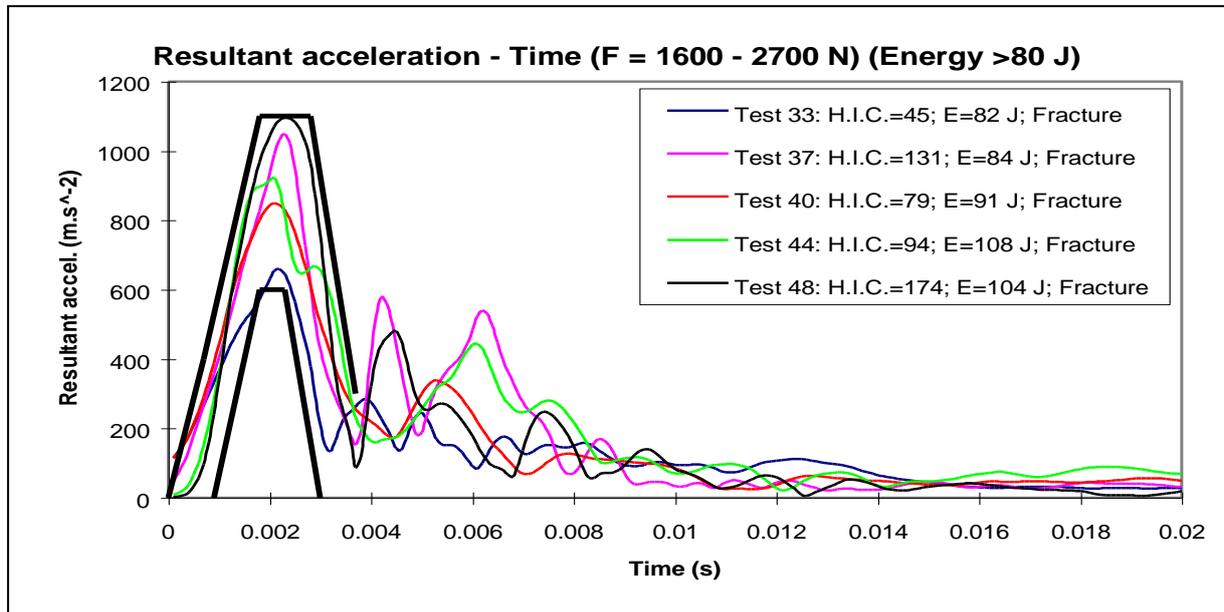


Figure 9 : Corridor de l'accélération au niveau de la tête

Source : Bruyère-Garnier et al., (2000)

2.2.2.2. Conclusions - expérimentation sur corps légués à la science au niveau de la tête

Il a pu être constaté, au niveau des paramètres calculés au centre de gravité de la tête, qu'un choc sur les os de la face est nettement différent d'un choc sur l'os frontal, contrairement à ce qui a pu être observé sur mannequin.

Il s'est agi d'améliorer la connaissance sur le rôle d'amortisseur de la face humaine pour la boîte crânienne et son contenu lors d'impact. Cette notion d'atténuateur pourrait être mieux prise en compte pour la conception des nouveaux mannequins et pour les valeurs mesurées dans la tête et le choix de critères biomécaniques.

Cette recherche a été complétée par une approche numérique de la face humaine.

Fort de ces essais qui ont permis d'améliorer la connaissance du corps humain soumis à un impact, nous avons transféré cette connaissance pour l'amélioration des mannequins et des modèles numériques du corps humain et des mannequins notamment au travers de recommandations dans le cahier des charges du mannequin de choc frontal THOR (Test device for Human Occupant Restraint).

2.2.2.3. Expérimentation sur mannequin au niveau de la tête

2.2.2.3.1. Protocole des expérimentations sur mannequin au niveau de la tête

Les essais nécessitant les mannequins font l'objet aussi d'un protocole spécifique qui porte principalement sur le choix du mannequin. Il est fonction de la direction de l'impact. Il faut choisir les capteurs nécessaires à l'étude pour instrumenter le mannequin spécifiquement. Il faut choisir le nombre et la position des caméras et le moyen d'essai.

Les essais au niveau de la tête et de la face du mannequin ont été conduits pour mesurer sa réponse dans des conditions d'impact similaires à celles réalisées sur corps légués à la science (Figure 10).

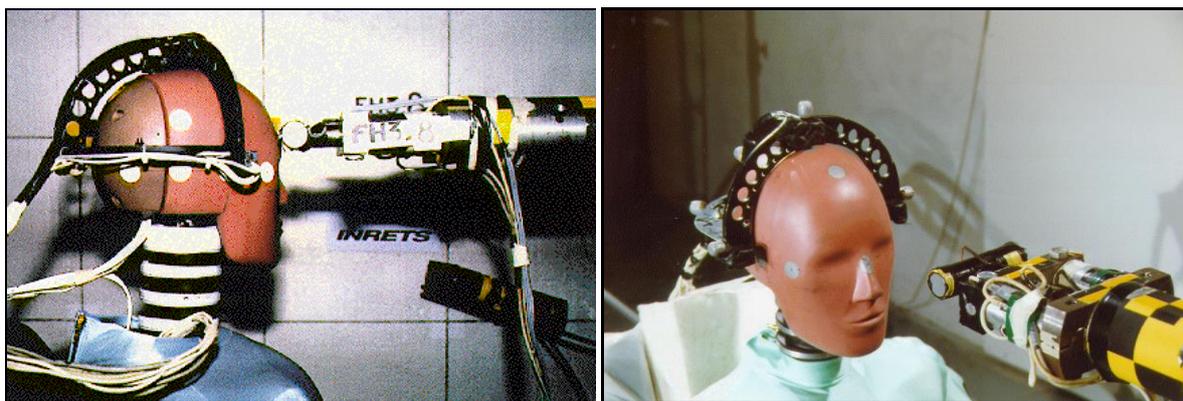


Figure 10 : Essai impacteur au niveau de la face du mannequin de choc frontal Hybrid III

2.2.2.4. Modélisation numérique au niveau de la tête

Dans le cadre de la protection des automobilistes, le but de la simulation est d'aboutir à un modèle prédictif des lésions de l'être humain quelle que soit la direction de la sollicitation. La modélisation se heurte à un certain nombre de difficultés liées à un manque de données biomécaniques.

La recherche sur la réponse de la face humaine a été complétée par une approche numérique de la face humaine avec le logiciel PAM-CRASH© de la société ESI©. Il s'est agi d'améliorer la connaissance sur le rôle d'amortisseur de la face humaine pour la boîte crânienne et son contenu lors d'impact. Cette notion d'atténuateur pourrait être mieux prise en compte pour la conception des nouveaux mannequins et pour les valeurs mesurées dans la tête et le choix de critères biomécaniques.

2.2.2.4.1. Modélisation numérique face humaine

La face humaine et une partie de la boîte crânienne ont été modélisées ainsi qu'une partie de la jante du volant par des éléments volumiques. La Figure 11 décrit le modèle de la face humaine au moment du choc et quelques millisecondes après.

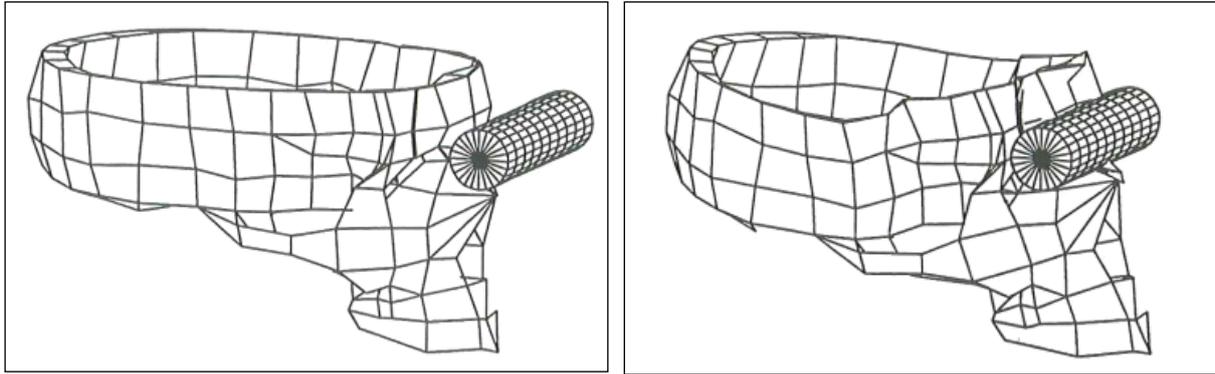


Figure 11 : Modélisation face humaine à différents instants
 Source : Bermond et al., (1995)

La Figure 12 montre la répartition des contraintes au moment du choc sur la face humaine.

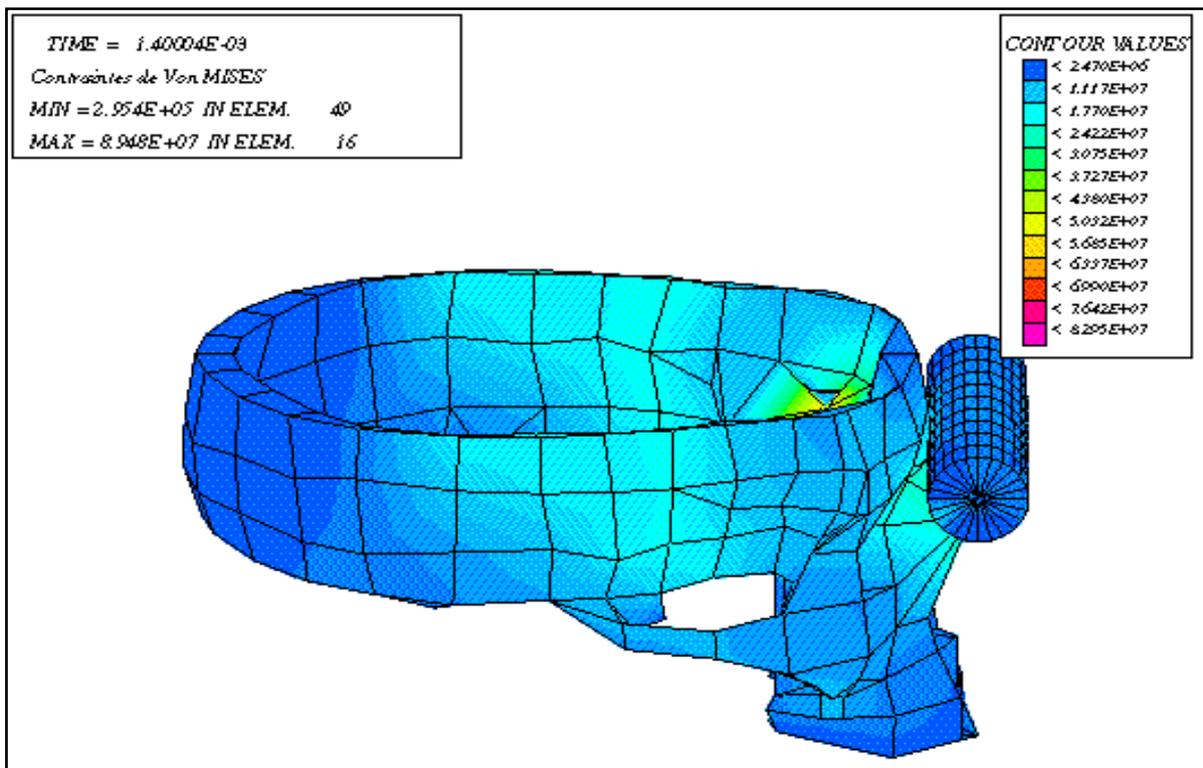


Figure 12 : Répartition des contraintes au moment du choc sur la face humaine
 Source : Bermond et al., (1995)

2.2.3. Autres protections localisées - adulte standard

Cette approche localisée à la tête a aussi été utilisée sur d'autres segments, thorax, bassin et membres suivant plusieurs directions d'impact (frontale, latérale, oblique et arrière). Nous avons choisi de ne pas les développer en détail, mais juste de mentionner l'approche localisée au thorax et au bassin en choc latéral (Figure 13) et le transfert de cette connaissance au modèle physique (mannequin de choc latéral, Figure 14) et au modèle numérique du mannequin de choc latéral (Figure 15).

La tolérance du thorax a été un sujet de recherche continu depuis mon arrivée au Laboratoire, en choc frontal et en choc latéral. En effet, le port de la ceinture de sécurité a induit des lésions thoraciques et il était important de connaître les mécanismes lésionnels et les niveaux de tolérance admissibles pour que ce moyen de sécurité passive améliore ses performances

Les critères pour évaluer le risque de blessure du thorax ont évolué vers le critère $V \cdot C$ (critère de viscosité) qui prend en compte non seulement l'enfoncement de la cage thoracique mais aussi la vitesse d'enfoncement. Ce critère est ensuite corrélé au nombre de côtes fracturées afin d'obtenir des niveaux de tolérance, en fonction par exemple de l'AIS. De plus, les lois de la statistique permettent d'associer une probabilité de risque à chaque valeur limite retenue pour le critère. La limite du critère de viscosité est 1 m/s quelle que soit la direction du choc. La limite du critère de déflexion est de 50 mm en choc frontal et de 42 mm en choc latéral

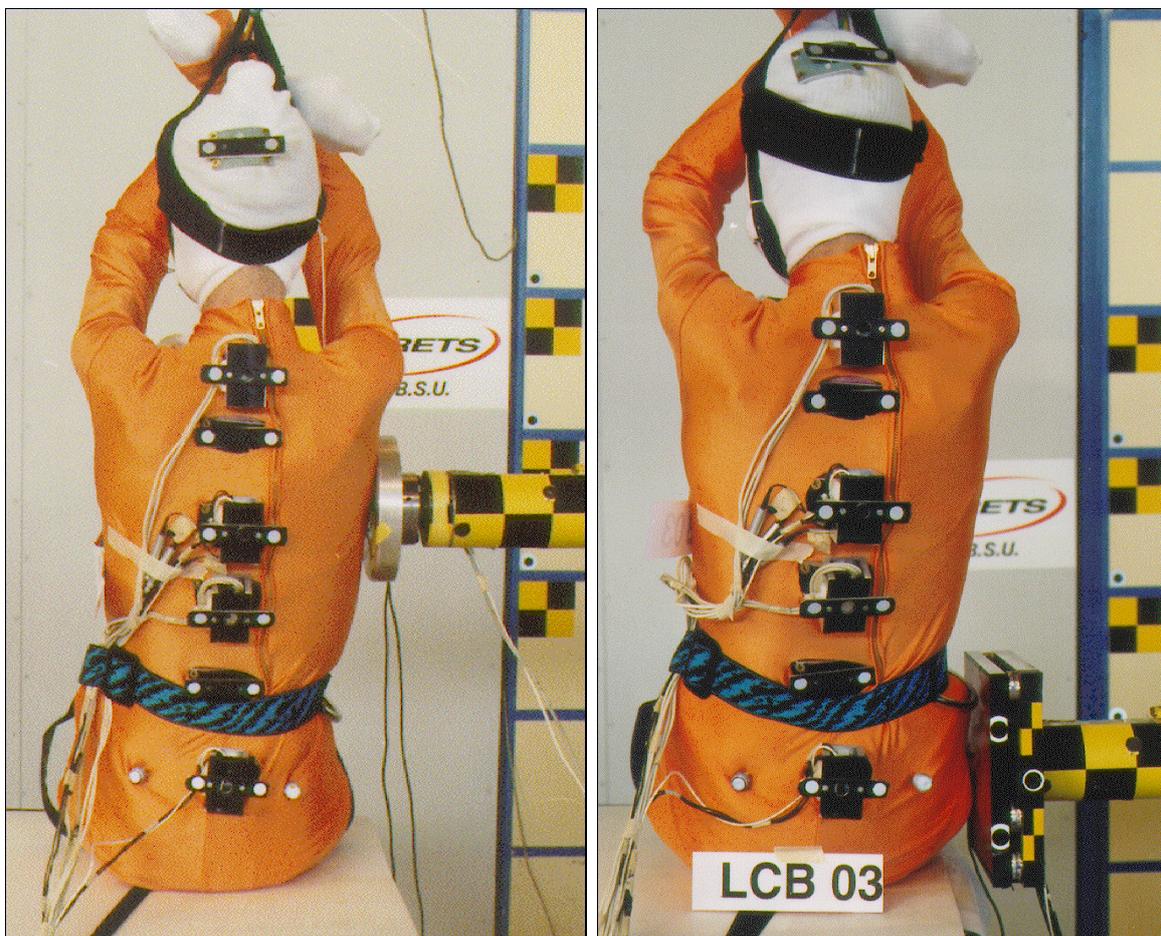


Figure 13 : Essai impacteur au niveau du thorax et du bassin

Concernant la tolérance du bassin nous avons abouti à la conclusion que les lésions de l'usager étaient liées à la déformation et plus particulièrement à la vitesse de déformation de la paroi du véhicule qui vient directement impacter le bassin, puisqu'en choc latéral, seule l'épaisseur de la portière s'interpose.

Les critères pour évaluer le risque de blessure du bassin se focalisent vers le critère V*C (Viscous Criteria, Critère de viscosité, Kroell *et al.*, 1986, Viano et Lau, 1988) qui prend en compte non seulement l'enfoncement du bassin mais aussi la vitesse d'enfoncement. Ce critère est ensuite corrélé aux fractures du bassin afin d'obtenir des niveaux de tolérance, en fonction par exemple de l'AIS.

Les valeurs limites, proposées pour la protection du bassin humain et correspondant à une probabilité de 50 % d'AIS ≥ 2 , sont de 46 mm pour la déflexion maximum de bassin et de 0.62 m/s pour le critère de viscosité.

La limite du critère de l'effort admissible est 6 kN pour le bassin en choc latéral.

Des essais comparables à ceux sur corps légués à la science ont été effectués sur le mannequin EuroSID 1 (mannequin de choc latéral) afin de vérifier comment évoluent les mesures enregistrées et quelle est sa biofidélité dans ces conditions de sollicitation.



Figure 14 : Essai impacteur au niveau du bassin avec mannequin de choc latéral EuroSID

En association avec la société Engineering Systems International (ESI©), nous avons modélisé le mannequin de choc latéral EuroSID, puis il a été validé par comparaison des résultats numériques et des résultats expérimentaux obtenus lors d'essais de composants et sur mannequin entier. Le modèle numérique de ce mannequin de choc latéral a complété la base de données du logiciel PAM-CRASH© de la société ESI© en 1995. Il permet par exemple pour le constructeur automobile, dès la conception de la structure du véhicule par ordinateur, de mener une étude de sa résistance aux chocs avec mannequin.

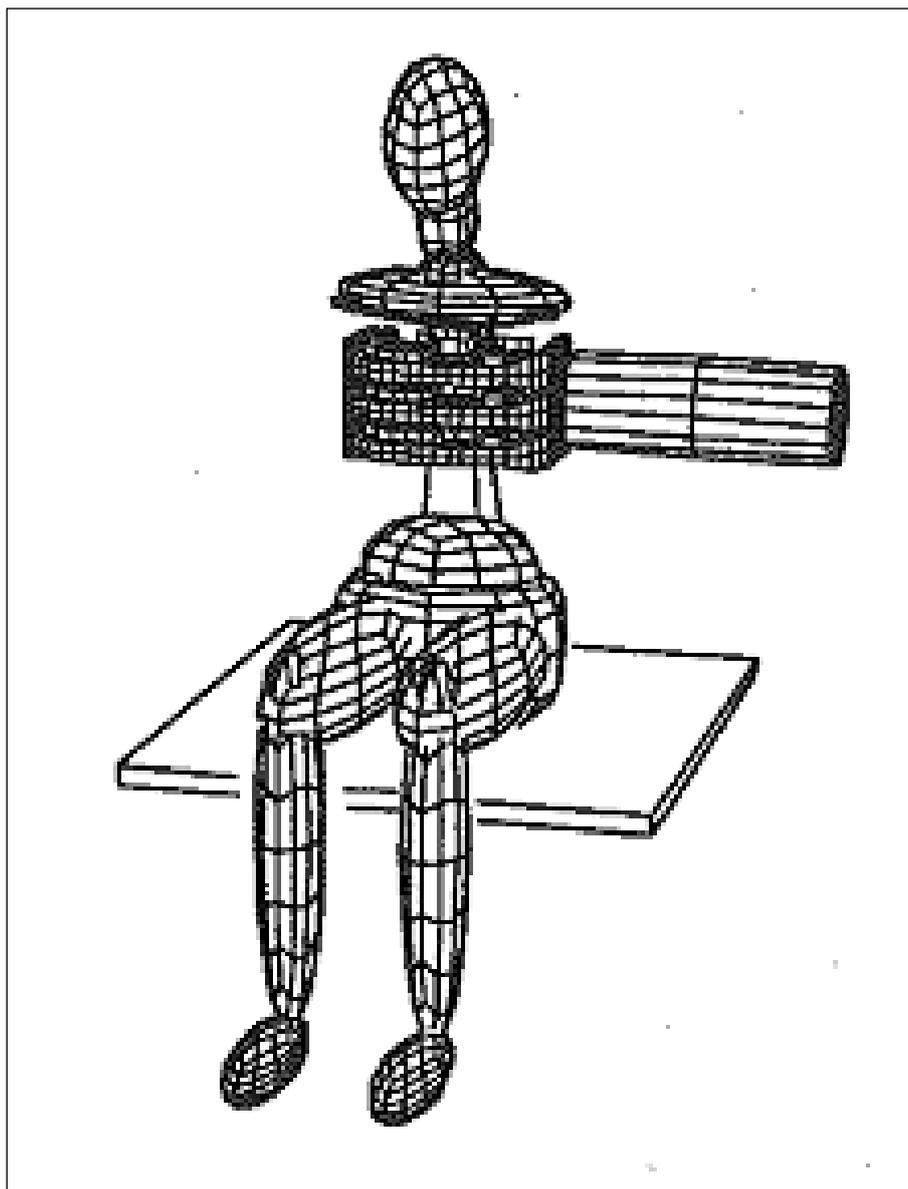


Figure 15 : Modélisation impact sur thorax du mannequin de choc latéral EuroSID

Source : Bermond et al., (1998)

Les risques potentiels de blessures du membre supérieur et de l'épaule ont été étudiés dans le cas du déploiement du sac gonflable latéral ainsi que lors de l'intrusion de la portière.

2.3. Protection globale adulte standard

2.3.1. Introduction - protection globale - adulte standard

Toujours dans le but d'améliorer la connaissance du corps humain soumis aux chocs, et après des essais localisés, voici maintenant des essais globaux de comportement du corps humain lors d'une décélération de choc automobile dans une position proche de celle dans un siège automobile. La retenue est effectuée par une ceinture de sécurité trois points, dans un premier temps, puis cette retenue est complétée par un airbag placé dans le volant.

2.3.2. Expérimentation sur corps légués à la science - protection globale - adulte standard

L'objectif était de collecter des données expérimentales sur le comportement global au choc d'un sujet humain.

Dix corps entiers légués à la science ont été expérimentés sur la petite catapulte ou banc dynamique pour la simulation de chocs.

Ce système permet de propulser un chariot de 600 kg jusqu'à 50 km/h. La face avant du chariot est équipée d'un système d'absorption d'énergie permettant de contrôler la décélération du mobile. Le chariot de base est équipé de structures variées pouvant simuler un habitacle ainsi que les équipements de sécurité que l'on désire analyser et en particulier leurs comportements en dynamique vis-à-vis des occupants : humains ou mannequins.

L'énergie nécessaire à la propulsion du chariot est emmagasinée dans un volant d'inertie. Un système d'embrayage et de frein solidaire d'un tambour permet d'animer le câble tracteur du chariot. L'arrêt de celui-ci est contrôlé par la déformation de tubes en polyuréthane.

Une trachéotomie est effectuée sur le corps. Une insufflation d'air avant le choc permet la remise en place des poumons et des viscères intra thoraciques.

L'anthropométrie dans ce cas porte sur une cinquantaine de mesure, sur la totalité des segments humains, en position allongée, assise, et insufflée.

Les corps entiers étaient assis sur un siège rigide et retenu par une ceinture 3 points avec limiteur d'effort (4 kN ou 6 kN) pour la sangle d'épaule (Figure 16).

Les capteurs étaient localisés le plus proche possible de la localisation de l'instrumentation des mannequins.

Des capteurs, généralement des accéléromètres sont fixés suivant trois axes orthogonaux sur des plaques en aluminium. Ces dernières sont vissées sur le segment osseux, principalement de l'acromion, de l'humérus haut et bas, les vertèbres T1, T4, T8, T12, le sacrum et le sternum.

Ces plaques servent aussi de base pour la mise en place des mires et de tripodes qui permettent à chaque image de situer dans l'espace le point de mesure considéré.

Des accéléromètres uni axiaux peuvent être fixés à l'aide de fils métalliques directement sur les faces externes des côtes après incision.

Le corps est entièrement habillé. Des découpes des vêtements sont effectuées aux emplacements prévus pour les capteurs afin de visualiser les mires.

Des capteurs d'effort étaient situés sous les pieds, sous l'assise du siège et au niveau des ceintures.

La vitesse de la catapulte était de 50 km/h puis la catapulte était arrêtée sur 650 mm suivant la loi UN/ECE R44 (2009).

Sept corps ont été expérimentés.

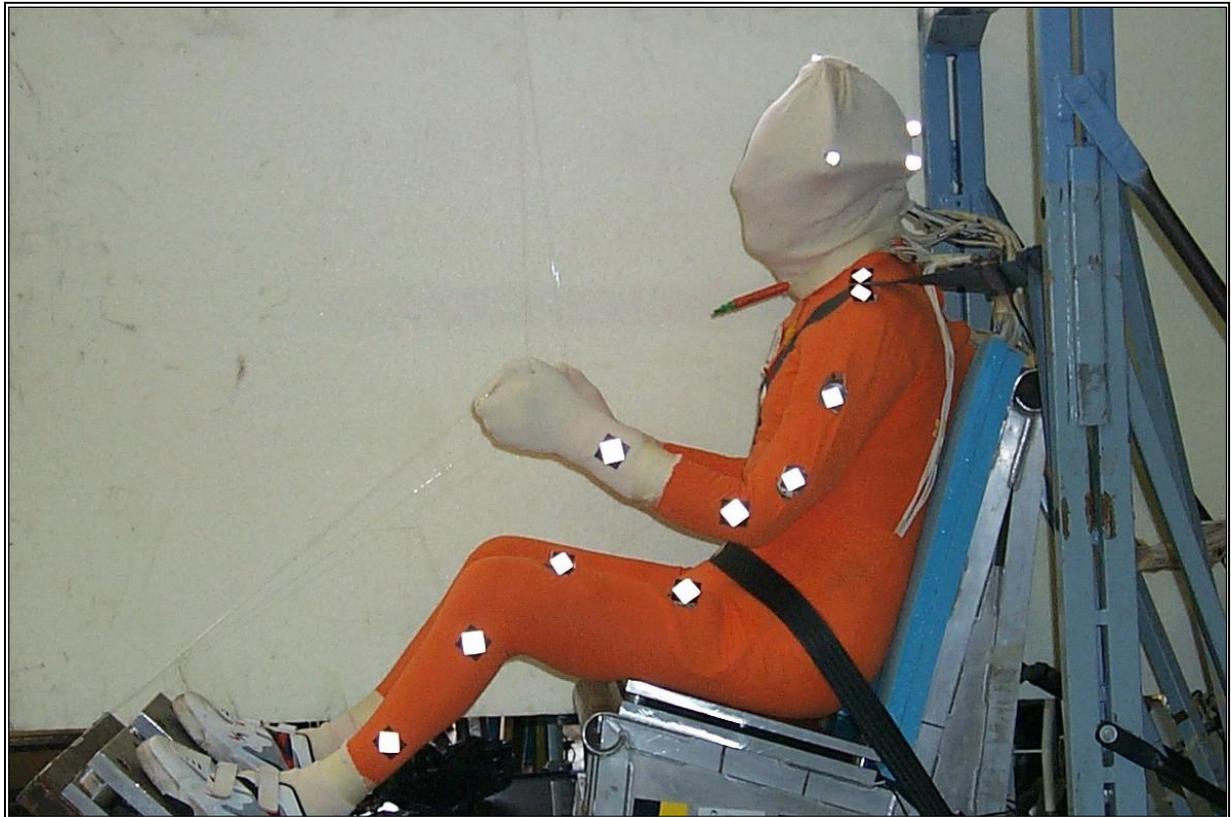


Figure 16 : Essai catapulte corps entier

Pour 3 corps supplémentaires, un airbag dans le volant a été rajouté.

Les conditions expérimentales les plus à même de servir la validation du modèle numérique ont été choisies. L'assise du siège est rigide ainsi que les supports pour les pieds. Les conditions limites sont ainsi plus simples pour la modélisation numérique.

Les données de ces essais globaux sur corps entiers légués à la science permettent la validation des modèles en éléments finis du corps humain. Elles contribuent à la proposition de recommandations pour le cahier des charges sur le comportement du futur mannequin en cas de choc frontal.

2.3.3. Expérimentation sur mannequin - protection globale - adulte standard

L'objectif de ce travail était d'améliorer le nouveau mannequin de choc frontal (THOR alpha, 2001) en remplacement de l'Hybrid III pour prendre en compte les nouvelles données biomécaniques acquises sur corps légués à la science.

Nous avons été impliqués dans la définition des recommandations pour les performances biomécaniques de ce futur mannequin.

Le mannequin THOR FT (2003) était issu du travail mené dans le contrat européen FID à partir du mannequin prototype THOR version alpha (développé aux USA), il bénéficie des avancées en matière de technologies de mesure et d'instrumentation embarquées ainsi que des développements en matière de prédiction de blessures.

Parallèlement une version américaine THOR NT (2003) a été développée. Depuis dans le cadre de l'harmonisation de ces deux versions, un groupe de travail mondial (SAE THOR WG) travaille sur ce sujet.

Des essais sur mannequin ont été réalisés dans les mêmes conditions que pour les essais avec des corps légués à la science afin d'apprécier la biofidélité de ce nouveau mannequin (Figure 17).

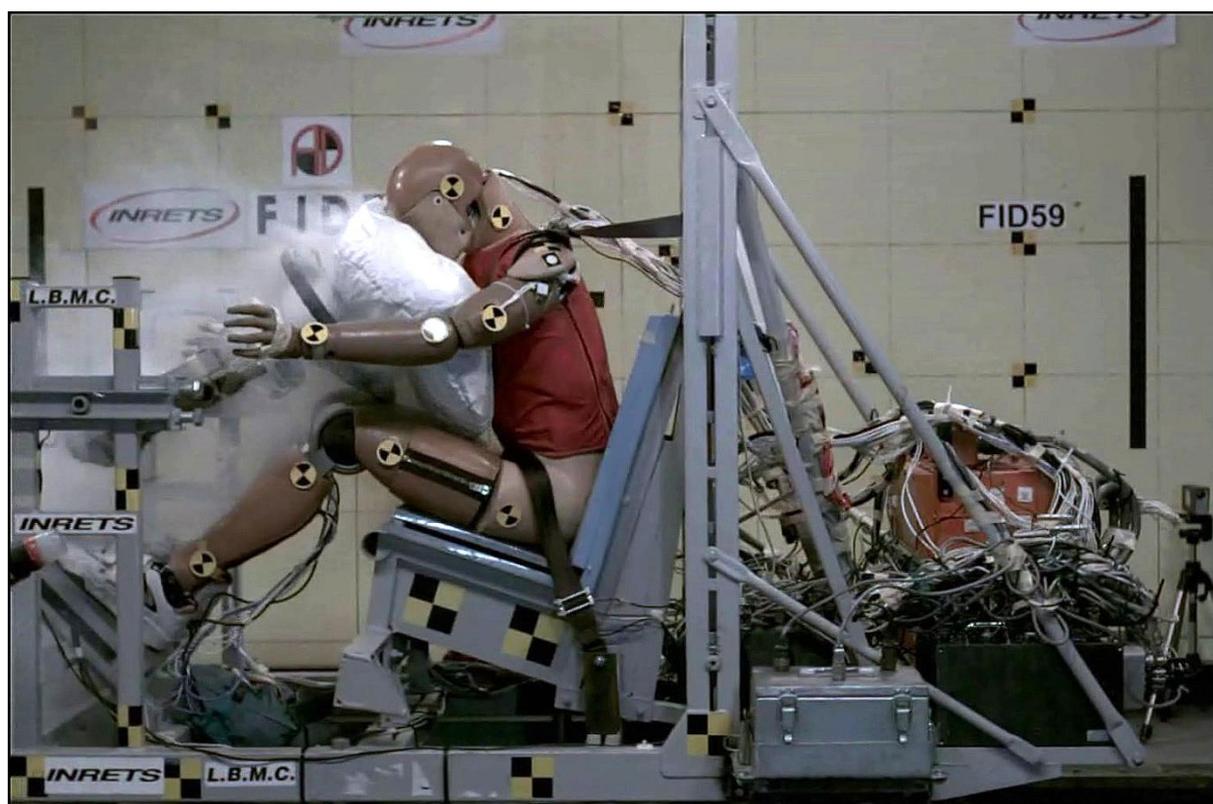


Figure 17 : Essai catapulte avec mannequin de choc frontal THOR

2.4. Conclusions et perspectives - protection adulte standard

Afin d'améliorer la connaissance de la réponse du corps humain au choc, nous avons réalisé des essais sur corps entiers à la presse, à l'impacteur horizontal guidé et sur petite catapulte.

Ces essais sur corps entiers légués à la science servent aussi pour la modélisation de l'être humain passager et la conception des mannequins de chocs.

Les essais ont été localisés à des segments particuliers ou dédiés à l'analyse d'un comportement global du corps humain au choc.

Les essais ont porté en choc frontal et latéral au niveau du thorax, en choc latéral au niveau du bassin, et en choc oblique au niveau de la face. D'autres essais ont concerné des chargements sur les membres supérieurs et inférieurs.

Cette centaine d'essais sur une trentaine de corps légués à la science ont permis de constituer une base de données complète comprenant les mesures accélérométriques et cinématographiques ainsi que les anthropométries et le bilan lésionnel des corps sollicités. Les données et les résultats sont regroupés et analysés dans des rapports de recherches, et des communications (voir annexe 3) (Eckert *et al.*, 1999, Malak *et al.*, 1999 et Malak *et al.*, 2000).

Cette base a servi à nourrir les modèles numériques du corps humain et les mannequins.

Ces données participent à l'amélioration des connaissances plus fondamentales et aident à l'élaboration de futurs critères biomécaniques plus sophistiqués et à l'amélioration des parties constituant les mannequins. Le cahier des charges des nouveaux mannequins ainsi que la réflexion sur les nouveaux critères biomécaniques s'appuient entre autre sur les résultats de nos essais.

En effet, en ce qui concerne le thorax, osseux et/ou viscéral, le futur critère peut s'exprimer en termes d'accélération admissible, en termes de déflexion ou en termes de critère de viscosité.

2.4.1. Organisation du travail - protection adulte standard

Ces travaux sur la protection de l'adulte standard sont les fruits de nombreuses collaborations, en interne à l'Inrets puis à L'ifsttar ou en externe.

A mon arrivée à l'Inrets, j'ai principalement collaboré en interne avec les permanents suivants : Michelle Ramet, directeur de recherche, docteur en Médecine, Robert Bouquet, ingénieur de recherche, ingénieur en mécanique, Yves Caire, assistant d'ingénieur, Pierre Lapellerie, technicien, pour la partie protection localisée sur le thorax et le bassin en frontal. Puis ces travaux se sont poursuivis avec : Sabine Compigne, chercheur sous contrat, pour la partie protection localisée sur le thorax, le bassin et l'épaule, et l'évolution des mannequins de choc latéral, devenue chef de projet chez Toyota Motor Europe ; Karine Bruyère-Garnier, stagiaire, pour la partie protection localisée de la face humaine avec les essais expérimentaux et la modélisation numérique, devenue chargé de recherche au LBMC ; Philippe Vezin, chercheur sous contrat, pour la partie protection globale avec les essais expérimentaux sur corps entier et sur mannequin de choc frontal, devenu chargé de recherche puis directeur de recherche et directeur du LBMC.

Je me dois de rajouter les doctorants (Arnaud Malak, Martine Eckert), les étudiants en master (Régis san Marcelino, François Minne, Christophe Monnier, Valérie Rouhier, Cédric Mathon, Gaëlle Lefeuve, Arnaud Mesgouez, Sabine Compigne, Pierjan Saulnier, Blandine Lechat, Mélanie Birien, Laurent Mathieu, Axel Delaplagne), les stagiaires (Sylvain Tisserand, Anne-Christine Muge Oliviera, Vincent Marchand, Dominique Ham, Florence Boyera, Fabrice Tassy, Karine Bruyère-Garnier, Cédric Tixier, Olga Kwiencinska, Franck Pellecchia, Charline Jacquemont, Théo Cabut) et les personnes en contrat à durée déterminée (G. L. Hayes, Sabine Compigne, Philippe, Vezin, Christophe Arend).

Des collaborations externes ont aussi été nécessaires. Notamment au niveau régional avec le Département Universitaire d'Anatomie Rockefeller (DUAR) de l'Université Claude Bernard Lyon 1. Ce département reçoit les corps légués à la science provenant des donateurs inscrits à l'association des Dons de Corps. La convention d'unité mixte de recherche permet au LBMC d'avoir accès aux corps légués à la science via le Département Universitaire d'Anatomie Rockefeller (DUAR) de l'Université Claude Bernard Lyon 1. D'autres collaborations nationales et internationales ont eu lieu dans le cadre de ces projets de recherche sur la protection de l'adulte standard (voir annexe 2).

2.4.2. Implication dans des projets - protection adulte standard

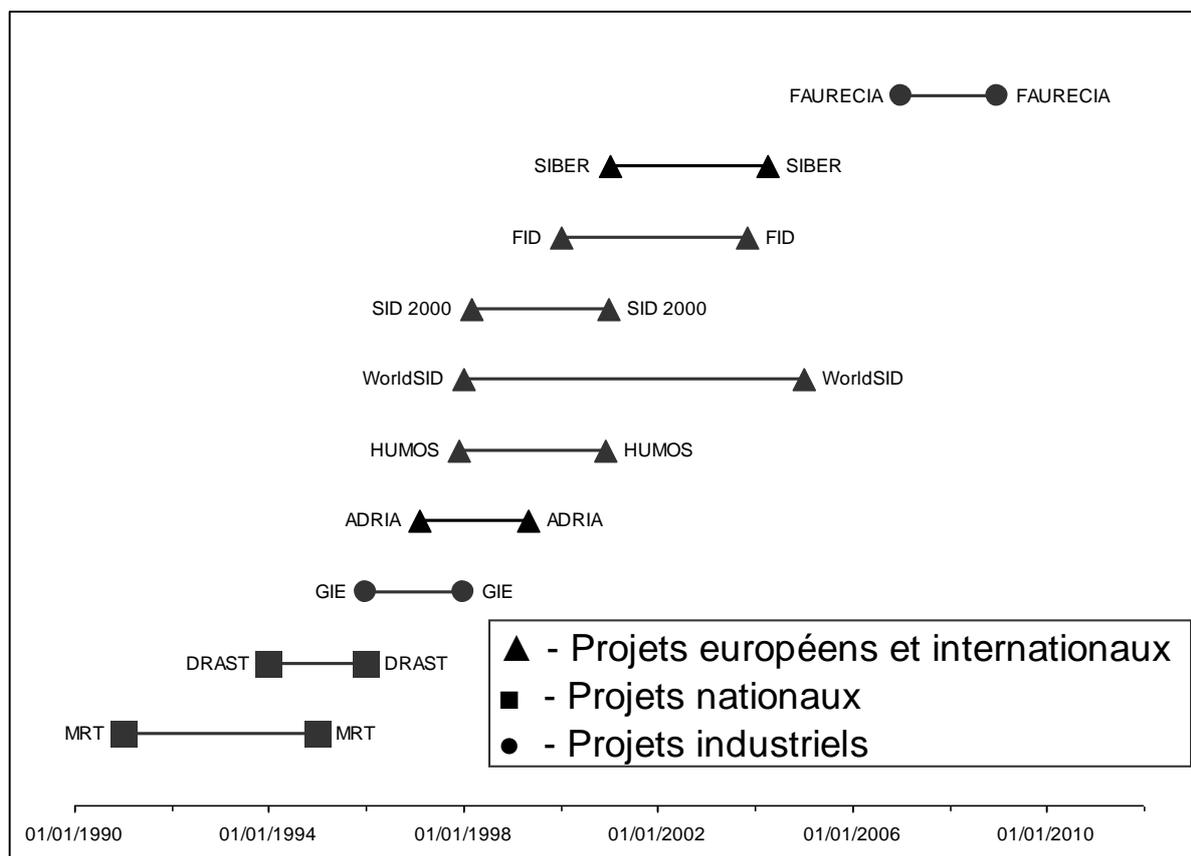
Ces travaux sur la protection de l'adulte standard se sont appuyés sur plusieurs projets (Tableau 2).

Tableau 2 : Implication dans des projets - protection adulte standard

Projets	Nombre
Projets européens et internationaux (Pe)	6
Projets nationaux (Pn)	2
Projets industriels (Pi)	2

Le Tableau 3 présente la répartition au cours du temps de mes implications dans des projets européens et internationaux (Pe), nationaux (Pn) et industriels (Pi) sur la protection de l'adulte standard.

Tableau 3 : Implication dans des projets - protection adulte standard - répartition au cours du temps



Le détail de mes implications dans des projets sur la protection de l'adulte standard est présenté en annexe 2.

2.4.3. Production scientifique - protection adulte standard

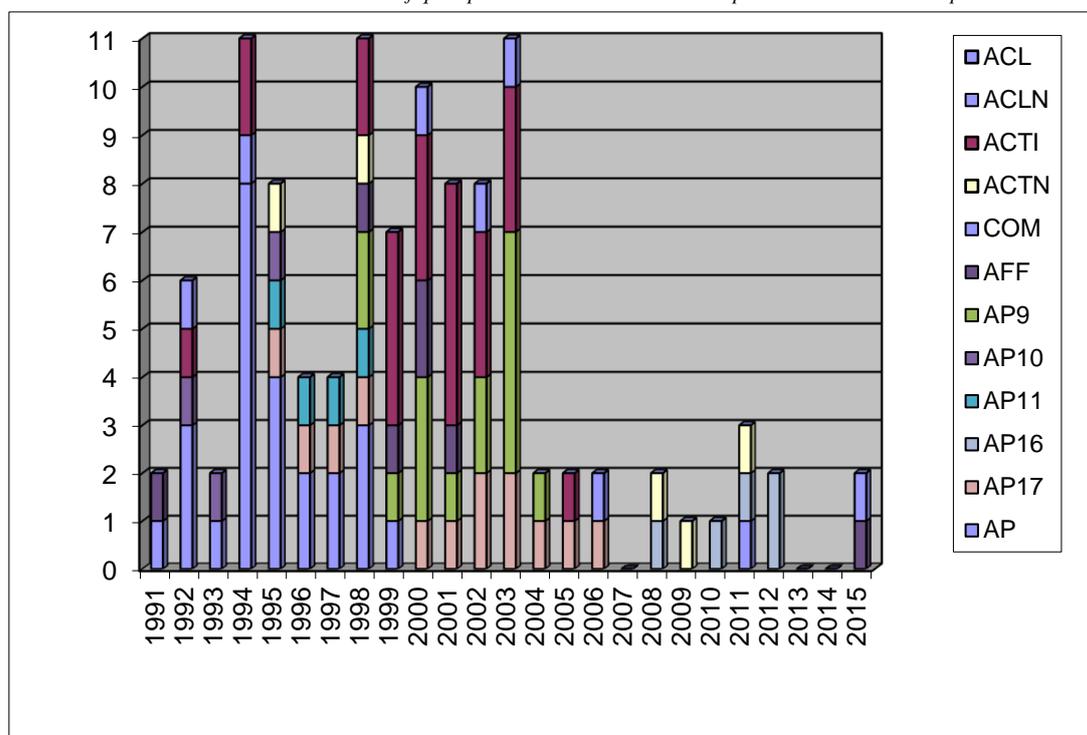
Ces travaux sur la protection de l'adulte standard ont fait l'objet de la production scientifique présentée par catégorie dans le Tableau 4. Ces travaux s'appuyant sur des expérimentations réalisées pour beaucoup sur des sujets ayant fait don de leur corps à la science largement diffusés dans des congrès nationaux et internationaux, ont été peu publiés. Ceci correspondait à la politique de production scientifique de l'époque et il m'est difficile de publier maintenant ces résultats car la méthode d'archivage des données à cette période montre ses limites.

Tableau 4 : Production scientifique - protection adulte standard

Production scientifique	Nombre
Articles dans des revues internationales avec comité de lecture répertoriées dans des bases de données internationales (ACL)	4
Articles dans des revues avec comité de lecture non répertoriées dans des bases de données internationales (ACLN)	1
Communications avec actes dans un congrès international (ACTI)	24
Communications avec actes dans un congrès national (ACTN)	5
Communications orales sans actes dans un congrès international ou national (COM)	2
Communications par affiche dans un congrès international ou national (AFF)	7
Livrables de projets internationaux (AP9)	15
Livrables de projets nationaux (AP10)	3
Livrables de projets industriels (AP11)	4
Expertises et études, résultats d'essais, actions de certification (AP16)	5
Expertises pour des instances publiques (AP17)	13
Autres productions (AP)	26

Le Tableau 5 présente la répartition au cours du temps de la production scientifique sur la protection de l'adulte standard.

Tableau 5 : Production scientifique - protection adulte standard - répartition au cours du temps



ACL : Articles dans des revues internationales avec comité de lecture répertoriées dans des bases de données internationales

ACLN : Articles dans des revues avec comité de lecture non répertoriées dans des bases de données internationales

ACTI : Communications avec actes dans un congrès international

ACTN : Communications avec actes dans un congrès national

COM : Communications orales sans actes dans un congrès international ou national

AFF : Communications par affiche dans un congrès international ou national

AP9 : Livrables de projets internationaux

AP10 : Livrables de projets nationaux

AP11 : Livrables de projets industriels

AP16 : Expertises et études, résultats d'essais, actions de certification

AP17 : Expertises pour des instances publiques

AP : Autres Productions

Le Tableau 6 présente ma production scientifique résumée par catégorie sur la protection de l'adulte standard.

Tableau 6 : Production scientifique résumée - protection adulte standard

Production scientifique	Nombre
Articles	5
Conférences	38
Livrables	66

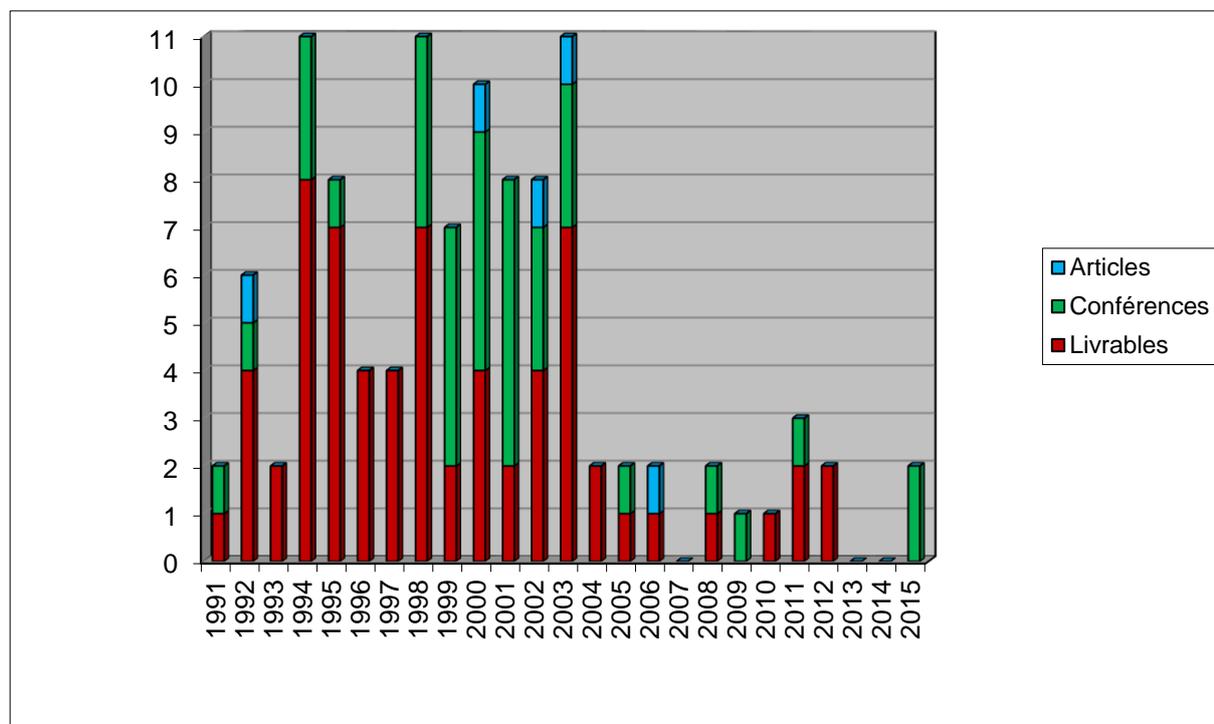
Articles : ACL + ACLN

Conférences : ACTI + ACTN + COM + AFF

Livrables : AP9 + AP10 + AP11 + AP16 + AP17 + AP

Le Tableau 7 présente la répartition au cours du temps de ma production scientifique résumée sur la protection de l'adulte standard.

Tableau 7 : Production scientifique résumée - protection adulte standard - répartition au cours du temps



Articles : ACL + ACLN

Conférences : ACTI + ACTN + COM + AFF

Livrables : AP9 + AP10 + AP11 + AP16 + AP17 + AP

ACL : Articles dans des revues internationales avec comité de lecture répertoriées dans des bases de données internationales

ACLN : Articles dans des revues avec comité de lecture non répertoriées dans des bases de données internationales

ACTI : Communications avec actes dans un congrès international

ACTN : Communications avec actes dans un congrès national

COM : Communications orales sans actes dans un congrès international ou national

AFF : Communications par affiche dans un congrès international ou national

AP9 : Livrables de projets internationaux

AP10 : Livrables de projets nationaux

AP11 : Livrables de projets industriels

AP16 : Expertises et études, résultats d'essais, actions de certification

AP17 : Expertises pour des instances publiques

AP : Autres Productions

Le détail de la production scientifique sur la protection de l'adulte standard est présenté en annexe 3.

2.4.4. Activités d'encadrement - protection adulte standard

Ces travaux sur la protection de l'adulte standard ont fait l'objet de plusieurs encadrements présentés par catégorie dans le Tableau 8.

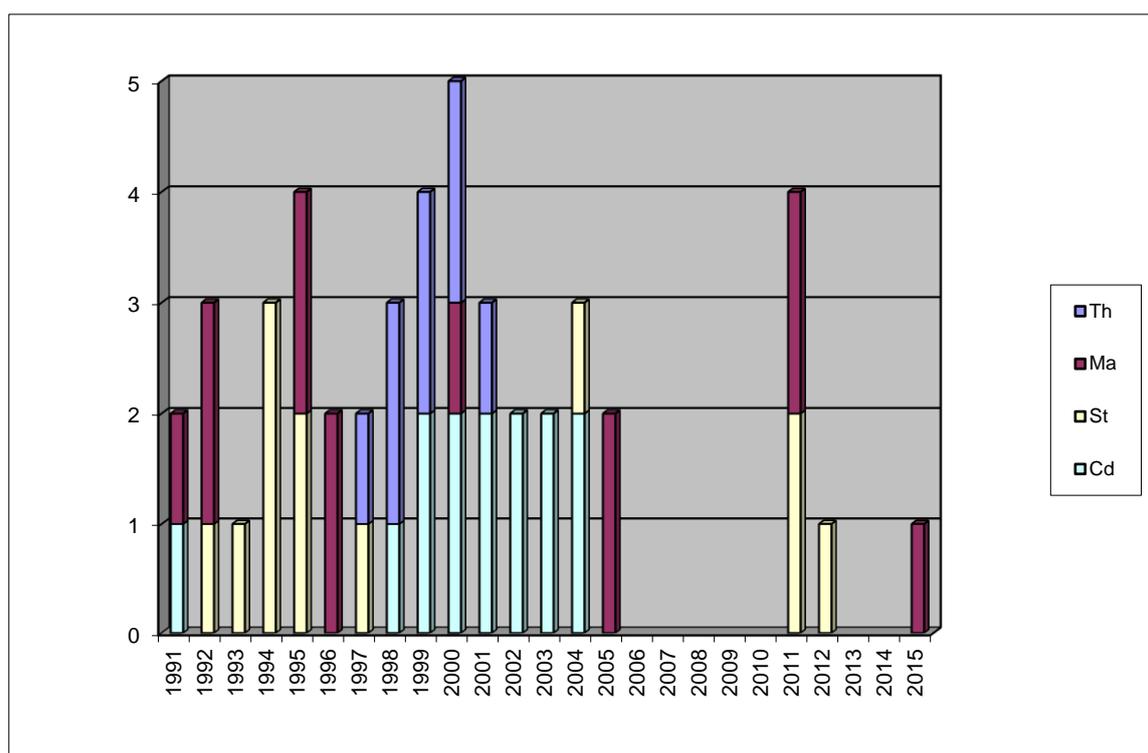
Tableau 8 : Activités d'encadrement - protection adulte standard

Encadrement	Nombre
Thèse (Th)	2
Master, DEA et DESS (Ma)	13
Stagiaire (St)	12
Personne en contrat à durée déterminée (Cd)	4

Stagiaire : Etudiant en stage diplômant de niveau bac+3 à bac +5 (non inscrit en master, DEA et DESS)

Le Tableau 9 présente la répartition au cours du temps des encadrements sur la protection de l'adulte standard.

Tableau 9 : Activités d'encadrement - protection adulte standard - répartition au cours du temps



Th : Thèse
 Ma : Master, DEA et DESS
 St : Stagiaire
 Cd : Personne en contrat à durée déterminée

Le détail des encadrements sur la protection de l'adulte standard est présenté en annexe 4.

3. Protection de l'utilisateur atypique

3.1. Introduction - protection usager atypique

Dans mon document les usagers atypiques étudiés sont les usagers vulnérables d'un point de vue intrinsèque (enfant, personne âgée, personne adulte en fauteuil roulant, femme de petite stature -5^e percentile-,...) occupant d'une automobile et les usagers vulnérables de situation (personne adulte aux places arrière, piéton...). L'accidentologie est très rare pour les usagers atypiques. Néanmoins, ils représentent des usagers à protéger à un niveau de protection équivalent à celui d'un usager standard, ce qui n'est pas toujours le cas actuellement.

Dans certains cas, pour pallier l'impossibilité d'avoir recours à l'expérimentation biomécanique conventionnelle telle qu'elle est pratiquée pour l'utilisateur standard adulte, nous observons des sujets volontaires, en accord avec les comités d'éthique, lors de chargement rapide. Nous présentons dans le sous chapitre concernant la protection des enfants une étude s'appuyant sur de manœuvres en kinésithérapie respiratoire. Ensuite, nous aborderons la protection d'autres usagers atypiques, les personnes âgées et enfin les personnes adultes aux places arrière.

3.2. Protection enfant

3.2.1. Introduction - protection enfant

La protection des enfants passagers d'automobile n'est pas aussi bonne qu'on pourrait le souhaiter, notamment en raison des capacités limitées des outils d'évaluation du risque que sont les mannequins d'essais enfants.

Les données accidentologiques sont très limitées pour ces usagers vulnérables. Pour compléter l'observation de la réalité, il est nécessaire de réaliser des enquêtes d'usages des dispositifs de retenue enfants (DRE).

Il est important de noter que d'une façon générale, nous ne nous préoccupons pas uniquement des problèmes d'efficacité brute des dispositifs de sécurité, mais nous approfondissons aussi les aspects liés à leur acceptation et à leur utilisation. Cette approche est fondamentale en ce qui concerne la sécurité des enfants.

Tout d'abord, une enquête relative à l'utilisation des dispositifs de retenue enfant (DRE) réalisée en 2003 a montré un taux très important de mauvaises installations, pouvant atteindre 80 % pour certains modèles. Ces mauvaises utilisations entraînent une diminution de l'efficacité brute des dispositifs. Beaucoup de travail reste à accomplir tant dans le domaine de la conception des dispositifs eux-mêmes que dans celui de l'information à transmettre aux utilisateurs potentiels.

Cette observation contribue aux travaux pour la refonte en cours de la réglementation européenne sur la protection des enfants et sur les DRE.

Le Laboratoire a été impliqué aussi dans la reconstitution en laboratoire de 5 accidents impliquant des enfants. Une méthode d'évaluation de la qualité de ces reconstructions a été mise au point et un logiciel spécifique a été développé.

Un capteur de pression abdominale, développé au Laboratoire en vue d'objectiver le risque de lésion de ce segment a été développé ainsi que la définition des courbes de risques de blessures pour l'abdomen à partir des résultats des reconstitutions d'accidents.

Pour les enfants, l'amélioration de la connaissance biomécanique du comportement humain soumis à des chargements dynamiques nécessite d'utiliser d'autres approches que l'expérimentation sur pièces anatomiques. Des recherches se sont appuyées sur des observations *in vivo*, à des niveaux de chargements infra lésionnels, au cours de séances de kinésithérapie respiratoire pour quantifier la compliance thoracique

3.2.2. Objectif - protection enfant

L'objectif de cette recherche sur la protection des enfants est d'observer et de quantifier le comportement *in vivo* du tronc de l'enfant soumis à un chargement rapide. Les enfants malades de la bronchite ou de la bronchiolite souffrent de gênes respiratoires. Certains enfants ont des prescriptions de séances de manipulations en kinésithérapie respiratoire, afin de libérer les voies aériennes. Dans ce contexte médical, les niveaux d'efforts appliqués par le masseur kinésithérapeute sur l'enfant sont bien entendu non lésionnels et permettent d'obtenir des informations sur les niveaux de charge admissibles. Ces données sont encore mal connues et souvent approximées, il est donc nécessaire d'apporter de la connaissance sur la capacité du tronc de l'enfant à se déformer sous un chargement mécanique.

3.2.3. Matériels et méthodes - protection enfant

3.2.3.1. Population et technique de manipulation en kinésithérapie

Concernant la connaissance biomécanique du tronc de l'enfant, des premières observations de faisabilité, de la compliance thoracique d'enfants, lors de traitements prescrits par un médecin, au cours de traitement par un masseur kinésithérapeute ont été réalisées en collaboration avec une équipe de l'école de kinésithérapie de l'Université Joseph Fournier de Grenoble, dirigé par Bernard Cossalter. Puis des mesures ont été réalisées au cabinet d'Emmanuel Vajda, masseur kinésithérapeute diplômé d'état à Meyzieu et membre de l'association CORAL (Coordination Respiratoire de l'Agglomération de Lyon).

L'enfant est allongé sur la table instrumentée. Le masseur kinésithérapeute pose ses mains sur le tronc de l'enfant, une main sur l'abdomen et l'autre sur le thorax. Afin d'aider à l'expectoration des sécrétions, le masseur kinésithérapeute appuie de ses deux mains sur le tronc de l'enfant pour augmenter son flux expiratoire (Figure 18). Vingt-six enfants âgés de 45 jours à 7 ans (14 filles, 12 garçons) ont pris part à cette étude dans une première phase, puis huit enfants âgés de 5 à 15 mois (2 filles et 6 garçons) dans une deuxième phase. La méthode d'observation décrite ensuite permet la quantification du chargement appliqué sans aucune modification du geste médical habituel. Par conséquent, ce protocole a été approuvé par le comité d'éthique de l'Inrets (CCIERBC).



Figure 18 : Observation d'un enfant lors d'une séance de kinésithérapie respiratoire

3.2.3.2. Stéréovision et algorithme de reconstruction DLT

Afin de connaître le déplacement des mains du praticien lors des séances de kinésithérapie respiratoire, nous avons utilisé une technique de stéréovision associée à l'algorithme de « Direct Linear Transformation » (DLT) proposé par Abdel-Aziz et Karara (1971). Cette méthode implique une synchronisation temporelle des systèmes optiques. En effet, un point d'intérêt doit être "vu" au même instant sur chaque plan 2D afin d'avoir une position 3D fiable.

3.2.3.3. Instrumentation

La scène a été filmée à 100 Hz par 2 caméras numériques synchronisées entre elles. Un objet de calibration de l'espace est nécessaire à la reconstruction spatiale du déplacement d'un point vu par les deux caméras. L'objet de calibration est un parallélépipède rigide composé de 12 mire sphériques réfléchissantes (Figure 19) dont les positions 3D ont préalablement été mesurées. Trois mires ont été collées sur chaque main du praticien.

Les coordonnées 2D de ces mires ont été obtenues par un suivi de mire des films de deux caméras avec le logiciel MotionTrack© de la société Vannier Photelec©. L'application de l'algorithme du DLT à ces données 2D d'entrée a permis de calculer la position 3D des mires au cours de la séance de kinésithérapie respiratoire. Les efforts appliqués pendant la manipulation ont été enregistrés à 1 000 Hz à l'aide d'une plate-forme d'effort 6 axes de la société Bertec© intégrée à la table du kinésithérapeute, sous le tronc de l'enfant.

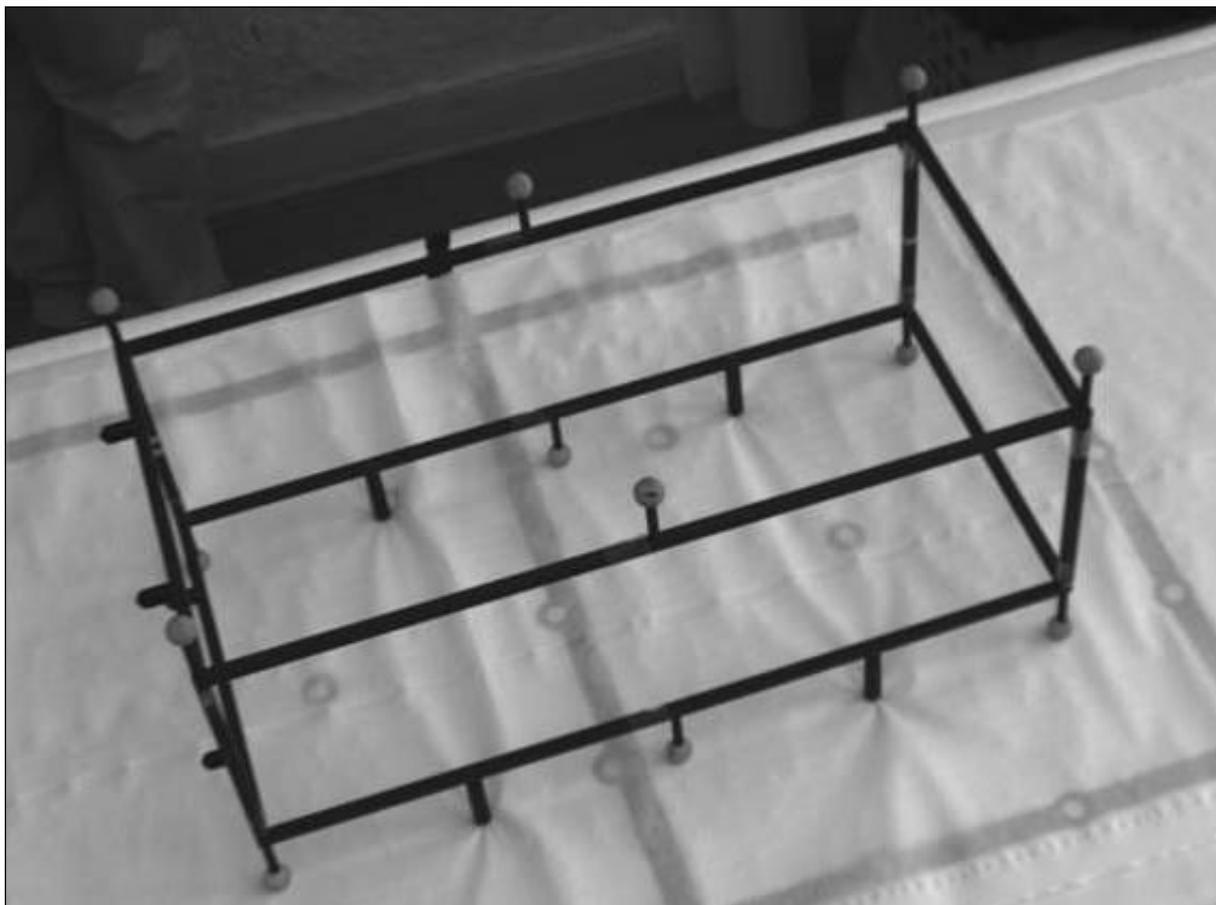


Figure 19 : Objet de calibration

3.2.3.4. Paramètres calculés

Les principaux paramètres mesurés, évalués et calculés sont :

- le genre, l'âge et la circonférence thoracique CT mesurée au centre du sternum,
- l'épaisseur du tronc E
- la déflexion antéropostérieure maximale du thorax D_{\max} ,
- la compression maximale, C_{\max} , $C_{\max} = D_{\max}/E$,
- l'effort vertical maximum F_{\max} ,
- la vitesse maximale de compression V_{\max} ,
- la déflexion au maximum d'effort $D_{F_{\max}}$,
- la compression au maximum d'effort $C_{F_{\max}}$,
- l'effort au maximum de déplacement $F_{D_{\max}}$,
- le maximum du critère de viscosité du thorax $(VC)_{\max}$, il correspond au maximum de la variation au cours du temps du produit de la vitesse de compression par la compression (Kroell *et al.*, 1986, Viano et Lau, 1988).
- la raideur du tronc $K_{C-LINEAR}$, il s'agit du paramètre de raideur effective proposé par Kent *et al.* (2005). Il correspond à l'effort mesuré au maximum de déflexion divisé par le maximum de déflexion : $K_{C-LINEAR} = F_{D_{\max}} / D_{\max}$.

3.2.4. Résultats et discussion - protection enfant

La Figure 20 présente les courbes caractéristiques de l'effort recueilli par la balance et de la déflexion antéropostérieure du thorax au cours du temps pour un garçon de 4 mois. Cinq compressions réalisées par le masseur kinésithérapeute sont illustrées sur ce graphe. Les résultats obtenus montrent par ailleurs la régularité du geste du praticien, avec une vitesse de sollicitation régulière, mais sont aussi fortement dépendants du comportement de l'enfant.

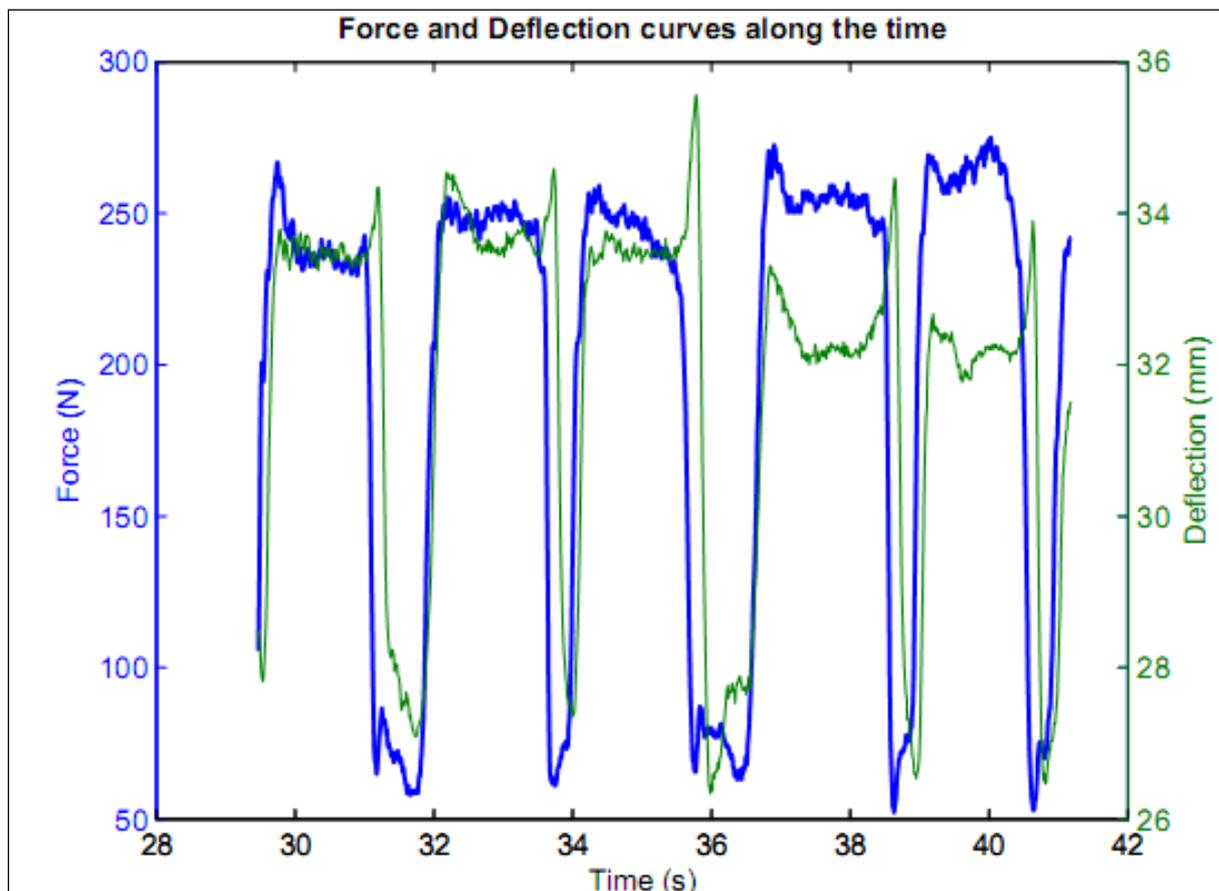


Figure 20 : Effort et déflexion thoracique au cours du temps (garçon de 4 mois)

Source : Sandoz, (2010)

L'ensemble des paramètres mesurés et calculés sur tous les enregistrements est résumé dans le Tableau 10 pour la première phase. La répartition des enfants par âge a été faite par regroupement des données en 4 groupes d'âges : les enfants jusqu'à 6 mois (12 patients), ceux âgés de 6 mois à 1 an (6 patients) et ceux âgés de 1 à 2,5 ans (7 patients). Le dernier groupe n'est constitué que d'une seule enfant de 7 ans (patient 26).

Tableau 10 : Caractéristique des enfants observés lors de séance de kinésithérapie respiratoire et moyenne des paramètres calculés

	Moyenne des données par groupe d'âge (mois)			
	0 - 6	6 - 12	12 - 30	30 - 84
Age (mois)	4	8	20	84
CT (m)	0.44	0.49	0.51	0.59
E (m)	0.126	0.139	0.132	0.162
D _{max} (m)	0.021	0.021	0.024	0.022
C _{max}	0.17	0.15	0.20	0.14
F _{max} (N)	223	232	268	292
V _{max} (m.s ⁻¹)	0.2	0.17	0.22	0.15
D _{Fmax} (m)	0.013	0.015	0.014	0.01
C _{Fmax}	0.1	0.11	0.1	0.06
F _{Dmax} (N)	109	160	173	231
(VC) _{max} (m.s ⁻¹)	0.0241	0.0119	0.0235	0.0101
K _{C-LINEAR} (N.m ⁻¹)	5 623	7 754	7 002	10 413

Source : Sandoz, (2010), Sandoz et al., (2011)

La raideur effective a été calculée par le paramètre $K_{C-LINEAR}$ et a tendance à évoluer en fonction des groupes. L'effort au maximum de déflexion F_{Dmax} est un paramètre intéressant car à ce point de la courbe, la vitesse est nulle et les effets visqueux sont faibles. Nous observons une augmentation de sa valeur moyenne en fonction des 4 groupes d'âges avec 109 N, 160 N, 173 N et 231 N respectivement. Les efforts maximum enregistrés permettent de caractériser la capacité du tronc à dissiper l'énergie de compression sans apparition de lésion. Cet effort augmente avec l'âge, avec pour chacun des 4 groupes un effort maximal moyen de 223 N, 232 N, 268 N et 292 N respectivement.

Ces résultats ont été confortés lors de la deuxième phase de cette étude qui a porté sur 8 enfants supplémentaires âgés de 5 à 15 mois (Zhu et al, 2014).

Les conditions de sollicitation dynamique lors des manipulations en kinésithérapie respiratoire, présentées ici ne sont pas similaires à un impact tel qu'on peut le rencontrer en cas de crash. De plus, quelques limitations de la méthode sont à souligner. Tout d'abord, la majorité des enfants étudiés est très jeunes. Une autre limite est liée au fait de faire une étude *in vivo* et nous n'avons pu qu'observer le déroulement d'une séance habituelle. Ceci étant une condition spécifique de l'accord du comité d'éthique. Néanmoins, l'examen de la réponse mécanique dans un cabinet de masseur kinésithérapeute présente l'avantage de caractériser le comportement du tronc sans être confronté aux effets d'inerties rencontrés lors d'un véritable crash.

3.2.5. Conclusions et perspectives - protection enfant

Cette étude a défini le comportement *in vivo* du tronc de l'enfant soumis à des compressions. La méthodologie basée sur l'observation quantitative de manœuvres de kinésithérapie respiratoires a été proposée il y a quelques années au LBMC mais est exploitée ici pour la première fois *in vivo*. Les résultats obtenus permettent de définir des valeurs admissibles en termes de déflexion et d'effort maximum, ainsi qu'une valeur de raideur globale, paramètres mécaniques utiles à l'évaluation de la biofidélité des mannequins et modèles éléments finis. C'est une première étape vers une amélioration des connaissances de la mécanique du tronc de l'enfant, basée sur des examens *in vivo*.

Appliquées sur un éventail d'âges plus large, les informations obtenues permettraient d'étudier les évolutions au cours de la croissance.

Cette première étape doit être poursuivie. Pour les jeunes enfants (0-3 ans), notre méthode présente des limites pour quantifier de façon distincte la compliance thoracique et abdominale. D'autre part, nous n'avons pas suffisamment de données pour les enfants plus grands (6 ans).

Au niveau international, seule une autre équipe a proposé une méthode d'évaluation de la compliance thoracique des enfants. Cette technique exploite les massages cardiaques effectués en service d'urgence pédiatrique (Arbogast *et al.*, 2009).

Une collaboration avec l'Université de Tongji à Shanghai en Chine a débuté en 2011. Elle s'est concrétisée par la thèse de Yumin Zhu en cotutelle entre l'université Claude Bernard Lyon 1 et l'Université de Tongji à Shanghai. Puis une convention de collaboration a été établie en 2014. Les objectifs sont d'évaluer la variabilité de l'os cortical des côtes des enfants chinois et français, d'étudier la sensibilité des modèles éléments finis existants de l'enfant à cette variabilité de l'os cortical des côtes et enfin d'étudier l'accidentologie des enfants en Chine.

Il ressort de cette recherche sur la compliance du tronc de l'enfant, la nécessité de prendre en compte pour le comportement du thorax de l'enfant les propriétés mécaniques de l'os et du cartilage. Ceci a été initié dans la thèse de Yumin Zhu puis par Sandra Komarzynski et Marie Quesnot, toutes deux en Master.

3.3. Protection personne âgée

3.3.1. Introduction – protection personne âgée

La protection de personnes âgées en sécurité passive est un enjeu important si on considère non seulement l'augmentation de l'espérance de vie mais aussi l'augmentation de la mobilité des personnes âgées quel que soit le mode de transport (Prioux et Mazuy, 2010).

L'influence de l'âge sur le risque de blessures graves ou fatales à partir de l'analyse du registre des victimes d'accident de la voie publique du département du Rhône (60 000 victimes enregistrées de 2000 à 2003) a été montrée par Lafont et Laumon en 2003. Une analyse en 2009 du registre confirme, l'accroissement du risque de blessures mettant en jeu le pronostic vital avec l'âge et précise que les automobilistes de plus de 55 ans souffrent plus fréquemment de lésions thoraciques que les automobilistes plus jeunes. Si on considère des lésions au thorax moins graves, il est observé qu'il s'agit principalement de lésions osseuses : fractures de côtes et fractures du sternum, ces dernières étant fortement liées à des risques de contusion myocardique (Ndiaye et Chiron, 2009).

3.3.2. L'objectif - protection personne âgée

L'objectif de ce travail était d'étudier l'influence de l'âge sur la réponse au choc du thorax en vue de développer des dispositifs personnalisés de protection, comme le système airbag / ceinture avec prétensionneur et limiteur d'effort, pour mieux protéger l'ensemble de la population et en particulier les personnes plus âgées.

3.3.3. Matériels et méthodes - protection personne âgée

Le travail a porté sur l'étude de la réponse mécanique du thorax ; lors de chargements rapides, chez l'adulte âgé volontaire sain. La déformation de la cage thoracique de volontaires a été suivie lors de manœuvres de mobilisation physiologique du thorax par un kinésithérapeute comme pour l'enfant (Zhu et al, 2014). La quantification de la réponse mécanique du thorax à un chargement antéropostérieur rapide sur 39 volontaires de différents âges, genres et anthropométries, a été observée lors d'un choc léger avec une retenue par ceinture de sécurité. Ces observations ont obtenues les accords des différents comités d'éthique.

La vitesse maximum des essais de choc léger est de 8 km/h et la décélération maximum de 4 g ($1\text{ g} = 9.81\text{ m/s}^2$) pendant 120 ms. Les 4 plans serrés sur le thorax (2 vues frontales et 2 vues arrières, Figure 21) permettent de suivre au cours du choc des mires sur la ceinture, le thorax et la colonne vertébrale. La trajectographie 3D de ces mires est reconstruite à partir des 4 trajectographies 2D par la méthode de DLT (Direct Linear Transformation) (Abdel-Aziz et Karara, 1971). Cette méthode nécessite une calibration préalable de l'espace.

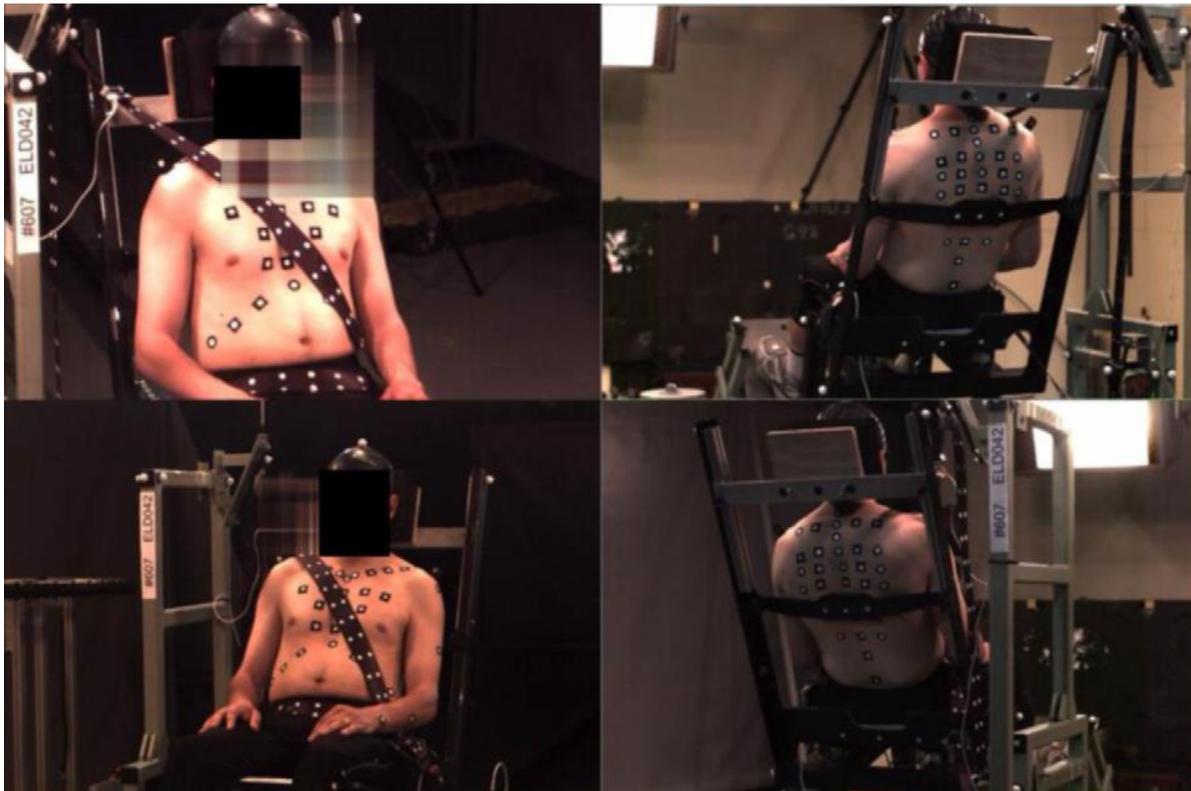


Figure 21 : Essai choc léger sur volontaire

Source : Poulard et al, 2013a

3.3.4. Résultats et discussion – protection personne âgée

La Figure 22 présente les courbes caractéristiques de l'effort recueilli par la balance et de la déflexion antéropostérieure du thorax, sous compressions réalisées par le masseur kinésithérapeute, au cours du temps, pour une femme de 67 ans.

Sur la Figure 23, deux graphes correspondant aux groupes, âge > 40 ans (n=21) et âge ≤ 40 ans (n=18) présentent la courbe moyenne et un corridor (± 1 écart type) de la force dans la ceinture en fonction du déplacement du thorax pour 39. Ces mêmes efforts sont aussi décrits en fonction du temps dans la Figure 24 par une courbe moyenne, un corridor (± 1 écart type) et un autre corridor (± 2 écart type) pour les deux groupes d'âges.

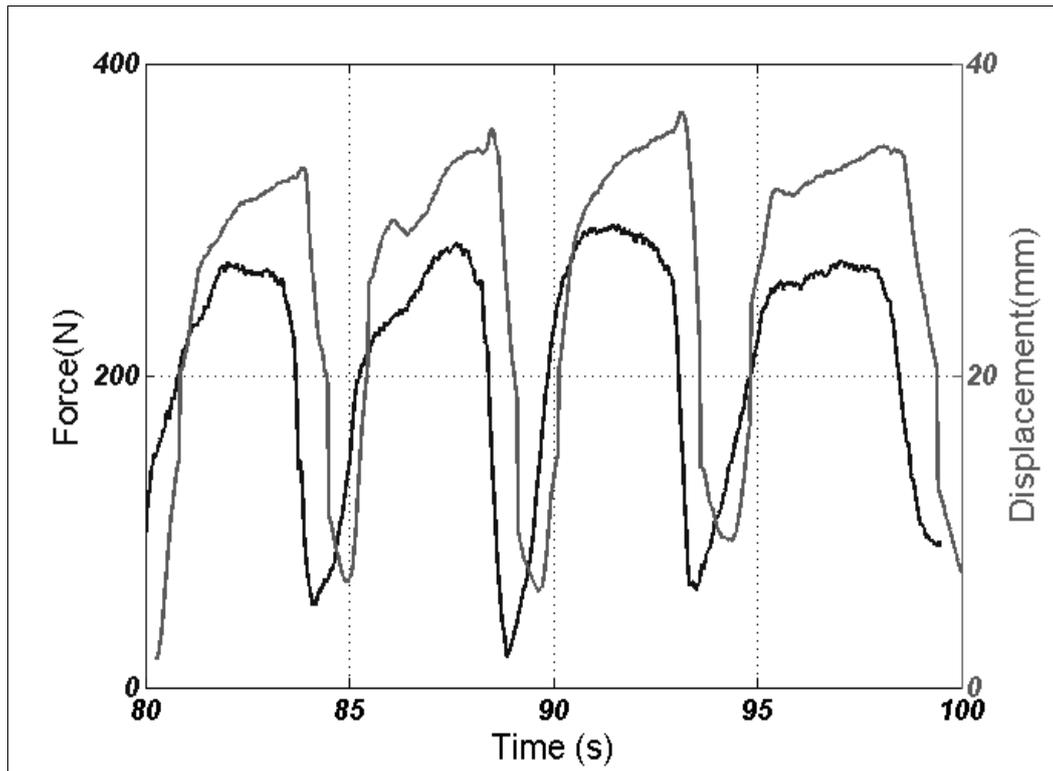


Figure 22 : Effort et déflexion thoracique au cours du temps (femme de 67 ans)

Source : Zhu et al. 2014

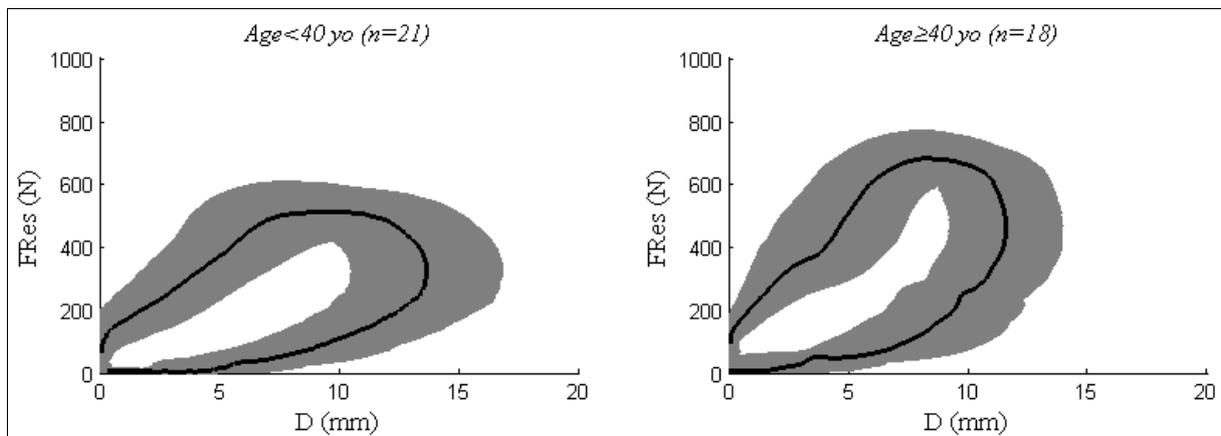


Figure 23 : Effort ceinture en fonction du déplacement du thorax lors de chargement ceinture pour tous les sujets

Source : Poulard et al, 2013b

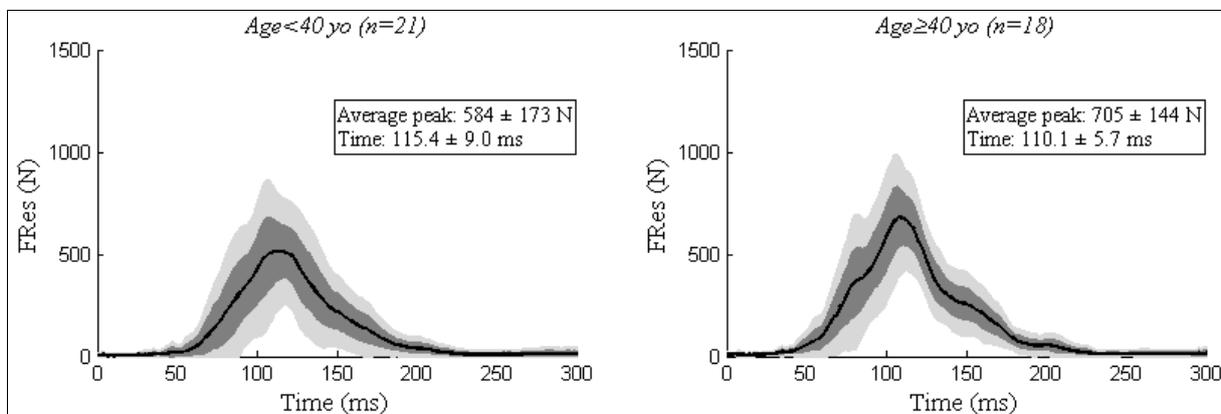


Figure 24 : Effort ceinture en fonction du temps lors de chargement ceinture pour tous les sujets

Source : Poulard et al, 2013b

3.3.5. Conclusions et perspectives – protection personne âgée

La variabilité de comportement *in vivo* est dépendante de la cage thoracique (os, cartilage et articulation), et de ses constituants (organes internes) de la respiration et de l'activité musculaire. Elle est aussi dépendante de l'âge. L'étude paramétrique *in vivo* mise en place a offert des données majeures pour identifier des populations à risque (Poulard *et al.*, 2013a et Poulard *et al.*, 2013b). Dans la mesure où les chargements appliqués dans cette étude se situent très loin du domaine lésionnel, chaque sujet testé est modélisé. Pour cela, la géométrie du modèle THUMS (Toyota HUMAN Model for Safety - développé par Toyota au Japon) est personnalisée par krigeage à l'aide des coordonnées des points palpables mesurées par stéréovision (Poulard *et al.*, 2012). Ainsi, après validation de modèles personnalisés dans le domaine non lésionnel, l'étude paramétrique sera menée dans le domaine lésionnel par simulation numériques de décélérations plus sévères.

Dans le domaine de la biomécanique des chocs, des expérimentations *in vivo* connaissent un fort intérêt et quelques travaux concernent la réponse du thorax à un chargement dynamique antéro postérieur. Cependant, aucune observation quantitative de la physiologie de la respiration n'a été faite et aucune relation entre cette activité respiratoire et la réponse mécanique de la cage thoracique n'a été établie. L'objectif est de mettre au point un dispositif permettant de quantifier l'activité respiratoire d'un sujet au cours d'un chargement dynamique antéro-postérieur du thorax *in vivo*. Cette méthode doit pouvoir être mise en œuvre sur une large population (de l'enfant à la personne âgée). Une étude de l'évolution de l'os et du cartilage costal s'appuiera sur l'imagerie médicale *in vivo*. Les propriétés mécaniques de la côte seront approchées par l'analyse des images tomodensitométriques. Les propriétés mécaniques du cartilage costal seront estimées par des méthodes sonores. Une modélisation numérique personnalisée du segment thoracique prenant en compte ces aspects physiologiques lors de ce chargement sera aussi proposée.

3.4. Protection adulte aux places arrière

3.4.1. Introduction – protection adulte aux places arrière

Les lésions de l'abdomen peuvent survenir lors des accidents automobiles avec de possible complication aux conséquences parfois graves. Ces lésions sont principalement constatées dans le cas de sous marinage ou de mauvaise utilisation de la ceinture de sécurité, et ce plus particulièrement pour les passagers aux places arrière qui peuvent avoir des positions assises bien différentes que celles des passagers aux places avant. Les blessures abdominales représentent une faible proportion des traumatismes dus aux accidents mais il augmente considérablement lors de l'examen sérieux des blessures graves (Elhagediab *et al.*, 1998) et pour les occupants aux places arrière par rapport à ceux aux places avant (Martin *et al.*, 2010). Pour protéger tous les occupants de la voiture, il est essentiel d'évaluer le risque de blessures de l'abdomen à l'aide d'un mannequin de crash test biofidèle, en particulier sous une charge de ceinture de sécurité, la source la plus commune de blessures AIS3 + pour le système digestif (Frampton, 2012).

Les mannequins réglementaires de crash tests actuels ne disposent pas de systèmes d'évaluation du risque pour ce segment corporel. Le LBMC collabore avec Toyota Motor Europe à Bruxelles pour développer un nouveau prototype d'abdomen pour le mannequin de choc frontal THOR (Test device for Human Occupant Restraint). Ce mannequin n'est pas encore réglementaire mais il fait l'objet de nombreux développements notamment en termes de biofidélité. Il existe des plusieurs versions de ce mannequin : THOR FT, THOR modifié avec le financement de l'Europe dans le cadre du projet FID, et THOR NT, modifié avec financement de la NHTSA.

3.4.2. Objectif – protection adulte aux places arrière

L'objectif de cette étude est de développer, de modifier l'abdomen du mannequin de choc frontal THOR en s'appuyant sur les différents prototypes existants, et de mesurer la pression abdominale tout en respectant la biofidélité de l'abdomen.

3.4.3. Matériels et méthodes – protection adulte aux places arrière

J'ai participé à l'élaboration d'un prototype d'abdomen avec capteur de pression (Figure 25) pour mannequin choc frontal adulte (Figure 26). Le prototype d'abdomen équipé des capteurs de pression (APTS®, Abdominal Pressure Twin Sensors) du LBMC a été validé sur plusieurs campagnes d'essais de référence. Des simulations numériques et des expérimentations de ce prototype à des impacts directs sur l'abdomen et des chargements par ceinture ont été réalisées à L'ifsttar ainsi que des séries de crash tests chez Toyota Motor Corporation au Japon. Ce prototype a été testé en 2013 par la NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) aux USA.



Figure 25 : Prototype d'abdomen avec capteurs de pression APTS® et masses additionnelles

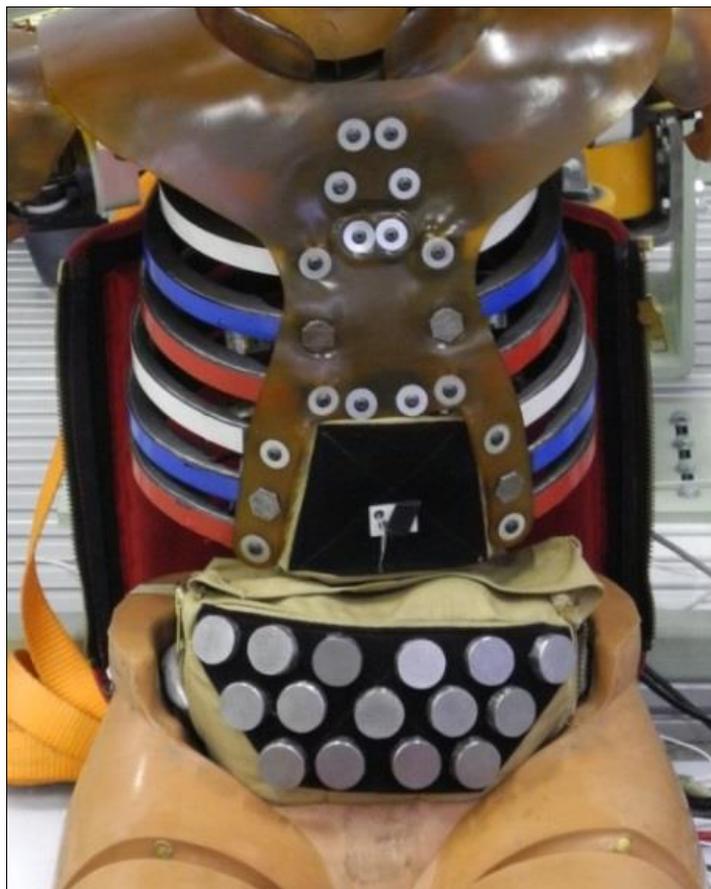


Figure 26 : Prototype d'abdomen pour mannequin choc frontal adulte THOR NT.

3.4.4. Résultats – protection adulte aux places arrière

Les essais directs sur le THOR NT à l'impacteur (Figure 27) de 32 kg ont été réalisés à des vitesses variant de 1 m/s à 6 m/s dans l'axe et à 3 m/s avec un angle de 20° par rapport au plan sagittal du mannequin suivant le protocole de Cavanaugh *et al.* (1986).

Les essais chargements ceintures (Figure 28) ont été réalisés dans 4 conditions de chargements suivant le protocole de Foster *et al.* (2006) par combinaison de 1 ou 2 prétensionniers à 2 niveaux de rétraction.

Les essais directs à l'impacteur et les chargements avec ceinture ont montré que l'introduction des capteurs de pression (APTS®, Abdominal Pressure Twin Sensors) dans le prototype d'abdomen ne modifie pas la biofidélité du mannequin THOR NT (Figure 29).



Figure 27 : Essai impacteur avec mannequin THOR NT
Source : Hanen et al., 2011

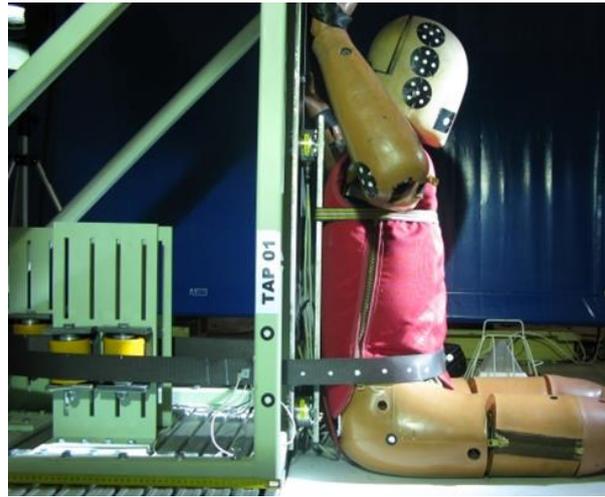


Figure 28 : Chargement ceinture avec mannequin THOR NT
Source : Hanen et al., 2011

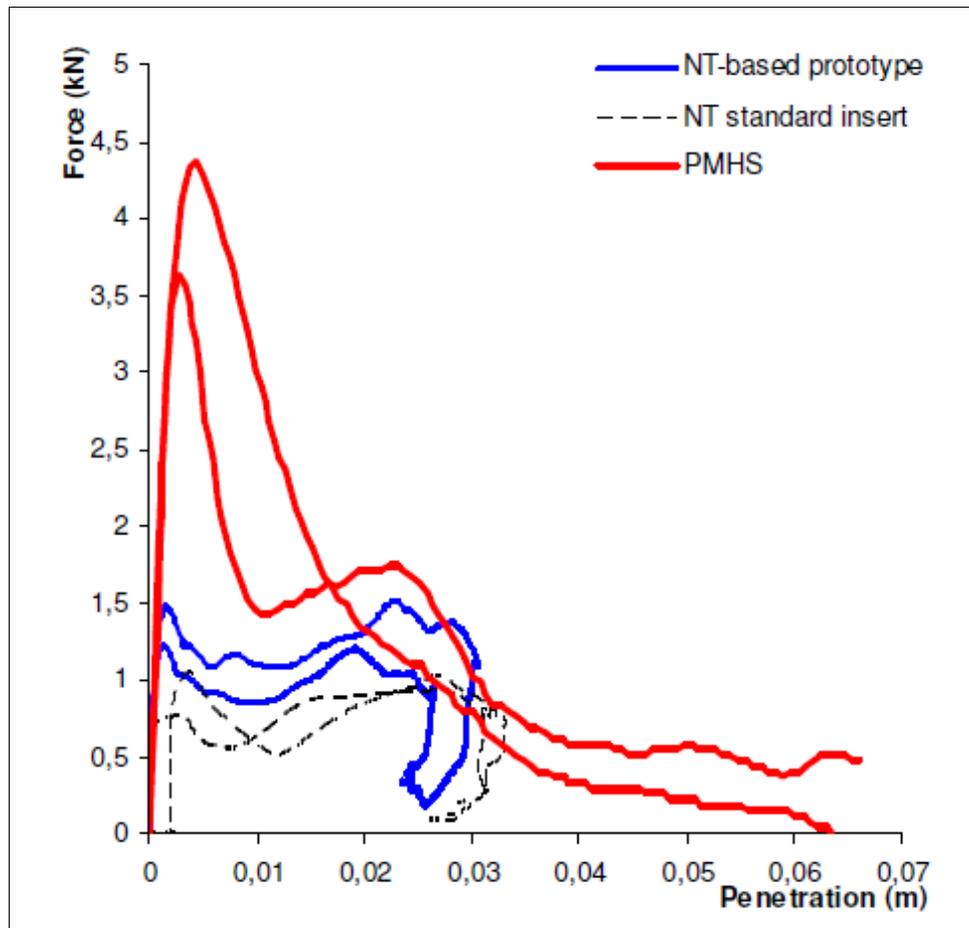


Figure 29 : Effort ceinture en fonction de la pénétration de l'abdomen lors de chargement ceinture à ~7m/s
Mannequin THOR NT avec abdomen de base (pointillé noir)
et avec le prototype (bleu) par rapport au corridor PMHS (rouge)
Source : Hanen et al., 2012

3.4.5. Discussion – protection adulte aux places arrière

L'enregistrement de la pression au niveau de l'abdomen lors de chocs permet une bonne indication de la sévérité du chargement en associant les blessures reportées dans la littérature.

3.4.6. Conclusions et perspectives - protection adulte aux places arrière

Les travaux sur les mannequins de chocs (abdomen du mannequin adulte THOR) vont se poursuivre sur la période 2016-2020. Le LBMC est actuellement l'unique équipe académique française pour cette région anatomique et ces travaux sont effectués dans le cadre de collaborations internationales (USA, Japon, Europe). Des expérimentations de ce prototype à des impacts directs sur l'abdomen et des chargements par ceinture vont être à nouveau réalisées chez Toyota Motor Corporation au Japon et chez Virginia Tech aux Etats Unis d'Amérique.

Ce prototype va être amélioré. Ceci fait partie du travail de thèse de Romain Desbats que je co-encadre. Il s'agit d'utiliser le modèle THUMS (Toyota HUMAN Model for Safety) développé par Toyota au Japon et de le valider par comparaison avec les résultats obtenus sur des corps légués à la science (Figure 30). Ces données devraient nous permettre de mieux comprendre la réponse de l'abdomen humain. Il découlera des directions pour modifier le prototype existant et optimiser l'abdomen du mannequin THOR. Un critère de risque lésionnel sera recherché notamment en fonction de la pression, du taux de compression ou de la vitesse.

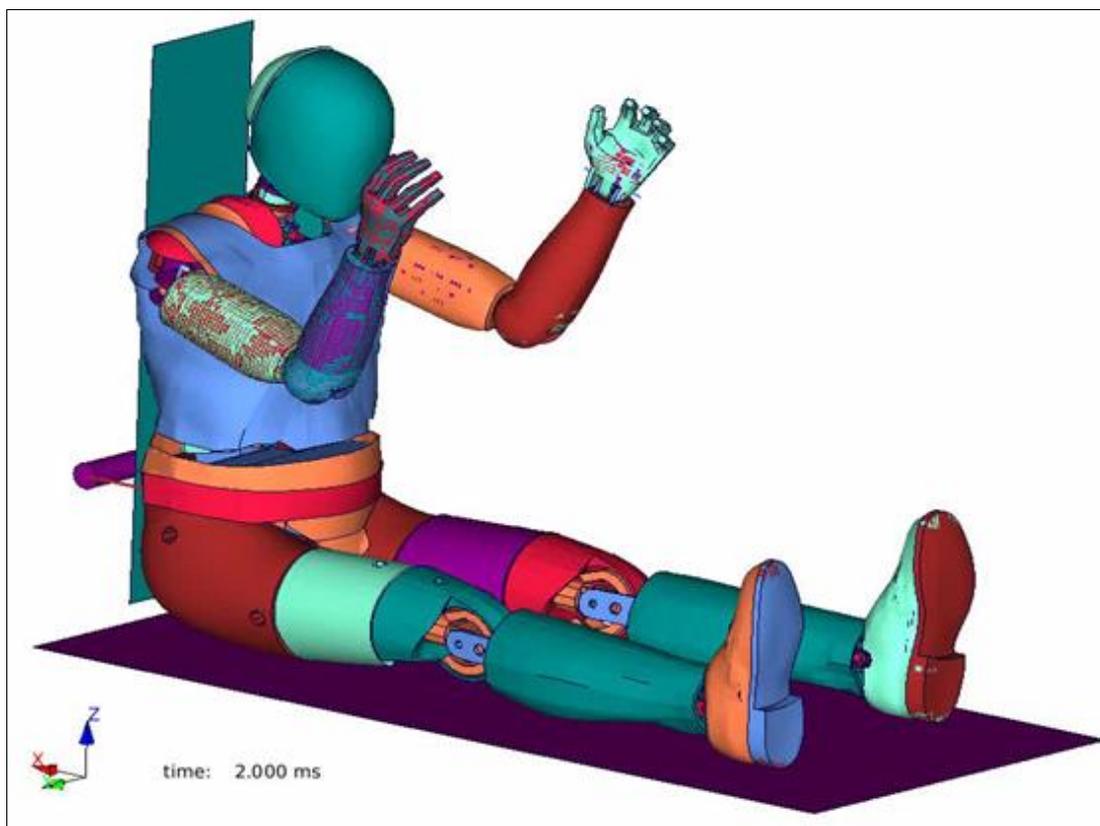


Figure 30 : Modèle THUMS, (Toyota HUMAN Model for Safety)

Source : Thèse en cours de Romain Desbats

Les développements sont à l'étude avec pour objectif d'introduire à terme ce concept dans la réglementation automobile.

3.5. Conclusions et perspectives - protection usager atypique

Le travail sur la protection de l'utilisateur atypique a été développé pour l'enfant, pour la personne âgée et pour l'adulte aux places arrière. Le travail sur la protection de l'adulte en fauteuil roulant, des piétons vis-à-vis de l'avant d'une voiture et de la femme de petite stature (5^e percentile) en choc latéral n'a pas été développé pour ne pas alourdir le document.

De nouvelles méthodologies ont été proposées, observations de chargements de kinésithérapie sur sujets volontaires et transfert de l'expérience acquise avec l'adulte valide sur des personnes en situation de handicap.

Mon expertise sur les réglementations en vigueur pour la protection de l'utilisateur standard et mes connaissances des spécificités des usagers vulnérables m'ont conduit à participer aux différents groupes de travail pour les réflexions sur les élaborations des normes et des réglementations pour ces usagers vulnérables, comme par exemple la retenue des enfants et des usagers en fauteuil roulant.

Les données et les résultats sur la protection de l'utilisateur atypique sont regroupés et analysés dans des rapports de recherches, et des communications (voir annexe 3).

3.5.1. Organisation du travail - protection usager atypique

Ces travaux sur la protection de l'usager atypique sont les fruits de nombreuses collaborations, en interne à l'Inrets puis à l'Ifsttar ou en externe.

A mon arrivée à l'Inrets, j'ai principalement collaboré en interne avec les permanents suivants : François Alonzo, ingénieur d'études, pour le travail sur la jambe mécanique piéton et sur la protection des enfants ; Claude Dolivet, ingénieur d'études, pour le travail sur la protection des personnes en fauteuil roulant. Puis ces travaux se sont poursuivis avec : Sabine Compigne, chercheur sous contrat, pour la partie protection de la femme de petite stature (5^e percentile) et l'évolution des mannequins de choc latéral, devenue chef de projet chez Toyota Motor Europe ; Karine Bruyère-Garnier, chargé de recherche au LBMC, pour le travail sur la compliance du tronc des enfants. Il a fallu tisser des liens avec le réseau des masseurs kinésithérapeutes spécialisés en kiné respiratoire et avec les établissements accueillant des personnes en souffrance respiratoire pour effectuer des observations sur sujets volontaires.

Je me dois de rajouter les doctorants (Baptiste Sandoz, David Poulard, Yumin Zhu, Romain Desbats), les étudiants en master (Olivier Maistre, David Poulard, Dounia Slougui, Christopher Kartout, Zaki Sidelkheir, Bilal Boussouar, Sandra Komarzynski, Marie Quesnot, Xianzhen Lu), les stagiaires (Nicolas Vidal, Jean-Louis Chaniac, Gilles Choppard Lallier, Céline Martin, Valérie Séguier, Lionel Vayr, Alexander Hasler, Guillaume Bessette, Anaïs Mallein, Déborah Poirot, Julian Rolland, Hanen Mhalla, Marwa Ibrahim) et les personnes en contrat à durée déterminée (Marek Matyjewski, Shian Guo, Emmanuelle Cendre, Sophie Champel, Hatem Iatef, Didier Frety Altare, Michel Hguyen, Cécile Faye, Clément Goubel, Bingyan Wang, Gaëtan Hanen).

Des collaborations externes ont aussi été nécessaires. Au niveau régional avec les équipes de kinésithérapie spécialisées en kinésithérapie respiratoire en milieu hospitalier (André Stagnara, la Maisonnée, Francheville et avec Samir Broudahem, Centre Médical Mangini, Hauteville Lompnes) ou en cabinet (Emmanuel Vajda, Meyzieu, membre de l'association CORAL, Bernard Cossalter, cadre de santé formateur masseur kinésithérapeute à Grenoble) et les Hospices Civils de Lyon, (Jean Baptiste Pialat de l'hôpital Edouard Herriot et Jean Pierre Pracros et Jacqueline Payen de la Garanderie de l'hôpital Femme Mère Enfant), l'Inserm (Stefan Catheline du LabTAU). D'autres collaborations nationales (Xavier Attali, CERAH, Wafa Skalli, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Paris Tech) et internationales ont eu lieu dans le cadre de ces projets de recherche sur la protection de l'usager atypique (voir annexe 2).

3.5.2. Implication dans des projets - protection usager atypique

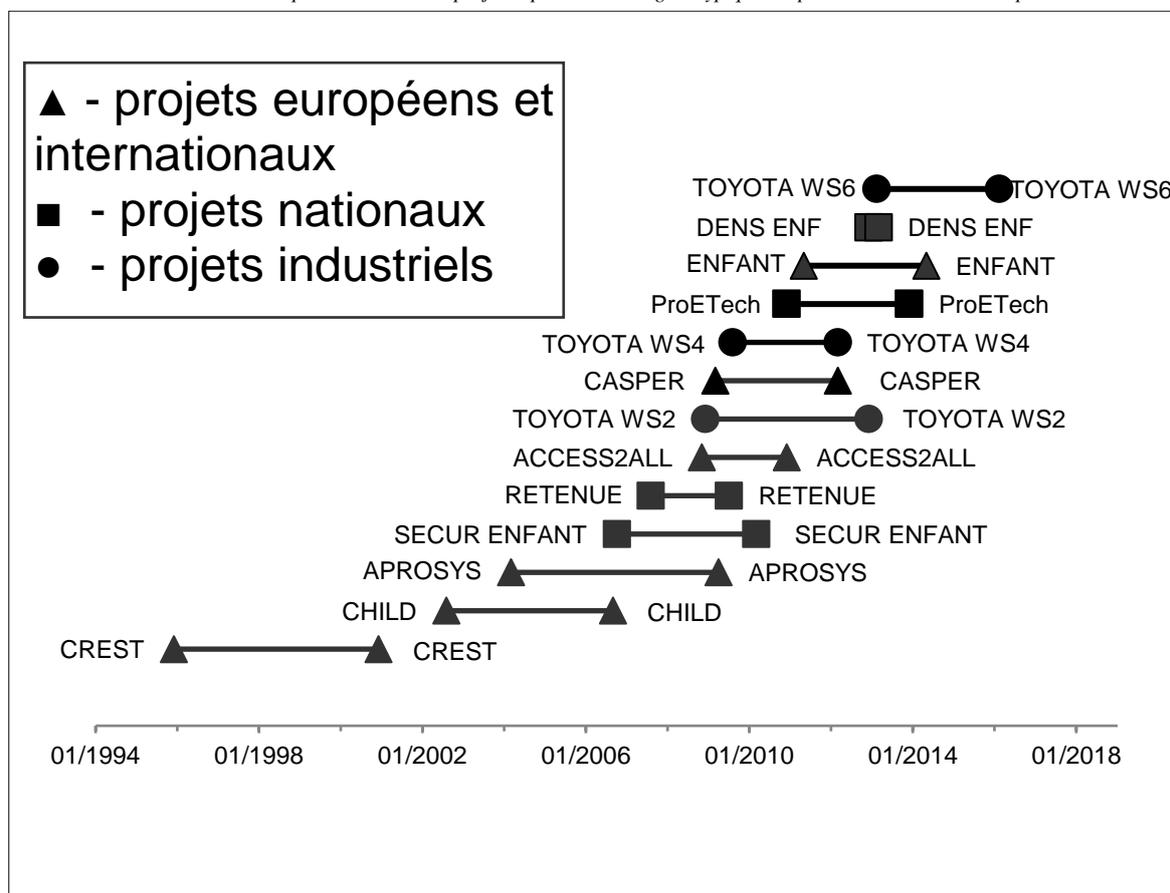
Ces travaux sur la protection de l'utilisateur atypique se sont appuyés sur plusieurs projets (Tableau 11).

Tableau 11 : Implication dans des projets - protection usager atypique

Projets	Nombre
Projets européens et internationaux (Pe)	6
Projets nationaux (Pn)	4
Projets industriels (Pi)	3

Le Tableau 12 présente la répartition, au cours du temps, de mes implications dans des projets européens et internationaux (Pe), nationaux (Pn) et industriels (Pi) sur la protection de l'utilisateur atypique.

Tableau 12 : Implication dans des projets - protection usager atypique - répartition au cours du temps



Le détail de mes implications dans des projets sur la protection de l'utilisateur atypique est présenté en annexe 2.

3.5.3. Production scientifique - protection usager atypique

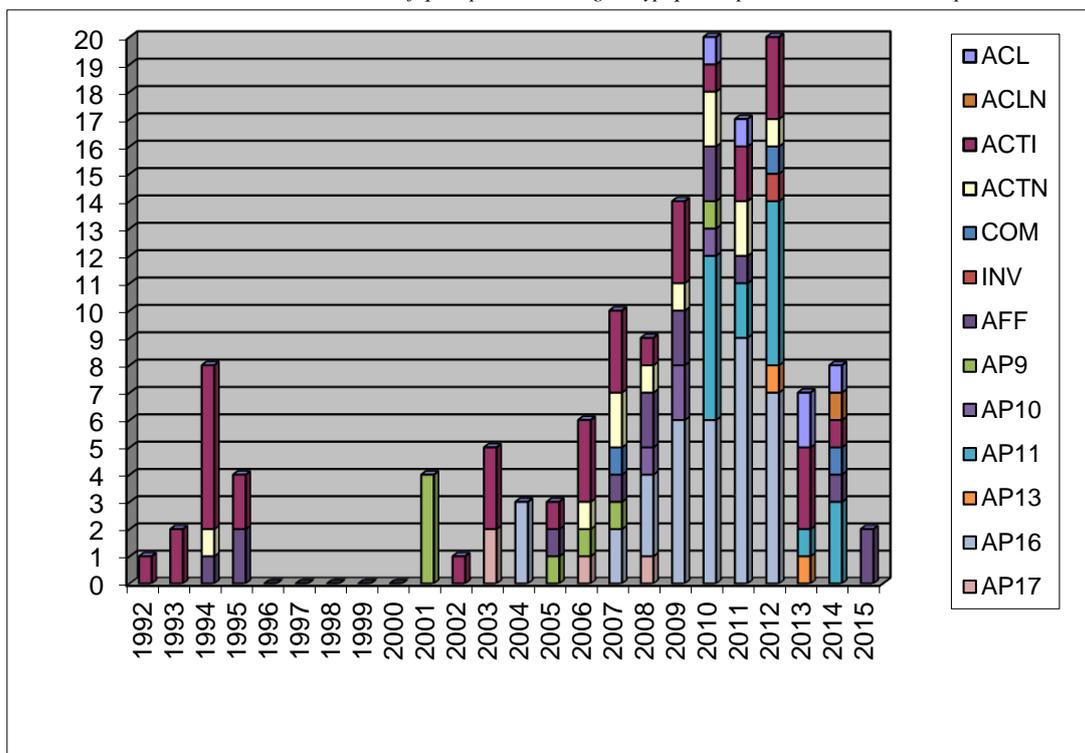
Ces travaux sur la protection de l'utilisateur atypique ont fait l'objet de la production scientifique présentée par catégorie dans le Tableau 13.

Tableau 13 : Production scientifique - protection usager atypique

Production scientifique	Nombre
Articles dans des revues internationales avec comité de lecture répertoriées dans des bases de données internationales (ACL)	5
Articles dans des revues avec comité de lecture non répertoriées dans des bases de données internationales (ACLN)	1
Communications avec actes dans un congrès international (ACTI)	36
Communications avec actes dans un congrès national (ACTN)	11
Communications orales sans actes dans un congrès international ou national (COM)	3
Conférences données à l'invitation du Comité d'organisation dans un congrès international ou national (INV)	1
Communications par affiche dans un congrès international ou national (AFF)	15
Livrables de projets internationaux (AP9)	8
Livrables de projets nationaux (AP10)	4
Livrables de projets industriels (AP11)	18
Prototypes et procédés industriels, pilotes et démonstrateurs (AP13)	2
Expertises et études, résultats d'essais, actions de certification (AP16)	36
Expertises pour des instances publiques (AP17)	4
Autres productions (AP)	5

Le Tableau 14 présente la répartition au cours du temps de la production scientifique sur la protection de l'utilisateur atypique.

Tableau 14 : Production scientifique - protection usager atypique - répartition au cours du temps



ACL : Articles dans des revues internationales avec comité de lecture répertoriées dans des bases de données internationales

ACLN : Articles dans des revues avec comité de lecture non répertoriées dans des bases de données internationales

ACTI : Communications avec actes dans un congrès international

ACTN : Communications avec actes dans un congrès national

COM : Communications orales sans actes dans un congrès international ou national

INV : Conférences données à l'invitation du Comité d'organisation dans un congrès international ou national

AFF : Communications par affiche dans un congrès international ou national

AP9 : Livrables de projets internationaux

AP10 : Livrables de projets nationaux

AP11 : Livrables de projets industriels

AP13 : Prototypes et procédés industriels, pilotes et démonstrateurs

AP16 : Expertises et études, résultats d'essais, actions de certification

AP17 : Expertises pour des instances publiques

AP : Autres Productions

Le Tableau 15 présente ma production scientifique résumée par catégorie sur la protection de l'utilisateur atypique.

Tableau 15 : Production scientifique résumée - protection usager atypique

Production scientifique	Nombre
Articles	6
Conférences	66
Livrables	77

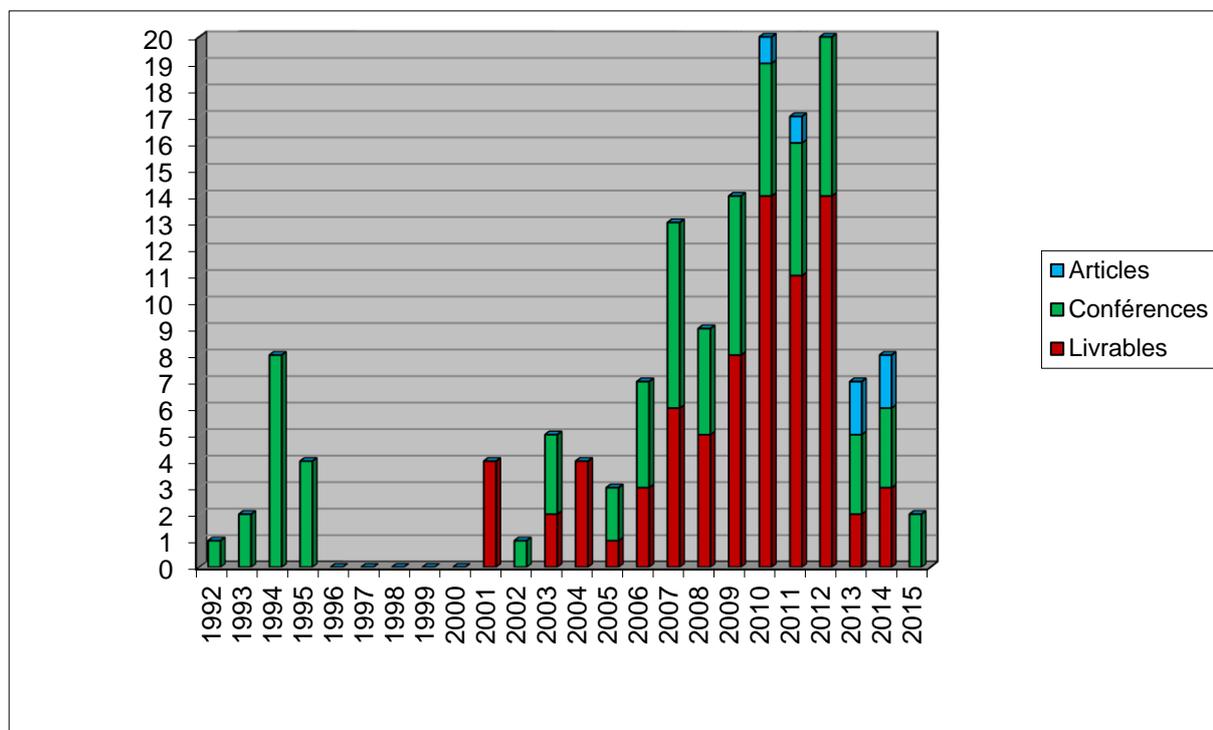
Articles : ACL + ACLN

Conférences : ACTI + ACTN + COM + INV + AFF

Livrables : AP9 + AP10 + AP11 + AP13 + AP16 + AP17 + AP

Le Tableau 16 présente la répartition au cours du temps de ma production scientifique résumée sur la protection de l'utilisateur atypique.

Tableau 16 : Production scientifique résumée - protection usager atypique - répartition au cours du temps



Articles : ACL + ACLN

Conférences : ACTI + ACTN + COM + INV + AFF

Livrables : AP9 + AP10 + AP11 + AP13 + AP16 + AP17 + AP

ACL : Articles dans des revues internationales avec comité de lecture répertoriées dans des bases de données internationales

ACLN : Articles dans des revues avec comité de lecture non répertoriées dans des bases de données internationales

ACTI : Communications avec actes dans un congrès international

ACTN : Communications avec actes dans un congrès national

COM : Communications orales sans actes dans un congrès international ou national

INV : Conférences données à l'invitation du Comité d'organisation dans un congrès international ou national

AFF : Communications par affiche dans un congrès international ou national

AP9 : Livrables de projets internationaux

AP10 : Livrables de projets nationaux

AP11 : Livrables de projets industriels

AP13 : Prototypes et procédés industriels, pilotes et démonstrateurs

AP16 : Expertises et études, résultats d'essais, actions de certification

AP17 : Expertises pour des instances publiques

AP : Autres Productions

Le détail de la production scientifique sur la protection de l'utilisateur atypique est présenté en annexe 3.

3.5.4. Activités d'encadrement - protection usager atypique

Ces travaux sur la protection des usagers atypiques ont fait l'objet de plusieurs encadrements présentés par catégorie dans le Tableau 17.

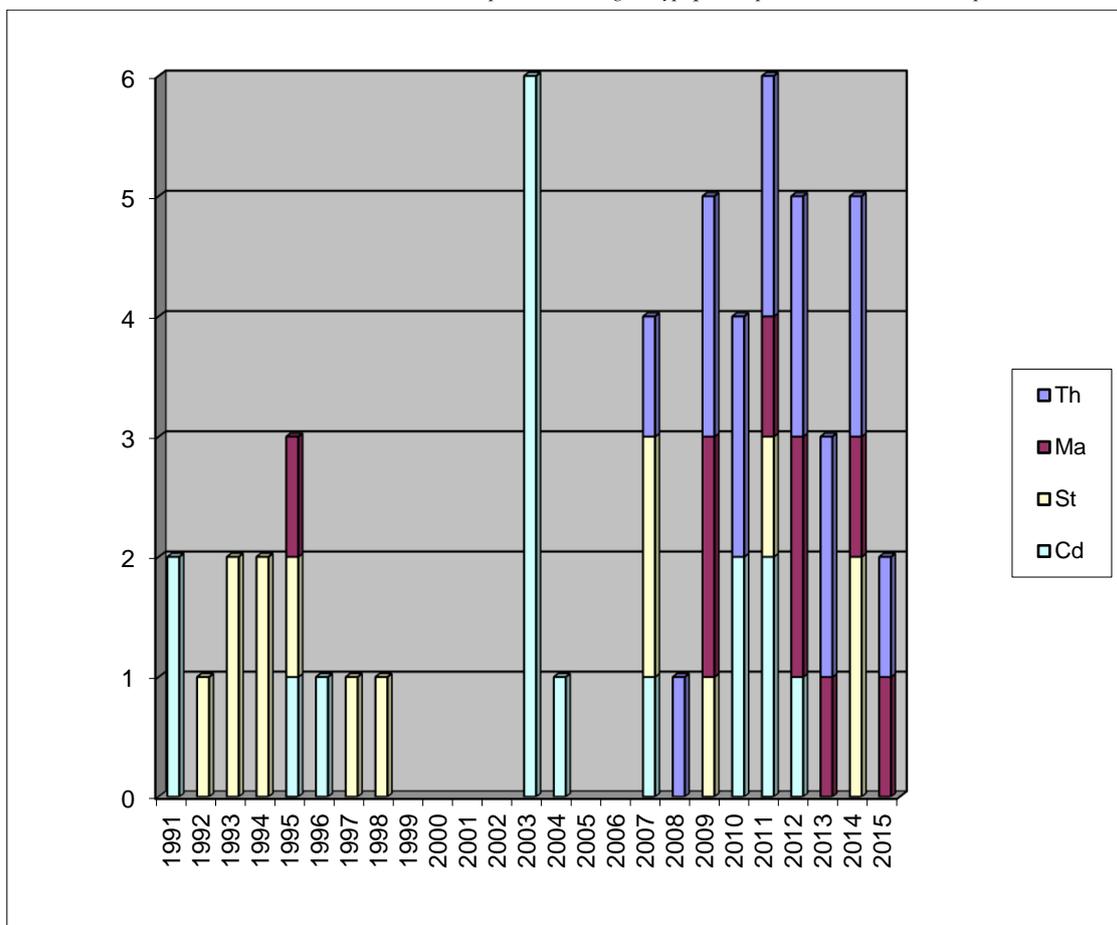
Tableau 17 : Activités d'encadrement - protection usager atypique

Encadrement	Nombre
Thèse (Th)	4
Master, DEA et DESS (Ma)	9
Stagiaire (St)	14
Personne en contrat à durée déterminée (Cd)	12

Stagiaire : Etudiant en stage diplômant de niveau bac+3 à bac +5 (non inscrit en master, DEA et DESS)

Le Tableau 18 présente la répartition au cours du temps des encadrements sur la protection de l'utilisateur atypique.

Tableau 18 : Activités d'encadrement - protection usager atypique - répartition au cours du temps



Th : Thèse soutenue (THE) et en cours (DCT)

Ma : Master, DEA et DESS

St : Stagiaire

Cd : Personne en contrat à durée déterminée

Le détail des encadrements sur la protection de l'utilisateur atypique est présenté en annexe 4.

4. Conclusion générale et perspectives

4.1. Conclusion générale

Ce document reprend les principaux travaux de recherches que j'ai conduits depuis 1991 dans le domaine de la biomécanique des chocs. La biomécanique des chocs s'inscrit dans l'amélioration de la sécurité passive des usagers de la route en permettant de comprendre et d'évaluer les mécanismes lésionnels par l'utilisation de mannequins réels, de modèles de mannequins et de modèles d'êtres humains. La particularité de la biomécanique est la pluridisciplinarité des travaux. Les résultats présentés sont le fruit de nombreux partenariats : universitaires, industriels.

Ma méthodologie, pour améliorer la connaissance de la réponse aux chocs et lors de chargements rapides, des usagers des transports, est basée sur des expérimentations avec des corps légués à la science et des observations sur des sujets volontaires.

L'amélioration de cette connaissance est appréciée lors de mes participations aux différents groupes de travail pour les réflexions sur les élaborations des normes et des réglementations en situation de choc automobile.

Mes activités en biomécanique des chocs sont ainsi décomposées :

- approfondissement des connaissances relatives au comportement des différents segments du corps humain (sollicitation en statique et en dynamique par l'expérimentation sur corps légués à la science ou sur sujets volontaires *in vivo*),

- définition des lois de comportement et des niveaux de tolérance acceptables. Ces éléments sont obtenus par l'analyse des résultats d'essais en associant les mesures physiques enregistrées lors des chocs et les données relatives aux sujets : anthropométrie et résultats d'autopsie,

- transfert des caractéristiques acquises pour créer des modèles mécaniques (mannequins de chocs) et numériques, ou pour améliorer certains segments les constituant,

- définition, élaboration et validation de critères de blessures transposables sur les modèles mécaniques ou numériques afin d'évaluer le risque lésionnel lors d'un choc direct ou indirect d'un de ces modèles. Ces critères sont indispensables dans les tests d'homologation en dynamique des véhicules et de certains équipements.

4.2. Résumé des principales contributions

Concernant la protection en choc frontal des occupants adultes de véhicules légers, j'ai participé à l'évolution du mannequin de choc frontal réglementaire Hybrid III, et j'ai contribué à la conception et à l'évaluation de son futur remplaçant, THOR en participant aux projets européens et aux groupes de travaux internationaux avec une concentration particulière sur les segments, thorax, bassin et face, par la réalisation d'essais de choc sur corps légués à la science et sur mannequins. J'ai modifié l'abdomen du mannequin THOR pour inclure une instrumentation en collaboration avec un constructeur automobile pour la protection des adultes aux places arrière. J'ai étudié durant des manœuvres de kinésithérapie respiratoire sur l'adulte et lors décélération pouvant être appliqué à des sujets volontaires la réponse mécanique du thorax dans le but d'établir des paramètres explicatifs en vue de discriminer différentes populations.

Concernant la protection en choc latéral des occupants adultes de véhicules légers, j'ai participé à l'évolution du mannequin de choc latéral réglementaire EuroSID 1 et à son modèle numérique. J'ai contribué à la conception et à l'évaluation de son futur remplaçant WorldSID 50^e percentile homme et 5^e percentile femme, en participant aux projets européens et aux groupes de travaux internationaux avec une concentration particulière sur les segments, thorax bassin, par la réalisation d'essais de choc sur corps légués à la science et sur mannequin.

Concernant la protection des occupants enfants dans les véhicules légers, l'analyse est différente de celle utilisée pour l'adulte. L'expérimentation sur corps légués à la science n'est pas possible et les méthodes de scaling ne sont pas facilement applicables. L'enfant n'est pas un adulte en miniature, que ce soit par les proportions anthropométriques ainsi que les modifications des propriétés mécaniques de ses constituants. Je suis passé par l'observation du comportement du tronc d'enfants, lors de séances de kinésithérapie respiratoire, afin d'obtenir la réponse du thorax et de l'abdomen sous chargement *in vivo*, sur volontaire. J'ai réalisé des enquêtes d'usage des dispositifs de retenue enfant en situation réelle. J'ai participé à la reconstruction d'accidents impliquant des enfants pour améliorer la connaissance de la réponse d'un corps d'enfant en situation de choc. Ces avancées scientifiques m'ont permis de contribuer à l'évolution des mannequins enfants réglementaires de la série P. J'ai contribué à la conception et à l'évaluation de leurs futurs remplaçants (la série Q) et de leurs modèles numériques, puis des dispositifs de retenue, en participant aux projets européens et aux groupes de travaux internationaux.

Concernant la protection des personnes âgées, J'ai contribué scientifiquement par l'observation de manœuvre de kinésithérapie respiratoire sur l'adulte, à l'élaboration d'un protocole de décélération pouvant être appliqué à des sujets volontaires pour l'étude de la réponse mécanique du thorax, à la campagne d'essais sur volontaire et à l'analyse des résultats.

Concernant la protection des personnes en fauteuil roulant dans les transports routiers, j'ai étudié la retenue du fauteuil et de son occupant dans le cadre de choc automobile en participant à un projet national et aux groupes de travaux internationaux.

Concernant la protection du piéton vis-à-vis du choc avec l'avant d'un véhicule léger, j'ai étudié le comportement du membre inférieur sur corps légués à la science et développé un modèle numérique de la jambe humaine. J'ai participé à la conception d'un modèle physique de jambe instrumentée, puis j'ai développé son modèle numérique et contribué à l'intégration dans la réglementation de modèle physique de jambe de piéton.

L'amélioration des connaissances sur les mannequins adultes et enfant a nourri mes implications dans les différents groupes d'experts, au niveau européen et international, pour l'élaboration des normes et des réglementations en sécurité routière.

4.3. Perspectives

Tout occupant d'un mode de transport public ou privé, tel que par exemple, véhicule automobile, autocar, véhicule industriel, doit utiliser pour sa sécurité, quelle que soit la place qu'il occupe, un dispositif de retenue, le plus souvent la ceinture installée dans le véhicule ou une protection spécifique. En général, les dispositifs de retenue peuvent être utilisés sans problème par la majorité de la population, mais dans certains cas, ils peuvent être inadaptés pour les usagers atypiques que sont les usagers vulnérables de façon intrinsèque pour différentes raisons telles que la taille, le poids, l'âge, le sexe et une situation permanente ou temporaire d'handicap et les usagers vulnérables de situation dans le cas des passagers aux places arrière, des piétons ou des usagers des deux roues.

Ce peut être le cas par exemple pour l'utilisateur de fauteuil roulant, adulte ou enfant, la femme de petite stature (5^e percentile), la personne âgée, la personne obèse, et toute autre personne avec situation de handicap temporaire ou permanent.

Les nouvelles directions des recherches s'appuient sur l'accidentologie. Même si elle est très rare pour ces usagers atypiques, il ne faut pas l'exclure et je vais exploiter d'avantage et en détail les cas intéressants en interrogeant par exemple le registre du Rhône (Ifsttar-UMRESTTE) qui se veut exhaustif.

Pour compléter l'observation de la réalité, il est nécessaire que je réalise des enquêtes du port des dispositifs de retenue (exemple : pour les enfants, enquête pour apprécier l'évolution de l'usage des dispositifs de retenue, ainsi que pour l'adulte usager de fauteuil roulant). Ceci me permettra d'identifier les mauvaises utilisations de ces dispositifs. Puis j'évaluerai en laboratoire, par reproduction de ces mauvaises utilisations, l'influence sur la dégradation de la retenue et la baisse de la protection. Des solutions pour réduire les mauvaises utilisations pourront ainsi être envisagées.

Pour ces usagers atypiques, l'amélioration de la connaissance du comportement humain soumis à des chargements dynamiques nécessite d'utiliser d'autres approches que l'expérimentation sur corps légués à la science. L'observation sur sujet volontaire de chargements infra lésionnels, (par exemple lors de la pratique de la kinésithérapie respiratoire sur des personnes en insuffisance respiratoire, adultes et enfant...) et pourquoi pas au cours d'autres types de séances dans le champ de la réadaptation fonctionnelle, me permettront d'enrichir les connaissances. L'exploitation des données acquises en sollicitation infra lésionnelle pour les usagers atypiques me permettra de contribuer pour cette population, à l'élaboration de critères biomécaniques spécifiques. L'extrapolation de ces critères biomécaniques dans le niveau de sollicitation lésionnelle est aussi à établir. Il faudra ensuite participer au développement des moyens de mesures dédiés à ces critères et à leur prise en charge par les mannequins existants ou à venir. Le transfert de cette connaissance pourra aussi nourrir les modèles numériques du corps humain personnalisé.

Mes projets se conjuguent sur la protection des usagers atypiques que sont des personnes vulnérables d'un point de vue intrinsèque (enfant, personne âgée, personne en situation de handicap) et des usagers vulnérable de situation (adulte aux places arrière) et reposent sur un thème de recherche socle et un thème de recherche finalisée. Ces thèmes sont décrits ci-après.

Thème recherche socle - Tolérance de l'être humain lors de chargements dynamiques non destructifs sur sujets volontaires *in vivo*.

Pour les usagers vulnérables intrinsèques, l'amélioration de la connaissance du comportement humain soumis à des chargements dynamiques nécessite l'observation sur sujet volontaire à des niveaux de chargements infra lésionnels au cours de séances dans le champ de la réadaptation fonctionnelle.

Thème recherche finalisée - Evaluation et amélioration de la protection des usagers des transports contre l'effet des accidents.

Il s'agira d'utiliser des connaissances acquises dans la recherche socle pour la conception et l'amélioration des mannequins et des modèles numériques des mannequins et de l'être humain, et de les appliquer dans les transports en voiture légère ou en transport en commun pour des usagers vulnérables intrinsèques, tels que les enfants, les personnes âgées, les femmes de petite stature (5^e percentile), les personnes en situation de handicap, et pour les usagers vulnérables de situation, tels que les personnes aux places arrière des voitures légères.

L'exploitation de ces nouvelles données obtenues dans la recherche socle permettra de contribuer pour ces populations d'usagers vulnérables, à l'élaboration de critères biomécaniques spécifiques et aux lois de comportement de segment corporel. En effet dans la mesure où les chargements appliqués sur sujets volontaires *in vivo* sont dans le domaine infra-lésionnel, chaque sujet testé peut être modélisé. Ainsi, après validation des modèles personnalisés dans le domaine non lésionnel, les études paramétriques seront menées dans le domaine lésionnel par simulation numériques de chargements plus sévères. Ces données spécifiques pour les usagers vulnérables seront utiles au développement des moyens de mesures (exemple capteur de pression APTS) pour le calcul de critère et à leur prise en charge par les mannequins existants ou à venir ainsi qu'aux modèles numériques de l'être humain.

Dans les prochaines années les résultats attendus seront basés sur une approche couplée, expérimentation *ex vivo*, observation *in vivo* et modélisation du tronc pour points suivants :

- Caractérisation et modélisation des traumatismes pulmonaires en cas de choc,
- Flexion de la colonne lombaire et de l'abdomen, interactions entre les organes internes et effet sur le risque lésionnel abdominal,
- Modélisation numériques et physique des mannequins de choc instrumentés avec des capteurs de pression pour la prédiction des lésions abdominales chez l'enfant et l'adulte.

Ces données contribueront à faire le lien entre le comportement biomécanique *ex vivo* et *in vivo* des usagers des transports lors de chargements rapides.

Références bibliographiques

Abdel-Aziz, Y. I., Karara, H. M., (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinate. In ASP Symposium on Close-Range Photogrammetry, American Society of Photogrammetry, Falls Church, 1971, pp 1-18.

AIS (2005). The Abbreviated Injury Scale, from AAAM (Association for the Advancement of Automotive Medicine), Des Plaines, IL, USA, 2005.

Arbogast, K. B., Nishisaki, A., Balasubramanian, S., Nysaether, J., Niles, D., Sutton, R. M., Roberts, K. E., Nadkarni, L., Boulet, J., Maltese, M. R., Nadkarni, V. M., (2009). Expert clinical assessment of thorax stiffness of infants and children during chest compressions. *Resuscitation*, 2009, Vol. 80 (10), pp 1187-1191.

Bermond, F., Ramet, M., Bouquet, R., Caire, Y., Bouallegue, M., Bruyère-Garnier, K., (1995). Comparaison de la réponse de la face humaine et de celle du mannequin lors d'impacts. Actes des 36^{es} Assises Nationales de Médecine du Trafic, Édité par la Société Française de Médecine du trafic, Nîmes, 20-21 Octobre 1995, 13 pages. Dans *Annales de Médecine des accidents de Trafic*, Édité par la Société Française de Médecine du trafic, Octobre 1996, Vol. 47, pp 37-50.

Bermond, F., Bouquet, R., Ramet, M., Caire, Y., (1998). Modélisation mathématique du mannequin de choc latéral utilisé pour la réglementation en sécurité routière. Actes du 3^e congrès Numérisation Paris, Édité par Harbourg, 27-28 mai 1998, 11 pages.

Bermond, F., Kallieris, D., Mattern, R., Ramet, M., Bouquet, R., Caire, Y., Voiglio, E., (1999). Human face response at an angle to the fore-aft vertical plane impact, thoracic human response to lateral impact. In *Proceedings of the 1999 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts*, Inrets Publisher, Sitges, Spain, September 23-24, 1999, pp 121-132.

Bory, J.-Y., (2008). La polémique sur l'expérimentation animale, le cas d'un laboratoire de la sécurité routière. *Ethnologie française*, XXXVIII, 2008, Vol. 3, pp 541-549.

Boyera, F., (1994). Analyse des lésions de la face dans les accidents de la route. Diplôme de Doctorat en Médecine, 1994, N°285.

Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Bouquet, R., Caire, Y., Ramet, M., Voiglio, E., (2000). Human maxilla bone response to 30° oriented impacts and comparison with frontal bone impacts. In *Proceedings of the 44th AAAM Conference, Association for the Advancement of Automotive Medicine*, published by the AAAM, Chicago, Illinois, October 2-4, 2000, pp 219-234.

Cavanaugh, J. M., Nyquist G. W., Goldberg, S. J., King, A. I. (1986). Lower abdominal tolerance and response. *Proceedings of 30th Stapp Car Crash Conference*, pp. 41-63, SAE technical paper No 861878. Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA.

- Code of Federal Regulation, CFR 49 571.208 (1973). Occupant crash protection.
- Code of Federal Regulation, CFR 49 571.213 (1979). Child Restraint Systems.
- Code of Federal Regulation, CFR 49 571.214 (1993) Side impact protection.
- Code of Federal Regulation, CFR 49 572 (1973). Anthropomorphic test devices.
- Code de la route (2001), (art. R.412-1 et suivants). Equipements des utilisateurs de véhicules.
- Directive Européenne 1996/27/CE (1996). Protection occupant en choc latéral.
- Directive Européenne 1996/79/CE (1996). Protection occupant en choc frontal.
- Directive Européenne 2001/85/CE (2001). Concernant des dispositions particulières applicables aux véhicules destinés au transport des passagers et comportant, outre le siège du conducteur, plus de huit places assises.
- Directive Européenne 2003/20/CE, (2003). Ceintures de sécurité et aux systèmes de retenue des véhicules à moteur, avec son volet sur les dispositifs de retenue enfants.
- Directive Européenne 2007/46/CE, (2007). Réception des véhicules à moteur, avec son volet sur le transport des personnes en situation de handicap et la protection des piétons.
- Documentation française (2008). La sécurité routière en France. Bilan de l'année 2008, édition la documentation française.
- Eckert, M., Fayet, M., Chèze, L., Verriest, J.-P., Lapellerie, P., Bermond, F., Ramet, M., Bouquet, R. (1999). Relative contribution of the thoracic components to the global behaviour of the thorax experimental methodology. Actes du 24e Congrès de la Société de Biomécanique. Beaune, September 15-17, 1999. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, September 1999, 107 (sup B) : 82.
- Elhagediab, A. M., Rouhana, S. W. (1998). Patterns of abdominal injury in frontal automotive crashes. Proceedings of the 16th International technical conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration. Windsor, Canada, June 01-04, 1998, 98-S1-W-26.
- Foster, C. D., Hardy, W. N., Yang, K. H., King A. I. (2006). High-speed seatbelt pretensioner loading of the abdomen. Stapp Car Crash Journal 50: 27-51.
- Frampton, R., Lenard, J., Compigne, S., (2012). An in-depth study of abdominal injuries sustained by car occupants in frontal crashes. In proceedings of the 56th AAAM Annual Conference, Annals of Advances in Automotive Medicine, October 14-17, 2012, pp 137 – 149.
- Gadegbeku, B., Ndiaye, A., Chiron, M, (2006), Séquelles majeures en traumatologie routière, registre du Rhône, 1996-2003. Bulletin Epidémiologie Hebdomadaire, 2006, Vol. 36, p 267-72.
- Haddon, J. W., (1968). The changing approach to the epidemiology, prevention, and amelioration of trauma: The transition to approaches etiologically rather than descriptively based. American Journal of Public Health, 1968, Vol. 58, pp 1431-1438.
- Haddon, J. W., (1980). Advances in the epidemiology of injuries as a basis for public policy. Public Health Reports, 1980, Vol. 95 (5), pp 411-421.

Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., Masuda, M., (2011). Contribution to the improvement of crash test dummies in order to decrease abdominal injuries in road accidents. Proceedings of the 22nd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Washington D.C., USA, June 13-16, 2011, N° 11-0218, pp 1-13.

Hanen, G., Vezin, Ph., Bermond, F., Masuda, M., Compigne, S., (2012). A pressure-based abdominal insert for THOR-NT. Proceedings of the Society of Automotive Engineers of Japan, JSAE Annual Congress, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Yokohama, Japan, May 23-25, 2012, N° 60-20125197, 4 pages.

Hardy, W., Khalil, T. B., King, A. I., (1994). Literature review of head injury biomechanics. International Journal of Impact Engineering, 1994, Vol. 15 (4), pp 561-586.

Hertz, E., (1993). A note on the head injury criterion (HIC) as a predictor of the risk of skull fracture. In Proceedings of the 37th AAAM Conference, Association for the Advancement of Automotive Medicine, published by the AAAM, San Antonio, Texas, November 4-6, 1993, pp 303-312.

IIS (1994). The Injury Impairment Scale, from AAAM (Association for the Advancement of Automotive Medicine), Des Plaines, IL, USA, 1994.

ISO 7176, (2008). Part 19 Wheelchairs : wheeled mobility devices for use in motor vehicles.

ISO 10 542, (2004). Technical system aids for disabled or handicapped persons. Wheelchair tie down and occupant restraints systems - Part 1 Requirements and test methods for all systems - Part 2 Four point strap-type tie down and systems.

Kent, R., Lee, S. H., Darvish, K., Wang, S., Poster C. S., Lange A. W., Brede, C, Lange, D., Matsuoka, F., (2005). Structural and material changes in the aging thorax and their role in crash protection for older occupants. Stapp Car Crash Journal, 2005, Vol. 49, pp 231-249.

Kroell, C. K., Allen, S. D., Warner, C. Y., Perl, T. R. (1986): Interrelationship of velocity and chest compression in blunt thoracic impact to swine II. Stapp Car Crash Journal, 1986, Vol. 30, pp 99-121.

Lafont, S., Laumon, B. (2003). Vieillesse et gravité des atteintes lésionnelles des victimes d'accident de la circulation routière : Ageing and injury severity among road traffic accident victims. Recherche-Transports-Sécurité, 2003, 79:121-133.

Laumon, B., Chapuis, P., Charbotel, B., Charnay, P., Chiron, M., Davezies, P., Gadegbeku, B., Haddak, M., Hours, M., Javouhey, E., Lafont, S., Martin J.-L., Ndiaye A., Vallet, G., Verney M.-P., Vergnes I. (2005). Le registre du Rhône des victimes d'accidents de la circulation routière. Rapport UMRESTTE 0506, 2005, 29 pages.

Laumon B., Amoros, E., Gadegbeku, B., Chiron, M., Martin, J.-L., Ndiaye, A. (2009). Blessure, handicap et accident de la route : quelques enseignements du registre du Rhône. Dans Actualité et Dossier en Santé Publique (ADSP), revue trimestrielle du Haut Conseil de la santé publique, N°66, mars 2009, pp 5-7.

Légifrance (2005). Loi n°2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées. Légifrance J.O. du 12 février 2005, page 2353.

Légifrance (2007). Arrêté du 27 mars 2007 relatif aux conditions d'élaboration des statistiques relatives aux accidents corporels de la circulation. Légifrance J.O. N°89 du 15 avril 2007, page 6885.

Loimer, H., Driur, M., Guarnieri, M., (1996). Accidents and acts of God: a history of terms. *American Journal of Public Health*, Vol. 86, pp 101-107.

Malak, A., Fayet, M., Maiffredy, L., Bermond, F., Ramet, M., Verriest, J.-P., Brunel, N., Lapellerie, P., Voiglio, E., (1999). A global stop behaviour of the shoulder complex. Actes du 24e Congrès de la Société de Biomécanique. Beaune, 15-17 septembre 1999. In *Journal of Archives of Physiology and Biochemistry*, Swets & Zeitlinger Publisher, September 1999, 107 (sup B) : 34.

Malak, A., Bermond, F., Bouquet, R., Ramet, M., Verriest, J.-P., Wang, X., Fayet, M., Maiffredy, L., Voiglio, E., (2000). Resistance versus angular movement law of the glenohumeral joint. Actes du 25^e Congrès de la Société de Biomécanique. Montréal, Canada, 23-26 Août 2000. In *Journal of Archives of Physiology and Biochemistry*, Swets & Zeitlinger Publisher, April 2000, 108 (1/2) : 72.

Martin, J.-L., Lardy, A., Compigne, S. (2010). Specificities of rear occupant protection: analysis of French accident data. Proceedings of the 2010 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Hanover, Germany, September 15 -16, 2010, 4 pages.

Ndiaye, A., Chiron, M. (2009). Thorax vulnerability of female car users reported by the road accident field. Rapport Work Package 1., UMRESTTE, 0901, April 2009. Confidential.

NF R 101-01 BNA 678, (1971). Mannequin anthropomorphe pour essais dynamiques sur véhicules automobiles.

OMS, (2010). Résolution A/RES/64/255, 2011-2020 Décennie d'action pour la sécurité routière. OMS.

OMS, (2013). Rapport 2013 de situation sur la sécurité routière dans le monde. OMS.

Oussou, A., (2005), Analyse de la gestion des actions de prévention des accidents de la route au Bénin : Stratégies des acteurs et perspectives, Université Abomey Calavi/ INJEPS - Diplôme de Conseiller Principal en Jeunesse et Animation Socio Educative option Andragogie, 2005, 80 pages.

Poulard, D., Bermond, F., Dumas, R., Bruyère-Garnier, K., (2012). Geometrical personalization of human FE model using palpable markers on volunteers. Actes du 37e Congrès de la Société de Biomécanique. Toulouse, France, 16 - 19 octobre 2012. In *Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2012, 15 (sup 1) : 298-300.

Poulard, D., Bermond, F., Compigne, S., Bruyère-Garnier, K., (2013a). In-vivo analysis of thorax mechanical response under belt loading: the role of BMI in thorax stiffness. *Journal of Biomechanics*, 46 (5) : 883-889.

Poulard, D., Bermond, F., Bruyère-Garnier, K., (2013b). In-vivo analysis of thoracic mechanical response variability under belt loading : Specific behaviour and relationship to age, gender and BMI. *Stapp Car Crash Journal*, 57 : 59-87.

Prioux, F., Mazuy, M. (2010). L'évolution démographique récente en France : dix ans pour le pacs, plus d'un million de contractants. *Population*, 2010, 64(3):445-494.

SAE J 826, (1962). Manikins for use in defining vehicle seating accommodation. Technical report.

SAE J 963, (1968). Anthropomorphic test device for dynamic testing. Technical report.

Sandoz, B., (2010). Contribution à la modélisation géométrique et mécanique du tronc de l'enfant. Diplôme de doctorat spécialité Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 26 janvier 2010, N° 2010 ENSAM 0004, 121 pages.

Sandoz, B., Vajda, E., Alonzo, F., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., (2011). The mechanics of the *in vivo* infant and toddler trunk during respiratory physiotherapy. *Clinical Biomechanics* 2011, Vol. 26, pp 535-542.

Trinca, G., Johnston, I. Campbell, B., Haight, F., Knight, P., Mackay, M., McLean, J., Petrucelli, E., (1988). Reducing traffic injury: A global challenge. Royal Australian College of Surgeons, Melbourne, 1988, 136 pages.

UN/ECE Regulation 14, (2009). Safety belt anchorages.

UN/ECE Regulation 16, (2009). Safety belt and restraint systems.

UN/ECE Regulation 17, (2003). Seats anchorages and head restraints.

UN/ECE Regulation 44, (2009). Child restraint system.

UN/ECE Regulation 80, (2007). Seats of large passenger vehicles.

UN/ECE Regulation 94, (2008). Protection of the occupants against frontal collision.

UN/ECE Regulation 95, (2005). Protection of the occupants against frontal collision.

Viano, D. C., Lau, I. V., (1988). A viscous tolerance criterion for soft tissue injury assessment. *Journal of Biomechanics*, 1988, Vol. 21 (5), pp 387-99.

Zhu, Y., Bruyère-Garnier, K., Mitton, D., Vajda, E., Bermond, F., (2014). Mechanical behaviour of the *in vivo* paediatric and adult trunk during respiratory physiotherapy. *Proceedings of the Institution of the Mechanical Engineers, Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 2014, 228 (1), 27-36.

Annexe 1 : Curriculum vitae détaillé

A1.1. Etat civil

Bermond François,

Chargé de recherche au LBMC, Ifsttar, 25 Avenue François Mitterrand, 69675 Bron.

Tél. : 04 72 14 23 78, Fax : 04 72 37 68 37, Courriel : francois.bermond@ifsttar.fr.

A1.2. Formation, diplôme, titre

Domaine scientifique principal : Sciences pour l'ingénieur.

Conseil National des Universités (CNU) : section 60, Biomécanique.

Juillet 1990	Diplôme de Doctorat, N° 141-90, mention très honorable Spécialité Mécanique, Université Claude Bernard Lyon 1, (UCBL)
Septembre 1987	Diplôme d'Etudes Approfondies (DEA), mention assez bien Spécialité Mécanique, Ecole Centrale de Lyon (ECL)
Septembre 1986	Maîtrise de Mécanique, mention assez bien, UCBL
Juin 1986	Licence de Mécanique, UCBL
Septembre 1982	Diplôme d'Etudes Universitaires Générales (DEUG) 2 ^e année Sciences des structures et de la matière, UCBL
Juin 1981	Diplôme d'Etudes Universitaires Générales 1 ^{re} année, mention assez bien Sciences des structures et de la matière, UCBL
Juillet 1979	Baccalauréat série E, Mathématique et technique, Lyon

A1.3. Positions successives depuis 1990

- 01 janvier 2012 Chargé de Recherche au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des chocs (LBMC), Unité Mixte de Recherche (UMR_T9406) avec l'Université Claude Bernard Lyon 1, dirigée par Philippe Vezin, à Ifsttar de Bron. Le LBMC est intégré au département Transport Santé Sécurité (TS2) dirigé par Bernard Laumon à L'ifsttar.
- 01 janvier 2011 Chargé de Recherche au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des chocs (LBMC), Unité Mixte de Recherche (UMR_T9406) avec l'Université Claude Bernard Lyon 1, dirigée par Philippe Vezin à Ifsttar de Bron.
- 01 juillet 2007 Chargé de Recherche au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des chocs (LBMC), Unité Mixte de Recherche (UMR_T9406) avec l'Université Claude Bernard Lyon 1, dirigée par Philippe Vezin à l'Inrets de Bron.
- 01 janvier 2003 Chargé de Recherche au Laboratoire de Biomécanique et de Modélisation Humaine (LBMH), Laboratoire de Recherche en Emergence, LRE_T32 avec l'UCBL, dirigé par Jean-Pierre Verriest à L'Inrets de Bron.
- 01 septembre 1998 Chargé de Recherche au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des chocs (LBMC) dirigé par Jean-Pierre Verriest à L'Inrets de Bron.
- 01 septembre 1994 Chargé de Recherche au Laboratoire de Biomécanique et de Sécurité des Usagers (LBSU) dirigé par Maryvonne Dejeammes à L'Inrets de Bron.
- 28 janvier 1991 Chargé de Recherche au Laboratoire des Chocs et de Biomécanique (LCB) dirigé par Dominique Césari à L'Inrets de Bron.
- 29 octobre 1990 Ingénieur de recherche, Alstom, Villeurbanne.

A1.4. Expert et membre de commissions scientifiques

Voici les principaux groupes de travail et les commissions scientifiques auxquels je participe ou j'ai participé. Depuis la normalisation, la pré réglementation et la réglementation où j'ai été directement impliqué jusqu'aux Directives Européennes et les essais consommateurs qui s'appuient sur les travaux issus de la normalisation et la réglementation.

A1.4.1. Normalisation

A1.4.1.1. Normalisation internationale ISO

L'ISO (International Organisation for Standardisation) est le plus grand producteur mondial et éditeur de normes internationales. L'ISO est entrée en activité le 23 février 1947.

L'ISO est un réseau d'instituts nationaux de normalisation de quelques 159 pays, dont le secrétariat central, situé à Genève en Suisse, assure la coordination d'ensemble.

Les normes ISO sont d'application volontaire. Organisation non gouvernementale, l'ISO n'établit pas de règlements et ne légifère pas. Les pays peuvent néanmoins décider d'adopter des normes ISO en tant que règlements ou d'y faire référence dans la législation. En outre, les normes ISO peuvent devenir une exigence du marché.

Jusqu'en 2014, le système d'élaboration de normes ISO comptait 210 comités techniques ISO.

Le Comité Technique TC22 portait sur la sécurité des véhicules routiers.

Ce Comité Technique TC22 était composé des plusieurs sous-comités décrits ci-après :

- Le Sous-Comité SC10 concernait les procédures d'essais de collision.

Ce Sous-Comité SC10 était lui-même réparti en plusieurs groupes de travail : la liste suivante est non exhaustive :

* le Groupe de Travail WG1 sur les procédures d'essais de collision de voiture,

* le Groupe de Travail WG2 sur les procédures d'essais de collision de piéton.

- Le Sous-Comité SC12 concernait les systèmes de protection en sécurité passive.

Ce Sous-Comité SC12 était lui-même réparti en plusieurs groupes de travail : la liste suivante est non exhaustive :

* le Groupe de Travail WG1 sur les dispositifs de retenue des enfants,

* le Groupe de Travail WG5 sur les mannequins,

* le Groupe de Travail WG6 sur les critères biomécaniques.

- Le Sous-Comité SC26 concernait l'accessibilité des véhicules aux handicapés physiques.

Ce Sous-Comité SC26 était lui-même réparti en plusieurs groupes de travail : la liste suivante est non exhaustive :

* le Groupe de Travail WG1 sur le transport de personnes à mobilité réduite dans des véhicules de 8 passagers, conducteurs non compris/

- Enfin le Groupe de Travail WG4 qui concerne l'accessibilité des véhicules aux personnes à mobilité réduite, dépendait directement du TC22.

L'ISO/TC22/SC36 "Aspects sécurité et essais de collision", a tenu son kick off meeting le 7 novembre 2014 à San Diego (USA), suite aux dernières réunions plénières du SC10 "Procédures d'essais de collision" et du SC12 "Systèmes de protection en sécurité passive". Ce Sous-Comité est à secrétariat français (BNA) et est présidé par Annette Irwin (GM, USA).

Les Sous-comités SC10 et SC12 travaillent depuis de nombreuses années de façon conjointe, et dans le cadre de la réorganisation de l'ISO/TC 22, ils ont fusionné pour former le SC36. Au cours de cette réunion, les participants ont modifié le titre du SC36 "Sécurité et essais de collision", et clarifié son domaine d'application.

La nouvelle structure du SC36 a également été mise en place, avec la création des 8 Groupes de Travail suivants :

* le Groupe de Travail WG1 sur les procédures d'essai de collision de voiture (animateur : Frantz Jourda, Renault, France).

* le Groupe de Travail WG2 sur les systèmes de retenue pour enfants dans les véhicules routiers (animation Suède).

* le Groupe de Travail WG3 sur les problèmes relatifs à l'instrumentation (animateur : Claudia Picon, Meas, France).

* le Groupe de Travail WG4 sur les essais virtuels (animation USA).

* le Groupe de Travail WG5 sur les dispositifs d'essais anthropomorphes (animation USA).

* le Groupe de Travail WG6 sur les critères de performances exprimés en termes de biomécanique (animateur : Xavier Trosseille, LAB, France).

* le Groupe de Travail WG7 sur la méthodologie d'analyse des accidents de la route (animation Suède).

* le Groupe de Travail WG8 sur les procédures d'essai pour l'évaluation de l'interaction du sac gonflable en cours de déploiement avec l'occupant (animation USA).

Le Sous-Comité SC36 tiendra sa 1^e réunion plénière le 5 juin 2015 à Paris.

Le Sous-Comité SC26 sur l'accessibilité des véhicules aux handicapés physiques et le Groupe de Travail WG1 sur l'accessibilité des véhicules aux personnes à mobilité réduite n'ont pas évolué et sont toujours rattachés au Comité Technique TC22.

A1.4.1.1.1. Groupe de travail ISO - procédures d'essais de collision de voiture

Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/SC10/WG1 (Road Vehicles/Impact Test Procedures/Car Collision Test Procedures) de 1992 à 1999.

Ce groupe international de normalisation travaille sur les essais de collision de voiture en choc frontal, latéral, procédures d'essai.

A1.4.1.1.2. Groupe de travail ISO - procédures d'essais de collision de piéton

Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/SC10/WG2 (Road Vehicles/Impact Test Procedures/Pedestrian impact Test Procedures) de 1992 à 1999.

Ce groupe international de normalisation travaille sur la protection des piétons vis-à-vis des véhicules routiers, procédures d'essai, dispositif d'essai.

A1.4.1.1.3. Groupe de travail ISO - protection des enfants

Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/SC12/WG1 (Road Vehicles/Restraint Systems/Child Restraint Systems in Road Vehicles) depuis 2000.

Ce groupe international de normalisation travaille sur la protection des enfants occupants de véhicules routiers, procédures d'essai, dispositif d'essai anthropomorphe, critère biomécanique.

A1.4.1.1.4. Groupe de travail ISO - protection des adultes

Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/SC12/WG5 (Road vehicles/Restraint Systems/Anthropomorphic Test Devices) depuis 1995.

Ce groupe international de normalisation travaille sur la protection des adultes occupants de véhicules routiers, dispositif d'essai anthropomorphe.

A1.4.1.1.4.1 Sous-groupe de travail ISO - spécifications de biofidélité en choc frontal

Membre du sous-groupe de travail ISO sur les spécifications de biofidélité en choc frontal (International Task Force for the definition of biofidelity targets for a 50th percentile frontal dummy) depuis 2010.

Ce sous-groupe international travaille sur la définition des corridors de biofidélité en choc frontal pour un adulte 50^e percentile homme.

A1.4.1.1.4.2 Sous-groupe de travail ISO - THOR FEM improvement

Membre du sous-groupe de travail sur l'amélioration du modèle éléments finis (FEM) du mannequin de choc frontal THOR (THOR FEM Improvement) depuis 2011.

Ce sous-groupe international travaille sur la mise en commun des améliorations du modèle éléments finis du mannequin de choc frontal THOR.

A1.4.1.1.5. Groupe de travail ISO - protection des adultes - critère biomécanique

Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/SC12/WG6 (Road vehicles/Restraint Systems/Performance Criteria Expressed in Biomechanical Terms) depuis 1996.

Ce groupe international de normalisation travaille sur la protection des adultes occupants de véhicules routiers, critère biomécanique.

A1.4.1.1.6. Groupe de travail ISO - protection des personnes à mobilité réduite

Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/WG4 (Road vehicles/Accessibility of vehicles to the persons with reduced mobility), depuis décembre 2007.

Ce groupe international de normalisation travaille sur l'accessibilité et la protection en choc des personnes à mobilité réduite (PMR) dans les véhicules routiers.

A1.4.1.2. Normalisation nationale BNA

Le Bureau de Normalisation de l'Automobile (BNA) a été créé en 1927 par les industriels de l'Automobile pour normaliser les cotes et les matières permettant d'augmenter le volume des fabrications, de diminuer les prix de revient, d'améliorer la qualité et la sécurité des livraisons.

Ce domaine de compétence s'étend à la normalisation des caractéristiques des véhicules routiers, des cycles des matériaux, composants et équipements spécifiques à leur construction, à leur mise en œuvre, à leur contrôle, à leur entretien et à leur réparation.

Le BNA a reçu délégation de l'association Française de Normalisation (AFNOR) en 1990 pour agir en son nom comme comité membre français pour le comité technique des véhicules routiers (TC22) et ses sous - comités de l'International Organisation for Standardisation (ISO).

La mission du BNA consiste à :

- proposer une politique de normalisation orientée vers les besoins en normes internationales,
- établir avec les mandants un programme de normalisation française,
- assister les experts de l'industrie dans les autres instances nationales et internationales,
- assurer une veille normative tant au plan national qu'international pour le compte de ses mandants.

A1.4.1.2.1. Commission BNA - protection des personnes à mobilité réduite

Membre de la commission BNA/0004A, Accessibilité des véhicules aux personnes à mobilité réduite, depuis décembre 2007.

Cette commission française de normalisation travaille sur l'accessibilité et la protection en choc des personnes à mobilité réduite dans les véhicules routiers

A1.4.1.2.2. Commission BNA – procédure d'essais de choc

Membre de la commission BNA/1000B, Procédure d'essais de choc, depuis mai 2011.

Cette commission française de normalisation travaille sur les procédures d'essai de choc.

A1.4.1.2.3. Commission BNA - protection des adultes

Membre de la commission BNA/1200B, Systèmes de protection en sécurité passive, depuis 1995.

Cette commission française de normalisation travaille sur la protection des adultes occupants de véhicules routiers.

A1.4.1.2.4. Commission BNA - protection des enfants

Membre de la commission BNA/1201A, Systèmes de retenue pour enfants, depuis 2000.

Cette commission française de normalisation travaille sur la protection des enfants occupants de véhicules routiers, procédures d'essai, dispositif d'essai anthropomorphes, critère biomécanique.

A1.4.2. Pré - réglementation EEVC

L'European Enhanced Vehicle-safety Committee (EEVC), le Comité Européen du véhicule Expérimental (CEVE) a été créé en 1970 en réponse à la demande des ministères des transports des plusieurs états européens pour travailler sur la sécurité des véhicules. Cette instance composée des principaux pays européens peut rendre compte à l'UNECE pour le développement de futur règlement. Ce comité est composé de plusieurs groupes de travail.

A1.4.2.1. Groupe de travail EEVC - protection des piétons

Expert Européen, nommé par le Ministère des Transports (Direction de la Sécurité et de la Circulation Routière, DSCR), du groupe de travail WG10 (Pedestrian Protection) de l'EEVC (European Enhanced Vehicle-safety Committee) de janvier 1992 à décembre 1994.

Ce groupe pré réglementaire a travaillé sur la recommandation, pour le choix de jambe mécanique instrumentée pour évaluer l'agressivité de l'avant des véhicules vis-à-vis du piéton, les critères biomécaniques et courbes de risque appropriés.

A1.4.2.2. Groupe de travail EEVC - protection des adultes et des enfants - mannequin

Expert Européen, nommé par le Ministère des Transports (Direction de la Sécurité et de la Circulation Routière, DSCR), du groupe de travail WG12 (Advanced Anthropometry Adult Crash Dummies) de l'EEVC (European Enhanced Vehicle-safety Committee) d'août 1995 (secrétaire technique depuis février 2000) à septembre 2006.

Ce groupe pré réglementaire travaille sur la recommandation pour le choix des mannequins adultes et enfant en choc frontal et latéral avec les critères biomécaniques et courbes de risque appropriés.

Concernant le choc frontal, il s'est agi de la contribution européenne au futur mannequin harmonisé réglementaire (THOR), en s'appuyant sur les travaux du projet FID. Il convenait de suivre les évolutions mondiales de ce mannequin, notamment aux USA.

Concernant le choc latéral, il s'est agi d'implémenter le mannequin ES-2 comme alternative au mannequin EuroSID 1 en réglementation en attendant le futur mannequin harmonisé réglementaire WorldSID. Ce travail s'est appuyé sur les activités des projets SID 2000, SIBER, WorldSID et APROSYS (développement de la femme de petite stature -5^e percentile-).

A1.4.2.3. Groupe de travail EEVC - protection des adultes en choc arrière

Expert Européen du Groupe ad hoc sur les blessures du cou en choc arrière à faible vitesse (Ad Hoc Group on Whiplash Injuries) du groupe de travail WG12 (Advanced Anthropometric Adult Crash Dummies) de l'EEVC (European Enhanced Vehicle-safety Committee) de septembre 2001 à août 2002.

Concernant le choc arrière avec le problème du coup du lapin (Whiplash), il s'est agi à partir de la réflexion de ce groupe ad hoc de proposer la création d'un groupe pré réglementaire EEVC Whiplash (WG20) pour travailler dans ce domaine.

Il a été convenu que ce groupe de travail WG20 devra réfléchir à une proposition de procédure réglementaire pour le choc arrière.

A1.4.2.4. Groupe de travail EEVC - protection des enfants

Expert Européen, nommé par le Ministère des Transports, du groupe de travail WG18 (Car Child Occupant Safety) du EEVC (European Enhanced Vehicle-safety Committee) de novembre 2000 à septembre 2004.

Le travail de ce groupe pré réglementaire a porté sur l'accidentologie et à exploré les bases de données existantes (CREST, CHILD, CASPER) ainsi que les réglementations existantes.

Des propositions de modification du règlement ECE R44 ont été proposées.

A1.4.3. Réglementation

A1.4.3.1. Utilisation des mannequins

Afin de réduire la gravité des accidents, il a été nécessaire de mettre au point des outils de mesure qui permettent d'évaluer l'agressivité de l'environnement sur les usagers (conducteurs et passagers de véhicules mais aussi piétons, cyclistes et motocyclistes). Les mannequins, modèles mécaniques du corps humain, vont donc être équipés de divers capteurs afin de renseigner l'expérimentateur sur les sollicitations imposées aux divers segments du corps humain lors d'un impact provoqué et éventuellement sur les conséquences en termes de lésion. Afin d'obtenir des évaluations comparables d'un laboratoire à un autre, l'établissement d'une réglementation s'est avéré indispensable.

Les USA ont été les premiers à imposer une reconstitution d'accident appelé « crash test » pour chaque nouveau type de véhicule mis en vente sur leur territoire et pour cela, ils ont dû mettre au point les premiers mannequins. Les normes des USA ne s'appliquent pas obligatoirement aux autres pays mais les constructeurs d'automobiles du monde entier ont eu tout intérêt à les respecter afin de pouvoir exporter certains de leurs modèles.

Ci-dessous sont précisées les grandes dates de l'évolution des normes relatives à la conception ou à l'utilisation des mannequins de choc les plus usités.

Le rapport (Society of Automotive Engineers, SAE J 826, 1962) présente le mannequin simplifié en deux et en trois dimensions, il permet de situer l'axe de rotation du bassin appelé point H lorsque ce mannequin est mis en place sur un siège de véhicule. Il permet de mesurer les angles d'assise et de dossier et de situer la position du siège dans le véhicule.

Le document (SAE J 963, 1968) comprend essentiellement les caractéristiques anthropométriques d'un mannequin homme moyen 50^e centile. Pour chaque segment du corps humain, le centre de gravité, le poids, les distances entre articulations et les angles limites associés à chaque mouvement sont précisés. Ce document a été traduit en norme française (NF R 101 01 BNA 678).

La réglementation des USA (Code of Federal Regulation, CFR 49 571.208, 1973) précise les performances requises pour la protection des occupants d'un véhicule lors d'un choc frontal. Elle donne les caractéristiques de la procédure de réalisation du choc, le type de mannequin à utiliser (voir Part 572 subpart B et E) et les critères à respecter pour obtenir une homologation du véhicule.

La réglementation (CFR 49 572, 1973) relative aux mannequins à utiliser dans l'analyse des chocs est actuellement la plus importante. Elle donne une description détaillée des plans de fabrication et décrit les tests de calibrage des mannequins. Ce que l'on désigne comme tests de calibrage représentent des essais de vérification du bon état des divers segments. Très peu de systèmes de réglage sont prévus sur les mannequins existants, aussi, il y a obligation de changer les segments défectueux lorsque les valeurs mesurées durant ces essais de calibrage ne sont pas conformes à la réglementation. Cette Part 572 a subi de nombreuses évolutions en fonction de l'apparition des nouveaux types de mannequin, d'une part nécessaires pour la réalisation de nouveaux types de « crash tests » et d'autre part imposés par la nécessité d'évaluer les systèmes offerts pour la protection des enfants.

La réglementation (CFR 49 571.213, 1979) spécifie les conditions de vérification des systèmes de protection des enfants et précise les caractéristiques des mannequins à utiliser pour les essais dynamiques. Prévues à l'origine pour l'étude de la protection des enfants de 6 mois et 3 ans, les conditions d'essais ont été complétées pour l'étude de la protection des nouveau-nés et des enfants de 9 mois et 6 ans ; ces mannequins sont décrits dans la Part 572 subpart I, J, K.

La réglementation (CFR 49 571.214, 1993) précise les performances requises pour la protection des occupants d'un véhicule lors d'un choc latéral. Elle donne la procédure d'essai à réaliser, le type de mannequin à utiliser (voir part 572 subpart F) et les critères à respecter pour obtenir une homologation du véhicule.

A1.4.3.1.1. Probabilité de risque

Une classification des lésions traumatiques, Abbreviated Injury Scale (AIS), permet d'homogénéiser le recueil des données relatives à la fréquence et à la gravité des victimes d'accident de la route. L'étape suivante de l'analyse consiste à évaluer les relations qui peuvent relier l'AIS aux différentes mesures physiques enregistrées aux cours des sollicitations dynamiques (par exemple : vitesse, accélération, force, enfoncement...). Le résultat principal attendu est l'estimation du risque de lésion, ce qui nécessite de faire appel à des évaluations statistiques. C'est à l'aide des régressions statistiques que cette approche est réalisée.

La fonction de probabilité du risque s'écrit : $P = \frac{e^z}{1 + e^z}$ avec $z = ax + b$ où x est la

mesure physique et 'a et b' sont les coefficients calculés automatiquement par un logiciel de statistique en fonction des valeurs réelles obtenues dans les essais.

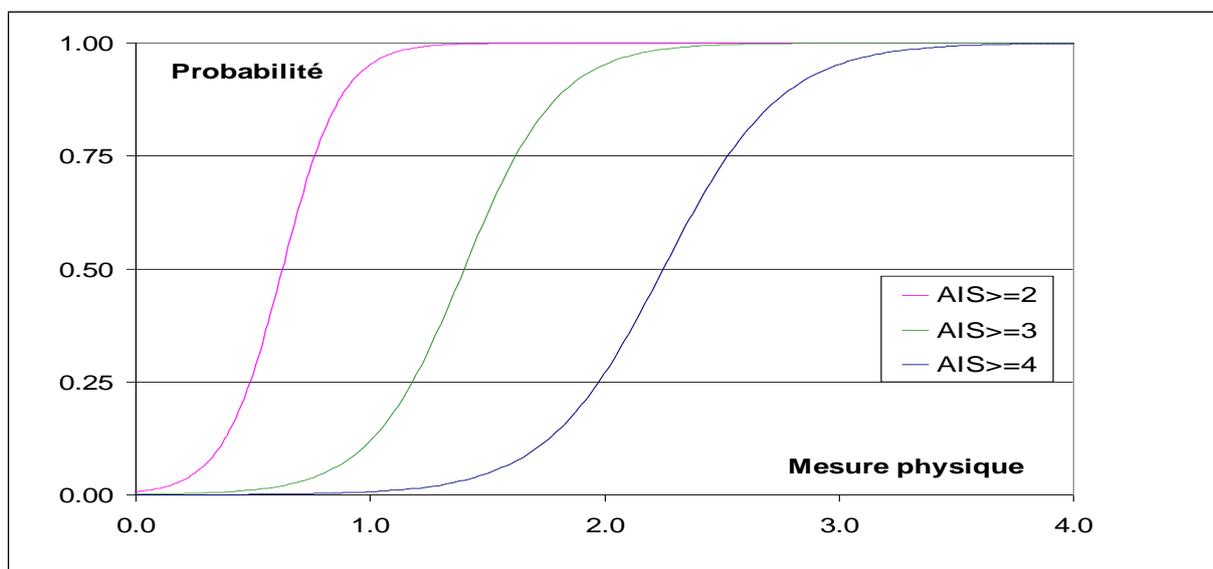


Figure 31 : Courbe de probabilité de risque

Dans cet exemple purement théorique (Figure 31), en choisissant un risque potentiel de blessure de l'ordre de 50%, on obtient les valeurs limites de la mesure physique qui serait de :

0.63 pour l'AIS ≥ 2, 1.40 pour l'AIS ≥ 3 et 2.25 pour l'AIS ≥ 4.

Une de ces valeurs limites (ex 1.4 pour l'AIS ≥ 3) peut devenir un critère d'évaluation de divers systèmes de protection.

Le critère de tolérance d'un segment du corps humain est donc une des valeurs limites choisie par les experts afin d'être proposée dans les tests d'homologation.

A1.4.3.1.2. Critères biomécaniques

A partir des principales mesures recueillies par les capteurs fixés dans les mannequins ou sur les corps légués à la science lors des essais dynamiques, les critères biomécaniques sont calculés pour évaluer la sévérité des chocs. Ces critères peuvent dépendre de la direction de l'impact et sont aussi utilisés pour homologuer les véhicules.

Les principaux capteurs utilisés sont des accéléromètres linéaire ou angulaire, des capteurs d'efforts et de moments, des capteurs de déplacements et des capteurs de pression, ainsi que des jauges de déformations.

A1.4.3.1.2.1. Critère biomécanique de la tête

Les accélérations linéaires sont mesurées au centre de gravité de la tête dans les trois directions a_x , a_y et a_z puis sont divisées par 9.81 pour être exprimées en unités de gravité g ($1 g = 9.81 \text{ m/s}^2$). Elles sont filtrées avec une classe de fréquence 1 000 Hz.

L'accélération linéaire résultante (a_R) est calculée puis le Head Injury Criterion (HIC).

C'est le critère actuellement le plus utilisé pour la tête. Il est optimisé lors d'impact direct. Il est défini par :

$$HIC = \text{MAX} \left[(t_2 - t_1) \left[\left(1 / (t_2 - t_1) \right) \int_{t_1}^{t_2} a_R(t) dt \right]^{2.5} \right]$$

Différentes définitions existent pour fixer les valeurs de t_1 et t_2 (t_1 et t_2 sont deux instants quelconques entre le premier instant et le dernier instant de contact de la tête).

A1.4.3.1.2.2. Critère biomécanique du cou

Les efforts de traction axiale, de compression axiale et de cisaillement, sont mesurés à la jonction tête cou. Ils sont exprimés en kN et filtrés avec une classe de fréquence 1 000 Hz. Les forces sont calculées en fonction de la durée de la charge.

Les critères de forces sont des courbes limites à ne pas dépasser.

Le moment de flexion en extension est mesuré autour d'un axe latéral à la jonction tête cou. Il est exprimé en Nm et filtré avec une classe de fréquence 600 Hz.

Le critère de moment fléchissant est une valeur limite à ne pas dépasser.

A1.4.3.1.2.3. Critère biomécanique du thorax

La déflexion thoracique est la valeur maximale atteinte par la déformation d'une côte quelconque, déterminée par les capteurs de déplacement de thorax. Elle est filtrée au canal de classe 180 Hz.

Le critère relatif aux viscères ou de viscosité (V^*C) est la valeur maximale du critère relatif aux viscères (V^*C) pour une côte quelconque, définie à chaque instant par le produit de la compression relative du thorax en rapport avec la demi cage thoracique et de la vitesse de compression obtenue par dérivation de la compression, filtrée au canal de classe 180 Hz. Pour ce calcul, la largeur normalisée de la demi cage thoracique est égale à 140 mm en choc latéral et 229 mm en choc frontal.

A1.4.3.1.2.4. Critère biomécanique du bassin et de l'abdomen

L'effort est mesuré au niveau du bassin et de l'abdomen uniquement en choc latéral. Il est filtré au canal de classe 600 Hz.

A1.4.3.1.2.5. Critère biomécanique du fémur

L'effort axial de compression au niveau du fémur est mesuré uniquement en choc frontal. Il est filtré au canal de classe 600 Hz.

Les forces sont calculées en fonction de la durée de la charge.

Les critères de forces de compression sont des courbes limites à ne pas dépasser

A1.4.3.1.2.6. Critère biomécanique du tibia

L'effort axial de compression F_z est mesuré uniquement en choc frontal ainsi que les moments fléchissant M_x et M_y en haut et bas du tibia. La force est filtrée au canal de classe 600 Hz et les moments avec une classe de fréquence 600 Hz.

Le moment résultant M_R est calculé et l'indice du tibia haut et bas TI suivant la formule :

$$TI = \frac{M_R}{225} + \frac{F_z}{35.9}$$

A1.4.3.2. Harmonisation des réglementations sur les véhicules WP29 UNECE

Le Forum mondial pour l'harmonisation des réglementations sur les véhicules (World Forum for Harmonization of Vehicle Regulations, Working Party WP29) est un groupe de travail de la Commission Economique des Nations Unies pour l'Europe (United Nations Economic Commission for Europe, UNECE). Il a été créé dans le cadre de l'Accord de 1958 concernant l'adoption de prescriptions techniques uniformes applicables aux véhicules. Il est localisé à Genève en Suisse. Il est aussi chargé de créer un ensemble uniforme de réglementations pour la conception des véhicules pour aider au commerce global.

Des relations se sont tissées entre UNECE et l'ISO qui consiste à faire référence, autant que possible, aux normes internationales et à requérir une normalisation proactive pour faciliter le travail de réglementation. Les normes élaborées par le comité technique ISO/TC22, Véhicules routiers, accompagnent l'évolution de l'industrie automobile en s'efforçant d'éclaircir la complexité des relations entre les constructeurs automobiles et leurs fournisseurs, et d'éliminer les exigences incompatibles d'une région à l'autre. Quelque 150 normes ISO sont actuellement citées en référence dans les règlements techniques.

L'Accord de 1958 a donné lieu à quelque 127 règlements sur des aspects liés à la sécurité, à la protection de l'environnement, au rendement énergétique et à la protection des véhicules contre le vol. Il contribue à améliorer, au niveau mondial, la sécurité routière et à réduire l'impact des véhicules sur l'environnement en autorisant tout véhicule homologué conformément à une réglementation de l'UNECE à être accepté dans les nombreux pays signataires. Quarante-huit pays européens et non européens ont déjà signé l'Accord.

Le Groupe de Recherche en Sécurité Passive (GRSP) est un des groupes du WP29.

Voici les principaux règlements en sécurité routière :

- le règlement (UN/ECE Regulation 14, 2009) comporte les prescriptions uniformes relatives à homologation des véhicules en ce qui concerne les ancrages de ceinture de sécurité,

- le règlement (UN/ECE Regulation 16, 2009) comporte les prescriptions uniformes relatives à l'homologation des ceintures de sécurité, systèmes de retenue, dispositifs de retenue pour enfant pour les occupants des véhicules à moteurs,

- le règlement (UN/ECE Regulation 17, 2009) comporte les prescriptions uniformes relatives à l'homologation des véhicules en ce qui concerne les sièges, leur ancrage et les appuis tête,

- le règlement (UN/ECE Regulation 44, 2009) comporte les prescriptions uniformes relatives à l'homologation des dispositifs de retenue pour les enfants à bord des véhicules à moteur,

- le règlement (UN/ECE Regulation 80, 2007) comporte les prescriptions uniformes relatives à l'homologation des sièges de véhicules de grandes dimensions pour le transport de voyageur et de ces véhicules en ce qui concerne la résistance des sièges et de leurs ancrages,

- le règlement (UN/ECE Regulation 94, 2008) comporte les prescriptions uniformes relatives à l'homologation des véhicules en ce qui concerne la protection des occupants en cas de collision frontale,

- le règlement (UN/ECE Regulation 95, 2005) comporte les prescriptions uniformes relatives à l'homologation des véhicules en ce qui concerne la protection des occupants en cas de collision latérale.

A1.4.3.3. Groupe de travail IWG GRSP - protection des enfants

Expert du groupe de travail informel, Informal Working Group (IWG) on Child Restraint System (CRS) du Groupe de Recherche de la Sécurité Passive (GRSP), émanant du Working Party (WP29) on the Construction of Vehicles, forum mondial de l'harmonisation des règlements concernant les véhicules depuis janvier 2008.

Ce groupe travaille sur une proposition d'un nouveau règlement pour les sièges enfants de type Integrated Universal ISOFIX Child Restraint Systems (*i-size*).

A1.4.4. Sécurité routière

A1.4.4.1. OECD

L'Organisation for Economic Co-operation and Development (OECD), l'Organisation de Coopération de Développement Economiques (OCDE), a été créée en 1961. Elle est basée à Paris et est composée de 30 pays. L'Organisation offre aux gouvernements un cadre leur permettant de comparer leurs expériences en matière d'action publique, de chercher des réponses à des problèmes communs, d'identifier les bonnes pratiques et de coordonner leurs politiques nationales et internationales.

A1.4.4.1.1. OECD WG RCTIF - protection des enfants

Expert à l'OECD (Organisation for Economic Co-operation and Development) du Working Group on « Reducing Children's Transport-Related Injuries and Fatalities » (RCTIF) depuis mai 2002.

Ce groupe concerne la protection de l'enfant dans les transports.

A1.4.4.2. COST Action

L'Union Européenne propose des actions COST qui sont basées sur des programmes cadres européens pour des coordinations de recherches. Le comité des hauts fonctionnaires de la recherche scientifique et technique (COST) coordonne actuellement la recherche d'une trentaine de pays européens par le biais d'actions COST dans différents domaines de la recherche fondamentale et appliquée.

A1.4.4.2.1. COST 327 Motorcycle Safety Helmets

Membre du comité technique COST 327 (Motorcycle Safety Helmets), de janvier 1993 à décembre 1994.

Ce groupe a concerné la protection des motocyclistes par une amélioration de la connaissance de la protection offerte par des casques et des sacs gonflables pour motocyclette. Ces derniers avaient pour objet de former un écran entre le pilote et l'obstacle.

A1.4.4.3. CNT

Expert national au Groupe de Travail « Sécurité des Transports des Enfants » au sein du Conseil National des Transports (CNT) depuis 2002.

Ce groupe a notamment travaillé sur le port de la ceinture dans les autocars pour les enfants.

A1.4.5. Directives Européennes

Les Directives Européennes présentées dans ce sous chapitre s'appuient sur les travaux issus de la normalisation et la réglementation. Je n'ai pas participé à l'élaboration de ces Directives Européennes mais je les présente ici à titre d'information et pour la compréhension de mes travaux.

A1.4.5.1. Directives Européennes - protection en choc latéral

La Directive Européenne (1996/27/CE, 1996) concerne la protection des occupants des véhicules à moteur en cas de collision latérale.

Le véhicule à essayer est à l'arrêt. La barrière mobile déformable en nid d'abeille de 950 kg est lancée à 50 km/h perpendiculairement (Figure 32). Un mannequin EuroSID instrumenté est placé à l'avant côté choc (Figure 33). Ce mannequin dispose d'une instrumentation spécifique afin d'établir les critères de performances en cas de choc latéral (Figure 34).

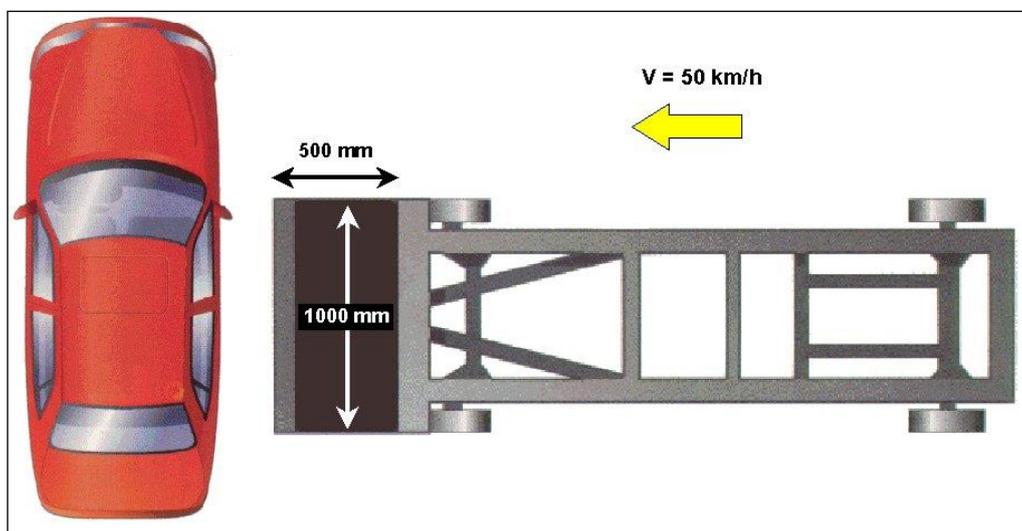


Figure 32 : Procédure d'essai en choc latéral



Figure 33 : Mannequin de choc latéral EuroSID

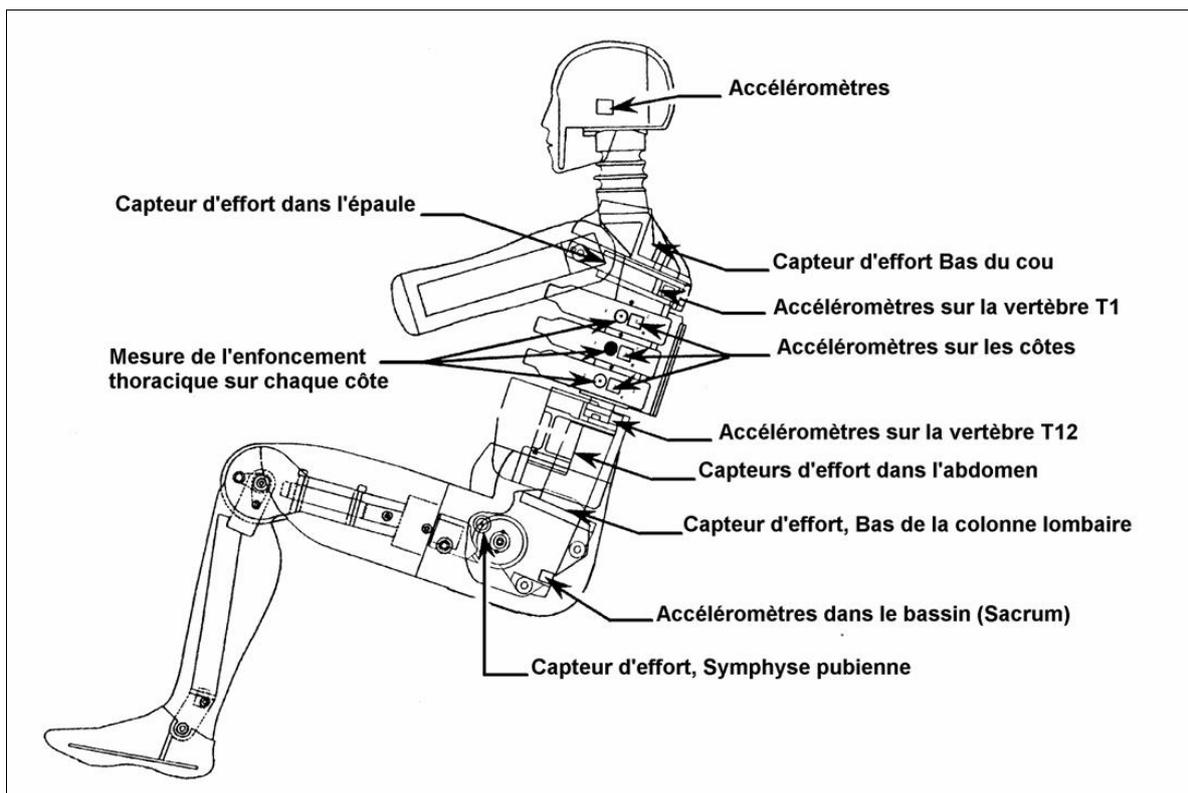


Figure 34 : Mannequin de choc latéral EuroSID et son instrumentation

A1.4.5.2. Directives Européennes - protection en choc frontal

La Directive Européenne (1996/79/CE, 1996) concerne la protection des occupants des véhicules à moteur en cas de collision frontale

Le véhicule à essayer est lancé contre une barrière fixe déformable en nid d'abeille. La vitesse est de 56 km/h. La face de recouvrement lors du choc est de 40 % (Figure 35). Deux mannequins Hybrid III instrumentés sont placés à l'avant (Figure 36). Ces mannequins disposent d'une instrumentation spécifique afin d'établir les critères de performances en cas de choc frontal (Figure 37).

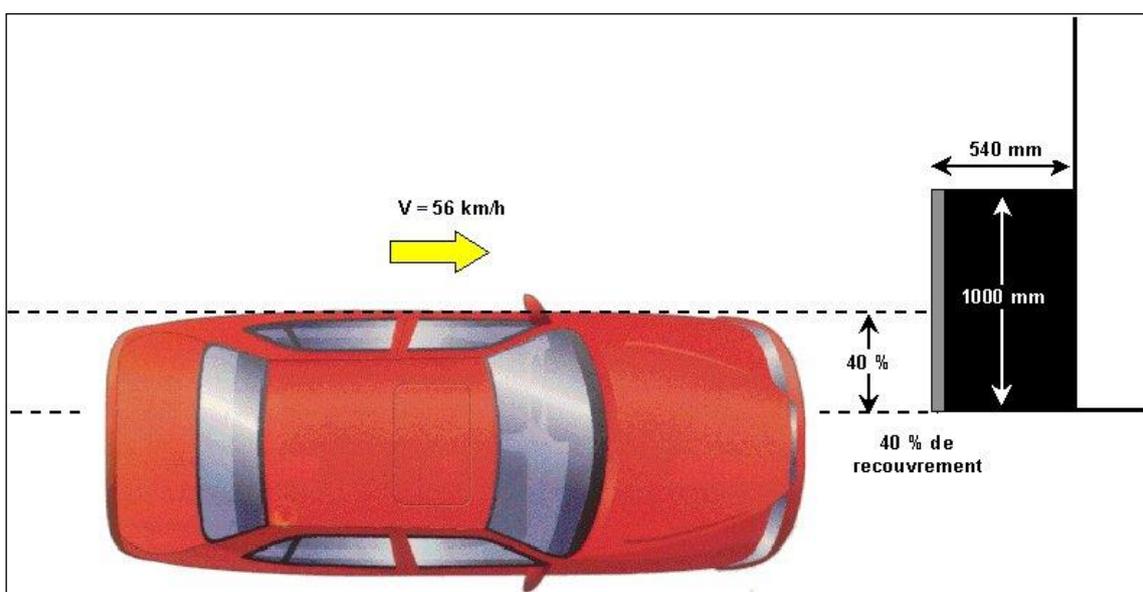


Figure 35 : Procédure d'essai en choc frontal

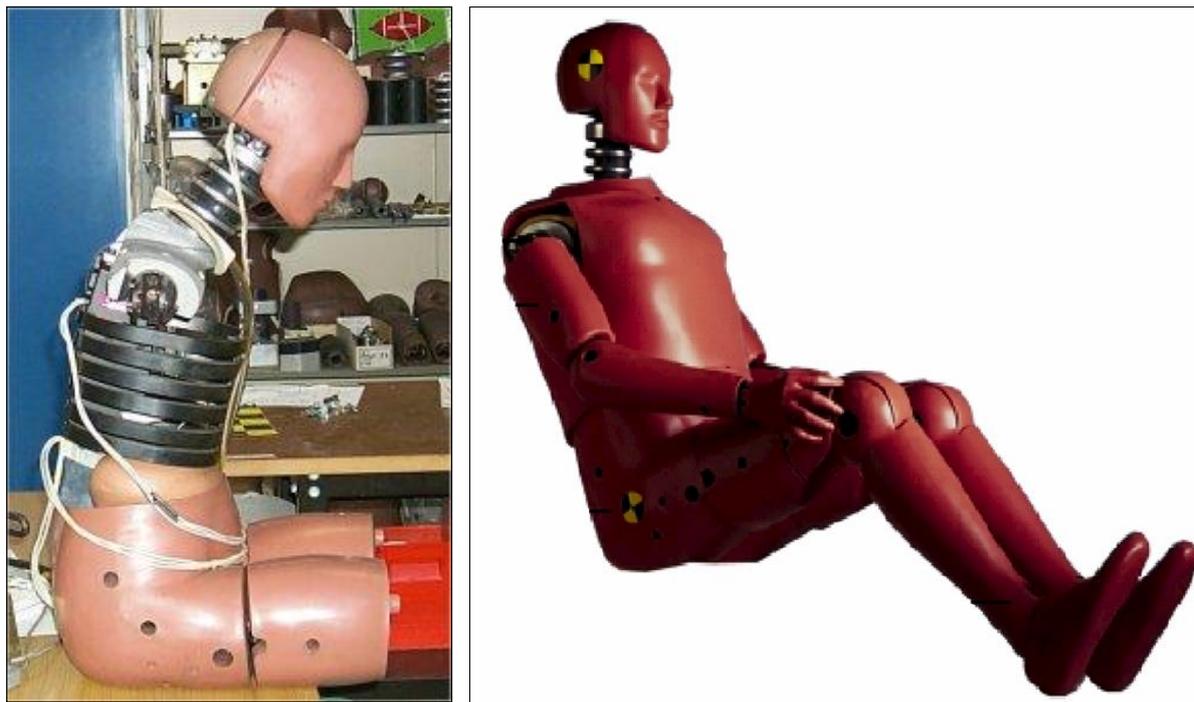


Figure 36 : Mannequin de choc frontal Hybrid III, modèle physique et modèle mathématique

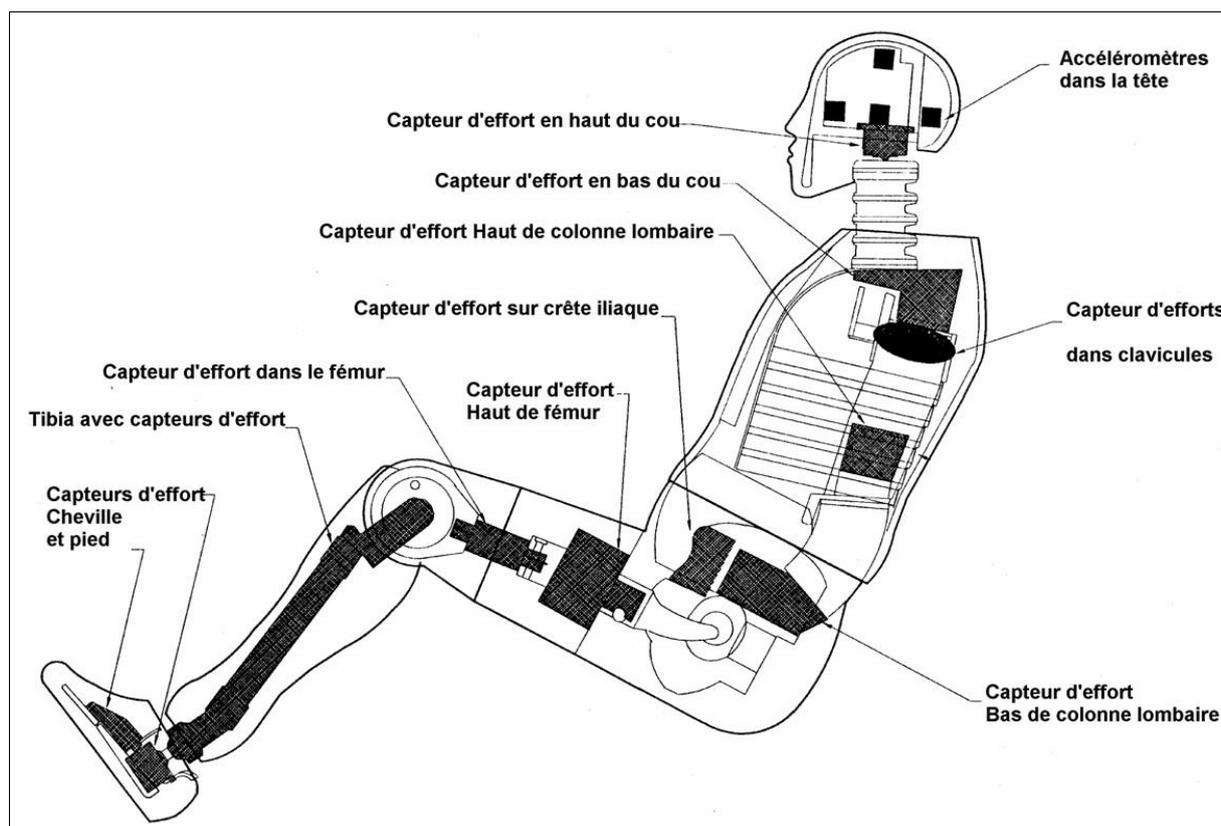


Figure 37 : Mannequin de choc frontal Hybrid III et son instrumentation

A1.4.5.3. Autres Directives Européennes

La Directive Européenne (2003/20/CE, 2003) relative aux ceintures de sécurité et aux systèmes de retenue des véhicules à moteur, avec son volet sur les dispositifs de retenue enfants.

La Directive Européenne (2007/46/CE, 2007) établit un cadre pour la réception des véhicules à moteur, avec son volet sur le transport des personnes en situation de handicap et la protection des piétons.

La Directive Européenne (2001/85/CE, 2001) concerne des dispositions particulières applicables aux véhicules destinés au transport des passagers et comportant outre le siège du conducteur, plus de huit places, avec son volet sur le transport des personnes en situation de handicap.

A1.4.6. Les essais consommateurs

Les essais consommateurs présentés dans ce sous chapitre s'appuient sur les travaux issus de la normalisation et la réglementation. Je ne participe pas à ces essais mais je les présente ici à titre d'information.

L'association European for New Car Assessment Program (EuroNCAP) est financée par la Fédération Internationale de l'Automobile - FIA), par l'Union Européenne, les gouvernements de 5 pays (Grande Bretagne, France, Allemagne, Pays Bas, et Suède), une association de consommateur, l'International Consumer Research and Testing (ICRT), ainsi que par l'automobile club d'Allemagne, Allgemeiner Deutscher Automobil-Club (ADAC) et l'Association Internationale du Tourisme (l'AIT).

La procédure en choc frontal est proche de la Directive Européenne (1996/27/CE, 1996). La vitesse est de 64 km/h au lieu 56 km/h.

De plus, l'EuroNCAP installe aussi des mannequins enfants (représentant des enfants âgés de 18 mois et trois ans) dans des sièges autos préconisés par le constructeur et mesure là aussi les contraintes exercées sur les enfants.

La procédure en choc latéral est proche de la Directive Européenne (1996/79/CE, 1996).

Une procédure choc poteau et choc piéton est ajoutée.

Pour chaque choc, les résultats sont présentés par une couleur sur chaque partie du corps, symbolisant le niveau de protection des passagers. La synthèse de ces résultats est représentée par des étoiles. Plus la voiture en obtient, plus elle est « sûre ».

Un score est aussi proposé pour la retenue des enfants et la protection des piétons.

Des associations équivalentes se retrouvent dans toutes les zones géographiques suivantes, Amérique (US NCAP), Asie (Japan NCAP). Des extensions à la protection spécifique des enfants existent, New Program for the Assessment of Child restraint Systems (NPACS).

Il s'agit de proposer par des résultats simples (nombre d'étoiles) aux futurs acheteurs, les niveaux de protection offerts pour les occupants adultes et enfants des véhicules ainsi que le comportement de ces derniers vis-à-vis des piétons.

A1.5. Activités d'enseignement

Modélisation en biomécanique des chocs, 3^e année Ecole Centrale de Lyon (ECL) option transport terrestre, (2 heures par an de 2001 à 2013, 6 heures depuis 2014).

La sécurité secondaire des transports. Master Professionnel en 2^e année en Economie et Gouvernance de l'Environnement et du Territoire, Spécialité Sécurité des Transports, Université de Versailles Saint Quentin en Yvelines (UVSQY), (3 heures par an de 2004 à 2012).

Car contribution in accident, primary and secondary safety, occupants and vulnerable road users. Cycle International de l'Ecole Nationale des Ponts et Chaussées (ENPC), Paris VII (3 heures par an de 2001 à 2002).

Biomécanique des chocs. DEA Mécanique de l'École Doctorale MEGA (Mécanique Énergétique Génie civil Acoustique) de UCBL option biomécanique (2 heures par an de 2000 à 2001).

La prise en compte du comportement dynamique dans les problèmes de crash automobile. Formation Continue de la Société des Amis de l'Ecole Nationale Supérieure de l'Aéronautique et de l'Espace (ENSAE) et de l'Ecole Nationale Supérieure de Techniques Avancées (ENSTA), à l'ENSTA Paris XV (2 heures par an de 1996 à Octobre 1997).

Les chocs et les accidents routiers. CES de Biomécanique et Cinésiologie de l'Appareil Locomoteur à l'Université Claude Bernard Lyon (UCBL) (2 heures par an de 1994 à 1996).

Les modèles mathématiques en biomécanique des chocs. DEA de Génie Biologique et Médicales à Lyon (2 heures par an de 1991 à 1994).

Les modèles mathématiques en biomécanique des chocs. 3^e année Ecole Nationale des Travaux Publics de l'État (ENTPE) à Lyon (2 heures le 26 Juin 1992).

A1.6. Autres activités scientifiques

A1.6.1. Membre de société savante

A1.6.1.1. Société de Biomécanique

En 1996 je suis devenu membre actif de la Société de Biomécanique (SB). Cette Société Savante est à la charnière des sciences du vivant et des sciences pour l'ingénieur.

A1.6.1.2. Association Française de Mécanique

En 2014 je suis devenu membre actif de l'Association Française de Mécanique (AFM). Cette Association regroupe des mécaniciens désireux de s'enrichir de leurs compétences complémentaires au travers de groupes scientifiques et techniques (GST), de groupes thématiques transverses (GTT) et de commissions.

A1.6.2. Membre de la PFI situation de handicap et transport

Membre de la plateforme intégratrice (PFI) situation de handicap et transport de 2008 à 2010.

A1.6.3. Membre du GERI situation de handicap et transport

Membre du groupe d'échanges et de recherches Ifsttar (GERI) situation de handicap et transport depuis 2011.

A1.6.4. Membre de comité de lecture

Membre du comité de rédaction, de la revue scientifique internationale de langue française, RTS (Recherche Transports Sécurité) du numéro 47 juin 1995 au numéro 101 décembre 2008.

Pour le Numéro 86 mars 2005, j'ai coordonné ce numéro spécial sur le thème modélisation en biomécanique

Pour le Numéro 90 mars 2006, j'ai coordonné ce numéro spécial sur le thème sécurité dans les transports, et j'ai rédigé l'éditorial.

Editeur Inrets du numéro 47 juin 1995 au numéro 49 décembre 1995.

Editeur Dunod, du numéro 50 mars 1996 au numéro 57 décembre 1997.

Editeur Elsevier, du numéro 58 mars 1998 au numéro 81 décembre 2003.

Editeur Lavoisier, du numéro 82 mars 2004 au numéro 101 décembre 2008.

A1.6.5. Membre de commission d'évaluation des chercheurs

Membre élu de la commission d'évaluation des chercheurs chargée de procéder à l'évaluation de personnels chercheurs et des équipes de recherche de L'Inrets, d'avril 1993 à mai 1997 et de décembre 2003 à décembre 2006.

A1.6.6. Membre de comité des utilisateurs du CIR et du IST

Membre du comité des utilisateurs du Centre Informatique Recherche (CIR) à Bron depuis sa création en juillet 1993.

Membre du comité des utilisateurs du pôle Information Scientifique et Technique (IST) à Bron depuis juillet 2005.

A1.6.7. Expert d'article scientifique

Relecture d'articles pour l'Enhanced Safety of Vehicles Conference (ESV) et pour la Society of Automotive Engineers (SAE) depuis 1994.

A1.7. Parcours de 1979 à 1989

- 01 novembre 1989 Doctorant, allocataire de Recherche du MRT pour 6 mois
Chargé d'enseignement vacataire à l'UCBL.
- 01 janvier 1989 Bourse d'information scientifique et technique du MRT.
- 01 novembre 1987 Doctorant, allocataire de Recherche du MRT pour 2 ans
Chargé d'enseignement vacataire à l'UCBL.
- 01 novembre 1986 Etudiant en DEA, Ecole Centrale de Lyon.
- 01 octobre 1979 Etudiant, première année DEUG, à l'UCBL.

Annexe 2 : Implication dans des projets

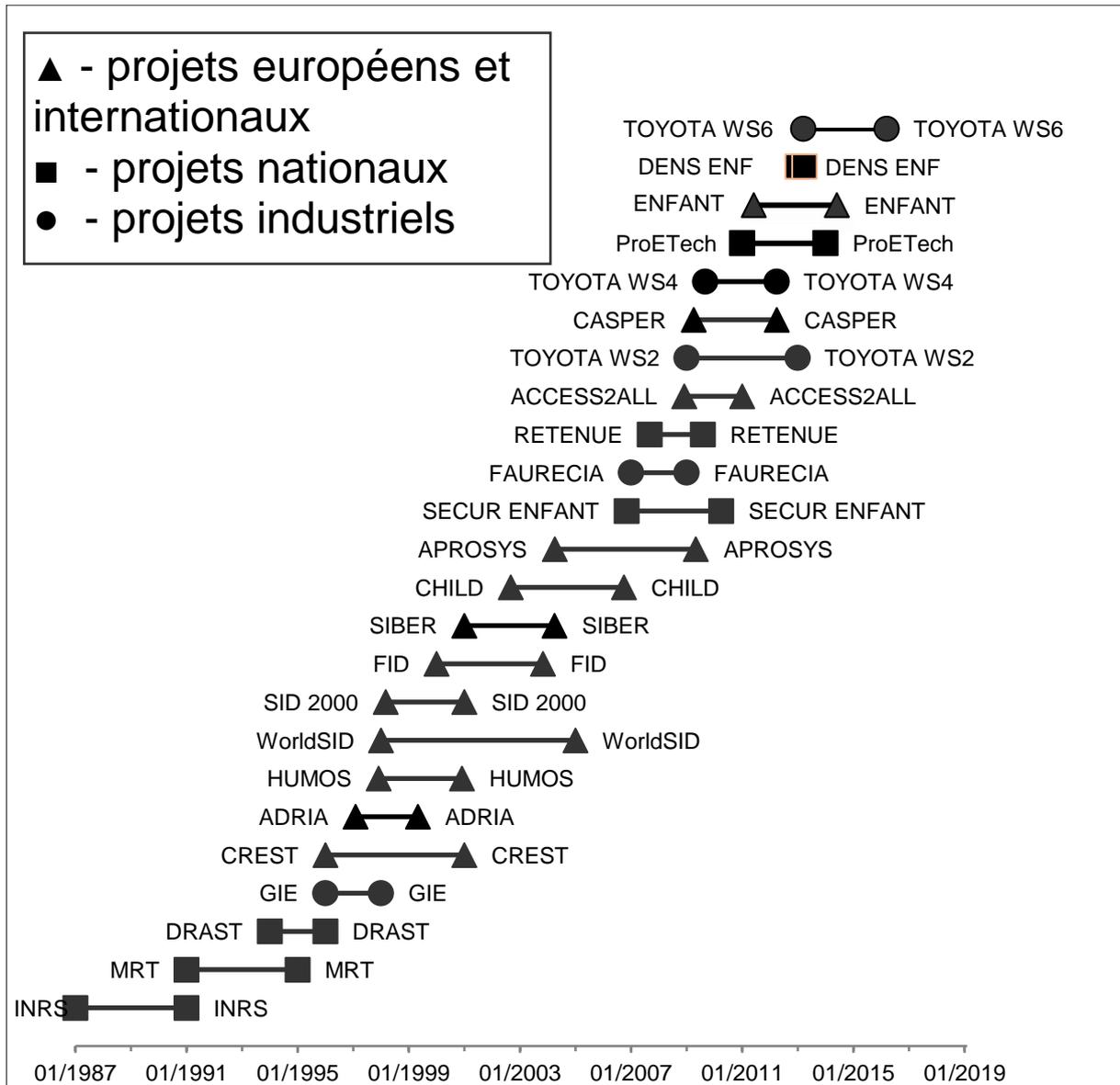
L'ensemble de mes implications dans des projets est détaillé dans cette annexe. Ces implications pour chaque catégorie de projets portent aussi sur la protection du membre supérieur avant mon entrée à L'Inrets. Le Tableau 19 comptabilise mes implications dans des projets.

Tableau 19 : Implication dans des projets

Projets	Nombre
Projets européens et internationaux (Pe)	12
Projets nationaux (Pn)	7
Projets industriels (Pi)	5

Le Tableau 20 présente la répartition au cours du temps de mes implications dans des projets européens et internationaux (Pe), nationaux (Pn) et industriels (Pi).

Tableau 20 : Implication dans des projets - répartition au cours du temps



A2.1. Projets européens et internationaux

A2.1.1. Protection adulte standard

Pe 1 Projet SIBER (2001-2004)

Le projet SIBER (Side Impact Dummy Biomechanics and Experimental Research) a été financé par la Commission Européenne dans le d'un Brite Euram III. Il a débuté le 1^{er} janvier 2001 et s'est achevé le 31 mars 2004. Un montant de 387 793 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif de ce projet cherchait à améliorer les mannequins consacrés à l'impact latéral, notamment au niveau des effets sur l'épaule, la colonne vertébrale et les membres inférieurs. Ce projet a consisté en une analyse critique du mannequin WorldSID version alpha et à l'élaboration du mannequin WorldSID version bêta (version de pré commercialisation).

Le Laboratoire était partenaire et responsable de la tâche qui concernait l'acquisition de nouvelles données biomécaniques. J'ai contribué scientifiquement à la réalisation des essais sur corps légués à la science, en choc latéral sur le complexe scapulo huméral.

Les autres partenaires du projet SIBER étaient : TNO (Les Pays-Bas) coordinateur, ACEA (Belgique), FTSS (Royaume-Uni), MIRA (Royaume-Uni), TRL (Royaume-Uni), TRW (Allemagne) et l'Université de Varsovie (Pologne).

Pe 2 Projet FID (2000-2002)

Le projet FID (Improved Frontal Impact Protection through a World Frontal Impact Dummy) a été financé par la DG TREN de la Commission Européenne dans le 5^e PCRD. Il a débuté le 1^{er} Janvier 2000 et s'est achevé le 31 octobre 2003. Un montant de 604 096 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif de ce projet était de réaliser un nouveau mannequin de choc frontal en remplacement de l'Hybrid III pour prendre en compte les nouvelles données biomécaniques acquises et en cours d'acquisition.

Le Laboratoire était partenaire et responsable de la tâche qui concernait l'acquisition de nouvelles données biomécaniques. J'ai contribué scientifiquement aux tâches, d'évaluation des performances des mannequins actuels, de spécification de nouveaux concepts de modèles mécaniques et de test de ces concepts.

Les autres partenaires du projet FID étaient : TNO (Les Pays-Bas) coordinateur, BAST (Allemagne), TRL (Royaume-Uni) et les Universités d'Heidelberg (Les Pays-Bas), et Madrid (Espagne).

Pe 3 **Projet SID 2000 (1998 2000)**

Le projet SID 2000 (Side Impact Dummy enhancements for improved occupant protection for the year 2000 and beyond) a été financé par la Commission Européenne dans le cadre d'un Brite Euram III. Il a débuté le 1^{er} mars 1998 et s'est achevé le 31 décembre 2000.

L'objectif de ce projet était de développer un nouveau mannequin de choc latéral pour l'homologation des véhicules. Il s'agissait d'élaboration des recommandations et des propositions du mannequin WorldSID version alpha.

Le Laboratoire était partenaire. J'ai contribué scientifiquement à l'élaboration du concept de nouveau bassin du mannequin et à la réalisation d'essais.

Les autres partenaires du projet SID 2000 étaient : TNO (Les Pays-Bas) coordinateur, TRL, (Royaume-Uni), Volvo (Suède), BMW (Allemagne), BAST (Allemagne), FTSS (Les Pays-Bas).

Pe 4 **Projet WorldSID (1998 - 2004)**

Le projet WorldSID initié par le groupe ISO TC22/SC12/WG5 (groupe de normalisation mannequin) a débuté le 1^{er} janvier 1998 et s'est achevé le 31 décembre 2004. Un montant de 12 500 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif de ce projet mondial était de remplacer tous les mannequins existants en choc latéral par un mannequin plus biofidèle et accepté par tous.

Le Laboratoire était partenaire. J'ai contribué scientifiquement avec l'apport de mon expertise en matière d'essais sur corps légués à la science et sur mannequin de choc latéral EuroSID.

Les autres partenaires du projet WorldSID étaient de l'ordre d'une quarantaine d'organisations réparties en Europe, Asie Pacifique et Amérique.

Pe 5 **Projet HUMOS (1997-2000)**

Le projet HUMOS (Human Model for Safety) a été financé par la DG XII (recherche) de la Commission Européenne dans le 4^e PCRD. Il a débuté le 1^{er} décembre 1997 et s'est achevé le 30 novembre 2000.

L'objectif de ce projet était de réaliser un modèle numérique par éléments finis de l'être humain en prenant en compte les données accidentologiques, biomécaniques et géométriques les plus récentes pour pouvoir utiliser ce modèle dans des simulations de choc automobile.

Le Laboratoire était partenaire. J'ai contribué scientifiquement aux essais sur corps légués à la science.

Les autres partenaires du projet HUMOS étaient : PSA Peugeot Citroën (France) coordinateur, Regienov, GIE Renault (France), Volvo (Suède), Volkswagen (Allemagne), BMW (Allemagne), ISAM (Allemagne), ESI (France), TNO (Les Pays-Bas), Bertrand Faure (France), ECIA (France) et les Université d'Athènes (Grèce), de Chalmers (Suède), d'Heidelberg (Allemagne), et de la Méditerranée, Aix Marseille (France).

Pe 6 **Projet ADRIA (1997-1999)**

Le projet ADRIA (Advanced crash Dummy Research for Injury Assessment) a été financé par la DG VII (Transport) de la Commission Européenne dans le 4e PCRD. Ce projet a débuté le 1^{er} février 1997 et s'est achevé le 30 avril 1999.

L'objectif principal était de jeter les bases pour l'élaboration d'un nouveau mannequin d'essais pour le choc frontal. Il s'agissait en particulier de recommander une face plus biofidèle pour les mannequins permettant d'estimer les blessures faciales en choc frontal, d'évaluer le critère biomécanique 'Head Injury Criterion' pour les blessures de tête, d'évaluer les performances du nouveau mannequin de choc frontal américain THOR dans la perspective d'une utilisation dans les conditions européennes, d'estimer les performances des composants de la partie inférieure de la jambe de mannequin, et de proposer les recommandations pour de nouveaux critères de tolérance humaine pour des conditions de chocs frontaux.

Le Laboratoire était partenaire et responsable de la Tâche 2, Essai biomécanique. J'ai contribué scientifiquement aux essais sur corps légués à la science.

Les autres partenaires du projet ADRIA étaient : TNO (Les Pays-Bas) coordinateur, TRL (Royaume-Uni) et les Universités d'Eindhoven (Les Pays-Bas), de Madrid (Espagne) et d'Heidelberg, (Allemagne).

A2.1.2. Protection usager atypique**Pe 7** **Projet Enfant (2011- 2014)**

Le projet Enfant avec l'Université de Tongji à Shanghai (Chine) a porté sur l'évaluation de la variabilité du comportement mécanique de thorax de l'enfant. Il a été financé par le Cluster de Recherche Rhône-Alpes. Il a débuté au 1^{er} juin 2011 et s'est achevé le 31 mai 2014. Un montant de 23 462 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif du projet Enfant a visé à estimer les propriétés mécaniques du tronc de l'enfant de manière non invasive, d'apporter des résultats complémentaires sur la réponse mécanique globale du thorax de l'enfant et sur la variabilité des propriétés mécaniques des composants de la cage thoracique, afin d'améliorer les connaissances biomécaniques de tronc d'enfant lors de chargement par une kinésithérapeute. Les résultats obtenus avec les enfants sont comparés avec ceux obtenus sur les adultes. Des images médicales ont été collectées à l'Hôpital Femme-Mère-Enfant de Lyon. Des échantillons ont été prélevés sur des sujets ayant fait don de leur corps à la science (Département Universitaire d'Anatomie Rockefeller), puis imagés et enfin expérimentés.

Ces données permettront : de quantifier la variabilité des densités du cartilage costal (intra-côtes, intra et inter-sujets) au cours de la croissance ; d'évaluer la relation entre les paramètres issus des images et les propriétés biomécaniques, chez l'adulte.

Ce projet avait pour objectif d'initier une collaboration avec l'Université de Tongji à Shanghai (Chine). Le Laboratoire est coordinateur du projet. J'ai contribué aux essais avec volontaires, adultes et enfants, et aux essais sur prélèvements de côtes et de cartilages.

Pe 8 Projet CASPER (2009-2012)

Le projet CASPER (Child Advanced Safety Project for European Roads) a été financé par la Commission européenne dans le cadre du 7e PCRD (n° 218564). Il a débuté le 1^{er} avril 2009 et s'est achevé le 30 mai 2012. Un montant de 163 733 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif de ce projet était de réduire les décès et les blessures des enfants dans les accidents de la circulation par le développement de technologies (mannequin et modèle numérique enfant).

Le Laboratoire est partenaire. Je participe à la réalisation d'une enquête d'observation portant sur les mauvaises utilisations des dispositifs de retenue enfants en usage réel.

Les autres partenaires du projet CASPER sont : GIE PSA Renault (France) coordinateur, IDIADA, (Espagne) FIAT (Italie), BASt (Allemagne), TNO (Les Pays-Bas), FTSS (Les Pays-Bas), Verein für Fahrzeugsicherheit Berlin eV (Allemagne), CEESAR (France), Humanetics (NL) et les Universités de Berlin (Allemagne) de Strasbourg (France), de Loughborough (Royaume-Uni) de Hanovre (Allemagne), de Chalmers (Suède) et de Munich (Allemagne).

Pe 9 Projet ACCESS2ALL (2008-2010)

Le projet ACCESS2ALL (Mobility schemes ensuring accessibility of public transport for all users) était une action de coordination (SCS7-GA-2008-218462). Il a été financé par la Direction Générale Recherche et Transport de la Commission Européenne dans le 7e PCRD. Ce projet a débuté le 1^{er} décembre 2008 et s'est achevé le 30 novembre 2010. Un montant de 4 500 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif de ce projet était de favoriser le développement par les opérateurs de transport de projets de mobilité, l'adoption de concepts technologiques innovants et la mise en œuvre de formations de personnels, qui prennent en compte les caractéristiques des personnes âgées ou handicapées.

Ce projet a contribué à définir des plans de mobilité concrets, des recommandations de conception de systèmes techniques et des politiques publiques qui permettent l'accessibilité des transports collectifs aux personnes âgées ou handicapées par la coordination des efforts de recherche actuels au niveau européen, la rédaction d'état de l'art enrichi, la réalisation d'une base de données des bonnes pratiques en matière d'accessibilité.

Le Laboratoire était partenaire et a contribué à la tâche WP 2 Trends between accessibility and safety. J'ai apporté mon expertise sur la sécurité des personnes en fauteuils roulants dans les transports.

Les autres partenaires du projet ACCESS2ALL étaient : CERTH-HIT (Grèce) UNIVERSITAS (Portugal), Blue Point IT solutions (Roumanie), IAS (Allemagne) et les Universités de Stuttgart (Allemagne) et de Lund (Suède).

Pe 10 Projet APROSYS (2004-2009)

Le projet APROSYS (Integrated Project on Advanced Protection System) était un projet intégré (TIP3-CT-2004-506503) et a été financé par la Commission Européenne dans le 6e PCRD. Il a commencé le 1^{er} Avril 2004 et s'est achevé le 30 avril 2009. Un montant de 236 097 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif de ce projet était d'améliorer la protection des usagers de la route.

Le Laboratoire était partenaire et responsable du sous projet n°5 Biomechanics. J'ai contribué scientifiquement au développement du mannequin de choc latéral WorldSID représentant la femme de petite stature (5^e percentile).

Les autres partenaires du projet APROSYS étaient de l'ordre d'une cinquantaine. Les principales collaborations ont été les suivantes : BAST (Allemagne), Daimler (Allemagne), PDB (Allemagne), TNO (Les Pays-Bas), TRL (Royaume-Uni) et les Universités de Chalmers (Suède), de Madrid (Espagne).

Pe 11 Projet CHILD (2002-2006)

Le projet CHILD (Advanced methods for improved Child safety) a été financé par la Commission Européenne dans le 5^e PCRD (n° G3RD-CT-2002-00791). Il a commencé le 1^{er} septembre 2002 et s'est achevé le 30 septembre 2006. Un montant de 231 280 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif de ce projet CHILD était d'améliorer la protection des enfants en voiture en cas de collision.

Le Laboratoire était partenaire. J'ai contribué à la réalisation d'une enquête d'observation portant sur les mauvaises utilisations des dispositifs de retenue enfants en usage réel. J'ai participé à la réalisation de reconstructions d'accident et à des essais complémentaires sur chariot. J'ai contribué scientifiquement aux observations de la compliance thoracique d'enfants, lors de traitements prescrits par un médecin, par un kinésithérapeute.

Les autres partenaires du projet CHILD étaient : Renault (France), coordinateur, PSA Peugeot Citroën (France), FIAT (Italie), TNO (Les Pays-Bas), IDIADA (Espagne), TRL (Royaume-Uni), BAST (Allemagne), le CNRS (France), FTSS (France) et les Universités de Berlin (Allemagne), de Loughborough (Royaume-Uni), de Chalmers (Suède), d'Hanovre (Allemagne), de Strasbourg (France).

Pe 12 Projet CREST (1996-2000)

Le projet CREST (Child Restraint Systems for Cars) a été financé dans le cadre du programme SMT (Standards, Measurements and Testing) de la Commission Européenne dans le 4^e PCRD (n°SMT4-CT95-2019). Il a débuté le 1^{er} janvier 1996 et s'est achevé le 31 décembre 2000.

L'objectif de ce projet était d'améliorer la protection des enfants transportés en voiture en cas de collision.

Le Laboratoire était partenaire et responsable de la tâche traitant de l'évaluation des nouveaux mannequins. J'ai contribué à la réalisation de reconstitutions d'accident et à des essais complémentaires sur chariot.

Les autres partenaires du projet CREST étaient : Renault (France), coordinateur, FIAT, (Italie), PAS Peugeot Citroën (France), TNO (Les Pays-Bas), BAST (Allemagne), GDV (Allemagne), VTI (Suède), ELASIS (Italie), et les Universités de Berlin, (Allemagne), de Loughborough (Royaume-Uni) et de Hanovre (Allemagne).

A2.2. Projets nationaux

A2.2.1. Protection adulte standard

Pn 1 Projet DRAST (1994-1995)

Ce projet DRAST a porté sur la validation d'un modèle mathématique de mannequin EuroSID complet. Il a fait l'objet d'une subvention 94MT0002 du Ministère de l'Équipement des transports et du tourisme et la Direction de la recherche et des affaires scientifique et techniques. Il a débuté le 1^{er} janvier 1994 et s'est achevé le 31 décembre 1995.

L'objectif de ce projet a été de modéliser et de valider le modèle de type éléments finis pour chaque composant du mannequin EuroSID et pour le mannequin EuroSID complet par comparaison des résultats obtenus par simulation numérique, avec les essais expérimentaux.

Le Laboratoire était partenaire et responsable de ce projet. J'ai contribué scientifiquement, aux essais sur mannequin lors de chocs sur l'EuroSID, avec impacteur et sur petite catapulte, à la modélisation et à la validation du modèle du mannequin EuroSID.

La société ESI© (France) était aussi partenaire du projet DRAST.

Pn 2 Projet MRT (1991-1994)

Ce projet MRT était un contrat avec le Ministère de la Recherche et de la Technologie (MRT), (décision d'aide N°90 F 0466). Il a porté sur la modélisation numérique en trois dimensions de l'être humain soumis à des chocs frontaux ou latéraux. Il a débuté le 1^{er} janvier 1991 et s'est achevé le 31 décembre 1994.

L'objectif de ce projet était la modélisation en trois dimensions du comportement de l'être humain, occupant d'une automobile, lors de chocs frontaux ou latéraux.

Le Laboratoire était partenaire. J'ai contribué scientifiquement aux essais sur corps légués à la science.

Les autres partenaires du projet MRT étaient : le Laboratoire d'Accidentologie et de Biomécanique PSA Peugeot Citroën - Renault (coordinateur), le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM, Le Laboratoire de Biomécanique fondamentale de l'UCBL.

A2.2.2. Protection usager atypique**Pn 3** Projet ProETech (2011- 2014)

Le projet ProETech (Protection Enfants par Technologies avancées) a porté la sécurité des enfants en voiture. Il a été financé par le 11^e appel à projets dans le cadre du Fonds Unique Interministériel (FUI 11). Il a débuté au 1^{er} janvier 2011 et s'est achevé le 31 décembre 2014. Un montant de 155 734 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif du projet ProETech était d'augmenter le niveau de sécurité par un nouveau dispositif de retenue pour enfants. Pour le choc latéral, il s'est agi de répartir au mieux l'absorption d'énergie sur chaque segment corporel impacté tout en maîtrisant la position de la tête. Pour le choc frontal, la configuration face à la route a été particulièrement considérée en cherchant à limiter les efforts transmis sur le cou ainsi que l'accélération de la tête. L'idée maîtresse pour arriver à ces résultats a été de transposer des technologies développées pour la protection des adultes dans le domaine de la sécurité enfant.

Le Laboratoire était partenaire du projet. J'ai contribué entre simulations numériques et essais physiques avec des mannequins équipés de capteurs abdominaux.

Les autres partenaires du projet ProETech étaient : Dorel, (FR) Hynov, Barbet Technology, Altair, GPI, IFTH.

Pn 4 Projet DENS ENF (2013)

Le projet DENS ENF a porté sur l'évaluation de la distribution de densité dans les côtes au cours de la croissance à partir d'images tomographiques calibrées. Une bourse de voyage (500 euros) a été accordée par le GDR Stic Santé pour la collaboration entre le LBMC et le LBM (Paris). Il a débuté le 1^{er} janvier 2013 et s'est achevé le 31 mars 2013. Un montant de 500 euros a été alloué à l'Institut

L'objectif de ce projet était d'analyser des données CT-scan calibrées en densité, d'enfant. Le projet a été principalement le support aux déplacements pour Yumin Zhu.

Le laboratoire était partenaire et responsable de ce projet. J'ai contribué au co-encadrement de la thèse de Yumin Zhu.

Le Laboratoire de Biomécanique (LBM) était aussi partenaire de ce projet.

Pn 5 Projet RETENUE (2007-2009)

Le projet RETENUE a porté sur la sécurité de la retenue en cas de choc des utilisateurs de fauteuil roulants dans les transports routiers. Il a été financé par la Direction Générale de la Mer et des Transports dans le cadre du PREDIT 3 GO2 (Groupe Opérationnel Services de mobilité). Il a débuté le 1^{er} septembre 2007 et s'est achevé le 31 juillet 2009. Un montant de 32 595 euros a été alloué à l'Institut.

Le Laboratoire était partenaire et responsable de ce projet. J'ai contribué scientifiquement aux essais de choc de mannequins dans des fauteuils roulants.

Le CERAH était aussi partenaire du projet RETENUE.

Pn 6 Projet SECUR ENFANT (2006-2010)

Le projet SECUR ENFANT a porté sur la sécurité de l'enfant usager des transports. Il a été financé par un ANR blanc. Il a débuté le 1^{er} novembre 2006 et s'est achevé le 31 mars 2010. Un montant de 44 236 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif ce projet était de combiner divers moyens de mesures et de rassembler des données géométriques et biomécaniques utiles à la bio fidélisation des modèles biomécaniques de l'enfant et leurs validations. L'étude a principalement été centrée sur les segments thoracique et abdominal de l'enfant, leurs réponses dynamiques étant essentielles à l'analyse des systèmes de retenue puisqu'ils sont les principaux segments anatomiques en contact avec les dispositifs.

Le Laboratoire était partenaire et responsable de la tâche WP3, Compliance thoracique de l'enfant. J'ai contribué scientifiquement aux observations de traitements de kinésithérapeute sur les enfants.

Les autres partenaires du projet SECUR ENFANT étaient : le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM (Coordinateur) Le Laboratoire de Biomécanique Appliquée, (Marseille).

A2.2.3. Protection membre supérieur**Pn 7** Projet INRS (1987-1990)

Ce projet INRS (Institut National de Recherche et de Sécurité) était basé sur la convention INRS N° 5863133, soutenue par sur deux conventions DRET (Direction Recherches Etudes et Techniques) 87/1178 puis 89/139 et deux subventions recherche du Ministère de l'Équipement, de Logement, de l'Aménagement du Territoire et des Transports 86/252 puis 89/049. Il a débuté le 1^{er} janvier 1987 et s'est achevé le 31 décembre 1990.

Ce projet a porté sur la modélisation numérique du système main-bras.

Le Laboratoire était partenaire et responsable de ce projet. J'ai contribué scientifiquement au modèle mathématique du système main bras en régime vibratoire et à la réalisation des essais expérimentaux.

A2.3. Projets industriels

A2.3.1. Protection adulte standard

Pi 1 Projet FAURECIA (2007-2008)

Ce projet financé par Faurecia a porté sur la protection des occupants de voitures. Il a commencé le 1er janvier 2007 et s'est achevé le 31 décembre 2008.

L'objectif de ce projet était d'améliorer la retenue des occupants de voitures.

Le Laboratoire était partenaire. J'ai contribué scientifiquement à la réalisation des essais menés sur mannequins dans un siège sur petite catapulte.

Pi 2 Projet GIE (1996-1997)

Le projet GIE PSA Peugeot Citroën / Renault a porté sur la protection de l'adulte. Il a été financé par le GIE et a débuté le 1^{er} janvier 1996 et s'est achevé le 31 décembre 1997.

L'objectif de ce projet était l'étude de l'effet des variations de masse et de vitesse sur les critères biomécaniques au niveau du thorax et du bassin dans les conditions du choc latéral.

Le Laboratoire était partenaire. J'ai contribué scientifiquement aux essais sur corps légués à la science

A2.3.2. Protection usager atypique

Pi 3 Projet TOYOTA WS 6 (2013-2016)

Le projet Toyota WS 6 (Human abdomen behaviour and injury mechanisms during a crash : definition of a new injury criterion transferable to THOR dummy) est financé par Toyota. Il a débuté le 15 mars 2013 et s'achèvera le 14 mars 2016. Il fait suite au projet Toyota WS4. Un montant de 171 228 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif de ce projet est de définir le cahier des charges pour la conception de nouveaux abdomens haut et bas du mannequin THOR afin de prédire le risque lésionnel des organes « creux » et « pleins » de l'abdomen des occupants ceinturés de véhicule lors d'une collision frontale.

Le Laboratoire était partenaire. J'ai contribué scientifiquement à l'amélioration de la modélisation du mannequin THOR.

Pi 4 Projet TOYOTA WS 2 (2009-2012)

Le projet Toyota WS 2 (Thorax vulnerability of elderly female car users) a été financé par Toyota. Il a débuté le 1^{er} janvier 2009 et s'est s'achevé le 31 décembre 2012. Un montant de 190 094 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif de ce projet était d'établir les paramètres explicatifs de la réponse au choc du thorax en vue de discriminer différentes populations (jeune, âgés, masculine, féminine).

Le Laboratoire était partenaire. J'ai contribué scientifiquement par l'observation de manœuvre de kinésithérapie respiratoire sur l'adulte et à l'élaboration d'un protocole de décélération pouvant être appliqué à des sujets volontaires pour l'étude de la réponse mécanique du thorax.

Pi 5 Projet TOYOTA WS 4 (2009-2012)

Le projet Toyota WS 4 (Protection of passenger car rear occupants abdominal response) a été financé par Toyota. Il a débuté le 1^{er} septembre 2009 et s'est achevé le 31 mars 2012. Un montant de 104 935 euros a été alloué à l'Institut.

L'objectif de ce projet était de développer et modifier l'abdomen du mannequin de choc frontal en s'appuyant sur les différents prototypes existants.

Le Laboratoire était partenaire. J'ai contribué scientifiquement au développement et à l'évaluation de cet abdomen modifié par la réalisation d'essais de chargement dynamique et en comparaison avec les données biomécaniques obtenues sur corps légués à la science.

Annexe 3 : Production et rayonnement scientifique

A3.1. Production scientifique 1987 – 2015

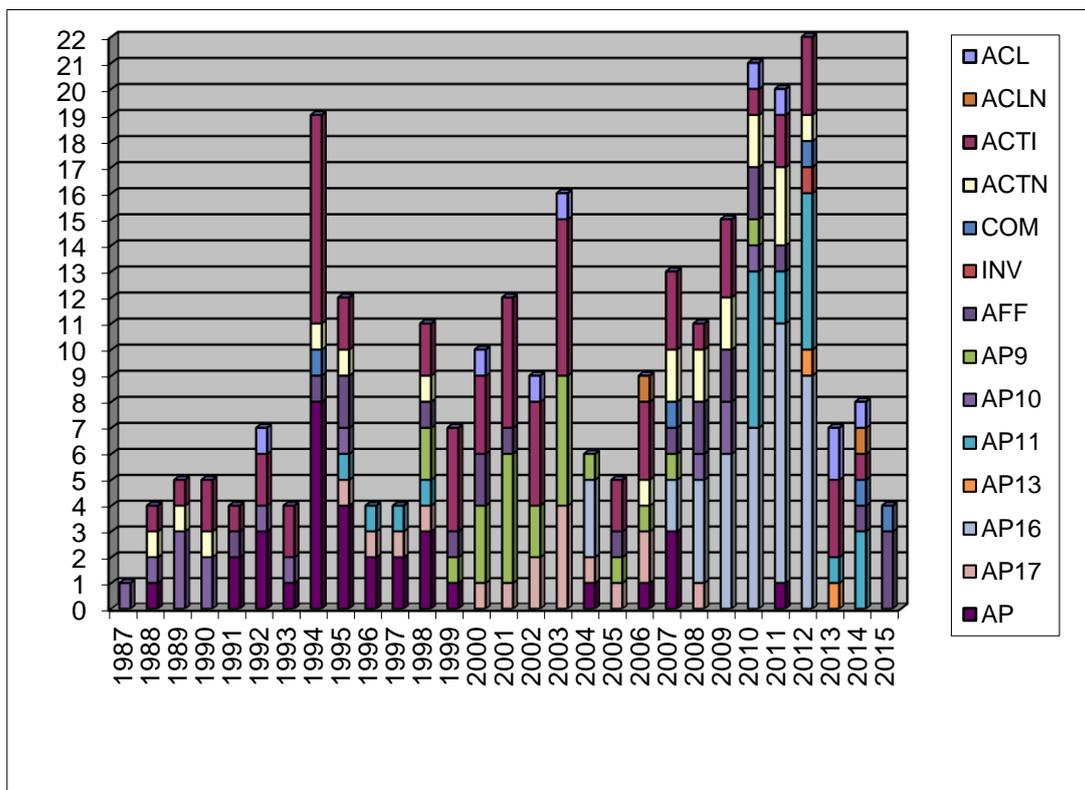
L'ensemble de ma production scientifique est détaillé dans cette annexe. Cette production scientifique pour chaque catégorie porte aussi sur la protection du membre supérieur avant mon entrée à L'Inrets. Le Tableau 21 présente ma production scientifique par catégorie.

Tableau 21 : Production scientifique

Production scientifique	Nombre
Articles dans des revues internationales avec comité de lecture répertoriées dans des bases de données internationales (ACL)	9
Articles dans des revues avec comité de lecture non répertoriées dans des bases de données internationales (ACLN)	2
Communications avec actes dans un congrès international (ACTI)	65
Communications avec actes dans un congrès national (ACTN)	19
Communications orales sans actes dans un congrès international ou national (COM)	5
Conférences données à l'invitation du Comité d'organisation dans un congrès international ou national (INV)	1
Communications par affiche dans un congrès international ou national (AFF)	22
Livrables de projets internationaux (AP9)	23
Livrables de projets nationaux (AP10)	14
Livrables de projets industriels (AP11)	22
Prototypes et procédés industriels, pilotes et démonstrateurs (AP13)	2
Expertises et études, résultats d'essais, actions de certification (AP16)	41
Expertises pour des instances publiques (AP17)	17
Autres productions (AP)	33

Le Tableau 22 présente la répartition au cours du temps de ma production scientifique.

Tableau 22 : Production scientifique - répartition au cours du temps



ACL : Articles dans des revues internationales avec comité de lecture répertoriées dans des bases de données internationales

ACLN : Articles dans des revues avec comité de lecture non répertoriées dans des bases de données internationales

ACTI : Communications avec actes dans un congrès international

ACTN : Communications avec actes dans un congrès national

COM : Communications orales sans actes dans un congrès international ou national

INV : Conférences données à l'invitation du Comité d'organisation dans un congrès international ou national

AFF : Communications par affiche dans un congrès international ou national

AP9 : Livrables de projets internationaux

AP10 : Livrables de projets nationaux

AP11 : Livrables de projets industriels

AP13 : Prototypes et procédés industriels, pilotes et démonstrateurs

AP16 : Expertises et études, résultats d'essais, actions de certification

AP17 : Expertises pour des instances publiques

AP : Autres Productions

Le Tableau 23 présente ma production scientifique résumée par catégorie.

Tableau 23 : Production scientifique résumée

Production scientifique	Nombre
Articles	11
Conférences	112
Livrables	152

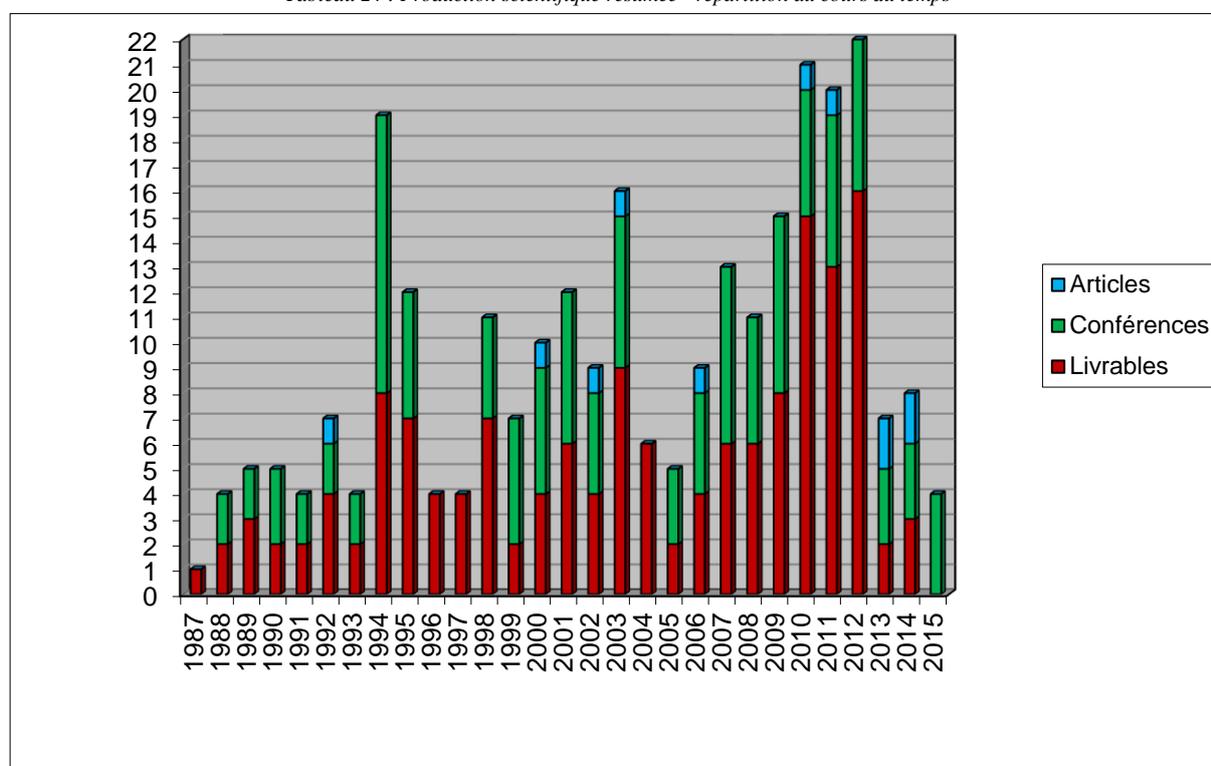
Articles : ACL + ACLN

Conférences : ACTI + ACTN + COM + INV + AFF

Livrables : AP9 + AP10+ AP11+AP13+AP16+AP17+AP

Le Tableau 24 présente la répartition au cours du temps de ma production scientifique résumée.

Tableau 24 : Production scientifique résumée - répartition au cours du temps



Articles : ACL + ACLN

Conférences : ACTI + ACTN + COM + INV + AFF

Livrables : AP9 + AP10 + AP11 + AP13 + AP16 + AP17 + AP

ACL : Articles dans des revues internationales avec comité de lecture répertoriées dans des bases de données internationales

ACLN : Articles dans des revues avec comité de lecture non répertoriées dans des bases de données internationales

ACTI : Communications avec actes dans un congrès international

ACTN : Communications avec actes dans un congrès national

COM : Communications orales sans actes dans un congrès international ou national

INV : Conférences données à l'invitation du Comité d'organisation dans un congrès international ou national

AFF : Communications par affiche dans un congrès international ou national

AP9 : Livrables de projets internationaux

AP10 : Livrables de projets nationaux

AP11 : Livrables de projets industriels

AP13 : Prototypes et procédés industriels, pilotes et démonstrateurs

AP16 : Expertises et études, résultats d'essais, actions de certification

AP17 : Expertises pour des instances publiques

AP : Autres Productions

A3.1.1. Articles dans des revues internationales avec comité de lecture répertoriées dans des bases de données internationales (ACL)

Sont donnés ici, les articles avec un Digital Object Identifier (DOI), dans des revues internationales avec comité de lecture, répertoriées dans les bases de données internationales (ISI Web of Knowledge®, PubMed®, Scopus®, etc.). De plus, les papiers¹ sélectionnés dans Stapp Car Crash Journal et Annual Proceeding Association for Advancement of Automotive Medicine (tous deux indexés PubMed®) sont une référence dans le domaine pour la sécurité des transports et sont donc comptabilisés dans la section ACL.

A3.1.1.1 Protection adulte standard

- ACL 1 Van Don, B., Van Ratingen, M., Bermond, F., Masson, C., Vezin, P., Hynd, D., Kallieris, D., Martinez, L., Schaefer, R., (2003). Evaluation of the performance of the Hybrid III and THOR-alpha dummy. Stapp Car Crash Journal, 47 : 525-550.
- ACL 2 Vezin, P., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Verriest, J.-P., (2002). Comparison of Hybrid III, THOR-alpha and PMHS response in frontal sled tests. Stapp Car Crash Journal, 46 : 1-26.
- ACL 3 Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Bouquet, R., Caire, Y., Ramet, M., Voiglio, E., (2000). Human Maxilla Bone Response to 30° oriented impacts and comparison with frontal bone impacts. Annual Proceedings Association for the Advancement of Automotive Medicine, 44 : 219-234.
- ACL 4 Rückert, J., Marcault, P., Lasry, D., Haug, E., Césari, D., Bermond, F., Bouquet, R., (1992). A finite element model of the EuroSID dummy. Stapp Car Crash Journal, 36 : 255-261.

A3.1.1.2 Protection usager atypique

- ACL 5 Zhu, Y., Bruyère-Garnier, K., Mitton, D., Vajda, E., Bermond, F., (2014). Mechanical behaviour of the *in vivo* paediatric and adult trunk during respiratory physiotherapy. Proceedings of the Institution of the Mechanical Engineers, Part H, Journal of Engineering in Medicine, 2014, 228 (1) : 27-36.
- ACL 6 Poulard, D., Bermond, F., Bruyère-Garnier, K., (2013). In-vivo analysis of thoracic mechanical response variability under belt loading : Specific behaviour and relationship to age, gender and BMI. Stapp Car Crash Journal, 57 : 59-87.
- ACL 7 Poulard, D., Bermond, F., Compigne, S., Bruyère-Garnier, K., (2013). In-vivo analysis of thorax mechanical response under belt loading: the role of BMI in thorax stiffness. Journal of Biomechanics, 46 (5) : 883-889.
- ACL 8 Sandoz, B., Vajda, E., Alonzo, F., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., (2011). The mechanics of the *in vivo* infant and toddler trunk during respiratory physiotherapy. Clinical Biomechanics, 26 (6) : 535-542.

¹ Ces papiers font l'objet d'une peer-review par trois experts avant sélection et publication

- ACL 9 Bermond, F., Dolivet, C., Attali, X. (2010). Floor anchorage load and safety space for adult wheelchair users during a crash. *Biomedical Engineering and Research, Ingénierie et Recherche Biomédicale, IRBM*, 31 (5-6) : 289-298.

A3.1.2. Articles dans des revues avec comité de lecture non répertoriées dans des bases de données internationales (ACLN)

A3.1.2.1 Protection adulte standard

- ACLN 1 Bermond F., (2006). Editorial. *Revue Recherche Transports Sécurité*, Lavoisier, n°90, 1 page.

A3.1.2.2 Protection usager atypique

- ACLN 2 Bermond F., (2014). Protection des personnes en situation de handicap dans les transports routiers en cas de choc – Application aux usagers de fauteuil roulant. *Journal de l'Orthopédie*, 54 : 2469-2470.

A3.1.3. Communications avec actes dans un congrès international (ACTI)

A3.1.3.1 Protection adulte standard

- ACTI 1 Hynd, D., on behalf of EEVC WG20, Van Ratingen, M., on behalf of EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (2005). Challenges in the development of a regulatory test procedure for neck protection in rear-end impacts, status of the EEVC WG20 and WG12 joint activity. *Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Washington D.C., USA, June 06-09, 2005, N°05-0048 O, 10 pages.
- ACTI 2 Van Ratingen, M., on behalf of FID Project, (dont Bermond, F.), (2003). Improved frontal impact protection through a world frontal impact dummy. *Proceedings of the 4th Advanced Passive Safety Network Annual Conference*. Paris, France, November 06, 2003, 10 pages.
- ACTI 3 Van Don, B., Van Ratingen, M., Bermond, F., Masson, C., Vezin, P., Hynd, D., Kallieris, D., Martinez, L., Schaefer, R., (2003). Evaluation of the performance of the Hybrid III and THOR-alpha dummy. *Proceedings of the 47th Stapp Car Crash Conference*, October 27-29, 2003, San Diego, California, The United States. In *Stapp Car Crash Journal*, 47 : 525-550.
- ACTI 4 Bermond, F., Vezin, P., Bruyère-Garnier, K., Verriest, J.-P., (2003). Post Mortem Human Subject and dummy response in frontal deceleration. *Actes du 28^e Congrès de la Société de Biomécanique*. Poitiers, France, 11-12 septembre 2003. In *Journal of Archives of Physiology and Biochemistry*, Swets & Zeitlinger Publisher, 2003, 111 (sup September 2003) : 88.
- ACTI 5 Kallieris, D., Bermond, F., (2002). Biomechanical data owner proposals. *Proceedings of the Workshop on Biomechanical Experiment database European Vehicle Passive, Safety Network 2*. Inrets, Bron, France, November 28-29, 2002, 8 pages.

- ACTI 6 Vezin, P., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Verriest, J.-P., (2002). Comparison of Hybrid III, THOR-alpha and PMHS response in frontal sled tests. Proceedings of the 46th Stapp Car Crash Conference, November 11-13, 2002, Ponte Vedra Beach, Florida, The United States. In Stapp Car Crash Journal, 46 : 1-26.
- ACTI 7 Vezin, P., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., (2002). Human response to a frontal sled deceleration. Proceedings of the 2002 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Inrets Publisher. Munich, Germany, September 18-20, 2002, pp 323-337.
- ACTI 8 Bermond, F., Vezin, P., Ramet, M., Bouquet, R., Caire, Y., Bruyère-Garnier K., Compigne, S., Verriest, J.-P., Voiglio, E., (2001). Human body tests for the validation of a car occupant mathematical model. Actes du 26^e Congrès de la Société de Biomécanique. Marseille, France, 13-14 septembre 2001. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, 2001, 109 (sup September 2001) : 45.
- ACTI 9 Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Bouquet, R., Caire, Y., Ramet, M., Voiglio, E., Verriest, J.P., (2001). Human Face Response to 30°degree oriented Impacts. Proceedings of the FERSI conference, Forum of European Road Safety Research Institute, published by Danmarks Transport Forskning, Copenhagen, Denmark, September 12-14, 2001, pp 149-155.
- ACTI 10 Vezin, P., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., (2001). Comparison of head and thorax cadaver and Hybrid III response to a frontal sled deceleration for the validation of a car occupant mathematical model. Proceedings of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Amsterdam, the Netherlands, June 04-07, 2001, N° 114-O, 10 pages.
- ACTI 11 Van Ratingen, M., on behalf of EEVC WG12, (dont Bermond, F.), (2001). Development and evaluation of the ES-2 side impact dummy. Proceedings of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Amsterdam, the Netherlands, June 04-07, 2001, N° 336-O, 10 pages.
- ACTI 12 Robin, S., on behalf of the HUMOS consortium (dont Bermond, F.), (2001). HUMOS : Human model for safety - a joint effort towards the development of refined human-like car occupant models. Proceedings of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Amsterdam, the Netherlands, June 04-07, 2001, N° 297-O, 9 pages.
- ACTI 13 Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Bouquet, R., Caire, Y., Ramet, M., Voiglio, E., (2000). Human Maxilla Bone Response to 30° oriented Impacts and Comparison with Frontal Bone Impacts. Proceedings of the 44th AAAM conference, Association for the Advancement of Automotive Medicine, published by the AAAM. Chicago, Illinois, October 02-04, 2000. In Annual Proceedings Association for the Advancement of Automotive Medicine, 44 : 219-234.
- ACTI 14 Bermond, F., Vezin, P., Ramet, M., Bouquet, R., Caire, Y., Verriest, J.-P., Voiglio, E., (2000). Human response to a frontal sled deceleration test for the validation of a car occupant model. Proceedings of the 2000 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Inrets Publisher. Montpellier, France, September 20-22, 2000, pp 475-477.

- ACTI 15 Malak, A., Bermond, F., Bouquet, R., Ramet, M., Verriest, J.-P., Wang, X., Fayet, M., Maiffredy, L., Voiglio, E., (2000). Resistance versus angular movement law of the glenohumeral joint. Actes du 25^e Congrès de la Société de Biomécanique. Montréal, Canada, 23-26 Août 2000. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, April 2000, 108 (1/2) : 72.
- ACTI 16 Bermond, F., Kallieris, D., Mattern, R., Ramet, M., Bouquet, R., Caire, Y., Voiglio, E., (1999). Human face response at an angle to the fore-aft vertical plane impact, thoracic human response to lateral impact. Proceedings of the 1999 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Inrets Publisher. Sitges, Spain, September 23-24, 1999, pp 121-132.
- ACTI 17 Bouquet, R., Bermond, F., Ramet, M., Caire, Y., Talantikite, Y., Robin, S., Voiglio, E., (1999). Car occupant pelvis injuries : the experimental approach to human tolerance. Proceedings of the 3rd European of Trauma and Emergency Surgery, Lyon, France, September 15-17, 1999. In the European Journal of Trauma and Emergency Surgery, Édité par la Société Française de Chirurgie d'Urgence, September 1999, 22 (sup 1) : 27-28.
- ACTI 18 Eckert, M., Fayet, M., Chèze, L., Verriest, J.-P., Lapellerie, P., Bermond, F., Ramet, M., Bouquet, R. (1999). Relative contribution of the thoracic components to the global behaviour of the thorax experimental methodology. Actes du 24^e Congrès de la Société de Biomécanique. Beaune, September 15-17, 1999. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, September 1999, 107 (sup B) : 82.
- ACTI 19 Malak, A., Fayet, M., Maiffredy, L., Bermond, F., Ramet, M., Verriest, J.-P., Brunel, N., Lapellerie, P., Voiglio, E., (1999). A global stop behaviour of the shoulder complex. Actes du 24^e Congrès de la Société de Biomécanique. Beaune, 15-17 septembre 1999. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, September 1999, 107 (sup B) : 34.
- ACTI 20 Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., Voiglio, E., Talantikite, Y., (1998). Etude du comportement du bassin soumis à un choc latéral. Actes du 23^e Congrès de la Société de Biomécanique. Lyon, September 17-18, 1998. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, September 1998, 106 (sup B) : 104.
- ACTI 21 Bouquet, R., Bermond, F., Caire, Y., Ramet, M., Voiglio, E., Talantikite, Y., Lizee, E., Robin, S., (1998). Pelvis human response to lateral impact. Proceedings of the 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Windsor, Canada, June 01-04, 1998, 98-S7-W-16, pp 1665-1686.
- ACTI 22 Ramet, M., Bouquet, R., Haddak, M., Bermond, F., Ham, D., (1994). Comparison of human facial tolerance and mechanical models. Proceedings of the 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Munich, Germany, May 23-26, 1994, 94 S1 O 08, pp 128-135.
- ACTI 23 Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., Césari, D., (1994). Thoracic and pelvis human response to impact. Proceedings of the 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Munich, Germany, May 23-26, 1994, 94 S1 O 03, pp 100-109.

ACTI 24 Rückert, J., Marcault, P., Lasry, D., Haug, E., Césari, D., Bermond, F., Bouquet, R., (1992). A finite element model of the EuroSID dummy. Proceedings of the 36th Stapp Car Crash Conference, November 2-4, 1992, Seattle, Washington, The United States. In Stapp Car Crash Journal, 36 : 255-261.

A3.1.3.2 Protection usager atypique

ACTI 25 Mitton, D., Zhu, Y., Payen de la Garanderie, J., Pialat, J.-B., Sandoz, B., Pracos, J.-P., Skalli, W., Bermond, F (2014). *In vivo* characterisation of the child rib mechanical properties using quantitative computed tomography. In proceedings of the 12th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Amsterdam, The Netherlands, October 13-15, 2014, pp 137.

ACTI 26 Poulard, D., Bermond, F., Bruyère-Garnier, K., (2013) In-vivo analysis of thoracic mechanical response variability under belt loading : Specific behaviour and relationship to age, gender and BMI. Proceedings of the 57th Stapp Car Crash Conference, November 11-13, 2013, Orlando, Florida, The United States. In Stapp Car Crash Journal 57 : 59-87.

ACTI 27 Sandoz, B., Sidelkheir, Z., Badina, A., Bermond, F. Mitton D., Skalli W. (2013). Variability of child rib bone density using *in vivo* computed tomography. Proceedings of the 2013 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Injury, IRCOBI Publisher. Gothenburg, Sweden, September 11-13, 2013, pp 270-279.

ACTI 28 Zhu, Y., Fang, Y., Bermond, F., Bruyère-Garnier, K., Ellouz, R., Rongieras, F., Mitton, D., (2013). Relationship between human rib mechanical properties and cortical bone density measured by high-resolution quantitative computed tomography. Actes du 38^e Congrès de la Société de Biomécanique. Marseille, France, 4 - 6 septembre 2013. In Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2013, 16 (sup 1) : 191-192.

ACTI 29 Poulard, D., Bermond, F., Dumas, R., Bruyère-Garnier, K., (2012). Geometrical personalization of human FE model using palpable markers on volunteers. Actes du 37^e Congrès de la Société de Biomécanique. Toulouse, France, 16 - 19 octobre 2012. In Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2012, 15 (sup 1) : 298-300.

ACTI 30 Hanen, G., Vezin, Ph., Bermond, F., Masuda, M., Compigne, S., (2012). A pressure-based abdominal insert for THOR-NT. Proceedings of the Society of Automotive Engineers of Japan, JSAE Annual Congress, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Yokohama, Japan, May 23-25, 2012, N° 60-20125197, 4 pages.

ACTI 31 Masuda, M., Compigne, S., Hanen, G., Bermond, F., (2012). Dynamic response of the THOR-NT : thorax and abdomen. Proceedings of the Society of Automotive Engineers 2012 Government Industry Meeting, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Washington D.C., USA, January 25-27, 2012, 23 pages.

ACTI 32 Poulard, D., Bruyère-Garnier, K., Compigne S., Bermond, F., (2011). *In vivo* test protocol for analysis of thorax response under belt loading. Proceedings of the 2011 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Injury, IRCOBI Publisher. Krakow, Poland, September 14-16, 2011, pp 232-235.

- ACTI 33 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., Masuda, M., (2011). Contribution to the improvement of crash test dummies in order to decrease abdominal injuries in road accidents. Proceedings of the 22nd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Washington D.C., USA, June 13-16, 2011, N° 11-0218, pp 1-13.
- ACTI 34 Nováček, V., Sandoz, B., Mitton, D., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Laporte, S., Skalli, W., (2010). Subject-specific finite element model of child's thorax: construction and first validation. Proceedings of the 17th Congress of the European Society of Biomechanics. Edinburgh, Scotland, United Kingdom, July 05-08, 2010. In Journal of Biomechanics, 2010, 43 (sup 2) : 604.
- ACTI 35 Bermond, F., Bruyère-Garnier K., Alonzo F., Stagnara A, Poirot D., David T., (2009). Preliminary results of the thoracic and abdominal compliance in children on different ventilatory programs. Actes du 34^e Congrès de la Société de Biomécanique. Toulon, France, 31 août - 2 septembre 2009. In Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2009, 12 (sup 1) : 39-40.
- ACTI 36 Sandoz, B., Vajda, E., Alonzo, F., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., (2009). Mechanical properties assessment of child trunk. Proceedings of the 22nd Congress of the International Society of Biomechanics. Cape Town, South Africa, July 05-09, 2009, N°424, 1 page.
- ACTI 37 Stagnara, A., Poirot, D., Alonzo F., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., David, T., (2009). Study of thoracic compliance in children on different ventilatory programs using digital video cameras : Preliminary results. Proceedings of the 12th International Conference on Home Mechanical Ventilation. Barcelona, Spain, March 27-28, 2009, p 59.
- ACTI 38 Bermond, F., Dolivet, C., Bruyère-Garnier, K., Vezin, P., (2008). Safety review of wheelchair users in road passenger vehicles. Actes du 33^e Congrès de la Société de Biomécanique. Compiègne, France, September, 01-03, 2008. In Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2008, 11 (sup 1) : 33-34.
- ACTI 39 Bermond, F., Caire, Y., Vezin, P., Verriest, J.-P., (2007). WorldSID small female side impact dummy pelvis linear guided mass impactor tests. Actes du 32^e Congrès de la Société de Biomécanique. Lyon, France, 28-29 août 2007. In Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2007, 10 (sup 1) : 75-76.
- ACTI 40 Been, B., Meijer, R., Bermond, F., Bortenschlager, K., Hynd, D., Martinez, L., Ferichola, G., (2007). WorldSID small female side dummy specifications and prototype evaluation. Proceedings of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Lyon, France, June 18-21, 2007, N°07-0311, 15 pages.
- ACTI 41 Been B., Bermond F., Bortenschlager K., Damm R., Ferichola G., Hynd D., Matinez L., Meijer R., (2007). Worldsid 5th female dummy, overview of prototype testing APROSYS WP 5.2. Proceedings of the 32nd WorldSID Task Group. Southfield, Michigan, USA, May 23, 2007, 56 pages.

- ACTI 42 Alonzo, F., Bermond, F., Beillas P., (2006). Child abdominal injuries in car restraint systems - an intra-abdominal pressure sensor for the Q-dummy family and proposed viscous injury criterion based on detailed accident analysis and their reconstructions. Proceedings of the 5th World Congress of Biomechanics. Munich, Germany, July 29 - August 4, 2006. In Journal of Biomechanics, 2006, 39 : (sup 1) : S159.
- ACTI 43 Bermond, F., Bergeau, J., Alonzo, F., Goubel, C., Bruyère-Garnier, K., Joffrin, P., Cossalter, B., Verriest, J.-P. (2006). Enhanced method and tools for child thoracic and abdominal compliance assessment by clinical treatments observation. Proceedings of the 5th World Congress of Biomechanics. Munich, Germany, July 29 - August 4, 2006. In Journal of Biomechanics, 2006, 39 (sup 1) : S155.
- ACTI 44 Been, B., Wang, J., Barnes, A., Van Ratingen, M., Bermond, F., Caire, Y., Compigne, S., Hynd, D., Carroll, J., Martinez, L., Bortenschlager, K., (2006). Development of the small female WorldSID. Proceedings of the 7th Advanced Passive Safety Network Annual Conference. Vienna, Austria, May 12, 2006, pp 18.
- ACTI 45 De Jager, K., on behalf of EEVC WG12 and EEVC WG18 (dont Bermond, F.), (2005). Assessing new child dummies and criteria for assessment of child occupant. Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Washington D.C., USA, June 06-09, 2005, N°05-0157 O, 15 pages.
- ACTI 46 Lesire, P., on behalf of EEVC WG18 (dont Bermond, F.), (2003). Working program of EEVC working group 18 Car Child Occupant Safety. Proceedings of the International Conference on Protection of Children in Cars. Cologne, Germany, July 01-03, 2003, 8 pages.
- ACTI 47 Brun Cassan, F., on behalf of CHILD Project (dont Bermond, F.), (2003). Results of the EU-CREST program and aims of the new EU-Project CHILD. Proceedings of the International Conference on Protection of Children in Cars. Cologne, Germany, July 01-03, 2003, 12 pages.
- ACTI 48 Van Don, B., Van Ratingen, M., Bermond, F., Masson, C., Vezin, P., Hynd, D., Owen, C., Martinez, L., Knack, S., Schaefer, R., (2003). Biofidelity impact response requirements for an advanced mid-sized male crash test dummy. Proceedings of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Nagoya, Japan, May 19-22, 2003, N° 76 W, 18 pages.
- ACTI 49 Alonzo, F., Bermond, F., Compigne, S., Verriest, J.-P., Trosseille, X., (2002). Assessment of chest injury risk for children in car accidents. Actes du 27^e Congrès de la Société de Biomécanique. Valenciennes, France, 12-13 septembre 2002. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, 2002, 110 (sup September 2002) : 27.
- ACTI 50 Ramet, M., Bouquet, R., Bermond, F., Caire, Y., Bouallegue, M., (1995). Shearing and bending human knee joint tests in quasi-static lateral load. Proceedings of the 1995 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Inrets Publisher. Brunnen, Switzerland, September 13-15, 1995, pp 93-105.

- ACTI 51 Bermond, F., Bouquet, R., Caire, Y., Ramet, M., Maistre, O., (1995). Mathematical Modeling of the lower extremity of a pedestrian involved in a front end automotive collision, Modélisation mathématique de la jambe d'un piéton lors de chocs avec l'avant d'une voiture. Actes du 20^e Congrès de la Société de Biomécanique. Lausanne, 11-12 septembre 1995. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, July 1995, 103 (3) : C-128.
- ACTI 52 Césari, D., Bermond, F., Bouquet, R., Ramet, M., (1994). Virtual predictive testing of biomechanical effects of impacts on the human leg. Proceedings of the PAM-CRASH© User's Conference, published by ESI© Group. Paris, France, October 05-07, 1994, pp 177-188.
- ACTI 53 Césari, D., Bermond, F., Caire, Y., Bouquet, R., (1994). Optimization of pedestrian leg injury protection using a biofidelic mechanical leg. Proceedings of the 1994 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Inrets Publisher. Lyon, France, September 21-23, 1994, pp 303-313.
- ACTI 54 Ramet, M., Bouquet, R., Bouallegue, M., Bermond, F., Césari, D., (1994). The effect of air bag inflation on the cinematic and the lesions of a motorcyclist. Proceedings of the 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Munich, Germany, May 23-26, 1994, 94 S7 O 11, pp 1241-1246.
- ACTI 55 Césari, D., Bouquet, R., Caire, Y., Bermond, F., (1994). Protection of pedestrians against leg injuries. Proceedings of the 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA, Munich, Germany, May 23-26, 1994, 94 S7 O 02, pp 1131-1138.
- ACTI 56 Rückert, J., Marcault, P., Schlosser, J., Lasry, D., Haug, E., Roger, J., Césari, D., Bermond, F., Bouquet, R., (1994). Advances in finite element modelling of the EuroSID-1. Proceedings of the 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Munich, Germany, May 23-26, 1994, 94 S6 W 17, pp 1058-1064.
- ACTI 57 Bermond, F., Ramet, M., Bouquet, R., Césari, D., (1994). A finite element model of the pedestrian leg in lateral impact. Proceedings of the 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Munich, Germany, May 23-26, 1994, 94 S1 O 15, pp 199-209.
- ACTI 58 Bermond, F., Ramet, M., Bouquet, R., Césari, D., (1993). A finite element model of the pedestrian knee-joint in lateral impact. Proceedings of the 1993 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Inrets Publisher. Eindhoven, the Netherlands, September 08-10, 1993, pp 117-129.
- ACTI 59 Bermond, F., Omnes-Chevalier, M.-C., Césari D., (1993). An overview of MADYMO© uses at Inrets. Proceedings of the 4th International MADYMO© User's Conference, TNO Publisher. Eindhoven, the Netherlands, September 06-07, 1993, 19 pages.
- ACTI 60 Bermond, F., Césari, D., Alonzo, F., Matyjewski, M., (1992). Mathematical simulation of the pedestrian leg in lateral impact. Proceedings of the 1992 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Inrets Publisher. Verona, Italy, September 09-11, 1992, pp 61-72.

A3.1.3.3 Protection membre supérieur

- ACTI 61 Gaertner, R., Bermond, F., Dimnet, J., (1991). Effets mécaniques d'une sollicitation vibratoire sur le système main-bras. Actes du 15^e Congrès de la Société de Biomécanique. Cluny, 18-19 Septembre 1990, pp 148-149. Dans le Journal des Archives Internationales de Physiologie, de Biochimie et de Biophysique, Éditeur Vaillant-Carmanne, Décembre 1991, 99 (6) : C148-C149.
- ACTI 62 Gaertner, R., Bermond, F., Dimnet, J., (1990). A Realistic model of the human hand-arm exposed to sinusoidal excitation. Proceedings of the 14th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics. Miami, Florida, USA, November 15-16, 1990, 2 pages.
- ACTI 63 Bermond, F., Gaertner, R., Dimnet, J., (1990). Approche de la réponse du système main-bras à une sollicitation vibratoire. Actes du 14^e Congrès de la Société de Biomécanique. Marseille, 6-7 Septembre 1989, pp 13-14. Dans le Journal des Archives Internationales de Physiologie et de Biochimie, Éditeur Vaillant-Carmanne, Août 1990, 98 (4) : C20.
- ACTI 64 Bermond, F., Dimnet, J., Gaertner, R., (1989). An approach of the dynamical study of the hand-arm system. Proceedings of the 3rd International Symposium of International Section of the ISSA (International Social Security Association) for Research on Prevention of Occupational Risks. Vienna, Austria, April 19-21, 1989, pp 107-109.
- ACTI 65 Bermond, F., Gaertner, R., Dimnet, J., (1988). Predicting the response of the human hand-arm exposed to sinusoidal excitation. Proceedings of the United Kingdom and French Joint Meeting on Human Response to Vibration. Nancy, France, September 26-28, 1988, pp 1-6.

A3.1.4. Communications avec actes dans un congrès national (ACTN)

A3.1.4.1 Protection adulte standard

- ACTN 1 Birien, M., Bruyère-Garnier, K., Behr M., Bermond, F., (2011), Mesure *in vivo* des volumes respiratoires au cours d'un chargement dynamique frontal du thorax pour la validation d'un modèle en éléments finis avancé. Actes du séminaire du Groupement de Recherche en Biomécanique des Chocs (GRBC), Ifsttar, Bron, France, 13 octobre 2011, 20 pages.
- ACTN 2 Bermond, F., Bruyère-Garnier, K., Mitton, D., (2009). Les traumatismes du segment lombo pelvi fémoral et leurs conséquences dans l'accidentologie routière. Le complexe Lombo-Pelvi-Fémoral et rééducation. Actes de la 10^e Journée Nationale de Rééducation, Association Hautevilloise pour la recherche et l'Étude en Kinésithérapie (AHREK), Hauteville Lompnes, France, 18 avril 2009, pp 1-5.
- ACTN 3 Bermond, F., Bruyère-Garnier, K., Vezin, P., (2008). Les traumatismes du rachis cervical et leurs conséquences dans l'accidentologie routière. Le cou : Région carrefour. Actes de la 9^e Journée Nationale de Rééducation, Association Hautevilloise pour la recherche et l'Étude en Kinésithérapie (AHREK), Hauteville Lompnes, France, 26 avril 2008, pp 20-35.

- ACTN 4 Bermond, F., Bouquet, R., Ramet, M., Caire, Y., (1998). Modélisation mathématique du mannequin de choc latéral utilisé pour la réglementation en sécurité routière. Actes du 3^e congrès Numérisation de Paris, Édité par Harbourg, Paris, France, 27-28 mai 1998, 11 pages.
- ACTN 5 Bermond, F., Ramet, M., Bouquet, R., Caire, Y., Bouallegue M., Bruyère-Garnier, K., (1995). Comparaison de la réponse de la face humaine et de celle du mannequin lors d'impacts. Actes des 36^{es} Assises Nationales de Médecine du Trafic, Édité par la Société Française de Médecine du trafic, Nîmes, France, 20-21 octobre 1995, 13 pages. Dans les Annales de Médecine des accidents de Trafic, Édité par la Société Française de Médecine du trafic, octobre 1996, 47, pp 37-50.

A3.1.4.2 Protection usager atypique

- ACTN 6 Bermond, F., (2012). Protection des personnes en situation de handicap dans les transports routiers en cas de choc – Application aux usagers de fauteuil roulant. Actes du 25^e congrès de l'International Society for Prosthetics and Orthotics–France (ISPO - France), Lyon, France, 25-26 octobre 2012, pp 179-183.
- ACTN 7 Bermond, F., Bruyère-Garnier, K., Poulard, D., Baraton. G., Vajda, E., Dubourg, P., Rongieras, F., Compigne, S. (2011). Thorax vulnerability of elderly car users. Actes du séminaire du Groupe d'Echange et de Recherche de l'Ifsttar (GERI) Situation de Handicap, Ifsttar Bron, France, 22 septembre 2011, 20 pages.
- ACTN 8 Bermond, F., Dolivet, C. (2011). Retenue des utilisateurs de fauteuils roulants dans les transports routiers en cas de choc. Actes de la 6^e journée de l'Association pour la Recherche et la Formation des Ergothérapeutes de l'Hôpital de Garches (ARFEHGA), Garches, France, 27 janvier 2011, 4 pages.
- ACTN 9 Bermond, F., Dolivet, C., (2010). Sécurité de la retenue en cas de choc des utilisateurs de fauteuil roulants dans les transports routiers. Actes de la conférence au salon Autonomics, Paris, France, 9 juin 2010, 20 pages.
- ACTN 10 Bermond, F., Dolivet, C., (2010). Sécurité de la retenue des utilisateurs de fauteuils roulants dans les transports routiers. Actes du Séminaire PREDIT du Groupe Opérationnel 3, Mobilités dans les régions urbaines, Paris, France, 14 janvier 2010, 20 pages.
- ACTN 11 Dolivet, C., Bermond, F., (2009). Sécurité de la retenue des utilisateurs de fauteuils roulants dans les transports routiers. Actes du Séminaire PREDIT du Groupe Opérationnel 2, Accessibilité, Gart, Paris, France, 23-24 novembre 2009, 18 pages.
- ACTN 12 Sandoz B., Laporte S., Serre T., Bermond F., Skalli W., Mitton D., (2008). Contribution à la Modélisation Géométrique et Mécanique du Tronc de l'Enfant. Actes du Séminaire du Groupement De Recherche (GDR) 2610 Biomécanique des chocs, Bron, France, 4-5 décembre 2008, 20 pages.
- ACTN 13 Sandoz B., Laporte S., Serre T., Bermond F., Skalli W., Mitton D., (2007). Modélisation Géométrique et Mécanique du Tronc de l'Enfant. Actes du Séminaire du Groupement De Recherche (GDR) 2610 Biomécanique des chocs, Strasbourg, France, 10-11 décembre 2007, 20 pages.

- ACTN 14 Mallein, A., Cossalter, B., Bermond F., (2007). Quantification de la compliance thoracique chez le nourrisson : Étude préliminaire. Actes de la 12^e Journée de Recherche en Kinésithérapie, École de Kinésithérapie du CHU Grenoble, Échirolles, France, 25 mai 2007, 14 pages.
- ACTN 15 Bermond, F., Bergeau, J., Alonzo, F., Bruyère-Garnier, K., Joffrin, P., Cossalter, B., Verriest, J.-P., (2006). Compliance thoracique et abdominale de l'enfant par observation de traitements physiothérapeutiques. Actes du Colloque Sécurité dans le transport, Talence, France, 11-13 octobre 2006, 12 pages.
- ACTN 16 Bermond, F., Bouquet, R., Caire, Y., Ramet, M., (1994). Méthodes d'évaluation de la protection des jambes de piétons lors de chocs avec l'avant d'une voiture. Actes des 35^{es} Assises Nationales de Médecine du Trafic et des 3^{es} Entretiens de la Prévention Routière, Édité par la Société Française de Médecine du trafic, Paris, France, 21-22 octobre 1994, 10 pages. Dans les Annales de Médecine des accidents du Trafic, Édité par la Société Française de Médecine du trafic, octobre 1995, 46, pp 21-30.

A3.1.4.3 Protection membre supérieur

- ACTN 17 Bermond, F., Gaertner, R., Dimnet, J., (1990). Etude dynamique du système main-bras soumis à des vibrations. Actes des Journées Bruits et Vibrations, La Rochelle, France, 21-23 mai 1990, 2 pages.
- ACTN 18 Bermond, F., Gaertner, R., Dimnet, J., (1989). Modélisation dynamique du système main-bras en régime vibratoire. Actes du Colloque Mensuel de Biomécanique, Université Claude Bernard, Faculté de Médecine Lyon sud et Facultés des Sciences, Lyon, France, 18 novembre 1989, 4 pages.
- ACTN 19 Dimnet, J., Bermond, F., Gaertner, R., (1988). Les problèmes posés par la modélisation dynamique d'un système main-bras soumis à une situation vibratoire. Actes des Journées Bruits et Vibrations, Montpellier, France, 24-26 mai 1988, 4 pages.

A3.1.5. Communications orales sans actes dans un congrès international ou national (COM)

A3.1.5.1 Protection adulte standard

- COM 1 Bruyère-Garnier, K., Beillas, P., Robert, T., Bermond, F., Soni, A., Chevalier, M.-C., Rongiéras, F., Mitton, D., Wang, X., (2015). Expérimentations *in vivo* pour l'analyse biomécanique de situations d'urgence. Journée scientifique du Collège Français de Médecine du Trafic (CFMT), Ensam, Paris, 18 mars 2015.
- COM 2 Bermond, F., (1994). Modélisation mathématique dans le domaine de la biomécanique des chocs. Rencontre Lyon Sciences. Ecully, 08 décembre 1994.

A3.1.5.2 Protection usager atypique

- COM 3 Bermond, F., Zhu, Y., Payen de la Garanderie, J., Pialat, J.-B., Sandoz, B., Pracos, J.-P., Skalli, W., Mitton, D. (2014). Caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques des côtes de l'enfant, à partir de tomodensitométrie. Séminaire du Groupe de Recherche en Biomécanique des Chocs (GRBC), Paris, 27 novembre 2014.

- COM 4 Zhu, Y., Bruyère-Garnier, K., Mitton, D., Bermond, F., (2012). Comparison between the mechanics of the *in vivo* child and adult trunk during chest physiotherapy. Integrated Safety Network (ISN) Workshop on Biomechanical experiments with human subjects. Dublin, Ireland, September 10, 2012.
- COM 5 Bermond, F., Mallein A., (2007). Modélisation du tronc de l'enfant. Association Hautevilloise pour la recherche et l'Étude en Kinésithérapie (AHREK), Hauteville Lompnes, France, 29 octobre 2007.

A3.1.6. Conférences données à l'invitation du Comité d'organisation dans un congrès international ou national (INV)

A3.1.6.1 Protection usager atypique

- INV 1 Bermond F., (2012). Protection des personnes en situation de handicap dans les transports routiers en cas de choc – Application aux usagers de fauteuil roulant. Actes du 25^e congrès de l'International Society for Prosthetics and Orthotics– France (ISPO - France), Lyon, 25-26 octobre 2012, pp 179-183.

A3.1.7. Communications par affiche dans un congrès international ou national (AFF)

A3.1.7.1 Protection adulte standard

- AFF 1 Robert, T., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Wang, X., Beillas, P., (2015). Automatisation de véhicules et situation d'urgence : études expérimentales des effets sur les occupants. Les Innovatives, Voiture du futur, CNRS – Ifsttar, Paris, 31 mars 2015.
- AFF 2 Bermond, F., (2001). La biomécanique des chocs. 83^e Congrès de l'Association des Morphologistes, 12th European Anatomical Congress, Lyon, 23-27 Mai 2001.
- AFF 3 Bermond, F., Vezin, P., Ramet, M., Bouquet, R., Caire, Y., Verriest, J.-P., Voiglio, E., (2000). Human response to a frontal sled deceleration test for the validation of a car occupant model. Proceedings of the 2000 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Inrets Publisher. Montpellier, France, September 20-22, 2000, pp 475-477.
- AFF 4 Malak, A., Bermond, F., Bouquet, R., Ramet, M., Verriest, J.-P., Wang, X., Fayet, M., Maiffredy, L., Voiglio, E., (2000). Resistance versus angular movement law of the glenohumeral joint. Actes du 25^e Congrès de la Société de Biomécanique. Montréal, Canada, 23-26 Août 2000. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, April 2000, 108 (1/2) : 72.
- AFF 5 Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., Voiglio, E., Talantikite, Y. (1999). Car occupant pelvis injuries : the experimental approach to human tolerance. Proceedings of the 3rd European of Trauma and Emergency Surgery, Lyon, France, September 15-17, 1999.
- AFF 6 Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., Voiglio, E., Talantikite, Y., (1998). Etude du comportement du bassin soumis à un choc latéral. Actes du 23^e Congrès de la Société de Biomécanique. Lyon, September 17-18, 1998. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, September 1998, 106 (sup B) : 104.

AFF 7 Hoffman, R., Rückert, J., Cesari, D., Bermond, F., Bouquet, R., (1991), Modélisation du Thorax de l'EUROSID-1. Presented at the 13rd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, PARIS, November 4-7, 1991.

A3.1.7.2 Protection usager atypique

AFF 8 Desbats, R., Bermond, F., Compigne, S. (2015). Improvement of crash test dummy abdomen. Visite HCERES, Bron, 08 janvier 2015.

AFF 9 Zhu, Y., Bermond, F., Payen de la Garanderie, J., Pialat, J.-B., Sandoz, B., Pracros J.-P., Rongieras, F., Skalli, W., Mitton, D., (2015). *In vivo* assessment of the mechanical properties of the child cortical bone using quantitative computed tomography. Visite HCERES, Bron, 08 janvier 2015.

AFF 10 Zhu, Y., Bermond, F., Payen de la Garanderie, J., Pialat, J.-B., Sandoz, B., Pracros, J.-P., Skalli, W., Mitton, D. (2014). *In vivo* assessment of the mechanical properties of the child cortical bone using quantitative computed tomography. The 7th World Congress of Biomechanics, Boston, Massachusetts, USA, July 06-11, 2014.

AFF 11 Kartout, C., Bermond, F. (2011). Modélisation numérique et validation d'un abdomen prototype de mannequin de choc frontal. Université Pierre et Marie Curie de Paris, 06 septembre 2011.

AFF 12 Bermond, F., Attali, X., Dolivet, C. (2010). Sécurité de la retenue en cas de choc des usagers de fauteuil roulant dans les transports routiers. Visite AERES, Bron, 02 février 2010.

AFF 13 Bermond, F., Alonzo, F., Bruyère-Garnier, K., Sandoz, B., Stagnara, A., Poirot, D., Vajda, E. (2010), Étude de la compliance thoracique des enfants. Visite AERES, Bron, 02 février 2010.

AFF 14 Bermond, F., Bruyère-Garnier K., Alonzo F., Stagnara A, Poirot D., David T., (2009). Etude de la compliance thoracique des enfants sous différents programmes ventilatoires, résultats préliminaires. Actes du 34^e Congrès de la Société de Biomécanique. Toulon, France, 31 août - 2 septembre 2009. In Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2009, 12 (sup 1) : 39-40.

AFF 15 Stagnara, A., Poirot, D., Alonzo F., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., David, T., (2009). Study of thoracic compliance in children on different ventilatory programs using digital video cameras : Preliminary results. Proceedings of the 12th International Conference on Home Mechanical Ventilation. Barcelona, Spain, March 27-28, 2009, p 59.

AFF 16 Bermond, F., Dolivet, C., Bruyère-Garnier, K., Vezin, P. (2008). Assurer la sécurité des personnes en fauteuil roulant dans les véhicules routiers. Actes du 33^e Congrès de la Société de Biomécanique. Compiègne, France, September, 01-03, 2008. In Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2008, 11 (sup 1) : 33-34.

AFF 17 Sandoz, B., Mitton, D., Serre, T., Bermond, F., Laporte, S. (2008), Contribution à la modélisation géométrique et mécanique du tronc de l'enfant, Journée de Rencontre des doctorants 2^e année du réseau ParisTech, Paris, 09-10 Juin 2008.

- AFF 18 Mallein, A., Cossalter, B., Bermond, F. (2007). Compliance Thoracique : Quelles Valeurs ? 12^e Journée de Recherche en Kinésithérapie, École de Kinésithérapie du CHU Grenoble, Echirolles, 25 Mai 2007.
- AFF 19 Alonzo, F., Bermond, F., Goubel, C. (2005). Projet Européen CHILD Advanced methods for improving child safety. Evaluation du LMBH, Bron, 8 mars, 2005.
- AFF 20 Bermond, F., Bouquet, R., Caire, Y., Ramet, M., Maistre, O., (1995). Modélisation mathématique de la jambe d'un piéton lors de chocs avec l'avant d'une voiture. Actes du 20^e Congrès de la Société de Biomécanique. Lausanne, 11-12 septembre 1995. In Journal of Archives of Physiology and Biochemistry, Swets & Zeitlinger Publisher, July 1995, 103 (3) : C-128.
- AFF 21 Bermond, F., Ramet, M., Bouquet, R., Caire, Y., (1995). Modélisation mathématique en biomécanique des chocs. 30^e Anniversaire du site à Bron, 27 Juin 1995.
- AFF 22 Cesari, D., Bouquet, R., Caire, Y., Bermond, F., (1994). Pedestrian impact testing with biofidelic mechanical leg. The 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. Munich, May 23-26, 1994.

A3.1.8. Livrables de projets internationaux (AP9)

A3.1.8.1 Protection adulte standard

- AP9 1 FID Partners (dont Bermond, F.), (2004). Performance of existing frontal dummies. Deliverable D11/12. Final Summary report, FID European funded project, GRD1-1999-10559. April 2004, 101 pages.
- AP9 2 FID Partners (dont Bermond, F.), (2003). Improved frontal impact protection through a world frontal impact dummy. Deliverable. Final technical Report FID, European funded project, GRD1-1999-RD-10559. December 2003, 47 pages.
- AP9 3 FID Partners (dont Bermond, F.), (2003). Improved frontal impact protection through a world frontal impact dummy. Deliverable. Final publishable Report, FID European funded project, GRD1-1999-RD-10559. December 2003, 37 pages.
- AP9 4 FID Partners (dont Bermond, F.), (2003). Requirements for a frontal impact dummy. Deliverable D8/10. FID European funded project, GRD1-1999-10559. September 1, 2003, 70 pages.
- AP9 5 FID Partners (dont Bermond, F.), (2003). Performance of existing frontal dummies : thorax/shoulder. Deliverable. FID WP4 Technical report D, FID European funded project, GRD1-1999-10559. August 2003, 103 pages.
- AP9 6 FID Partners (dont Bermond, F.), (2003). Biofidelity impact response requirements for an advanced mid-sized male crash test dummy. Deliverable D9. FID European funded project, GRD1-1999-10559. May 19-22, 2003, 18 pages.
- AP9 7 FID Partners (dont Bermond, F.), (2002). Human thorax/shoulder behaviour during frontal impact with airbag. Deliverable D5 Part II. FID European funded project, GRD1-1999-10559. October 31, 2002, 98 pages.
- AP9 8 FID Partners (dont Bermond, F.), (2002). Human thorax/shoulder behaviour during frontal impact with airbag. Deliverable D5 Part I. FID European funded project, GRD1-1999-10559. July 31, 2002, 101 pages.

- AP9 9 HUMOS Partners (dont Bermond, F.), (2001). Human model for safety. Deliverable. Final Report, BE96-4169. HUMOS European funded project, Human Model for Safety, industrial Material Technologies programme (Brite-Euram III) Contract number : BRPR-CT97-0475. August 3, 2001, 59 pages.
- AP9 10 FID Partners (dont Bermond, F.), (2000). Test protocol definition for human thorax/shoulder behaviour during loading with airbags. Deliverable. Inrets-LBMC-21-0006 protocol.doc, FID European funded project, GRD1-1999-10559. September 20, 2000, 16 pages
- AP9 11 HUMOS Partners (dont Bermond, F.), (2000). PMHS tests and analysis, HUMOS sub task experimental tests. Deliverable D43. 4INR/000415/T1/DA, HUMOS European funded project, Human Model for Safety, industrial Material Technologies programme (Brite-Euram III) Contract number : BRPR-CT97-0475. August 31, 2000, 50 pages.
- AP9 12 ADRIA Partners (dont Bermond, F.), (2000). Advanced crash dummy research for injury assessment in frontal test conditions. Deliverable. Rapport final, ADRIA European funded project, PL96-1074. January 10, 2000, 131 pages.
- AP9 13 HUMOS Partners (dont Bermond, F.), (1999). HUMOS protocol definition. Deliverable D42. 4INR/990527/T1/D, HUMOS European funded project. Human Model for Safety, industrial Material Technologies programme (Brite-Euram III) Contract number : BRPR-CT97-0475. May 27, 1999, 13 pages.
- AP9 14 HUMOS Partners (dont Bermond, F.), (1998). Specification of the experimental tests. Deliverable. HUMOS European funded project Sub task 1.5, Part one : Bibliography 1INR/980302/T1/DA. HUMOS European funded project. Human Model for Safety, industrial Material Technologies programme (Brite-Euram III) Contract number : BRPR-CT97-0475. November 1998, 51 pages.
- AP9 15 ADRIA Partners (dont Bermond, F.), (1998). Task 2 Impact Human Specimen. Deliverable D7. ADRIA European funded project, PL96-1074. October 1998, 200 pages.

A3.1.8.2 Protection usager atypique

- AP9 16 Wretstrand, A., Svensson, H., Stahl, A., Marin Lamellet, C., Bermond, F., Robert, T., Beurrier, G., (2010). Safety consideration for travellers with disabilities in public transport. Deliverable D2.1. ACCESS2ALL, Work Package 2 Trends between accessibility and safety, 7th PCRD Coordination Action SST 2007. January 2010, 97 pages.
- AP9 17 Bermond, F., Caire, Y., (2007). APROSYS WorldSID Fifth percentile female prototype, pelvis linear impactor guided tests. Deliverable Report 5.2.3. Sustainable Surface Transport Integrated Project on Advanced Protection Systems, European funded project TIP3-CT-2004-506503, APROSYS, document AP-SP52-0037. April 04, 2007, 77 pages.
- AP9 18 APROSYS SP5.5 Partners (dont Bermond F.), (2006). APROSYS WorldSID fifth percentile female dummy. Deliverable Report 5.2.2. Sustainable Surface Transport Integrated Project on Advanced Protection Systems, European funded project TIP3-CT-2004-506503, APROSYS, document AP-SP52-0048. March 21, 2006, 96 pages.

- AP9 19 Barnes, A., Been, B., Bermond, F., Bortenschlager, K., Caire, Y., Carrol, J. A., Compigne, S., Hynd, D., Martinez, L., (2005). APROSYS WorldSID fifth percentile female requirements. Deliverable Report 5.2.1. Sustainable Surface Transport Integrated Project on Advanced Protection Systems, European funded project TIP3-CT-2004-506503, APROSYS, document AP-SP52-0007D1. June 20, 2005, 85 pages.
- AP9 20 CREST Partners (dont Bermond, F.), (2001). Child restraint system for cars. Deliverable. Final Confidential Report. CREST European funded project, SMT4-CT95-2019. May 2001, 150 pages.
- AP9 21 CREST Partners (dont Bermond, F.), (2001). Child restraint system for cars. Deliverable. Synthesis Report, Non confidential & publishable. CREST European funded project, SMT4-CT95-2019. May 2001, 17 pages
- AP9 22 CREST Partners (dont Bermond, F.), (2001). Evaluation of the P modified dummies and Q dummies used in the experimentations of the CREST programme. WPIII.1 Deliverable report. CREST European funded project, SMT4-CT95-2019. March 2001, 30 pages.
- AP9 23 CREST Partners (dont Bermond, F.), (2001). Analysis of the cases; Definition of child-related injury risk curves for chest, abdomen and pelvis. WPI/WPII Deliverable report of a joint subgroup. CREST European funded project, SMT4-CT95-2019. March 2001, 20 pages.

A3.1.9. Livrables de projets nationaux (AP10)

A3.1.9.1 Protection adulte standard

- AP10 1 Bermond, F., Bouquet, R., Ramet, M., (1995). Validation d'un modèle mathématique de mannequin EuroSID complet. Rapport LBSU N°9509, Subvention DRAST N°94MT0002. Août 1995, 64 Pages.
- AP10 2 Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., Bouallegue, M., (1993). Modélisation mathématique en trois dimensions de l'être humain soumis à des chocs frontaux et latéraux. Compte rendu de fin de recherche financée par le Ministère de la Recherche et de l'Espace, Décision d'aide N°90 F 0466. Janvier 1993, Tome I, 170 pages, Tome II, 160 pages, Document Annexe, 205 pages.
- AP10 3 Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., Bouallegue, M., (1992). Modélisation mathématique en trois dimensions de l'être humain soumis à des chocs frontaux et latéraux Rapport d'essais. Contrat de recherche financée par le Ministère de la Recherche et de l'Espace, Décision d'aide N°90 F 0466. Octobre 1992, 82 pages.

A3.1.9.2 Protection usager atypique

- AP10 4 Skalli, W., Campana, S., Serre, T., Bermond, F., (2010). SECUR ENFANT. Rapport final. ANR-06-BLAN-0385. Mars 2010, 123 pages.
- AP10 5 Dolivet, C., Bermond, F., Attali, X., (2009). Phase 4 : Proposition d'une méthode de qualification, Phase 5 : Diffusion des résultats. Livrable du Projet Retenue, Sécurité de la retenue en cas de choc des utilisateurs de fauteuil roulants dans les transports routiers, Rapport PREDIT 3 GO2 « services de mobilités » financé par la DGMT. Juillet 2009, 35 pages.

- AP10 6 Dolivet, C., Bermond, F., Attali, X., (2009). Phase 3 : Réalisation des essais de choc et analyse des résultats. Livrable du Projet Retenue, Sécurité de la retenue en cas de choc des utilisateurs de fauteuil roulants dans les transports routiers, Rapport PREDIT 3 GO2 « services de mobilités » financé par la DGMT. Juillet 2009, 37 pages.
- AP10 7 Dolivet, C., Attali, X., Bermond, F., (2008). Phase 2 : Proposition d'une solution de retenue au choc. Livrable du Projet Retenue, Sécurité de la retenue en cas de choc des utilisateurs de fauteuil roulants dans les transports routiers, Rapport PREDIT 3 GO2 « services de mobilités » financé par la DGMT. Mars 2008, 35 pages

A3.1.9.3 Protection membre supérieur

- AP10 8 Bermond, F., Dimnet, J., Gaertner, R., (1990). Influence des vibrations sur la motricité de l'avant-bras. Rapport sur subvention Environnement 89/049. Juin 1990, 40 pages.
- AP10 9 Bermond, F., Dimnet, J., Gaertner, R., (1990). Calcul des efforts articulaires induits par une action mécanique exercée à l'extrémité du membre supérieur. Rapport sur convention DRET 89/139. Juin 1990, 80 pages.
- AP10 10 Dimnet, J., Gaertner, R., Bermond, F., (1989). Calcul prévisionnel des pressions articulaires engendrées dans le système main-bras d'un être humain soumis à des sollicitations dynamiques. Rapport sur convention DRET 87/1178. Juillet 1989, 100 pages.
- AP10 11 Bermond, F., Dimnet, J., Gaertner, R., (1989). Influence des vibrations sur la motricité de l'avant-bras. Rapport sur subvention Environnement 86/252. Janvier 1989, 50 pages.
- AP10 12 Bermond, F., Dimnet, J., Gaertner, R., (1989). Simulation de comportement dynamique du système main-bras. Rapport sur convention INRS 5863133. Janvier 1989, 5 pages.
- AP10 13 Bermond, F., Dimnet, J., Gaertner, R., (1988). Simulation de comportement dynamique du système main-bras. Rapport sur convention INRS 5863133. Mars 1988, 9 pages.
- AP10 14 Bermond, F., Dimnet, J., Gaertner, R., (1987). Simulation de comportement dynamique du système main-bras. Rapport sur convention INRS 5863133. Avril 1987, 10 pages.

A3.1.10. Livrables de projets industriels (AP11)

A3.1.10.1 Protection adulte standard

- AP11 1 Bouquet, R., Talantikite, Y., Ramet, M., Bermond, F., Caire, Y., Voiglio, E., Guillemot, H., (1998). Protection de l'adulte, étude de l'effet des variations de masse et de vitesse sur les critères biomécaniques du thorax et du bassin. Rapport LBSU N°9806, rapport final du contrat avec GIE PSA Peugeot Citroën, Renault. Septembre 1998, 78 pages.

- AP11 2 Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., Caire, Y., Morin, A., Voiglio, E., (1997). Protection de l'adulte, étude de l'effet des variations de masse et de vitesse sur les critères biomécaniques du thorax et du bassin. Rapport LBSU N°9709, rapport final du contrat avec GIE PSA Peugeot Citroën, Renault. Novembre 1997, 78 pages.
- AP11 3 Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., Caire, Y., (1996). Protection de l'adulte, étude de l'effet des variations de masse et de vitesse sur les critères biomécaniques du thorax et du bassin. Rapport LBSU N°9609, contrat avec GIE PSA Peugeot Citroën, Renault. Septembre 1996, rapport intermédiaire, 40 pages, Annexe du rapport intermédiaire N°1, 187 pages.
- AP11 4 Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., Bouallegue, M., (1995). Caractérisation du thorax et du bassin humain à l'impact. Rapport LBSU N°9508, Contrat MRT/GIE PSA Peugeot Renault. Mai 1995, 50 pages.

A3.1.10.2 Protection usager atypique

- AP11 5 Desbats, R., Compigne, S., Vezin, P., Bermond, F., (2014). Simplified abdomen model. Deliverable 2.1. Toyota project WS6. November 19, 2014, 50 pages.
- AP11 6 Desbats, R., Compigne, S., Vezin, P., Bermond, F., (2014). Simulations with the THUMS model. Deliverable 1.2. Toyota project WS6. August 12, 2014, 67 pages.
- AP11 7 Desbats, R., Compigne, S., Vezin, P., Bermond, F., (2014). Literature review on abdomen injuries. Deliverable 1.1. Toyota project WS6. January 27, 2014, 48 pages.
- AP11 8 Bruyère-Garnier, K., Poulard, D., Bermond, F., (2013). Statistical analysis of experimental results : identification of specific groups. Deliverable 3.2. Toyota Project WS2. February, 2013, 39 pages.
- AP11 9 Chevalier, M.-C., Beillas P., Bermond F. (2012), Besoins spécifiques du projet, Livrable L1.1.1, Projet ProETech. 31 décembre, 2012, 50 pages.
- AP11 10 Poulard, D., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., (2012). Geometrical personalization of Thumb model for identified specific groups and injury risk prediction for identified specific groups. Deliverable 4.1, type data. Toyota Project WS2. December, 2012
- AP11 11 Poulard, D., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., (2012). Results from *in vivo* experiments (n=26). Deliverable 3.1 part 2, type data. Toyota Project WS2. December, 2012.
- AP11 12 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2012). Development of injury risk curves and choices of injury criteria and threshold for the THOR prototype abdomen. Deliverable 3. Toyota project WS4. March 26, 2012, 37 pages.
- AP11 13 Poulard, D., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., (2012). Results from *in vivo* experiments (n=13). Deliverable 3.1 part 1, type data. Toyota Project WS2. February, 2012.
- AP11 14 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2012). Prototype 2. Evaluation of biofidelity of modified THOR abdomen. Deliverable 2.3. Toyota project WS4. February 28, 2012, 35 pages.
- AP11 15 Chevalier, M.-C., Beillas P., Bermond F. (2011), Critères de blessures. Livrable. Projet ProETech. 22 novembre 2011, 40 pages.

- AP11 16 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2011). Prototype 1. Evaluation of biofidelity of modified THOR abdomen. Deliverable 2.2. Toyota project WS4. August 31, 2011, 28 pages.
- AP11 17 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2010). Abdomen design brief. Deliverable 2.1. Toyota project WS4. August 30, 2010, 12 pages.
- AP11 18 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2010). Existing abdomen concepts. Deliverable 1.2b, Toyota project WS4. August 02, 2010, 36 pages.
- AP11 19 Poulard, D., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Compigne, S. (2010). Feasibility of *in vivo* dynamic loading of thorax : review, preliminary tests and first draft protocol. Deliverable 2.1. Toyota Project WS2. September 29, 2010, 67 pages.
- AP11 20 Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., (2010). Final protocol for *in vivo* dynamic loading of thorax. Deliverable 2.2. Toyota Project WS2. June 2010, 48 pages.
- AP11 21 Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., (2010). Feasibility of geometry and bone quality acquisition. Deliverable 1.1. Feasibility of costo vertebral joint movements analysis. Deliverable 1.2. Toyota Project WS2. May 11, 2010, 28 pages.
- AP11 22 Compigne, S., Hanen, G., Bermond, F. (2010). Real world data and best injury predictors. Deliverable 1.1 and Deliverable 1.2a. Toyota project WS4. April 19, 2010, 39 pages.

A3.1.11. Prototypes et procédés industriels, pilotes et démonstrateurs (AP13)

A3.1.11.1 Protection usager atypique

- AP13 1 Poulard, D., Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Compigne, S., (2013). Module pour la personnalisation géométrique du modèle THUMS®. Toyota project WS2.
- AP13 2 Hanen, G., Bermond, F., Vezin, P., Compigne, S., Masuda, M., (2012). Prototype d'abdomen instrumenté du mannequin adulte de crash test THOR-NT. Toyota project WS4.

A3.1.12. Expertises et études, résultats d'essais, actions de certification (AP16)

A3.1.12.1 Protection adulte standard

- AP16 1 Lebarbé M. on behalf of the International Task Force for the definition of biofidelity targets for a 50th percentile frontal dummy (dont Bermond, F.), (2012), Contribution to the definition of biofidelity requirements in frontal impact for an adult male 50th percentile, abdomen report. Report N055c, September 2012, 126 pages.
- AP16 2 Lebarbé M. on behalf of the International Task Force for the definition of biofidelity targets for a 50th percentile frontal dummy (dont Bermond, F.), (2012), Contribution to the definition of biofidelity requirements in frontal impact for an adult male 50th percentile, lower leg report. Report N055d, revision 0, April 2012, 86 pages.

- AP16 3 Lebarbé M. on behalf of the International Task Force for the definition of biofidelity targets for a 50th percentile frontal dummy (dont Bermond, F.), (2011), Contribution to the definition of biofidelity requirements in frontal impact for an adult male 50th percentile, thorax report. Report N055b, revision 6, September 2011, 68 pages.
- AP16 4 Lebarbé M. on behalf of the International Task Force for the definition of biofidelity targets for a 50th percentile frontal dummy (dont Bermond, F.), (2010), Contribution to the definition of biofidelity requirements in frontal impact for an adult male 50th percentile, thorax impactor report. Report N055, revision 4, September 2010, 121 pages.
- AP16 5 Bermond, F., (2008). Essais de chocs sur siège automobile FAURECIA. 6 rapports. Commande Société FAURECIA, 400 pages.

A3.1.12.2 Protection usager atypique

- AP16 6 Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Poulard, D., Compigne, S., (2012). Thorax vulnerability of elderly female car users. Six-monthly Progress Report 8. Toyota project WS2. November 13, 2012, 5 pages.
- AP16 7 Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Poulard, D., Compigne, S., (2012). Thorax vulnerability of elderly female car users. Six-monthly Progress Report 7. Toyota project WS2. May 31, 2012, 8 pages.
- AP16 8 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2012). Protection of passenger car rear occupants. Six-monthly Progress Report 7. Toyota project WS4. May 30, 2012, 4 pages.
- AP16 9 Zhu, Y., Bermond, F., Mitton, D., (2012). Evaluation de la variabilité du comportement mécanique de thorax de l'enfant. Allocations doctorales de recherche. Rapport d'activité 2012. 04 avril 2012, 11 pages.
- AP16 10 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2012). Seatbelt loadings tests. Protection of passenger car rear occupants. Test Report 9, tests January 30 – February 01, 2012. Toyota project WS4. February 28, 2012, 33 pages.
- AP16 11 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2012). Cavanaugh tests on prototypes 2 Protection of passenger car rear occupants. Test Report 8, tests February 13 – 15 2012. Toyota project WS4. February 28, 2012, 39 pages.
- AP16 12 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2012). Seatbelt loadings tests. Protection of passenger car rear occupants. Test Report 7, tests December 2011 – January 2012. Toyota project WS4. January 20, 2012, 20 pages.
- AP16 13 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2011). Protection of passenger car rear occupants. Six-monthly Progress Report 6. Toyota project WS4. November 02, 2011, 4 pages.
- AP16 14 Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Poulard, D., Compigne, S., (2011). Thorax vulnerability of elderly female car users. Six-monthly Progress Report 6. Toyota project WS2. October 27, 2011, 6 pages.
- AP16 15 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2011). Seatbelt loadings tests. Protection of passenger car rear occupants. Test Report 6, tests June 07-14, 2011. Toyota project WS4. August 31, 2011, 42 pages.

- AP16 16 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2011). Cavanaugh tests on prototypes 1. Protection of passenger car rear occupants. Test Report 5, tests May 09-16, 2011 and July 25-26, 2011. Toyota project WS4. August 31, 2011, 43 pages.
- AP16 17 Bruyère-Garnier, K., Poulard, D., Bermond, F., Compigne, S., (2011). Thorax vulnerability of elderly female car users. Six-monthly Progress Report 5. Toyota project WS2. May 18, 2011, 9 pages.
- AP16 18 Compigne, S., Hanen, G., Bermond, F., (2011). Protection of passenger car rear occupants. Six-monthly Progress Report 5. Toyota project WS4. May 16, 2011, 4 pages.
- AP16 19 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2011). Rouhana's RRSA, Cavanaugh tests. Protection of passenger car rear occupants. Test Report 4, tests February 17-21, 2011. Toyota project WS4. March 15, 2011, 26 pages.
- AP16 20 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2011). Rouhana's RRSA, seatbelt loading tests. Protection of passenger car rear occupants. Test Report 3, tests February 14-15, 2011. Toyota project WS4. March 15, 2011, 27 pages.
- AP16 21 Zhu, Y., Bermond, F., Mitton, D., (2011). Evaluation de la variabilité du comportement mécanique de thorax de l'enfant. Allocations doctorales de recherche. Rapport d'activité 2011. 14 mars 2011, 9 pages.
- AP16 22 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2010). Seat loading tests. Protection of passenger car rear occupants. Test Report 2, tests November 08-18, 2010. Toyota project WS4. December 18, 2010, 46 pages.
- AP16 23 Bruyère-Garnier, K., Poulard, D., Bermond, F., Compigne, S., (2010). Thorax vulnerability of elderly female car users. Six-monthly Progress Report 4. Toyota project WS2. November 18, 2010, 5 pages.
- AP16 24 Compigne, S., Hanen, G., Bermond, F., (2010). Protection of passenger car rear occupants. Six-monthly Progress Report 4. Toyota project WS4. October 21, 2010, 4 pages.
- AP16 25 Hanen, G., Bermond, F., Compigne, S., (2010). Cavanaugh tests. Protection of passenger car rear occupants. Test Report 1, tests July 26-28, 2010. Toyota project WS4. October 20, 2010, 46 pages.
- AP16 26 Bruyère-Garnier, K., Poulard, D., Bermond, F., (2010). Thorax vulnerability of elderly female car users. Six-monthly Progress Report 3. Toyota project WS2. May 2010, 8 pages.
- AP16 27 Compigne, S., Hanen, G., Bermond, F., (2010). Protection of passenger car rear occupants. Six-monthly Progress Report 3. Toyota project WS4. April 23, 2010, 4 pages.
- AP16 28 Skalli, W., *et al.* (dont Bermond F.), (2009). SECUR ENFANT. Rapport semestriel 6/6 d'activité ANR-06-BLAN-0385. Décembre 2009, 11 pages.
- AP16 29 Poulard, D., Bermond, F., (2009). Thorax vulnerability of elderly female car users. Six-monthly Progress Report 2. Toyota project WS2. October 31, 2009, 6 pages.
- AP16 30 Compigne, S., Bermond F., (2009). Protection of passenger car rear. Six-monthly Progress Report 2. Toyota project WS4. October 29, 2009, 4 pages.

- AP16 31 Skalli, W., *et al.* (dont Bermond F.), (2009). SECUR ENFANT. Rapport semestriel 5/6 d'activité ANR-06-BLAN-0385. Juillet 2009, 10 pages.
- AP16 32 Compigne, S., Bermond F., (2009). Protection of passenger car rear. Six-monthly Progress Report 1. Toyota project WS4. June 19, 2009, 3 pages.
- AP16 33 Bruyère-Garnier, K., Bermond F., (2009). Thorax vulnerability of elderly female car users. Six-monthly Progress Report 1. Toyota project WS2. May 05, 2009, 6 pages.
- AP16 34 Skalli, W., *et al.* (dont Bermond F.), (2008). SECUR ENFANT. Rapport semestriel 4/6 d'activité ANR-06-BLAN-0385. Décembre 2008, 9 pages.
- AP16 35 Skalli, W., *et al.* (dont Bermond F.), (2008). SECUR ENFANT. Rapport semestriel 3/6 d'activité ANR-06-BLAN-0385. Juillet 2008, 14 pages.
- AP16 36 Dolivet, C., Bermond, F., (2008). Sécurité de la retenue des utilisateurs de fauteuil roulant dans les transports routiers. Fiche d'Actualité Scientifique de l'Inrets N°54, 2 pages.
- AP16 37 Skalli, W. *et al.* (dont Bermond F.), (2007). SECUR ENFANT. Rapport semestriel 2/6 d'activité ANR-06-BLAN-0385. Décembre 2007, 26 pages.
- AP16 38 Skalli, W. *et al.* (dont Bermond F.), (2007). SECUR ENFANT. Rapport semestriel 1/6 d'activité ANR-06-BLAN-0385. Juillet 2007, 9 pages.
- AP16 39 OECD WG (dont Bermond, F.), (2004) .Children's road traffic safety : an international survey of policy and practice. OECD Working Group Reducing Children's Transport related Injuries and fatalities, Road Safety Research Report N°. 47, Department for Transport, London, June 2004, 214 pages.
- AP16 40 OECD WG (dont Bermond, F.), (2004). Sécurité routière. Mieux protéger les enfants. Report, OCDE, Paris, ISBN, 92-64-10630-8, 144 pages.
- AP16 41 OECD WG (dont Bermond, F.), (2004). Keeping children safe in traffic. Report, OECD Working Group Reducing Children's Transport related Injuries and fatalities, Paris, ISBN, 92-64-10629-4, 128 pages.

A3.1.13. Expertises pour des instances publiques (AP17)

A3.1.13.1 Protection adulte standard

- AP17 1 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (2006). EuroSID-2 with rib extensions (ES-2re). Report N°Doc_441, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, March 13, 2006, 8 pages.
- AP17 2 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (2005). EuroSID-2 with rib extensions (ES-2re). Report N°Doc_426, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, October 2005, 8 pages.
- AP17 3 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (2004). Status of side impact dummy developments : WorldSID development. Report N°Doc_252, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, January 2004, 23 pages.
- AP17 4 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (2003). Dummy specified in the European pole test as part of the EEVC interior head form test procedure. Report N°Doc_198, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, June 20, 2003, 5 pages.

- AP17 5 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (2003). Biofidelity impact response requirements for an advanced mid-sized male crash test dummy. Report N°Doc_194, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, May 2003, 19 pages.
- AP17 6 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (2002). Whiplash injuries. Report N°Doc_157, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, July 2002, 30 pages.
- AP17 7 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (2001). Development and evaluation of the ES-2 dummy. Report N°Doc_137, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, August 2001, 35 pages.
- AP17 8 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (2001). Summary of ES-2 prototype evaluation results. Report N°Doc_110, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, February 2001, 41 pages.
- AP17 9 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (2000). Status of side impact dummy developments in Europe, ES-2 prototype development. Report N°Doc_101, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, May 2000, 56 pages.
- AP17 10 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (1999). Summary of side impact response requirements. Report N°Doc_95, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, December 1999, 50 pages.
- AP17 11 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (1998). Status of side impact dummy developments in Europe. Report N°Doc_60, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, December 1998, 12 pages.
- AP17 12 Bouquet, R., Caire, Y., Roche, I., Ramet, M., Bermond, F., (1997). Pelvis human response to lateral impact. Report ISO/TC22/SC12/WG6/N463, June 04, 1997, 2 pages.
- AP17 13 EEVC WG12 (dont Bermond, F.), (1996). EEVC Recommended requirements for the development and design of an advanced frontal impact dummy. Report N°Doc_55A, EEVC Working Group 12 Biomechanics and Adult Dummies, September 1996, 45 pages.

A3.1.13.2 Protection usager atypique

- AP17 14 Bermond, F., Petzäll, J., Appleyard, B., (2008). Requirements for Safety of Type 3 (Wheelchair transportation) vehicles. Action 4 ISO/TC22/SC26/N39, Draft Text, April 11, 2008, 1 page.
- AP17 15 EEVC WG18 (dont Bermond, F.), (2006). EEVC WG18 Report Child Safety. EEVC Working Group 18 Child Safety, February 2006, 42 pages.
- AP17 16 EEVC WG18 (dont Bermond, F.), (2003). Child Safety. Report N°Doc_245, EEVC Working Group 18 Child Safety, October 2003, 34 pages.
- AP17 17 EEVC WG18 (dont Bermond, F.), (2003). Child safety. Report and 7 appendixes, EEVC Working Group 18 Child Safety, February 2003, 300 pages.

A3.1.14. Autres production (AP)

A3.1.14.1 Protection adulte standard

- AP 1 Bruyère-Garnier, K., Bermond, F., Baraton, G., (2011). Étude in vivo de la réponse mécanique du thorax lors de chargements rapides, chez l'adulte jeune et âgé. Demande d'avis au Comité de Protection des Personnes. 27 avril 2011, 43 pages.
- AP 2 Bermond, F., Compigne, S., (1999). Réunion CEVE. Compte rendu de mission aux Pays Bas à Delft le 11 03 1999, 3 pages.
- AP 3 Bermond, F., (1998). Réunion CEVE. Compte rendu de mission en Grande Bretagne à Crowthorne le 11 12 1998, 2 pages.
- AP 4 Bermond, F., (1998). Réunion CEVE. Compte rendu de mission aux Pays Bas à Delft le 01 10 1998, 4 pages.
- AP 5 Bermond, F., (1998). Conférence ESV 1998. Compte rendu de mission au Canada à Windsor du 31 05 au 04 06 1998, 2 pages.
- AP 6 Bermond, F., (1997). Réunion CEVE. Compte rendu de mission en Allemagne à Cologne du 07 au 08 10 1997, 4 pages.
- AP 7 Bermond, F., (1997). Réunion ISO. Compte rendu de mission aux Pays Bas à Delft le 06 06 1997, 4 pages.
- AP 8 Bermond, F., (1996). Stapp Car Crash conference. Compte rendu de mission aux Etats Unis d'Amérique à Albuquerque du 30 10 au 08 11 1996, 7 pages.
- AP 9 Bermond, F., (1996). Réunion CEVE. Compte rendu de mission aux Pays Bas à Delft du 24 au 25 01 1996, 3 pages.
- AP 10 Bermond, F., (1995). Réunion ISO. Compte rendu de mission à Paris du 23 10 1995, 2 pages.
- AP 11 Bermond, F., (1995). Conférence Assises nationales de médecine du trafic. Compte rendu de mission à Nîmes du 20 au 21 10 1995, 5 pages.
- AP 12 Bermond, F., (1995). Conférence Société de Biomécanique. Compte rendu de mission en Suisse à Lausanne du 10 au 12 09 1995, 3 pages.
- AP 13 Bermond, F., (1995). Réunion CEVE. Compte rendu de mission aux Pays Bas à Delft du 24 au 25 08 1995, 2 pages.
- AP 14 Bermond, F., (1994). Rencontre Lyon Sciences. Compte rendu de mission à Ecully le 08 12 1994, 5 pages.
- AP 15 Bermond, F., (1994). Stapp Car Crash conference and Madymo Users'. Compte rendu de mission aux Etats Unis d'Amérique à Fort Lauderdale du 30 10 au 04 11 1992, 8 pages.
- AP 16 Bermond, F., Khardi, S., (1994). Conférence Assises nationales de médecine du trafic. Compte rendu de mission à Paris du 21 au 22 10 1994, 6 pages.
- AP 17 Bermond, F., (1994). Conférence PAM User's 1994. Compte rendu de mission à Paris du 05 au 07 10 1994, 4 pages.
- AP 18 Caire. Y., Bermond, F., (1994). Conférence Ircobi 1994. Compte rendu de mission à Lyon du 21 au 23 09 1994, 2 pages.

- AP 19 Bermond, F., (1994). Réunion Cost 327. Compte rendu de mission en Belgique à Bruxelles le 12 07 1994, 6 pages.
- AP 20 Bermond, F., (1994). Conférence ESV 1994. Compte rendu de mission en Allemagne à Munich du 23 au 25 05 1994, 4 pages.
- AP 21 Bermond, F., Caire, Y., (1994). Réunion CEVE. Compte rendu de mission en Angleterre à Berkshire au TRL, le 14 02 1994, 4 pages.
- AP 22 Bermond, F., (1993). Conférence Ircobi 1993 et Madymo User's. Compte rendu de mission aux Pays Bas à Eindhoven du 06 au 10 09 1992, 12 pages.
- AP 23 Bermond, F., (1992). Conférence Ircobi 1992. Compte rendu de mission en Italie à Vérone du 09 au 11 09 1992, 4 pages.
- AP 24 Bermond, F., (1992). Conférence Ircobi 1992. Compte rendu. Revue Recherche Transports Sécurité, Inrets, n°36, p 73.
- AP 25 Bermond, F., (1992). Conférence SAE 1992. Compte rendu de mission aux Etats Unis d'Amérique à Détroit du 22 02 au 01 03 1992, 4 pages.
- AP 26 Bermond, F., (1991). Compte rendu de mission en Italie à Milan du 16 au 17 04 1992, 3 pages.

A3.1.14.2 Protection usager atypique

- AP 27 Bermond, F., (2007). Compte rendu de la réunion française de préparation à la réunion internationale ISO TC22 SC12 WG1 de décembre 2007. Compte rendu de mission. Suresnes. 21 novembre 2007, 6 pages.
- AP 28 Bermond, F., (2007). Compte rendu de la réunion française de préparation à la réunion internationale ISO TC22 SC12 WG1 de décembre 2007. Compte rendu de mission. Suresnes. 7 septembre 2007, 5 pages.
- AP 29 Bermond, F., (2007). Compte rendu de la réunion française de préparation à la réunion internationale ISO TC22 SC12 WG1 du 14-15 juin 2007. Compte rendu de mission. Suresnes. 30 mai 2007, 4 pages.
- AP 30 Bermond, F., Verriest, J.-P., Javouhey, E., Cossalter, B., Bergeau, J., (2006). Étude de la compliance thoracique de l'enfant. Demande d'avis au Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale. 19 septembre 2006, 44 pages.
- AP 31 Bermond, F., Arend, C., (2004). Database on CRS test series. EEVC WG12 / EEVC WG18. Database. April 5, 2004, 3 pages.

A3.1.14.3 Protection membre supérieur

- AP 32 Bermond, F., (1990). Modélisation dynamique du système main-bras en régime vibratoire. Mémoire Diplôme de Doctorat, Université Claude Bernard Lyon 1. 02 juillet 1990, 152 pages.
- AP 33 Bermond, F., (1987). Développement d'algorithme en vue de modélisation dynamique en biomécanique. Mémoire Diplôme d'Etudes Approfondies en Mécanique, Ecole Centrale de Lyon. 12 octobre 1987, 75 pages.

A3.2. Rayonnement scientifique

A3.2.1. Participation à des comités d'experts et de normalisation (AP15)

A3.2.1.1 Protection adulte standard

- AP15 1 Membre de la commission BNA CN36, Sécurité et essais de collision, depuis avril 2015.
- AP15 2 Membre de la commission BNA/1000B, Procédure d'essais de choc, depuis mai 2011.
- AP15 3 Membre du sous-groupe de travail sur l'amélioration du modèle éléments finis (FEM) du mannequin de choc frontal THOR (THOR FEM Improvement) depuis 2011.
- AP15 4 Membre du sous-groupe de travail ISO sur les spécifications de biofidélité en choc frontal (International Task Force for the definition of biofidelity targets for a 50th percentile frontal dummy) depuis 2010.
- AP15 5 Membres des Groupes de Travail ISO/ACEA pour la définition des corridors de biofidélité du thorax, de l'abdomen et de la jambe pour un mannequin adulte 50e percentile, depuis 2008.
- AP15 6 Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/SC12/WG6, puis TC22/SC36/WG6 (Road vehicles/Restraint Systems/Performance Criteria Expressed in Biomechanical Terms) depuis 1996.
- AP15 7 Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/SC12/WG5, puis TC22/SC36/WG5 (Road vehicles/Restraint Systems/Anthropomorphic Test Devices) depuis 1995.
- AP15 8 Membre de la commission BNA/1200B, Systèmes de protection en sécurité passive, depuis 1995.
- AP15 9 Expert Européen, nommé par le Ministère des Transports (Direction de la Sécurité et de la Circulation Routière, DSCR), du groupe de travail WG12 (Advanced Anthropometry Adult Crash Dummies) de l'EEVC (European Enhanced Vehicle-safety Committee) d'août 1995 (secrétaire technique depuis février 2000) à septembre 2006.
- AP15 10 Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/SC10/WG1 (Road Vehicles/Impact Test Procedures/Car Collision Test Procedures) de 1992 à 1999.

A3.2.1.2 Protection usager atypique

- AP15 11 Expert du groupe de travail informel, Informal Working Group (IWG) on Child Restraint System (CRS) du Groupe de Recherche de la Sécurité Passive (GRSP), émanant du Working Party (WP29) on the Construction of Vehicles, forum mondial de l'harmonisation des règlements concernant les véhicules depuis janvier 2008.
- AP15 12 Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/WG4 (Road vehicles/Accessibility of vehicles to the persons with reduced mobility), depuis décembre 2007.
- AP15 13 Membre de la commission BNA/0004A, Accessibilité des véhicules aux personnes à mobilité réduite, depuis décembre 2007.

- AP15 14 Expert national au Groupe de Travail « Sécurité des Transports des Enfants » au sein du Conseil National des Transports (CNT) depuis 2002.
- AP15 15 Expert à l'OECD (Organisation for Economic Co-operation and Development) du Working Group on « Reducing Children's Transport-Related Injuries and Fatalities » (RCTIF) depuis mai 2002.
- AP15 16 Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/SC12/WG1, puis TC22/SC36/WG2 (Road Vehicles/Restraint Systems/Child Restraint Systems in Road Vehicles) depuis 2000.
- AP15 17 Membre de la commission BNA/1201A, Systèmes de retenue pour enfants, depuis 2000.
- AP15 18 Expert Européen du Groupe ad hoc sur les blessures du cou en choc arrière à faible vitesse (Ad Hoc Group on Whiplash Injuries) du groupe de travail WG12 (Advanced Anthropometric Adult Crash Dummies) de l'EEVC (European Enhanced Vehicle-safety Committee) de septembre 2001 à août 2002.
- AP15 19 Expert Européen, nommé par le Ministère des Transports, du groupe de travail WG18 (Car Child Occupant Safety) du EEVC (European Enhanced Vehicle-safety Committee) de novembre 2000 à septembre 2004.
- AP15 20 Membre du comité technique COST 327 (Motorcycle Safety Helmets), de janvier 1993 à décembre 1994.
- AP15 21 Membre de la délégation française du Groupe de Travail ISO, TC22/SC10/WG2 (Road Vehicles/Impact Test Procedures/Pedestrian impact Test Procedures) de 1992 à 1999.
- AP15 22 Expert Européen, nommé par le Ministère des Transports (Direction de la Sécurité et de la Circulation Routière, DSCR), du groupe de travail WG10 (Pedestrian Protection) de l'EEVC (European Enhanced Vehicle-safety Committee) de janvier 1992 à décembre 1994.

A3.2.2. Diffusion de la culture scientifique, manifestations, conférences, débats, interviews auprès du public (AP20)

- AP20 1 Stand. De l'infiniment grand à l'infiniment petit. Fête de la Science, Bron, France, 9-11 octobre 2013.
- AP20 2 Stand. Fête de la Sciences. Double mixte, la Doua, Villeurbanne, 20 novembre 2008.
- AP20 3 Stand. Mondial des métiers. Eurexpo, Lyon 7-10 février 2008.
- AP20 4 Stand. The 1st European Hyperworks Technology conference 2007, Berlin Germany, October 23-24, 2007.
- AP20 5 Stand. Semaine de la sécurité routière. Place Bellecour, Lyon, samedi 13 octobre 2007.
- AP20 6 Stand. The 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Lyon, June 18-22, 2007.
- AP20 7 Stand. Fête de la science. Jardin du Luxembourg, Paris, 15 octobre 2005.
- AP20 8 Participation aux Journées Portes Ouvertes de l'Inrets Lyon, 12-17 Octobre 2004.
- AP20 9 Stand. 26^e Congrès de la Société de Biomécanique, Marseille, 13-14 Septembre 2001.
- AP20 10 Stand. Carrefour du PREDIT, Paris, 12-14 Juin 2001.

- AP20 11 Stand. The 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Amsterdam, June 4-7, 2001.
- AP20 12 Stand. 83^e Congrès de l'Association des Morphologistes, 12th European Anatomical Congress, Lyon, 23-27 Mai 2001.
- AP20 13 Participation aux Journées Portes Ouvertes de l'Inrets Lyon, 19-22 Octobre 2000.
- AP20 14 Stand. 2^e Carrefour PREDIT, Lille, 23-25 Mars 1999.
- AP20 15 Stand. The 3rd European Congress of Trauma and Emergency Surgery, Société Française de Chirurgie d'Urgence, Lyon, 15-17 Septembre 1999
- AP20 16 Stand. 10^e Anniversaire de L'Inrets-Bron, 28 Juin 1995.
- AP20 17 Stand. 30^e Anniversaire du site à Bron 27 Juin 1995.
- AP20 18 Fiche. Modélisation Mathématique en Biomécanique des Chocs, jointe avec la plaquette LBSU, Juin 1995.
- AP20 19 Stand. The 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Munich, May 23-26, 1994.

A3.2.3. Participation à des jurys (JUR)

A3.2.3.1 Protection adulte standard

- JUR 1 Cabut Théo. Stage 2^e année Polytech. Lyon, 3 septembre 2012.
- JUR 2 Birien Mélanie. Master Recherche 2^e année. Strasbourg, 19 septembre 2011.
- JUR 3 Kwiecinska Olga. Maîtrise de Mécanique. Paris, 28 juin 2004.
- JUR 4 Lefeuve Gaëlle. DEA de Mécanique et d'Énergétique. Nancy, le 24 Juin 1996.
- JUR 5 Mezgouez Arnaud. DEA de Mécanique et d'Énergétique. Nancy, le 24 Juin 1996.
- JUR 6 Rouhier Valérie. DEA Mécanique. Lyon, le 13 Juillet 1995.

A3.2.3.1 Protection usager atypique

- JUR 7 Quesnot Marie. Master Recherche 2^e année. Saint Etienne, 23 janvier 2015.
- JUR 8 Ibrahim Marwa. 2^e année Polytech. Lyon, 29 août 2014.
- JUR 9 Mhalla Hanen. 2^e année Polytech. Lyon, 29 août 2014.
- JUR 10 Zhu Yumin. Doctorat. Bron, 20 mai 2014.
- JUR 11 Poulard David. Doctorat. Bron, 19 décembre 2012.
- JUR 12 Kartout Christopher. Master Recherche 1^e année. Paris, 6 septembre 2011.
- JUR 13 Rolland Julian. 2e année IUT. Lyon, 22 juin 2011.
- JUR 14 Sandoz Baptiste. Doctorat. Paris, 26 janvier 2010.
- JUR 15 Slougui Dounia. Master Recherche 2^e année. Lyon, 21 septembre 2009.
- JUR 16 De San Pedro Anna. DEA de Mécanique. Lyon, 21 Juillet 1996.
- JUR 17 Walter Hélène. DEA de Mécanique. Lyon, 21 Juillet 1996.
- JUR 18 Maistre Olivier. DEA de Mécanique. Lyon, le 13 Juillet 1995.

A3.2. Prévion de production scientifique \geq 2015

A3.2.1. Articles dans des revues internationales avec comité de lecture (ACL)

- ACL 1 Zhu, Y., Bermond, F., Payen de la Garanderie, J., Pialat, J-B., Sandoz, B., Pracros, J-P., Rongieras, F., Skalli, W., Mitton, D. *In vivo* assessment of the mechanical properties of the child cortical bone using quantitative computed tomography. Soumis janvier 2015 à JMBBM.
- ACL 2 Poulard, D., Bermond, F., Dumas, R., Bruyère-Garnier, K. Geometrical personalization of human FE model using palpable markers on volunteer. Dans le cadre du projet Toyota WS2. A soumettre.
- ACL 3 Bruyère-Garnier, K. Bermond, F. Kinésithérapie respiratoire. Dans le projet Toyota WS2. A soumettre.
- ACL 4 Bermond, F., Hanen, G., Compigne, S., Vezin, P., Masuda, M. Development and evaluation of a pressure-based abdominal insert for THOR dummy. Dans le cadre du projet Toyota WS4. A soumettre.
- ACL 5 Desbats, R., Bermond, F., Compigne, S., Vezin, P. THOR abdomen FEM. Dans le cadre du projet Toyota WS6. A soumettre.

A3.2.2. Communications avec actes dans un congrès international (ACTI)

- ACTI 1 Quesnot, M., Zorgani, A., Bermond, F., Catheline, S., Mitton, D., (2015). Costal cartilage elasticity can be estimated non-destructively using speed of sound. Actes du 40^e Congrès de la Société de Biomécanique. Paris, France, 28 – 30 novembre 2015. In *Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2015, XX (sup 1) : pp - .
- ACTI 2 Desbats, R., Bermond, F., Compigne, S., Nicolle, S., Vezin, P., (2015). Analytical model of THOR-NT abdomen response under impactor and seatbelt loading: Directions for THOR abdomen biofidelity improvements. *Proceedings of the 2015 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Injury*, IRCOBI Publisher. Lyon, France, September 09-11, 2015, pp - .
- ACTI 3 Compigne, S., Mitsutoshi, M., Hanen, G., Vezin, P., Bermond F., (2015). Proposal for a modified THOR lower abdomen including abdominal twin pressure sensors. *Proceedings of the 24th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, published by U.S. Department of Transportation NHTSA. Gothenburg, Sweden, June 08-11, 2015, N°15-0216, pp - .

Annexe 4 : Activités d'encadrement

L'ensemble de mes encadrements est détaillé dans cette annexe. Ces activités d'encadrement pour chaque catégorie portent aussi sur la protection du membre supérieur avant mon entrée à L'Inrets. Le Tableau 25 présente mes encadrements par catégorie de personne.

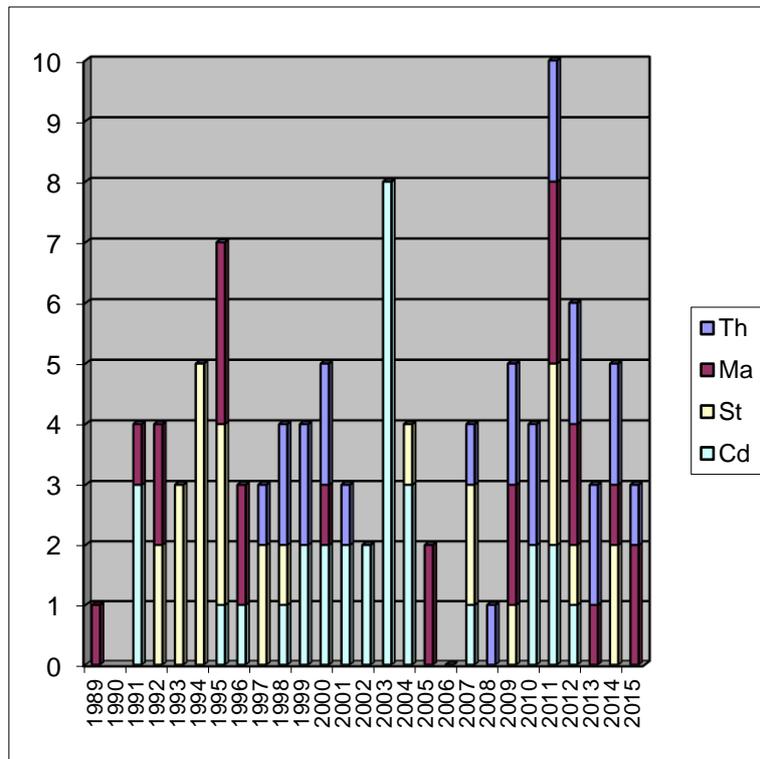
Tableau 25 : Activités d'encadrement

Encadrement	Nombre
Thèses soutenues (THE) et en cours (DCT) : (Th)	6
Master, DEA et DESS : (Ma)	23
Stagiaire : (St)	26
Personne en contrat à durée déterminée : (Cd)	16

Stagiaire : Etudiant en stage diplômant de niveau bac+3 à bac +5 (non inscrit en master, DEA et DESS)

Le Tableau 26 présente la répartition au cours du temps de mes encadrements.

Tableau 26 : Activités d'encadrement - répartition au cours du temps



Th : Thèse soutenue (THE) et en cours (DCT)

Ma : Master, DEA et DESS

St : Stagiaire

Cd : Personne en contrat à durée déterminée

A4.1. Encadrement de thèses

A4.1.1. Thèses soutenues (THE)

A4.1.1.1 Protection adulte standard

THE 1 **Eckert Martine**, (septembre 1998 - juillet 2001). Comportement des articulations costo vertébrales lors du chargement frontal quasi-statique de la cage thoracique. Diplôme de doctorat, 185 pages. Présenté le 3 Juillet 2001 devant l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, N° 01ISAL0027. Allocataire de Recherche du Ministère.

Directeur de thèse Michel. Fayet (25 %)

Co-directeur de thèse Laurence Chèze (25 %),

Co-encadrant Jean-Pierre Verriest (25 %),

Co-encadrant François Bermond (25 %).

Au 01 octobre 2010, Enseignant chercheur, Institut Méditerranéen d'études et de recherche en informatique et robotique, (IMERIR) Perpignan.

THE 2 **Malak Arnaud**, (novembre 1997 - octobre 2000). Etudes du complexe épaule / membre supérieur, lois de comportement en butées et modélisation cinématique. Diplôme de doctorat, 160 pages. Présenté le 17 octobre 2003 devant l'Institut des Sciences Appliquées de Lyon, N° 03ISAL053. Allocataire de Recherche Inrets.

Directeur de thèse Michel Fayet (25 %)

Co-directeur de thèse Lionel Maiffredy (25 %)

Co-encadrant Jean-Pierre Verriest (25 %)

Co-encadrant François Bermond (25 %)

Au 01 octobre 2010, Chef de projet chez Humanetics, modèles numériques, mannequin et capteur de mesure en cas de choc.

A4.1.1.2 Protection usager atypique

THE 3 **Zhu Yumin**, (juin 2011 – mai 2014). Evaluation *in vivo* chez l'enfant du comportement mécanique du thorax et des propriétés mécaniques des côtes. Diplôme de doctorat, 136 pages. Présenté le 20 mai 2014 devant l'Université Claude Bernard de Lyon, N°72-2014. Allocataire de Recherche sur financement cluster recherche région Rhône Alpes et en co-tutelle avec Université de Tongji à Shanghai (Chine).

Directeur de thèse David Mitton (45 %)

Co-directeur de thèse Hongyan Wang (5%)

Co-encadrant François Bermond (50 %) et membre du jury

Au 01 juillet 2014, post doctorant à l'Université de Tongji à Shanghai (Chine)

THE 4 **Poulard David**, (octobre 2009 – décembre 2012). Influence de l'âge et du morphotype sur la réponse mécanique du thorax : étude expérimentale *in vivo* et analyse numérique à l'aide de modèles E.F personnalisés du corps humain. Diplôme de doctorat spécialité Génie Mécanique. Présenté le 19 décembre 2012 devant l'Université de Lyon, N° d'ordre 332 - 2012. Allocataire de Recherche sur financement Toyota.

Directeur de thèse Karine Bruyère-Garnier (50 %)

Co-encadrant François Bermond (50 %) et membre du jury

Au 01 janvier 2013, Post doctorant au Center of Applied Biomechanics / University of Virginia à Charlottesville dans l'état de Virginie (USA) sur l'influence de l'âge et du morphotype sur la réponse mécanique du thorax.

THE 5 **Sandoz Baptiste**, (février 2007 - janvier 2010). Contribution à la modélisation géométrique et mécanique du tronc de l'enfant. Diplôme de doctorat spécialité biomécanique, 121 pages. Présenté le 26 janvier 2010 devant l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, N° 2010 ENSAM 0004. Allocataire de Recherche sur financement Inrets et CNRS.

Directeur de thèse David Mitton (25 %)

Co-directeur de thèse Thierry Serre (25 %)

Co-encadrant Sébastien Laporte (25 %)

Co-encadrant François Bermond (25 %) et membre du jury

Au 01 octobre 2010, Post doctorant au Center for Automotive Safety Research, the University of Adélaïde Australie sur la biomécanique et blessures du cerveau.

Au 01 octobre 2011, Enseignant chercheur, Maitre de Conférence au Laboratoire de biomécanique des Arts et Métiers Paris Tech.

A4.1.2. Thèses en cours (DCT)

A4.1.2.1. Protection usager atypique

DCT 1 **Desbats Romain**, (mars 2013 – février 2016). Comportement et mécanismes lésionnels de l'abdomen lors d'un choc automobile : Définition d'un nouveau critère lésionnel adapté au mannequin anthropomorphe. Allocataire de Recherche sur financement Toyota

Directeur de thèse Philippe Vézin (25 %)

Co-encadrant Sabine Compigne (25 %)

Co-encadrant François Bermond (50 %)

A4.1.3. Thèses proposées en 2015

A4.1.3.1 Protection adulte standard

THP 1 Caractérisation et modélisation des traumatismes pulmonaires en cas de choc.

Directeur de thèse Karine Bruyère-Garnier

Co-encadrant Bel-Brunon Aline

Co-encadrant François Bermond

THP 2 Flexion lombaire et abdomen: réponse, interactions et possibles effets sur le risque lésionnel.

Directeur de thèse Philippe Vezin

Co-encadrant Philippe Beillas

Co-encadrant François Bermond

A4.2. Encadrement de Master, de DEA et de DESS

A4.2.1. Protection adulte standard

- Ma 1 Delaplagne Axel (novembre 2014 – septembre 2015). Analyse biomécanique *in vivo* du thorax : respiration et réponse à un chargement dynamique externe. Master Recherche 2^e année MEGA parcours Biomécanique Université Claude Bernard Lyon 1, xx pages. Encadrement à l’Ifsttar François Bermond (50%), Karine Bruyère-Garnier (50%).
- Ma 2 Mathieu Laurent (mars 2011 – septembre 2011). Comportement mécanique du thorax lors de la kinésithérapie respiratoire chez l’adulte. Master Recherche 2^e année MEGA parcours Biomécanique Université Claude Bernard Lyon 1, 39 pages. Encadrement à l’Ifsttar Karine Bruyère-Garnier (50%), François Bermond (50%).
- Ma 3 Birien Mélanie (mars 2011 – août 2011). Mesure *in vivo* des volumes respiratoires au cours d’un chargement dynamique frontal du thorax pour la validation d’un modèle en éléments finis avancé. Master Recherche 2^e année Imagerie, Robotique et Ingénierie pour le Vivant, Ecole Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg, 45 pages. Encadrement à l’Ifsttar Karine Bruyère-Garnier (50%), Michel Behr (25%) et François Bermond (Membre du jury) (25%).
- Ma 4 Lechat Blandine, (avril 2005 - septembre 2005). Contribution à la validation d’un model éléments finis du corps humain soumis à un impact. Master Professionnel 2^e année Ingénierie Mécanique Energétique, Université Claude Bernard Lyon 1, 70 pages. Encadrement, François Bermond (100 %).
- Ma 5 Saulnier Pierjan, (avril 2005 - juin 2005). Modélisation avec le logiciel PAM-CRASH© de la société ESI©. Master Professionnel 2^e année Ingénierie Mécanique Energétique, Ecole Centrale de Lyon, Laboratoire de Mécanique des Fluides et d’Acoustique. Encadrement à L’Inrets, François Bermond (100 %).
- Ma 6 Compigne Sabine, (septembre 1999 - septembre 2000). Développement d’un bassin de mannequin mécanique pour l’estimation du risque de blessure dans un choc latéral. DEA Génie Mécanique, Option Biomécanique de l’École Doctorale Mécanique Energétique Génie civil Acoustique de Lyon, 55 pages. Encadrement à L’Inrets, François Bermond (50 %), Jean-Pierre Verriest (50 %), Directeur de Stage. Au 01 octobre 2010, Projet Manager Toyota Motor Europe, Bruxelles, sécurité passive.
- Ma 7 Mesgouez Arnaud, (mars 1996 - juin 1996). Étude biomécanique du thorax humain. DEA de Mécanique et d’Énergétique de l’Institut National Polytechnique de Lorraine, Université Henri Poincaré, Nancy I, 100 pages. Encadrement à L’Inrets, François Bermond (Membre du Jury) (25 %), Michelle Ramet (25 %), Robert Bouquet (25 %), et Stéphane Olivier (25 %).
- Ma 8 Lefeuve Gaëlle, (mars 1996 - juin 1996). Propagation d’ondes dans un massif soumis à des charges roulantes. DEA de Mécanique et d’Énergétique de l’Institut National Polytechnique de Lorraine, Université Henri Poincaré, Nancy I, 130 pages. Encadrement à L’Inrets, François Bermond (Membre du Jury) (100 %).
- Ma 9 Mathon Cédric, (septembre 1994 - septembre 1995). Comportement au choc de structures tubulaires. DEA de Génie Civil de l’Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 80 pages. Encadrement à L’Inrets, El Hadj Hanefi (50 %) et François Bermond (50 %).
- Ma 10 Rouhier Valérie, (septembre 1994 - juillet 1995). Modélisation tridimensionnelle par éléments finis de la structure de l’os spongieux en vue d’étudier ses propriétés mécaniques. DEA Mécanique de l’Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 110 pages. Encadrement à L’Inrets, François Bermond (Membre du Jury) (50 %), Michelle Ramet (25 %) et Robert Bouquet (25 %).

- Ma 11 Monnier Christophe, (juin 1992 - septembre 1992). Calculs aux chocs. DEA de Mécanique à l'Université Claude Bernard Lyon 1, 77 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (100 %).
- Ma 12 Minne François, (avril 1992 - juin 1992). Modélisation biomécanique du comportement humain lors d'un choc de train. DESS Ingénierie Mécanique à l'Université de Valenciennes, 40 pages et 180 pages d'annexes. Encadrement à L'Inrets, Jean Bloch (50 %) et François Bermond (50 %).
- Ma 13 Marcelino Régis San, (janvier 1991 - septembre 1991). Modélisation du membre supérieur en situation de choc latéral. DEA de Mécanique à l'Université Claude Bernard Lyon 1, 70 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (100 %).

A4.2.2. Protection usager atypique

- Ma 14 Lu Xianzhen (mars 2015 – septembre 2015). Comportement et mécanismes lésionnels de l'abdomen haut lors d'un choc automobile. Master recherche 2^e année en calcul et conception mécanique, Institut des sciences et techniques de Valenciennes, XX pages. Encadrement à l'Ifsttar, François Bermond (75%) et Philippe Vezin (25%).
- Ma 15 Quesnot Marie (juillet 2014 – décembre 2014). Etude de la variabilité de la densité du cartilage costal en fonction de la croissance, à partir de l'imagerie médicale (CT scan). Master recherche 2^e année biomédical engineering, Université Technique de Vienne, 3^e année Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint Etienne, 50 pages, Encadrement à l'Ifsttar, David Mitton (75%) et François Bermond (25%).
- Ma 16 Komarzynski Sandra (décembre 2012 – août 2013). Evaluation of the mechanical properties of costal cartilage from computed tomography. Master Recherche 2^e année MEGA parcours Biomécanique Université Claude Bernard Lyon 1, 51 pages. Encadrement à l'Ifsttar, David Mitton (75%) et François Bermond (25%).
- Ma 17 Boussouar Bilal (mars 2012 – août 2012). Analyse statistique d'essais sur volontaire pour identifier les paramètres explicatifs de la réponse du thorax. . Master Recherche 2^e année, 3^e année Polytech Lyon, 91 pages Encadrement à l'Ifsttar Karine Bruyère-Garnier (50%), François Bermond (50%).
- Ma 18 Sidelkheir Zaki (octobre 2011 – juin 2012). Characterization of the child thorax material properties. Master Recherche 2^e année, Arts et Métiers Paris Tech ; Laboratoire de biomécanique, 38 pages. Encadrement à l'Ifsttar, David Mitton (75%) et François Bermond (25%).
- Ma 19 Kartout Christopher (avril 2011 - août 2011). Modélisation numérique et validation d'un prototype d'abdomen de mannequin adulte de choc frontal. Master Recherche 1^e année, Mathématiques, Modélisation et Simulation, Université Pierre et Marie Curie de Paris, 49 pages. Encadrement à l'Ifsttar, François Bermond (Membre du jury) (100%).
- Ma 20 Slougui Dounia, (janvier 2009 - septembre 2009). Etude paramétrique du comportement biomécanique du thorax de la personne âgée. Master Recherche 2^e année MEGA, parcours Biomécanique Université Claude Bernard Lyon 1, 48 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (membre du jury) (50 %) et Karine Bruyère-Garnier (50 %).
- Ma 21 Poulard David, (Octobre 2008 – septembre 2009). Amélioration de la protection des personnes âgées automobilistes. Master Professionnel Mécanique, 2^e année, spécialité transport, Université Claude Bernard Lyon 1, 50 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (50%) et Karine Bruyère (50%).
- Ma 22 Maistre Olivier, (septembre 1994 - juillet 1995). Modélisation numérique du genou humain. DEA Mécanique de l'INSA de Lyon, 100 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (Membre du Jury) (50 %), Michelle Ramet (25 %) et Robert Bouquet (25 %).

A4.2.3. Protection membre supérieur

Ma 23 Caïola Didier, (septembre 1988 - septembre 1989). Contribution à l'étude de l'influence des paramètres ergonomiques sur la réponse du système main-bras. DEA, de Mécanique à l'Université Claude Bernard Lyon 1, 80 pages. Encadrement à l'UCBL, François Bermond (75 %) et Joannès Dimnet (25%).

A4.3. Encadrement de stagiaires

Un stagiaire est dans mon mémoire un étudiant en stage diplômant de niveau bac +3 à bac +5, et non inscrit en master, DEA et DESS.

A4.3.1. Protection adulte standard

- St 1 Cabut Théo (juin 2012 – août 2012). Reconstruction 3D et analyse du mouvement du thorax pour l'analyse *in vivo* de la mobilité de la cage thoracique. 2^e année Polytech Lyon, 41 pages Encadrement à l'Ifsttar Karine Bruyère-Garnier (50%), François Bermond (membre du jury) (50%).
- St 2 Jacquemont Charline (juin 2011 – juillet 2011). Contribution à l'exploitation de données expérimentales en biomécanique, Stage 1^e année Ecole Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg, 20 pages. Encadrement à l'Ifsttar François Bermond (100%).
- St 3 Pellecchia Franck (juin 2011 – juillet 2011). Traitement de données expérimentales dans le cadre d'essais en ergonomie et chocs à faible vitesse. Stage 1^e année Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et des Microtechniques de Besançon, 2 pages. Encadrement à l'Ifsttar, François Bermond (100%).
- St 4 Kwiecinska Olga, (mai 2004 - juillet 2004). Contribution à la validation d'un modèle éléments finis de l'épaule humaine soumis à un impact latéral. Maîtrise de Mécanique Paris VI, 38 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (membre du jury) (100 %). Au 01 octobre 2010, Ingénieur support TASS-safe©, MADYMO©, Noisy le Grand, modélisation corps humain choc automobile.
- St 5 Texier Cédric, (septembre 1996 - février 1997). Comparaison de la réponse au choc de la face humaine et de celle de mannequin. 5^e année Génie Mécanique de Construction, de l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 105 pages. Encadrement à L'Inrets, Robert Bouquet (50 %) et François Bermond (50 %).
- St 6 Bruyère-Garnier Karine, (février 1995 - juillet 1995). Comparaison de la réponse de la face humaine et de celle du mannequin lors d'impacts. 4^e année Génie Mécanique et Construction à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 100 pages. Encadrement à L'Inrets, Robert Bouquet (25 %), François Bermond (25 %), Michelle Ramet (25 %) et Stéphane Olivier (25 %).
- St 7 Tassy Fabrice, (septembre 1994 - février 1995). Modélisation simplifiée choc fronto frontal d'un véhicule léger contre poids lourds. 4^e année Génie Mécanique Construction à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 70 pages. Encadrement à L'Inrets, Jean Bloch (50 %) et François Bermond (50 %).
- St 8 Boyera Florence, (juillet 1994 - novembre 1994). Analyse des lésions de la face dans les accidents de la route. Thèse de Médecine N°285. Encadrement à L'Inrets, Michèle Ramet (50 %) et François Bermond (50 %).
- St 9 Ham Dominique, (février 1994 - juin 1994). Modélisation mathématique 3D de la face à l'aide des éléments finis. 3^e année de l'École Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg, 100 pages. Encadrement François Bermond (50 %) et Robert Bouquet (50 %).
- St 10 Marchand Vincent, (janvier 1993). Rapport de stage, 1^e année de l'Institut des Sciences et Techniques de l'Ingénieur de Lyon (ISTIL), 30 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (100 %).

- St 11 Muge Oliveira Anne-Christine, (septembre 1992 - décembre 1992). Evolution du bassin du mannequin de choc latéral, 5^e année Génie Mécanique Développement à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 90 pages. Encadrement à L'Inrets, Robert Bouquet (50 %) et François Bermond (50 %).
- St 12 Tisserand Sylvain, (octobre 1992 - novembre 1992). Calculs aux éléments finis de chocs sur structures, 5^e année Génie Mécanique à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 92 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (100 %).

A4.3.2. Protection usager atypique

- St 13 Ibrahim Marwa (juillet 2014 – août 2014). Validation données essais sur abdomen mannequin THOR. 2^e année Polytech Lyon, 41 pages Encadrement à l'Ifsttar Stéphane Nicole (50%), François Bermond (membre du jury) (50%).
- St 14 Mhalla Hanen (juillet 2014- août 2014). Modèle masse ressort amortisseur abdomen mannequin THOR. 2^e année Polytech Lyon, 40 pages Encadrement à l'Ifsttar Stéphane Nicole (50%), François Bermond (membre du jury) (50%).
- St 15 Rolland Julian (avril 2011 - juin 2011). Optimisation d'un abdomen de mannequin de crash test, Toyota Work Schedule 4. 2^e année IUT Lyon, 42 pages. Encadrement à l'Ifsttar, François Bermond (membre du jury) (100%).
- St 16 Poirot Déborah, (mai 2008 - mai 2009). Mesures des pressions manuelles thoraciques lors du drainage bronchique pédiatrique, résultats préliminaires auprès de 16 enfants. Diplôme d'État de masseur kinésithérapeute de Lyon, 175 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (100 %).
- St 17 Mallein Anaïs, (juillet 2007 - octobre 2007). Étude de l'action des mains du masseur-kinésithérapeute lors d'une séance de kinésithérapie respiratoire chez l'enfant. Titre d'Ingénieur Maître, option kinésithérapie, Université Joseph Fourier, Grenoble I, 30 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (100 %).
- St 18 Mallein Anaïs, (juin 2006 - juin 2007). Quantification de la compliance thoracique chez le nourrisson, étude préliminaire. Diplôme d'État de masseur kinésithérapeute et de la Maîtrise Ingénierie de la Santé, Université Joseph Fourier, Grenoble I, 90 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (100 %).
- St 19 Bessette Guillaume, (février 1998 - juillet 1998). Energy absorption by the human face during impacts. 4^e année Génie Mécanique Construction, de l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 120 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (50 %) et Robert Bouquet (50 %).
- St 20 Hasler Alexander, (septembre 1997 - décembre 1997). L'influence du vieillissement et de l'anthropométrie sur la tolérance humaine au choc. Thèse de Médecine à l'Institut médico légal de Heidelberg (Allemagne), 100 pages. Encadrement à L'Inrets, Michelle Ramet (50 %) et François Bermond (50 %).
- St 21 Vayr Lionel, (octobre 1994 - février 1995). La protection dorsale en parapente, 60 pages, 4^e année de l'Institut Polytechnique de Sévenans. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (100 %).
- St 22 Séguier Valérie, (avril 1994 - juillet 1994). Modélisation de la jambe mécanique. 4^e année Génie Physique des Matériaux à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 81 pages. Encadrement à L'Inrets, François Bermond (50 %) et Robert Bouquet (50 %).
- St 23 Martin Céline, (février 1994 - juillet 1994). Modélisation mathématique appliquée à la sécurité routière pour enfants. 4^e année Génie Mécanique Construction à l'Institut National des Sciences des Appliquées de Lyon, 90 pages. Encadrement à L'Inrets, Marie-Christine Omnes Chevalier (50 %) et François Bermond (50 %).

- St 24 Chopard-Lallier Gilles, (mai 1993 - juin 1993). Étude du comportement d'une éprouvette déformable de jambe piéton. 2^e année de l'Institut Universitaire de Technologie de Toulouse, 75 pages. Encadrement à L'Inrets, Robert Bouquet (50 %) et François Bermond (50 %).
- St 25 Chaniac Jean-Louis, (Mars 1993 - Juin 1993). Modélisation d'un dispositif enfant de 3 ans dans le cas d'un choc frontal, 5^e année de l'Institut National des Sciences Appliquées de Toulouse. Encadrement à L'Inrets, Roger Biard (50 %) et François Bermond (50 %).
- St 26 Vidal Nicolas, (avril 1992 - juin 1992). Evolution de la jambe d'un mannequin piéton. 4^e année Génie Physique des Matériaux à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 100 pages. Encadrement à L'Inrets, Robert Bouquet (50 %) et François Bermond (50 %).

A4.4. Encadrement de personnes en contrat à durée déterminée

A4.4.1. Protection adulte standard

- Cd 1 Arend Christophe, (janvier 2004 - juin 2004). Ingénieur d'Etude sur contrat HUMOS 2, EEVC WG12 - WG18 Q dummies Database. Encadrement, Philippe Vezin (75 %) et François Bermond (25 %).
- Cd 2 Vezin Philippe, (mars 1999- juin 2003). Chercheur sur contrat
- SIBER, (août 2001 - juin 2003). Encadrement, François Bermond (50 %) et Jean-Pierre Verriest (50 %).
 - Biomécanique Thorax, (décembre 2000 - juillet 2001). Encadrement, François Bermond (50 %) et Jean-Pierre Verriest (50 %).
 - HUMOS, (octobre 2000). Encadrement, François Bermond (50 %) et Jean-Pierre Verriest (50 %).
 - FID, (avril 2000 - septembre 2000). Encadrement, François Bermond (50%) et Jean-Pierre Verriest (50 %).
 - HUMOS, (mars 1999 - mars 2000). Encadrement, François Bermond (50 %) et Jean-Pierre Verriest (50 %).
- Cd 3 Compigne Sabine, (janvier 1998 - décembre 2004). Chercheur sur contrat
- SIBER, INSAVALOR, (janvier 2003 - février 2004). Encadrement, François Bermond (50 %) et Jean-Pierre Verriest (50 %).
 - SIBER, (novembre 2002 - décembre 2002). Encadrement, François Bermond (50 %) et Jean-Pierre Verriest (50 %).
 - FID, (mai 2000 - octobre 2002). Encadrement, François Bermond (100 %).
 - SID 2000, (janvier 1998 - avril 2000). Encadrement, François Bermond (50 %) et Jean-Pierre Verriest (50 %).
- Cd 4 Hayes G.L., (juillet 1991- octobre 1991). Étude thorax. Etudiant Australien. Encadrement à L'Inrets, Robert Bouquet (50 %) et François Bermond (50 %).

A4.4.2. Protection usager atypique

- Cd 5 Hanen Gaëtan, (janvier 2010 - mars 2012). Ingénieur de recherche sur contrat TOYOTA WS4, CDD. Encadrement, François Bermond (100 %).
- Cd 6 Wang Bingyan, (novembre 2010 - février 2011). Ingénieur d'étude sur contrat TOYOTA WS4, CDD. Encadrement, François Bermond (100%).
- Cd 7 Sandoz Baptiste, (décembre 2006 - janvier 2007). Ingénieur chargé de mission à temps partiel, Direction Scientifique de L'Inrets. Encadrement, François Bermond (100 %).
- Cd 8 Goubel Clément, (octobre 2003 - décembre 2004). Chercheur sur contrat CHILD. Encadrement, François Alonzo (50 %) et François Bermond (50 %).
- Cd 9 Faye Cécile, (mai 2003 - décembre 2003). Chercheur sur contrat CHILD, Analyse statistique. Encadrement, François Bermond (50 %) et François Alonzo (50 %).
- Cd 10 Nguyen Michel, (mai 2003 - août 2003). Enquêteur sur contrat CHILD. Encadrement, François Bermond (50 %) et François Alonzo (50 %).
- Cd 11 Frety Altare Didier, (mai 2003 - août 2003). Enquêteur sur contrat CHILD. Encadrement, François Bermond (50 %) et François Alonzo (50 %).

- Cd 12 Iatef Hatem, (mai 2003 - juin 2003). Enquêteur sur contrat CHILD. Encadrement, François Bermond (50 %) et François Alonzo (50 %).
- Cd 13 Champel Sophie, (mai 2003 - juin 2003). Enquêteur sur contrat CHILD. Encadrement, François Bermond (50 %) et François Alonzo (50 %).
- Cd 14 Cendre Emmanuelle, (janvier 1995 - décembre 1996). Chercheur sur le contrat mécanismes tissulaires et cellulaires de la perte osseuse chez le sujet âgé. Encadrement à L'Inrets, Robert Bouquet (50 %), Michelle Ramet (25 %) et François Bermond (25 %).
- Cd 15 Guo Shian, (juin 1991 - septembre 1991). Modélisation de la sortie de véhicule après un choc sur séparateur béton. University of China, 30 pages. Encadrement à L'Inrets, Robert Quincy (50 %) et François Bermond (50 %).
- Cd 16 Matyjewski Marek, (juin 1991 - septembre 1991). Two dimensional MADYMO© simulation of the leg in lateral impact. Report 17 pages. Determination of equivalent mass for the leg Impactor. Report 25 pages. Warsaw University of Technology. Encadrement à l'Inrets, Dominique Césari (50 %) et François Bermond (50 %).

UR (1^{er} auteur) Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des chocs	Ifsttar LBMC
Titre Comportement biomécanique des usagers des transports lors de chargements rapides <i>ex vivo</i> et <i>in vivo</i>	
Sous-titre Rapport d'Habilitation à Diriger des Recherches	Langue Français
Auteur(s) François Bermond	Date de publication 29 mai 2015
Résumé <p>Ce mémoire constitue une synthèse des travaux de recherche que j'ai menés à l'Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité (Inrets) puis à l'Institut Français des Sciences et Technologies des Transports de l'Aménagement et des Réseaux (Ifsttar) au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) depuis janvier 1991. Ils portent essentiellement sur la biomécanique des chocs appliquée à la sécurité passive pour améliorer la protection des usagers des transports routiers. J'ai appliqué mes compétences pour l'évaluation des mannequins de choc. J'ai contribué à apporter des connaissances en biomécanique grâce à des expérimentations sur des corps entiers légués à la science (<i>ex vivo</i>) et sur des pièces anatomiques (côtes, cartilage costal...). Ces expérimentations m'ont permis l'acquisition de résultats en tolérance humaine au choc. J'ai complété ces expérimentations sur corps légués à la science par des observations sur des sujets volontaires <i>in vivo</i> à des niveaux de sollicitations infra lésionnelles, après approbation par les comités d'éthique et de protection des personnes. Ce document synthétise mes travaux qui visent à apporter de nouvelles connaissances en biomécanique des chocs. Ils sont nécessaires pour l'élaboration des normes françaises et internationales, des Directives Européennes, des règlements internationaux, et contribue in fine à l'amélioration de la sécurité routière. Ils contribueront aussi à faire le lien entre le comportement biomécanique <i>ex vivo</i> et <i>in vivo</i> des usagers des transports lors de chargements rapides.</p>	
Mots clés Protection usager des transports, Biomécanique des chocs, Corps humain, Critère blessure, Mannequin d'essai de chocs, Expérimentation, Modélisation mathématique, Simulation numérique	