



HAL
open science

Étude de la réponse biomécanique du thorax soumis à des sollicitations dynamiques dans un contexte civil et militaire par la méthode des éléments finis

Michèle Bodo

► To cite this version:

Michèle Bodo. Étude de la réponse biomécanique du thorax soumis à des sollicitations dynamiques dans un contexte civil et militaire par la méthode des éléments finis. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Bourgogne Franche-Comté, 2017. Français. NNT : 2017UBFCA014 . tel-01868507

HAL Id: tel-01868507

<https://theses.hal.science/tel-01868507>

Submitted on 5 Sep 2018

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.

SPIM

Thèse de Doctorat



école doctorale sciences pour l'ingénieur et microtechniques

UNIVERSITÉ DE TECHNOLOGIE BELFORT-MONTBÉLIARD

Étude de la réponse biomécanique du thorax soumis à des sollicitations dynamiques dans un contexte civil et militaire par la méthode des éléments finis

■ MICHÈLE BODO

SPIM

Thèse de Doctorat



école doctorale sciences pour l'ingénieur et microtechniques
UNIVERSITÉ DE TECHNOLOGIE BELFORT-MONTBÉLIARD

THÈSE présentée par

MICHÈLE BODO

pour obtenir le

Grade de Docteur de

l'Université de Technologie de Belfort-Montbéliard

Spécialité : **Mécanique**

Étude de la réponse biomécanique du thorax soumis à des sollicitations dynamiques dans un contexte civil et militaire par la méthode des éléments finis

Unité de Recherche :

Laboratoire Interdisciplinaire Carnot de Bourgogne
UMR 6303 CNRS / Univ. Bourgogne Franche-Comté

Soutenue publiquement le 6 Novembre 2017 devant le Jury composé de :

SYLVIE RONEL	Présidente du jury	Professeur des universités, Université Lyon 1
MICHEL ARRIGONI	Rapporteur	Maître de conférences, HDR, ENSTA Bretagne
SÉBASTIEN LAPORTE	Rapporteur	Professeur des universités, ENSAM Paris
JEAN-MARIE CROLET	Examineur	Professeur des universités, Université de Franche-Comté
JULIEN PAVIER	Examineur	Docteur, Département dynamique des structures, NEXTER Munition
SÉBASTIEN ROTH	Directeur de thèse	Maître de conférences, HDR, UTBM

Remerciements

Je tiens à remercier la région Bourgogne Franche-Comté pour le financement de ces trois années de thèse. Ce travail n'aurait sans doute pas eu lieu sans elle.

Je remercie tout particulièrement mon directeur de thèse, Dr. Sébastien Roth de m'avoir fait confiance en m'acceptant dans son équipe de recherche, pour ses conseils, et son encadrement durant ces trois années, et surtout pour son écoute, sa disponibilité et la bonne humeur au quotidien. C'était une expérience très enrichissante de travailler à ses côtés.

Je remercie également le Professeur Sébastien Laporte et Dr Michel Arrigoni d'avoir accepté la mission de rapporteur de cette thèse.

Merci au professeur Sylvie Ronel, au professeur Jean-Marie Crolet et à Dr. Julien Pavier d'avoir accepté de participer à ce jury de thèse.

Je tiens également à dire toute ma reconnaissance aux docteurs Jean-Michel Macher et Christophe Savio de nous avoir permis de recueillir des données accidentelles auprès du Service Samu-90 Urgence-SMUR du centre Hospitalier de Belfort Montbéliard. Sans ces données, le travail de reconstruction numérique des cas de chutes n'aurait jamais vu le jour.

Je remercie mes collègues Dr Aristide Awoukeng et Lorenzo Taddei pour leur collaboration sur ce travail de thèse. Merci également à tous mes autres collègues docteurs et doctorants de l'UTBM, Dr Noëlie Di Cesare, Timothée Zussy et Renye Cai avec qui je partage le même bureau, pour leur collaboration et leur bonne humeur. Merci également à Dr Elise Gruhier, Dr Abdelhakim Settari, Bertrand Marconnet, Germain Sossou, Hassane Frissane, Brahiamn Traoré, Xianlong Chen pour la bonne ambiance de travail au laboratoire.

Je ne manquerai pas de remercier Béatrice Rossez, pour sa patience, son sourire au quotidien et son aide dans les démarches administratives. Merci à Pascal Aldinger pour sa disponibilité et sa bonne humeur au laboratoire. Merci également à Farida Baadache et Sophie Laprade pour leur aide dans les démarches administratives.

Merci à tous mes collègues, étudiants, stagiaires, doctorants et docteurs, qui ont contribué de loin ou de près à la réalisation de ce travail. Merci également à tous ceux dont le nom n'est pas

Acknowledgements

mentionné ici.

Je remercie Dr. Cynthia Bir qui m'a offert l'opportunité de finir ma thèse avec un séjour au sein du BIR lab (Biomechanics Injury Research Lab) de l'USC (University of Southern California) à Los Angeles. Ce stage scientifique a été l'occasion pour moi de réaliser des tests expérimentaux très intéressants pour la balistique pénétrante. C'était une expérience extraordinaire.

Je remercie ici du fond du cœur tous les membres ma famille, mon fiancé et tous mes amis pour leur soutien, et leur amour qui m'ont donné la force d'aller au bout de ce travail de thèse. Que le Très Haut vous bénisse.

Contents

Remerciements	i
Liste des figures	ix
Liste des tableaux	xiii
Introduction	1
0.1 Contexte	2
0.2 Objectifs de la thèse	3
0.3 Plan de la thèse	3
1 Revue de la littérature	5
1.1 Anatomie du thorax et de l'abdomen	6
1.1.1 Le thorax	6
1.1.2 L'abdomen	9
1.2 Blessures thoraciques - Mécanismes et critères de blessures	9
1.2.1 Mécanismes de blessures thoraciques	10
1.2.2 Rappel sur l'échelle de mesure des blessures AIS	10
1.2.3 Fractures de côtes	11
1.2.4 Lésions pulmonaires	12
1.2.5 Lésions cardiaques et lésions des autres organes mous	13
1.2.6 Tolérances et critères de lésions	14
1.2.6.1 Critères basés sur l'accélération et la force	16
1.2.6.2 Thoracic Trauma Index	16
1.2.6.3 Compression criterion	17
1.2.6.4 Viscous criterion (VC)	17
1.2.6.5 Autres critères de blessure	18
1.3 Biomécanique des chocs et modèles biomécaniques existants	18
1.3.1 Modèles physiques	19
1.3.1.1 Sujets humains vivants volontaires	19
1.3.1.2 Les sujets Humains Post-Mortem (SHPM)	19
1.3.1.3 Les animaux	20
1.3.1.4 Les dispositifs anthropomorphes d'essai (DAE)	20
1.3.2 Modèles mathématiques	22

Contents

1.3.2.1	Les modèles multicorps	22
1.3.2.2	Les modèles biomécaniques Éléments Finis	23
1.3.2.3	Les modèles Éléments Finis du thorax	26
1.3.2.4	Le modèle EF HUByx	28
1.3.2.4.1	Obtention du modèle	28
1.3.2.4.2	Processus de reconstruction géométrique en 3D du modèle	29
1.3.2.4.3	Le maillage	30
1.3.2.4.4	Lois de comportement des matériaux	31
1.3.2.4.5	Validations du modèle	36
1.3.2.4.6	Limites du modèle HUByx	37
1.4	Les sollicitations dynamiques des domaines civil et militaire et leurs effets . . .	38
1.4.1	Chutes libres de personnes	38
1.4.1.1	Historique de l'étude des chutes libres	39
1.4.1.2	Définition d'une chute libre	39
1.4.1.3	Les principes biophysiques de chute libre	39
1.4.1.3.1	La hauteur de chute	39
1.4.1.3.2	La force d'impact	40
1.4.1.3.3	L'énergie d'impact	41
1.4.1.3.4	La durée de l'impact	41
1.4.1.3.5	La distribution des forces	42
1.4.1.3.6	Les facteurs secondaires	42
1.4.1.4	Types de lésion associées à des chutes de personnes	42
1.4.2	Impacts balistiques non pénétrants	45
1.4.2.1	Les armes non-létales à énergie cinétique	45
1.4.2.2	Projectiles non-létaux existants sur le marché	46
1.4.2.3	Le projectile de Brügger et Thomet Sir-X	49
1.4.2.4	Quelques cas d'impacts de projectiles rapportés dans la littérature	50
1.4.2.5	Intérêts de l'étude du potentiel léthal du projectile	52
1.4.3	Explosion	53

1.4.3.1	Définition d'une explosion	53
1.4.3.2	La nature des explosions	53
1.4.3.3	Les différents types d'explosifs	54
1.4.3.4	Les régimes d'explosion	55
1.4.3.5	La déflagration	55
1.4.3.6	La détonation	56
1.4.3.7	Les types de lésion associés à une explosion	56
1.4.3.8	Facteurs de sévérité d'une onde de blast	58
1.4.3.9	Le milieu de propagation de l'onde de blast	58
1.4.3.10	La distance entre le sujet et l'explosif	59
1.4.3.11	La présence d'un facteur de réflexion	59
1.4.3.12	Le site de l'explosion	59
1.5	Discussions et conclusions sur la revue de la littérature	60
2	Étude des lésions thoraciques engendrées par des chutes libres de personnes	63
2.1	Introduction	64
2.2	Principes de l'étude	64
2.2.1	Sélection des cas d'étude	64
2.2.2	Simulation des chutes libres de personnes	68
2.2.2.1	Etude de sensibilité de la zone d'impact	68
2.2.2.2	Vitesse à l'impact	71
2.3	Résultats	73
2.3.1	Classification des cas collectés	73
2.3.2	Influence du positionnement du corps à l'impact	73
2.3.3	Influence de la vitesse d'impact	75
2.4	Discussion	76
2.4.1	La hauteur de chute	76
2.4.2	Les résultats numériques	77
2.4.3	L'utilisation des courbes de Bowen	79
2.5	Conclusion	81
3	Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants	83
3.1	Introduction	84
3.2	Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx	85
3.2.1	Le projectile SIR-X	85
3.2.2	Description du projectile	85
3.2.2.1	Méthode de validation du projectile SIR-X	86
3.2.2.2	Géométrie et maillage	88
3.2.2.3	Lois de comportement du projectile sous RADIOSS	89
3.2.2.4	Validation du projectile sur mur rigide: résultats et discussion	92
3.2.3	Interaction entre le projectile et le modèle HUByx	95

Contents

3.2.3.1	Positionnement du projectile Sir et Hubyx	95
3.2.3.2	Résultats dans les corridors de l'OTAN	97
3.2.4	Discussion et conclusion	100
3.3	Utilisation de la loi hydrodynamique pour les tissus mous	102
3.3.1	Introduction	102
3.3.2	Méthodes	103
3.3.2.1	Loi hydrodynamique pour les tissus mous	103
3.3.2.2	Utilisation du modèle HUByx	105
3.3.2.3	Tests de validation de Bir	106
3.3.2.4	Description des critères de blessure	107
3.3.2.4.1	Le critère visqueux	107
3.3.2.4.2	La pression dans les poumons	109
3.3.3	Résultats	109
3.3.3.1	Réponses mécaniques d'HUByx - Critères globaux	109
3.3.3.1.1	Les réponses en termes de force-temps, déflexion-temps et force-déflexion	109
3.3.3.1.2	La réponse en termes de critère visqueux	111
3.3.3.2	Réponses mécaniques d'HUByx - Critères locaux	112
3.3.4	Discussion	115
3.3.5	Conclusion	116
4	Evaluation numérique de la propagation d'une onde de choc issue d'une explosion en champ libre et son interaction avec un modèle biomécanique humain	117
4.1	Introduction	118
4.2	Méthodes	119
4.2.1	Onde de pression et similitudes	119
4.2.1.1	Caractéristiques de l'onde de souffle	119
4.2.1.2	Lois de similitude	120
4.2.1.3	Équations semi-empiriques	122
4.2.2	Le modèle expérimental de Merkle	123
4.2.3	Modèle éléments finis de la propagation de l'onde pression	125
4.2.3.1	Propagation en champ libre	125
4.2.3.2	Interaction avec le modèle biomécanique	126
4.3	Résultats	127
4.3.1	Comparaison de pic de pression pour différentes distances réduites	127
4.3.2	Validation de la propagation en champ libre et comparaisons avec les modèles analytiques	128
4.3.3	Interaction de l'onde de choc avec le modèle HUByx	129

4.4	Discussion	130
4.4.1	Propagation dans l'air en champ libre	130
4.4.2	Interaction avec le modèle biomécanique	131
4.5	Conclusion	132
5	Conclusions, limites et perspectives	133
5.1	Conclusions	134
5.2	Limites	136
5.3	Perspectives	137
	Bibliographie	151

List of Figures

1.1	Cage thoracique [121]	7
1.2	Classification des côtes [28]	7
1.3	Sternum (Vue ventrale)[28]	7
1.4	Sternum (Vue de profil gauche)[28]	7
1.5	Structures entrante et sortante de la racine du poumon (à gauche) et ramification des bronches (à droite) [118]	8
1.6	Vue antérieure (gauche) et postérieure (droite) de l'abdomen, extrait de [126]	10
1.7	Lieu de fracture des côtes selon la forme de l'objet impactant [126]	12
1.8	Compression du coeur [126]	13
1.9	Courbe de probabilité de lésion en fonction d'un critère lésionnel [103]	14
1.10	Tolérances lésionnelles du thorax en impacts frontaux [126]	15
1.11	Tolérances lésionnelles du thorax en impacts latéraux [126]	16
1.12	Hybrid III 50 ^{ème} percentile homme[64]	22
1.13	Système multicorps montrant un mannequin BioRID assis [126]	23
1.14	WSUHIM - Wayne State University Head Injury Model [161]	24
1.15	Modèle HUMOS-2 (INRETS [19])	25
1.16	Quelques modèles éléments finis du thorax et leurs applications [163]	27
1.17	Modèle HUByx complet	28
1.18	Partie thoracique du modèle HUByx (Vues globales et coupe transversale)	29
1.19	Formulation lagrangienne (à gauche la configuration initiale, à droite la configuration à un instant ultérieur)	31
1.20	Zone plastique de la loi de Johnson-Cook [9]	33
1.21	Modèle généralisé de Maxwell pour la loi de Boltzmann [1]	34
1.22	Comparaison de la réponse numérique d'HUByx avec le corridor expérimental de Bir et al. [21]: Projectile de 140g impactant le sternum à 20m/s	36
1.23	Comparaison de la réponse numérique d'HUByx avec le corridor expérimental de Bouquet [24]: pendule de 23.4kg pour un impact latéral à 5.9m/s	37
1.24	Comparaison de la réponse numérique d'HUByx avec le corridor expérimental de Viano et al. [155]: impacts latéraux thoracique et abdominal avec un pendule de 23.4kg à 6.7m/s	37
1.25	Comparaison de la réponse numérique d'HUByx avec le corridor expérimental de Kroell et al. [72] Pendule de 23.5kg impactant le sternum à 6.5m/s	38
1.26	Utilisations d'armes non-létales par les forces militaires [96]	46

List of Figures

1.27 Projectiles bâtons de diamètre 37mm , de gauche à droite: projectile en caoutchouc de 28g , projectile en bois de 32g et projectile en plastique de 134g . Figure extraite de [114].	48
1.28 Projectiles Beanbag [114]	48
1.29 Projectile RB1FS [114]	48
1.30 Le projectile Flashball [114]	49
1.31 Projectiles FN303 [114]	49
1.32 Projectiles 40mm [114]	49
1.33 Projectile SIR-X [103]	50
1.34 Eraflure suite à un impact de projectile en bâton [63]	51
1.35 Régions du corps impactées par le projectile [62]	52
1.36 Classification des blessures suivant la zone impactée [62]	52
1.37 Courbes pression-temps de l'explosion dans l'air: espace ouvert (à gauche) et espace fermé (à droite) [160]	60
2.1 Zones d'impacts frontaux et latéraux	69
2.2 Modèle HUByx en chute sur le sol	69
2.3 Orientations du modèle HUByx lors de la chute libre avec les angles α et β	70
2.4 Chute d'un objet cylindrique, extrait de Franck et al. (2009).	71
2.5 Répartition des cas de blessures pulmonaires en fonction de la hauteur de chute.	73
2.6 Résultats numériques pour des chutes libres frontales.	74
2.7 Résultats numériques pour des chutes libres latérales gauches.	74
2.8 Résultats numériques pour des chutes libres latérales droites.	74
2.9 Résultats numériques obtenus aux deux vitesses v_1 et v_2	75
2.10 Evaluation des blessures pulmonaires pour les chutes libres frontales à travers les courbes de Bowen modifiées: les cas frontaux FP1 à FP6 issus des deux vitesses ont été placés sur le graphique.	80
3.1 Projectile SIR-X	86
3.2 Procédures de validation du projectile non léthal SIR [103]	87
3.3 Montage expérimental utilisé pour l'étude de l'impact du projectile sur mur rigide. [114]	87
3.4 Maillage du projectile SIR-X	88
3.5 Projectile SIR-X avec le mur rigide	88
3.6 Évolution de la force en fonction du temps lors du tir du projectile SIR sur mur rigide	89
3.7 Évolution du diamètre d'impact du projectile en fonction du temps	89
3.8 Évolution du déplacement horizontal du projectile en fonction du temps	89
3.9 Courbe contrainte-déformation du projectile issue des trois courbes précédentes	89
3.10 Courbes contrainte ingénieure/déformation ingénieure du projectile SIR tracées à partir des résultats expérimentaux à différentes vitesses.	91
3.11 Validation du projectile SIR-X sur mur rigide à la vitesse de 29m/s en utilisant les corridors définis par l'OTAN	94

3.12	Validation du projectile SIR-X sur mur rigide à la vitesse de 61 m/s en utilisant les corridors définis par l'OTAN	94
3.13	Comparaison entre résultats expérimentaux et numériques lors du tir du projectile SIR-X sur mur rigide à la vitesse de 81 m/s.	95
3.14	Positionnement du projectile SIR et Hubyx lors de l'impact	96
3.15	Positionnement de la zone d'impact sur le modèle HUByx	96
3.16	Calcul du VC_{max} , figure extraite de la thèse de Robbe [114]	97
3.17	Réponses numériques en termes de déflexion-temps dans les corridors de l'ERM à $V_1 = 56m/s$	99
3.18	Réponses numériques en termes de déflexion-temps dans les corridors de l'ERM à $V_2 = 86.5m/s$	100
3.19	Impacteurs utilisés par Bir pour déterminer la réponse humaine aux impacts balistiques non-pénétrants. Figure extraite de la thèse de Bir [20]	106
3.20	Modèle HUByx avec l'impacteur C (vues latérale et frontale)	107
3.21	AIS et VC_{max} pour les 13 SHPM utilisés par Bir [20]	108
3.22	Réponses numériques comparées aux résultats des tests expérimentaux de Bir pour la condition d'impact A	110
3.23	Réponses numériques comparées aux résultats des tests expérimentaux de Bir pour la condition d'impact B	110
3.24	Réponses numériques comparées aux résultats des tests expérimentaux de Bir pour la condition d'impact C	111
3.25	Tracé des valeurs numériques de VC_{max} sur la courbe de risque de blessure d' $AIS \geq 2$ en fonction des VC_{max} . Cette courbe a été déterminée par analyse de régression logistique à partir des données expérimentales de cadavres [20] . . .	112
3.26	Zone de pression maximum (Condition d'impact B)	113
3.27	Utilisation des courbes de létalité de Bowen (1% – 10% – 50% – 90% – 99% sont des probabilités de survie.)	114
4.1	Evolution de pression au passage de l'onde de choc avec $P^+ = 400kPa$, $T = 15ms$ et $b = 1$	120
4.2	Similitude d'Hopkinson entre une explosion réelle et sa modélisation à échelle réduite, extrait de Trelat [152]	122
4.3	Modèle HSTM et emplacements des capteurs, extrait de Merkle [88]	124
4.4	Position du HSTM, extrait de Merkle [88]	124
4.5	Environnement explosif en espace libre: air et explosif.	126
4.6	Le modèle HUByx et son environnement	127
4.7	Comparaison entre les modèles numériques réel et réduit basés sur les charges expérimentales de Merkle et al.[88]	127
4.8	Comparaison du modèle numérique réduit avec les modèles semi-empiriques de la littérature pour les mêmes distances réduites.	128
4.9	Profil de pression à 2.3 m	129
4.10	Évolution de la pression dans le poumon gauche en fonction du temps.	129

List of Figures

4.11 Évolution de la pression dans l'estomac en fonction du temps.	129
4.12 Evolution de la pression dans le côté droit du foie en fonction du temps	130
4.13 Évolution de la pression dans le côté gauche du foie.	130

List of Tables

1.1	L'échelle AIS pour les blessures du thorax [126, 114]	11
1.2	DAE disponibles et leurs domaines d'applications [50]	21
1.3	Comparaison des données anthropométriques du modèle HUByx avec celles de la NASA [95]	30
1.4	Lois de comportements des tissus et des os implementés dans le modèle EF HUByx.	35
1.5	Configurations d'impact pour la validation du modèle HUByx	36
1.6	Différents types de traumatismes subis par des victimes de chutes libres [140]	44
1.7	Quelques projectiles non-létaux actuellement disponibles sur le marché et leurs caractéristiques principales [114]	47
1.8	Caractéristiques comparées des régimes de détonation et de déflagration lors de l'explosion d'un nuage de gaz en espace libre [13]	56
1.9	Mécanismes de blessure du blast, tableau adapté de [110]	57
2.1	Causes externes de morbidité et de mortalité - Chutes (W00-W19), tableau adapté de [158]	65
2.2	Blessures thoraciques - codes S20 à S29, tableau créé à partir de [158]	66
2.3	Description des cas de chutes recueillis pour une hauteur de 3 mètres	67
2.4	Orientation d'HUByx selon les différentes positions frontales	71
3.1	Paramètres de la loi élastique utilisée pour la partie plastique du projectile	91
3.2	Paramètres matériau utilisés pour le bout déformable du projectile	92
3.3	Valeurs numériques de VC_{max} obtenues avec l'OTAN comparées aux valeurs expérimentales de VC_{max} obtenues par l'ERM	101
3.4	Paramètres élasto-plastiques des tissus mous [8, 146]	105
3.5	Paramètres hydrodynamiques des tissus mous [8, 146]	105
3.6	Lois matériaux implémentées dans le modèle biomécanique EF HUByx.	106
3.7	Conditions d'impact balistiques des tests de Bir	107
3.8	VC_{max} et AIS obtenus suite aux tests expérimentaux de Bir pour chaque condition d'impact	108
3.9	VC_{max} obtenus suite aux simulations numériques.	112
3.10	Pressions pulmonaires résultant de la simulation numérique	113
4.1	Paramètres adimensionnels de la similitude de Sachs [46]	121

List of Tables

4.2 Propriétés de l'explosif dans les deux configurations de simulation 126



Introduction

0.1 Contexte

Tout au long de sa vie, le corps humain est exposé à des charges mécaniques de diverses natures. Au-delà des forces naturelles de gravitation et du champ électromagnétique, qui sont des actions à distance, le corps humain interagit continuellement avec son environnement de vie, via des forces de contact. Outre les forces mécaniques physiologiques à l'intérieur du corps, le milieu environnant joue un rôle important dans les effets liés aux forces extérieures. La biomécanique, vise à étudier la réponse du corps humain lorsqu'il est soumis à un type quelconque de chargement. Elle cherche à analyser, à quantifier les propriétés mécaniques des êtres vivants (hommes, animaux, plantes). Ce travail de thèse de doctorat s'intéresse à la biomécanique humaine, particulièrement à la biomécanique d'impacts ou l'étude de la réponse du corps humain à des forces d'impact et à un champ d'accélération. Le travail a donc pour objectifs : l'exploration de la réponse mécanique du corps humain, la compréhension des mécanismes de blessure et la définition des niveaux de tolérance du corps face aux impacts. L'exploration de la réponse mécanique du corps humain requiert un « support », sur lequel on va observer les effets des chargements comme la déformation des organes lors d'impacts, ou les contraintes dans les organes. Cependant, l'utilisation des sujets humains vivants est assez rare, car seuls des niveaux de chargement limités peuvent être appliqués pour ne pas dépasser les limites d'élasticité des tissus biologiques et engendrer une blessure quelconque. La biomécanique a alors recours à des Sujets Humains Post-Mortem (SHPM), mais l'utilisation de ces derniers est également limitée pour des questions évidentes d'éthique. Des dispositifs anthropomorphes d'essai (DAE) ou mannequins d'essai de choc sont également utilisés notamment dans le domaine de l'automobile pour mesurer des réponses mécaniques comme la force d'impact ou l'accélération, mais ces mannequins ne reproduisent pas toujours fidèlement le comportement humain lors d'impacts. Les outils numériques tentent alors d'apporter une solution à ces limitations au cours de ces dernières décennies. Le développement de ces outils numériques a conduit, au fil des dernières années à la mise en place des mannequins numériques plus ou moins capables de répondre de manière fidèle au comportement mécanique du corps humain lorsqu'ils sont soumis à divers types de sollicitations.

Dans le cadre des études sur les traumatismes biomécaniques, un modèle de mannequin numérique a été développé au sein du département COMM de l'ICB sur le site de l'UTBM. Ce mannequin se nomme HUByx (Hermaphrodite Biomechanical yx-model). Il s'agit d'un modèle éléments finis obtenu grâce à une reconstruction numérique tridimensionnelle à partir des coupes scanner médicales de patients. Ce modèle inclut les principaux organes du tronc humain et a pour objectif de répondre de manière biofidèle (c'est-à-dire d'avoir une réponse mécanique proche de celle de l'humain) lorsqu'il est soumis à des sollicitations violentes pouvant se produire dans un contexte militaire et civil.

La littérature recense un grand nombre de travaux effectués dans le milieu civil, principalement dans le domaine automobile. La réponse numérique du modèle HUByx a été validé en

reproduisant les tests expérimentaux utilisant des SHPM relatifs aux impacts automobiles. Des études ont également été effectuées en ce qui concerne le domaine militaire notamment en balistique non-pénétrante et dans le domaine de l'explosion où des tests expérimentaux ont été réalisés sur des SHPM ou sur des substituts humains. Ces tests serviront de base pour la reconstruction numérique d'impacts avec le mannequin HUByx et permettront d'évaluer le caractère biofidèle du mannequin dans sa réponse à ces différentes sollicitations.

0.2 Objectifs de la thèse

Les principaux objectifs de cette thèse concernent:

- L'amélioration de la biofidélité du mannequin numérique du corps humain HUByx.
- La détermination des limites de tolérance du corps humain aux impacts.

Ce deuxième objectif fait appel à deux éléments majeurs:

1. La réplification d'accidents réels de la vie courante comme les cas de chute libre de personnes.
 2. La comparaison des données expérimentales souvent issues des tests de la littérature avec des résultats numériques.
- La définition des critères (paramètres physiques) de prédiction des lésions.

L'idée principale étant de trouver un critère indépendant du type de chargement, l'étude du comportement interne du corps est ici nécessaire pour évaluer les paramètres mécaniques résultant de simulations numériques.

0.3 Plan de la thèse

Le premier chapitre de cette thèse présentera d'abord de manière synthétique l'anatomie et la physiologie du thorax et de l'abdomen, ainsi que les mécanismes de blessures thoraciques. Ensuite, les modèles biomécaniques existants seront présentés et enfin une présentation des différentes sollicitations dynamiques ainsi que leurs effets sur le corps humain sera faite.

Le deuxième chapitre concerne l'étude des lésions thoraciques engendrées par les cas de chutes libres accidentelles de personnes et leur réplification en utilisant le modèle numérique

List of Tables

du thorax humain HUByx. Dans cette étude, des cas réels de chutes libres concernant des adultes ont été récupérés auprès du service des urgences du centre hospitalier de Belfort Montbéliard. Les résultats des simulations pour différentes localisations d'impact ont été étudiés afin de déterminer l'influence de l'orientation du corps dans le risque d'apparition des blessures thoraciques.

Le troisième chapitre concerne l'évaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites. Deux études ont été réalisées: La première s'intéresse à l'étude d'un projectile déformable et son interaction avec le modèle biomécanique HUByx. Les résultats expérimentaux des tirs du projectile déformable sur mur rigide et sur un modèle physique substitut du thorax humain, reçus de l'école royale militaire de Belgique seront comparés aux résultats numériques. Dans la seconde étude, une nouvelle loi de comportement sera assignée aux tissus mous afin de pouvoir simuler à la fois des impacts balistiques pénétrants et non-pénétrants. La validité de cette loi de comportement a été évaluée par la réplication numérique des tests de balistique non pénétrants sur le modèle biomécanique HUByx en utilisant un projectile non-déformable. Cette série de tests expérimentaux avec des projectiles non déformables sont des tests de référence de la littérature (Bir et al.). Il s'agit de la seule série de tests expérimentaux réalisée dans un contexte de balistique non-pénétrante à haute vitesse.

Enfin, le dernier chapitre analysera le phénomène de blast et la réponse du corps humain soumis à ce type de chargement. En se basant sur la distance réduite et sur les notions de similitude, l'onde de pression en champ libre a été modélisée par la méthode des éléments finis. L'interaction de l'onde de surpression avec le modèle HUByx a également été modélisée en se basant sur un test expérimental de la littérature. Les résultats ont été évalués en termes de pics de pression dans les organes internes qui peuvent être à l'origine de sévères traumatismes thoraciques.

1 Revue de la littérature

1.1 Anatomie du thorax et de l'abdomen

Les études biomécaniques de cette thèse concernent essentiellement la partie thoraco - abdominale du corps humain. Composée du thorax et de l'abdomen, cette région du corps est délimitée en haut par la base du cou, et en bas par le petit bassin. Elle assure les fonctions de respiration, de circulation sanguine et de digestion indispensables à la vie humaine.

La compréhension des mécanismes de blessures de cette partie du corps nécessite au préalable la compréhension de l'anatomie et de la physiologie du thorax et de l'abdomen.

1.1.1 Le thorax

Le thorax se situe entre la base du cou et la partie supérieure de l'abdomen, il est séparé de l'abdomen par un muscle appelé le diaphragme et contient les principaux organes de la respiration et de la circulation sanguine. Il est composé de la cage thoracique contenant les organes mous ainsi que d'une enveloppe cutanée et musculaire. Les lignes suivantes donnent une description des principaux éléments composant le thorax:

La cage thoracique est constituée de 12 paires de côtes rattachées postérieurement par les vertèbres dorsales à la colonne vertébrale (voir Figure 1.1). A l'avant, les côtes sont reliées à un os plat et allongé, le sternum. Les côtes sont connectées par des muscles intercostaux internes et externes. La cage thoracique est ainsi souple pour favoriser la respiration.

Le sternum est un os plat spongieux avec un cortex compact, se situant au milieu de la partie antérieure de la cage thoracique où sont directement rattachés les clavicules et les sept premières côtes. Il mesure entre 15 et 20 cm et est légèrement convexe en avant. Il se compose de trois parties: le manubrium qui est la partie supérieure s'articule avec les clavicules, le cartilage de la première côte et la moitié supérieure de la deuxième côte, le corps est la partie inférieure plus étroite et plus longue que le manubrium, et enfin l'appendice xiphoïde qui reste le plus souvent à l'état cartilagineux (voir Figures 1.3 et 1.4).

La côte est un os plat, très allongé en forme d'arc de cercle irrégulier qui rejoint les vertèbres en arrière, et le sternum en avant par un cartilage costal. Elle comporte trois parties: l'extrémité postérieure, le corps et l'extrémité antérieure. L'être humain comporte douze paires de côtes nommées à l'aide de la lettre K (voir Figures 1.1 et 1.2). Elles se répartissent en deux groupes:

Le groupe K1 à K7 concerne les côtes sternales appelées aussi "vraies côtes", elles sont directement reliées au sternum par leur cartilage.

Le groupe K8 à K12 regroupe les côtes dites "asternales" qui peuvent se répartir en deux catégories:

Les côtes K8 à K10 sont appelées "fausses côtes" et ne sont pas reliées au sternum par leur cartilage. Elles sont reliées au cartilage de la côte sus-jacente.

Les côtes K11 et K12 sont appelées "côtes flottantes". Elles sont uniquement reliées aux vertèbres dorsales et se terminent par un cartilage libre vers l'avant.

1.1. Anatomie du thorax et de l'abdomen

Les vertèbres thoraciques, appelées aussi vertèbres dorsales, sont au nombre de 12, articulées entre elles par des disques intervertébraux, leurs processus articulaires supérieurs et inférieurs et les ligaments vertébraux communs.

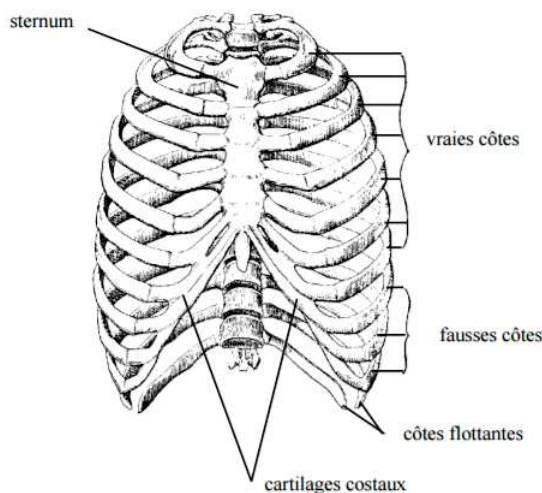


Figure 1.1 – Cage thoracique [121]

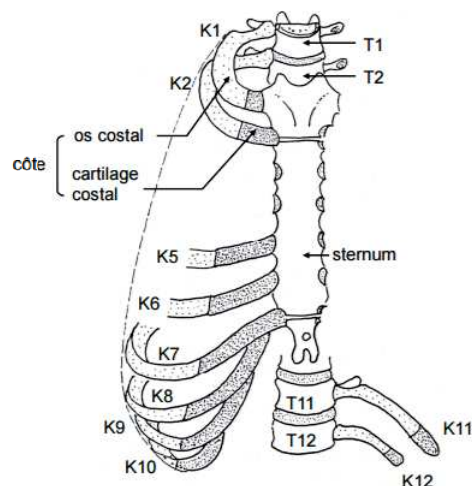


Figure 1.2 – Classification des côtes [28]

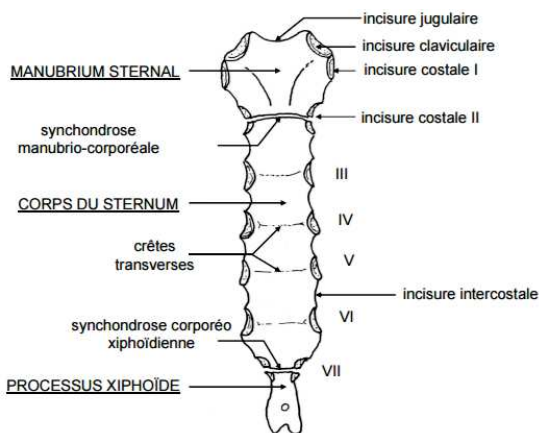


Figure 1.3 – Sternum (Vue ventrale)[28]

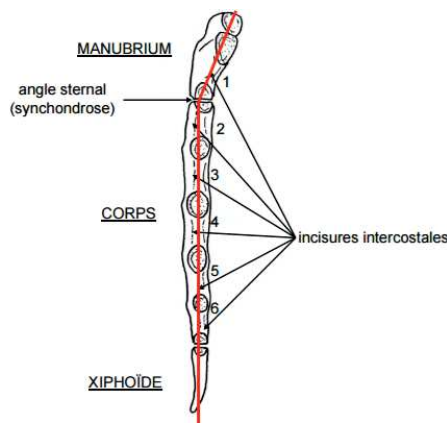


Figure 1.4 – Sternum (Vue de profil gauche)[28]

Le volume intérieur de la partie thoracique peut être divisé en trois régions: Les contours gauche et droit contiennent **les poumons** et la partie centrale située entre les deux poumons, appelée **le médiastin** comprend le cœur, l'œsophage, la trachée, les gros vaisseaux sanguins et lymphatiques (aorte, veines caves, artères et veines pulmonaires).

Les poumons, entourés chacun par un membrane appelé la plèvre, sont les principaux organes de la respiration permettant l'échange des gaz vitaux en fournissant l'oxygène à tout le corps et en éliminant le dioxyde de carbone (voir Figure 1.5).

Le poumon gauche est constitué de deux lobes et le poumon droit de trois lobes. Chaque

Chapter 1. Revue de la littérature

poumon est entouré de deux couches de membranes: la plèvre viscérale accolée aux tissus pulmonaires et la plèvre pariétale recouvrant l'intérieur de la paroi thoracique. Les plèvres viscérales et pariétales ne sont pas reliées et forment une petite cavité. Pour assurer le gonflement des poumons, une pression continue est maintenue par la cavité pleurale. Si cette pression ne peut pas être maintenue, suite à une perforation par exemple, on assiste alors à un dégonflement des poumons et la cavité pleurale se remplit d'air. Il s'agit alors d'un pneumothorax. [76]

Au cours de la respiration, le diaphragme, la cage thoracique et les muscles intercostaux fonctionnent comme une pompe en faisant rentrer l'air dans les poumons et en le rejetant. Lors de l'inspiration, le volume thoracique augmente en soulevant la cage thoracique et en abaissant le diaphragme. Lors de l'expiration, le thorax et le diaphragme sont relâchés.

L'air pénètre par la trachée puis dans les bronches, qui se divisent en bronches plus petites puis en bronchioles; à leur extrémité se trouvent de très nombreux sacs microscopiques, les alvéoles; c'est à travers la très fine paroi de celles-ci, tapissée d'un réseau de capillaires sanguins, que se produit l'hématose: transfert de l'oxygène de l'air vers le sang, élimination en sens inverse du gaz carbonique. Un seul poumon suffit à assurer les échanges gazeux nécessaires à la vie. [76]

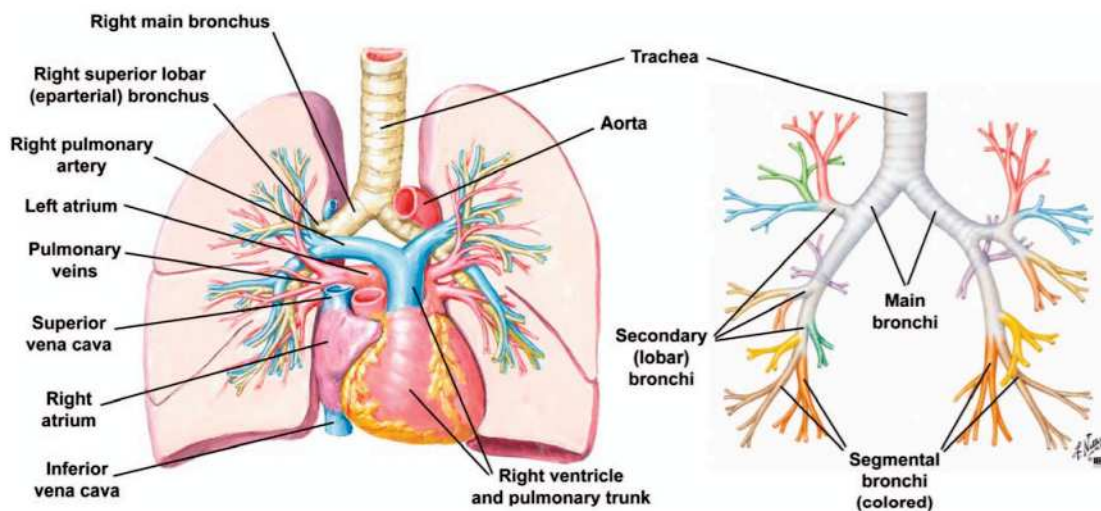


Figure 1.5 – Structures entrante et sortante de la racine du poumon (à gauche) et ramification des bronches (à droite) [118]

Le cœur est un organe vital creux et musculaire, qui assure la circulation sanguine dans le corps grâce à des contractions régulières. Il est composé de quatre cavités: deux oreillettes droite et gauche et deux ventricules droit et gauche, entourés dans une enveloppe, le péricarde. Les oreillettes fonctionnent comme des réservoirs pour le sang, tandis que les ventricules pompent le sang à travers le système vasculaire en se contractant et en se relaxant d'une manière rythmée.

1.1.2 L'abdomen

L'abdomen est délimité en haut par le diaphragme et en bas par le bassin. Cette partie du corps comprend la plupart des organes assurant la fonction de digestion chez l'homme. La cavité abdominale comprend ainsi plusieurs organes pouvant être séparés en deux catégories: les organes pleins et les organes creux [126].

Les organes pleins comme le foie, la rate, le pancréas, les reins, ont une densité élevée car ces organes sont souvent constitués de vaisseaux remplis de fluide.

Les organes creux ont une densité plus faible que les organes pleins car ils contiennent une grande cavité remplie d'air et de matières digestives. L'estomac, le gros intestin, le petit intestin et la vessie sont des organes creux.

Certains organes de la zone abdominale et leurs fonctions sont présentés ci-après:

Le foie situé en haut et à droite de l'abdomen, c'est un organe impair et asymétrique qui assure les fonctions vitales d'épuration, de synthèse et de stockage de diverses substances. Le foie pèse en moyenne 1.5 kg chez l'adulte, il est le plus volumineux des viscères humains.

Le pancréas de forme conique, il mesure environ 12 à 15cm et pèse entre 70 et 80 grammes. C'est une glande digestive à sécrétion interne et externe.

L'estomac en forme de J et mesurant entre 20 et 25 cm de haut, est la partie du tube digestif assurant les fonctions de brassage et de pré-digestion des aliments avant qu'ils ne soient envoyés dans l'intestin pour y être absorbés.

La rate située dans l'angle supérieur gauche de l'abdomen, elle pèse environ 200g, de la forme d'un poing et joue un rôle important dans l'immunité et le renouvellement des cellules sanguines.

Les reins en forme de haricot et au nombre de deux, ils assurent de multiples fonctions comme la régulation de la pression sanguine et l'élaboration de l'urine.

Le bassin , ceinture osseuse en forme d'entonnoir, il est situé en bas de l'abdomen et soutient la colonne vertébrale. Il constitue la jonction entre la colonne vertébrale et les membres inférieurs.

1.2 Blessures thoraciques - Mécanismes et critères de blessures

Cette thèse s'intéressant particulièrement à la réponse de la partie thoracique du corps humain, il est donc nécessaire de s'attacher à comprendre les blessures thoraciques ainsi que les

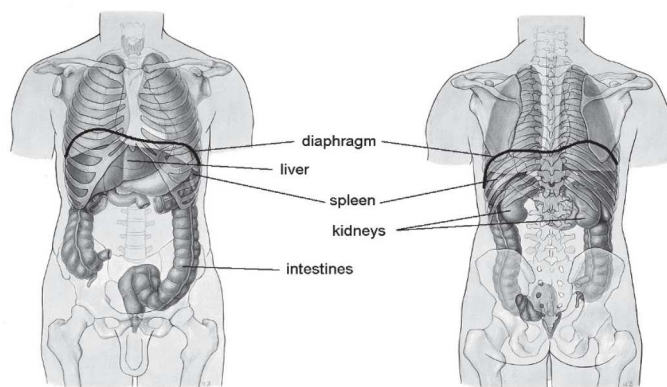


Figure 1.6 – Vue antérieure (gauche) et postérieure (droite) de l'abdomen, extrait de [126]

critères de blessures associés à cette partie du corps. Chaque organe étant différent, réagit de manière unique face aux forces extérieures. La réponse biomécanique du thorax aux impacts est complexe et dépend de multiples paramètres comme des caractéristiques mécaniques de chaque organe, de la nature de l'objet impactant, des interactions entre les différents organes ainsi que des interactions entre les organes et l'objet impactant.

1.2.1 Mécanismes de blessures thoraciques

Les impacts de la partie thoracique sont généralement des impacts frontaux ou latéraux même si un certain nombre d'impacts peuvent également se produire dans les autres directions du thorax [126]. Les impacts thoraciques résultent souvent de contacts violents avec des éléments situés dans l'environnement du sujet. Lorsque le thorax subit une décélération violente suite à un impact contondant (impact non pénétrant), on distingue trois mécanismes de blessure différents: la compression, le chargement visqueux et l'inertie des organes internes. La combinaison de ces trois phénomènes peut également se produire.

La structure du thorax est telle que la cage thoracique protège les organes vitaux internes. Les côtes se déforment sous chargement externe pour transmettre l'énergie appliquée à tout le corps. Si la tolérance est dépassée, les côtes se cassent et dû à l'espace réduit dans le médiastin, la compression des côtes antérieures de la cage thoracique peut facilement entraîner des blessures au niveau des structures internes.

1.2.2 Rappel sur l'échelle de mesure des blessures AIS

Dans le but de standardiser la gravité des blessures, de nombreuses échelles de codage des blessures ont vu le jour. Le codage par l'échelle de blessure Abbreviate Injury Scale (AIS) a été développé dans les années 1960. L'AIS, l'échelle la plus utilisée pour le codage des

1.2. Blessures thoraciques - Mécanismes et critères de blessures

blessures [126], a été publiée pour la première fois aux Etats-Unis en 1971 et recensait environ 80 blessures. L'AIS a alors subi de nombreuses révisions jusqu'à celle de 1990 qui compte 1300 entrées selon les segments du corps. Depuis ce temps, elle a été révisée à plusieurs reprises pour inclure des évaluations telles que les traumatismes pénétrants, les traumatismes multiples et les traumatismes pédiatriques [20]. L'AIS est basée sur des blessures anatomiques répertoriées selon les segments corporels. Elle permet de relier les valeurs fournies par un critère ¹ et les blessures qui auraient été observées sur un être humain, dans les mêmes conditions de choc. Les blessures sont classées sur une échelle de 1 à 6 (1 se référant à une lésion mineure et 6 à une lésion maximale).

L'échelle AIS décrite par l'AAAM (Association for the Advancement of Automotive Medecine) en 2005 et extraite de [126] est présentée dans le tableau ci-après pour les blessures thoraciques squelettiques et des tissus mous.

AIS	Gravité	Blessure squelettique	Blessure des tissus mous
1	Mineure	1 fracture costale	Contusion bronchique
2	Modérée	2 à 3 fractures costales ; Fracture du sternum	Rupture partielle bronchique
3	Sérieuse	Au moins 4 fractures costales sur le même côté 2 à 3 fractures costales avec hémithorax ou pneumothorax	Contusion pulmonaire; Contusion cardiaque mineure
4	Sévère	Volet thoracique; Au moins 4 fractures costales bilatérales; Au moins 4 fractures costales avec hémithorax ou pneumothorax	Dilacérations pulmonaires bilatérales; Dilacération aortique mineure; contusion cardiaque majeure
5	Critique	Volet thoracique bilatéral	Dilacération aortique majeure; Dilacération pulmonaire avec pneumothorax sous tension
6	Maximale		Dilacération aortique avec hémorragie massive

Table 1.1 – L'échelle AIS pour les blessures du thorax [126, 114]

Comme on vient de le voir dans le tableau 1.1, les blessures peuvent être squelettiques (fracture de côtes) ou affecter les tissus mous (lésions pulmonaires et lésions des autres organes).

1.2.3 Fractures de côtes

Les fractures de côtes surviennent lors d'impacts sur le thorax (par exemple avec un projectile non létal), lorsque le seuil de tolérance de l'os est atteint. La force transmise par l'impacteur à travers la peau et le muscle crée des déformations et des contraintes internes dans les côtes et le sternum [20]. Les seuils de tolérance des os varient selon les individus et selon l'âge. Par exemple, une personne jeune pourra subir une grande compression antérieure des côtes jusqu'au contact de la colonne vertébrale sans rupture de côte (en dehors de la compression des organes internes), par contre une personne de plus de 50 ans peut facilement se casser les côtes à de faibles chargements, lors d'un massage cardiaque par exemple [126].

Les fractures de côtes peuvent être considérées comme des blessures mineures ou sévères

¹Voir la définition d'un critère lésionnel en section 1.2.6

selon le nombre de côtes fracturées (voir Tableau 1.1). Si la peau et les tissus mous ne sont ni déchirés, ni perforés, il s'agit d'une fracture fermée. La fracture est dite ouverte, si la paroi thoracique est perforée par une côte cassée. Ce dernier type de fracture peut souvent engendrer des problèmes de respiration en donnant lieu à des hémopneumothorax. En général, les impacts dans le plan sagittal (d'avant en arrière) provoquent une fracture unique de côte alors que les impacts latéraux provoquent des fractures multiples [126]. Les côtes se fracturent souvent à la position géométrique où la courbure est maximale ou au lieu d'application de la force [126]. Ainsi, la localisation de(s) la fracture(s) latérale(s) dépend également de la forme de l'objet impactant (voir Figure 1.7).

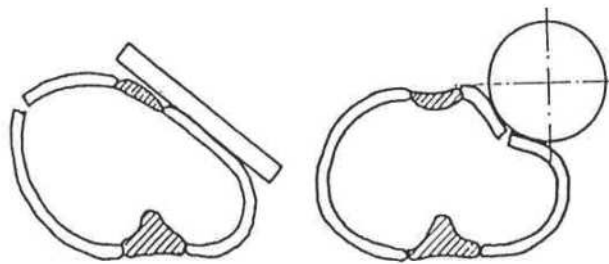


Figure 1.7 – Lieu de fracture des côtes selon la forme de l'objet impactant [126]

En cas de fractures multiples, la paroi thoracique peut perdre sa stabilité et entraîner de sérieux problèmes de respiration lorsqu'il se produit un volet thoracique². Par ailleurs, des études sur les Sujets Humains Post Mortem (SHPM) dans le domaine automobile ([138, 87]) ont montré que le nombre de côtes fracturées dépend de l'amplitude de compression de la côte plutôt que du taux de compression. En outre, les propriétés plastiques de l'os peuvent avoir une importante influence sur les contraintes maximales dans les côtes.

1.2.4 Lésions pulmonaires

Les lésions pulmonaires les plus fréquentes sont des contusions pulmonaires qui apparaissent suite à une compression excessive du thorax. Les contusions pulmonaires sont souvent accompagnées de volet thoracique, mais peuvent se produire sans aucune fracture de côte. Contrairement aux fractures costales, les contusions pulmonaires sont des phénomènes dépendant de la vitesse [94]. À des vitesses élevées, la compression ou l'onde de pression est transmise par la paroi thoracique aux tissus pulmonaires causant des dommages au niveau des capillaires dans les alvéoles pulmonaires. Des dilacérations voire des perforations de tissus pulmonaires peuvent également se produire aux lieux de fractures de côtes. Cela engendre alors un pneumothorax ou un hémithorax.

²Le volet thoracique correspond à la portion de la paroi thoracique, complètement ou partiellement désolidarisée du reste de la cage thoracique à la suite d'une fracture multiple de côtes. (Encyclopédie Larousse en ligne)

1.2. Blessures thoraciques - Mécanismes et critères de blessures

Dans le cas du pneumothorax, la cavité pleurale située entre les poumons et la cage thoracique se remplit d'air. Le pneumothorax est généralement la conséquence d'une fracture de côte. La perforation peut être au niveau de la plèvre pariétale comme de la plèvre viscérale. Pendant la respiration, la quantité d'air dans la cavité pleurale augmente, provoque le décollement des feuilles de la plèvre en repoussant le poumon et par conséquent réduit son volume effectif. L'hémothorax se traduit quant à lui par la présence de sang dans la cavité pleurale, due à la dilacération des vaisseaux sanguins dans les tissus pulmonaires.

L'hémothorax et le pneumothorax peuvent se produire en même temps, et on assiste dans ce cas, à un hémopneumothorax. On peut donc remarquer que les fractures costales, l'hémothorax et le pneumothorax résultent des effets de la compression alors que la contusion pulmonaire semble dépendre de la vitesse.

1.2.5 Lésions cardiaques et lésions des autres organes mous

L'impact du thorax à très grande vitesse peut engendrer une contusion cardiaque, une dilacération et même un arrêt cardiaque. La contusion apparaît suite à la compression et à la vitesse associée alors que la dilacération peut être due à une très grande amplitude de compression du sternum. À des taux de chargement élevés, le cœur peut subir une arythmie ou un arrêt qui peuvent être mortels. En effet, des impacts brusques à grande vitesse (15 à 20 m/s) peuvent interrompre la transduction électromécanique de la paroi du cœur et provoquer une mort subite due à une fibrillation ventriculaire, c'est la commotio cordis. La Figure 1.8 extraite de Schmitt et al. [126] illustre la compression du cœur entre le sternum et la colonne vertébrale.

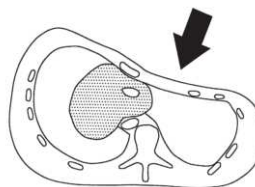


Figure 1.8 – Compression du cœur [126]

Par ailleurs, les gros vaisseaux sanguins comme l'aorte peuvent également subir des lésions. Les ruptures et les lacérations sont les mécanismes de blessures les plus fréquents. La rupture aortique résulte de trois mécanismes: traction et forces de cisaillement générées entre les parties mobiles et les points de fixation de l'aorte, la compression directe de la colonne vertébrale et enfin, une augmentation soudaine de pression dans l'aorte. Des études rapportent que dans le cas des chocs automobiles et des chutes de personnes, de nombreux décès sont liés à la rupture de l'aorte: 80 à 85% des victimes ayant subi une lésion aortique meurent sur le lieu de l'accident [134, 27].

Au delà des ruptures aortiques, d'autres types de lésion comme la rupture de l'œsophage et la dilacération du diaphragme peuvent également être observés suite à des impacts violents sur le thorax.

1.2.6 Tolérances et critères de lésions

Avant de citer les critères lésionnels les plus utilisés, il convient de rappeler la définition de quelques notions nécessaires à la compréhension de cette partie.

Niveau de blessure ou niveau de sévérité de blessure se définit comme étant l'amplitude du changement en termes de changements physiologiques et/ou de casse structurelle qui apparaît dans un corps vivant comme la conséquence d'une violence mécanique [2].

Un critère lésionnel se définit comme étant *un paramètre physique ou un ensemble de paramètres physiques qui corrélient bien avec la sévérité d'une blessure occasionnée à la zone du corps envisagée* [114]. C'est un outil important permettant d'évaluer la sévérité d'un impact et le risque d'apparition des blessures qui en résultent.

Face à une même condition d'impact donnée, deux individus ne réagiront pas de la même manière. Du fait de la variabilité des propriétés mécaniques du corps humain, liée à différents facteurs comme l'âge, le genre, ou encore les différences anthropométriques, le critère lésionnel est défini en termes de probabilités. Ainsi, un critère lésionnel va donc indiquer la probabilité de blessure pour un niveau de sévérité donné. Des fonctions de probabilités sont utilisées, la plus connue est la fonction de régression logistique établissant un lien entre la probabilité de lésion p et le critère lésionnel x (variable continue ou discrète):

$$p(x) = \frac{1}{1 + e^{-\alpha - \beta x}} \quad (1.1)$$

α et β sont des paramètres obtenus d'analyses statistiques de tests biomécaniques. La valeur seuil d'un critère lésionnel est appelée tolérance lésionnelle. La Figure 1.9 montre un exemple de courbe de probabilité de lésion appelée en anglais *injury risk curve*.

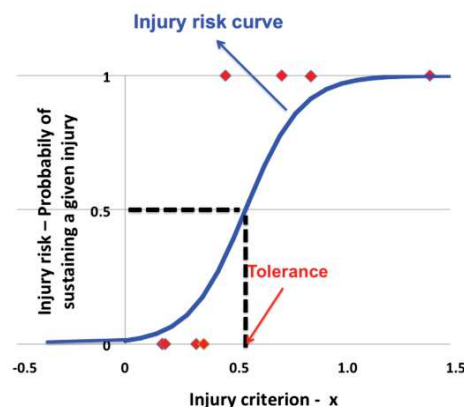


Figure 1.9 – Courbe de probabilité de lésion en fonction d'un critère lésionnel [103]

La tolérance lésionnelle d'une région ou d'un organe du corps est *l'amplitude de la charge, traduite en une valeur seuil d'un critère lésionnel, qui produit un risque spécifié de*

1.2. Blessures thoraciques - Mécanismes et critères de blessures

blessure spécifiée. En d'autres mots, la tolérance lésionnelle est la valeur d'un critère lésionnel connu qui permet de distinguer, avec une probabilité statistique donnée, un événement non traumatique d'un événement traumatique [114].

Comme évoqué dans la section 1.2.1, les blessures thoraciques résultent de trois mécanismes: le mécanisme élastique lié à la compression ou à la tension du corps, le mécanisme visqueux lié à la propagation des ondes mécaniques dans le corps et le mécanisme inertiel résultant d'un mouvement d'accélération lié aux forces d'inertie. En utilisant différents types d'expérimentations, la réponse biomécanique du thorax en termes de limite de tolérance a été déterminée pour différents types de chargements. Ainsi, des critères de lésions ont été développés permettant de relier un certain nombre de chargement du thorax à des risques de blessures qui pourraient correspondre. Cette partie décrit les critères de blessures thoraciques les plus utilisées ainsi que les seuils de tolérance. Les Figures 1.10 et 1.11 montrent les tolérances lésionnelles du thorax en impacts frontaux et latéraux dans le domaine automobile.

tolerance level	injury level	reference
force:		
3.3 kN to sternum	minor injury	Patrick et al. (1969)
8.8 kN to chest and shoulders	minor injury	Patrick et al. (1969)
acceleration:		
60 g	3ms value for Hybrid III	FMVSS 208 (old version)
deflection:		
58 mm	no rib fracture	Stalnaker and Mohan (1974)
52 mm	limit for Hybrid III (5%)	FMVSS 208
63 mm	limit for Hybrid III (50%)	FMVSS 208
compression:		
20 %	onset of rib fracture	Kroell et al. (1971,1974)
40 %	flail chest	Kroell et al. (1971,1974)
VC _{max} :		
1.0 m/s	25 % probability of AIS ≥4	Viano and Lau (1985)
1.3 m/s	50 % probability of AIS ≥4	Viano and Lau (1985)
Combined Thoracic Index CTI:		
A _{max} /60g+D _{max} /76mm	50 % probability of AIS >3 in cadavers	Kleinberger et al. (1998)

Figure 1.10 – Tolérances lésionnelles du thorax en impacts frontaux [126]

tolerance level	injury level	reference
force:		
7.4 kN	AIS0	Tarriere et al. (1979)
10.2 kN	AIS3	Tarriere et al. (1979)
5.5 kN	25 % probability of AIS \geq 4	Viano (1989)
acceleration:		
T8-Y 45.2 g	25 % probability of AIS \geq 4	Viano (1989)
T12-Y 31.6 g	25 % probability of AIS \geq 4	Viano (1989)
60 g	25 % probability of AIS \geq 4	Cavanaugh et al. (1993)
TTI(d):		
TTI(d) 85 g	Max. in SID dummy for 4-door cars	FMVSS 214
TTI(d) 90 g	Max. in SID dummy for 2-door cars	FMVSS 214
TTI 145 g	25 % probability of AIS \geq 4	Cavanaugh et al. (1993)
TTI 151 g	25 % probability of AIS \geq 4	Pintar et al. (1997)
compression to half thorax:		
35 %	AIS3	Stalnaker et al. (1979), Tarriere et al. (1979)
33 %	25 % probability of AIS \geq 4	Cavanaugh et al. (1993)
compression to whole thorax:		
38.4 %	25 % probability of AIS \geq 4	Viano (1989)
VC _{max} to half thorax:		
0.85 m/s	25 % probability of AIS \geq 4	Cavanaugh et al. (1993)
VC _{max} to whole thorax:		
1.0 m/s	50 % probability of AIS \geq 3	Viano (1989)
1.47 m/s	25% probability of AIS \geq 4	Viano (1989)

Figure 1.11 – Tolérances lésionnelles du thorax en impacts latéraux [126]

1.2.6.1 Critères basés sur l'accélération et la force

Ces critères ont longtemps été utilisés dans le domaine de l'automobile. L'accélération maximale tolérée est de 60g au niveau de la colonne vertébrale en choc frontal et de 85g au niveau des côtes et de la colonne vertébrale en choc latéral. La force étant étroitement liée à l'accélération, les limites de tolérance en force sont données en fonction de celles en accélération, en supposant une masse de 30kg pour le thorax. Ces critères, ne tenant pas en compte le caractère visqueux du thorax, d'autres critères ont donc été développés à partir des tests expérimentaux.

1.2.6.2 Thoracic Trauma Index

C'est un critère permettant de prédire la probabilité de blessures sur les os du thorax dans le cas d'un impact latéral. Il a été développé en 1984 par Eppinger et al. Le TTI est basé sur

1.2. Blessures thoraciques - Mécanismes et critères de blessures

l'accélération de la plus basse vertèbre et celle des côtes. Il prend en compte le poids et l'âge de la victime. Le TTI s'exprime en g et se définit comme suit:

$$TTI = 1.4(AGE) + 0.5(RIB_g + T12_g) \cdot (MASS/MSTD) \quad (1.2)$$

où AGE est l'âge de la victime en années, RIB_g est la valeur maximale de l'accélération en g dans la direction latérale de la 4^{ème} et 8^{ème} côte du côté impacté, $T12_g$ est la valeur maximale de l'accélération en g dans la direction latérale de la 12^{ème} vertèbre, $MASS$ est la masse de la victime en kg , $MSTD$ est la masse de référence de $75kg$. Le TTI apparaît alors plutôt comme une corrélation statistique que biomécanique, ne pouvant être directement relié à un mécanisme de blessure [126].

1.2.6.3 Compression criterion

En analysant les tests d'impacts violents, Kroell et al. [71, 72] ont conclu que la compression maximum du thorax corrèle bien avec l'AIS contrairement à la force et à l'accélération. En définissant la compression (C) comme la déflexion du thorax divisée par l'épaisseur du thorax, la relation suivante a été établie:

$$AIS = -3.78 + 19.56C \quad (1.3)$$

Ainsi, une déflexion du thorax égale à $92mm$ et une épaisseur de $230mm$ du 50^{ème} percentile mâle, représentant une compression du thorax à 40%, donnera lieu à un AIS 4.

1.2.6.4 Viscous criterion (VC)

Le critère visqueux appelé aussi critère des tissus mous, permet de rendre compte des blessures des tissus mous. Il est basé sur la compression et la vitesse de compression dépendantes de la vitesse de chargement. Le $VC[m/s]$ a été défini par Lau et al. [77] comme étant le pic du produit entre la compression ($C(t)$) et la vitesse de compression ($V(t)$):

$$C(t) = \frac{D(t)}{D_0}; V(t) = \frac{dD(t)}{dt} \quad (1.4)$$

où $D(t)$ est la compression du thorax, et D_0 l'épaisseur initiale du thorax, le VC s'écrit alors:

$$VC = V(t) * C(t) \quad (1.5)$$

Le VC est obtenu en mesurant la déflexion des côtes dans le cas d'un impact latéral et la déflexion du thorax dans le cas d'un impact frontal. La valeur limite admise de VC_{max} est inférieure ou égale à $1.0m/s$. Le viscous criterion est un bon indicateur d'une blessure potentielle et du temps où le risque d'apparition de blessure est le plus élevé.

Ce critère a été fréquemment utilisé dans cette thèse pour quantifier les blessures thoraciques

lors d'impacts de chute libre de personnes et lors d'impacts non pénétrants de projectiles à létalité réduite.

1.2.6.5 Autres critères de blessure

il existe également d'autres critères de blessure comme le "Combined Thorax Index (CTI)" très utilisé dans le domaine automobile pour évaluer les blessures liées à la ceinture de sécurité et aux airbags. Le CTI est à la fois basé sur la compression et l'accélération. Il existe également d'autres critères comme le critère de déflexion des côtes (the Rib Deflection Criterion - RDC), exprimé en mm pour les impacts latéraux et le critère de compression du thorax (Thoracic Compression Criterion - TCC) pour des impacts frontaux qui donne la valeur absolue de la compression du thorax entre le sternum et la colonne vertébrale.

Les critères que nous venons de citer s'appliquent à un grand nombre d'impacts, du domaine automobile, pour les blessures de sport et également en ce qui nous concerne, pour les cas de chutes, d'impacts balistiques non-pénétrants et pour des phénomènes d'explosion. Outre tous ces critères, d'autres critères de blessure spécifiques à des types d'impact ou de phénomènes violents, en particulier le souffle d'explosion (blast) ont également fait l'objet d'investigations. Pour l'explosion par exemple, la valeur du pic de pression et la durée de la phase positive de l'onde de pression (critères de Bowen) permettent de caractériser la probabilité de survie de la victime. Nous verrons dans les parties consacrées aux trois types d'impacts (chutes libres, balistique non-pénétrante et blast), les types de blessure et les critères de blessures qui y sont associés et nous proposerons également d'autres critères de blessures basés sur la combinaison de critères existants.

1.3 Biomécanique des chocs et modèles biomécaniques existants

La biomécanique étudie la réponse du corps humain lorsqu'il est soumis à une charge quelconque. Elle est dédiée à l'analyse, la mesure et la modélisation des effets observés sous différents chargements mécaniques.

La biomécanique explore les propriétés mécaniques des organismes vivants à tous les niveaux, à partir des molécules jusqu'aux tissus et organes. La biomécanique d'impact est une branche de la biomécanique qui traite la réponse du corps humain à des forces d'impact et à un champ d'accélération. Cette branche peut être divisée en trois domaines principaux: réponse biomécanique, mécanismes de blessure, niveaux de tolérances. Pour étudier la réponse du corps humain aux impacts, différents modèles sont utilisés.

1.3.1 Modèles physiques

1.3.1.1 Sujets humains vivants volontaires

Les humains volontaires ne peuvent servir que de manière très exceptionnelle pour des tests d'impacts expérimentaux. Ils sont souvent utilisés pour améliorer le confort et l'ergonomie des véhicules et les tests humains ne peuvent excéder certaines limites pour ne pas occasionner de blessures graves chez les sujets. Le seuil d'apparition de douleur est souvent considéré comme la limite supérieure jusqu'à laquelle les charges mécaniques peuvent être appliquées. Les tests sur des volontaires ont des avantages en ce qui concerne l'utilisation d'un état d'anatomie et de physiologie "correct", et permettent aussi d'étudier les effets du tonus musculaire. Cependant, ces tests ne sont pas statistiquement représentatifs de la population à risque, car les femmes, les enfants et les personnes âgées sont fortement sous-représentés. Le test historique le plus connu est celui réalisé sur le Colonel John Paul Stapp (US Air Force) lorsqu'il étudiait entre 1946 et 1958, les effets de la décélération sur les humains et les animaux. Il fut soumis à des décélération de plus de 40 g. (Ce chercheur pionnier a donné son nom aux conférences "Stapp Car Crash Conferences" qui ont lieu chaque année depuis 1955) [94]. D'autres chercheurs se sont également portés volontaires pour servir de sujets d'études lors d'essais. Un professeur de la Wayne State University effectua également environ 400 essais de décélération rapide sur le corps humain. Avec ses étudiants, ils se sont également fait percuter le torse par de lourds pendules et même le visage par des marteaux pneumatiques afin de contribuer au développement de modèles mathématiques. [94]

1.3.1.2 Les sujets Humains Post-Mortem (SHPM)

Les cadavres humains, appelés sujets humains post-mortem (SHPM) sont le deuxième type de modèle utilisé pour déterminer la réponse biomécanique humaine. L'utilisation des SHPM exclut les victimes décédées suite à des accidents pour ne pas compromettre les résultats par des blessures subies au préalable. Les essais réalisés peuvent être à échelle réelle ou fractionnés, spécifiques à une partie du corps comme le thorax. Les différents types d'essais réalisés servent en premier lieu à comprendre la tolérance humaine aux chocs en étudiant le comportement du corps. En second lieu, ces tests permettent de créer des modèles de lois de comportement et enfin, en dernier lieu, et après le développement des outils informatiques, ces tests fournissent des données de validation. Les résultats de ces tests sont souvent présentés sous forme de corridors (couloirs définis par des valeurs min et max de la grandeur mesurée) permettant de prendre en compte la variabilité anthropométrique humaine [72, 155, 24, 21].

Malgré les similitudes entre les sujets humains vivants et post-mortem, certaines limitations importantes apparaissent, et mettent en avant certaines précautions à prendre dans l'analyse des résultats de tests impliquant des SHPM. Tout d'abord l'âge des SHPM toujours élevé pose le problème de la représentativité d'une population donnée, ensuite, le manque de pression

dans les poumons et les vaisseaux sanguins et le manque de tonus musculaire. Enfin, le mode de préparation des cadavres, c'est à dire l'embaumement ou non des corps peut faire varier significativement les réponses biomécaniques [126]. Enfin, les utilisations de ces SHPM se sont souvent heurtées à des problèmes d'éthique [94].

1.3.1.3 Les animaux

L'utilisation des animaux trouve un intérêt majeur dans les études de "probabilité de survie" auxquelles les SHPM sont naturellement inadéquats. Différentes espèces animales ont ainsi été soumises au phénomène du blast (souffle d'explosion) [25, 16]. Les résultats issus des expérimentations avec les animaux ont été mis à l'échelle pour correspondre au comportement humain. Bien que les tests sur les animaux soient intéressants, notamment pour l'étude des réactions physiologiques et la comparaison des tissus vivants avec les tissus des SHPM, en raison des différences anatomiques et physiologiques entre animaux et êtres humains, les possibilités de mise à l'échelle des résultats obtenus en termes de seuil de blessures restent assez limitées [126]. Les animaux les plus utilisés sont ceux dont la structure interne se rapproche le plus de celle de l'homme (cochons, moutons...). Tout comme pour les SHPM, l'utilisation des animaux est confrontée aux problèmes d'éthique, en particulier, de virulentes protestations des défenseurs des animaux.

1.3.1.4 Les dispositifs anthropomorphes d'essai (DAE)

Les dispositifs anthropomorphes d'essais (DAE) communément appelés mannequins de choc, sont des substituts mécaniques humains à taille réelle. Constitués d'acier, d'aluminium, de caoutchouc, de plastique et de mousse, ils sont lestés et articulés pour simuler le comportement d'un corps humain. Équipés de plusieurs capteurs, ils permettent de mesurer les contraintes, les déformations, la vitesse, la force d'impact et les chocs subis sur les différentes parties du corps. Ces mannequins sont indispensables au développement de nouveaux modèles automobiles pour la conception de véhicules plus sûrs. Il existe différents types de mannequins utilisés dans le domaine automobile. Le tableau 1.2 donne un aperçu des principaux mannequins utilisés dans les crash tests automobiles.

1.3. Biomécanique des chocs et modèles biomécaniques existants

Type de chocs automobiles	Dispositifs Anthropomorphiques d'Essai (DAE) ou mannequins
Choc frontal	Hybrid II - 50 ^{ème} percentile homme
	Hybrid II - Enfants de 3 et 6 ans
	Hybrid III - 50 ^{ème} percentile homme
	Hybrid III - 95 ^{ème} percentile homme
	Hybrid III - 5 ^{ème} percentile femme
	Hybrid III - Enfants de 3 et 6 ans
	THOR (Test device for Human Occupant Restraint) - 50 ^{ème} percentile homme
	THOR - 50 ^{ème} percentile femme
Choc latéral	SID - BioSID - WorldSID
	SID-H III (mannequin SID avec tête et cou Hybrid III)
	EuroSID
Choc arrière	BioRID - RID-2
Risque lié à l'airbag	CRABI (Child Restraint Air Bag Interaction) mannequins enfants de 6 mois, 12 mois et 18 mois
Piétons	POLAR

Table 1.2 – DAE disponibles et leurs domaines d'applications [50]

C'est en 1971 que Hybrid I a vu le jour. Ce modèle représentait le mannequin mâle du "50^{ème} percentile", c'est à dire qu'il représente d'après les proportions, la taille et le poids, un adulte mâle moyen. Depuis Hybrid I, des modèles de plus en plus sophistiqués ont été mis en place. Hybrid II fut introduit en 1972 avec des améliorations considérables par rapport au modèle précédent. Cependant Hybrid I et Hybrid II étaient utilisés seulement pour développer des ceintures de sécurité.

Hybrid III, le mannequin mâle 50^{ème} percentile (Voir Figure 1.12) a fait alors sa première apparition en 1976. Il est le mannequin d'essai de choc le plus utilisé pour des tests de crash frontal [126]. Il mesure 1,75m en position debout et pèse 77kg. Hybrid III fait partie d'une série de mannequins de différentes tailles: le Hybrid III 95^{ème} percentile (1.88m, 100kg), Hybrid III 5^{ème} percentile, mannequin femme (1.52m, 50kg), ainsi que trois mannequins enfants de 10 ans (21kg), de six ans et trois ans 15kg. Les Hybrid III sont conçus pour l'évaluation des chocs frontaux et sont moins aptes dans la représentation des chocs latéraux. La famille de mannequins SID (Side Impact Dummy) ou mannequin de choc latéral en français est alors utilisée pour mesurer les effets des impacts latéraux sur les côtes, la colonne vertébrale et les organes internes. Le SID est le mannequin standard du gouvernement américain. L'EuroSID est utilisé en Europe pour vérifier la compatibilité avec les normes de sécurité, et le SID II est un mannequin de femme 5^{ème} percentile. BioSID est une version plus sophistiquée de SID et EuroSID, mais n'est pas utilisé à des fins réglementaires.

Il faut noter que tous ces mannequins ont été conçus pour de multiples utilisations sans répara-



Figure 1.12 – Hybrid III 50^{ème} percentile homme[64]

tion. Les os, les tissus mous, la chair et les organes sont remplacés par de l'acier, du caoutchouc, des matériaux plastiques et de la mousse dans les modèles physiques (mannequins). Il est alors impossible d'évaluer les blessures des tissus d'un point de vue "dommages biologiques" [29].

1.3.2 Modèles mathématiques

Grâce au progrès continu en informatique et en méthodes numériques, la modélisation mathématique est devenue de plus en plus détaillée et puissante. La simulation numérique est devenue alors un outil performant dans l'étude de la biomécanique d'impacts, que ce soit dans le domaine de la sécurité automobile ou dans la reconstruction des accidents. Les modèles numériques permettent de réaliser des simulations numériques fiables et reproductibles à l'infini. Ils sont de plus en plus utilisés pour modéliser le corps humain, traitant en particulier sa réponse biomécanique ainsi que les mécanismes de blessures. Les deux techniques de simulations numériques les plus utilisées sont l'approche multi-corps basée sur la dynamique rigide du corps et la méthode des éléments finis (EF), une formulation particulière de la mécanique des milieux continus.

1.3.2.1 Les modèles multicorps

Alors que la méthode des éléments finis est utilisée principalement pour l'analyse locale d'une pièce mécanique, le comportement du système complet en tant que mécanisme et assemblage de pièces liées entre elles est modélisé par des formulations multicorps. La cinématique du corps humain est décrite par une chaîne de corps rigides articulée. Ces types de modèles sont efficaces en termes de temps de calculs numériques mais ne fournissent que des informations limitées. Chaque membre du corps est représenté par un corps rigide avec un centre de gravité, une masse, une inertie et chaque joint squelettique est représenté par un joint numérique

1.3. Biomécanique des chocs et modèles biomécaniques existants

correspondant ou en utilisant des ressorts non-linéaires.

Le comportement des systèmes multicorps est évalué en soumettant le système à des forces externes comme un champ d'accélération correspondant à une impulsion de collision ou des forces associées à une chute. Cette technique trouve son intérêt en particulier dans la modélisation de la réponse du corps entier. Les premiers modèles ont été présentés dans les années 1970. À ce jour, une vaste gamme de modèles validés à grande échelle est disponible. Grâce aux moyens de calculs informatiques actuels et à la performance des codes de calculs modernes, il est possible de modéliser, simuler, analyser et optimiser des systèmes comportant jusqu'à plusieurs milliers de corps interconnectés. Le solveur le plus utilisé pour des problèmes multicorps est MADYMO (MATHematical DYNAMIC MOdel) qui est un solveur multiphysique pouvant combiner à la fois la méthode multicorps (Rigid Body Dynamic) et la méthode éléments finis. Plusieurs combinaisons de multicorps et des éléments finis sont disponibles.



Figure 1.13 – Système multicorps montrant un mannequin BioRID assis [126]

1.3.2.2 Les modèles biomécaniques Éléments Finis

La Méthode des Éléments Finis (MEF) est une méthode d'approximation numérique de solutions de problèmes d'équations aux dérivées partielles (EDP) aux limites. Cette méthode s'est développée dans les années 1960 et grâce au progrès de l'informatique, elle connaît depuis, un développement fulgurant pour devenir un outil incontournable en mécanique et applicable dans de nombreux domaines impliquant des problèmes d'EDP aux limites. Cette méthode, contrairement à la méthode multicorps, offre la possibilité d'analyses plus détaillées de la réponse du corps humain aux impacts dans le cadre de la biomécanique. Des données difficiles d'accès par l'expérimentation comme la distribution des contraintes dans les tissus, deviennent alors accessibles par cette méthode.

Dans le cas de notre étude, la MEF est utilisée pour résoudre des problèmes de mécanique des milieux continus (solides et fluides). L'appellation éléments finis vient de la décomposition du domaine d'études en éléments représentés par un maillage. Le système continu est réduit à un modèle numérique discret constitué d'éléments bien définis (hexaèdres, quadrilatères, barres). Chaque élément est constitué d'un nombre fixe de nœuds qui limite le nombre de degré de liberté du modèle EF, donné en fonction des conditions aux limites appliquées et de la géométrie du maillage, en particulier pour les éléments qui partagent des nœuds communs.

Chapter 1. Revue de la littérature

Pour plus de description de la MEF, il convient de se référer à [17].

Le développement des modèles EF a d'abord commencé dans le domaine du transport pour améliorer la sécurité des véhicules et des passagers. Quelques modèles humains de la littérature, développés grâce à la MEF sont rappelés ci-après:

- Le modèle SIMon (Simulated Injury Monitor) a été développé par les experts du NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) aux Etats-Unis. Les recherches se concentrent actuellement sur le SIMon-Head qui permet d'évaluer les blessures des tissus mous du cerveau humain en se basant sur un modèle éléments finis du cerveau et en utilisant les données collectées lors des crash tests avec les mannequins physiques actuels [60]. Ce concept permet d'augmenter le niveau de précision dans la prédiction des blessures en calculant directement les blessures locales au lieu d'utiliser la comparaison des coefficients globaux abstraits comme le Head Injury Coefficient (HIC) qui est défini comme l'intégral de l'accélération linéaire de la tête du mannequin au cours d'un intervalle de temps fixe [60]. Le concept de SIMon va être étendu à d'autres parties du corps comme le cou, le thorax etc.
- Depuis plus de soixante ans, la Wayne State University (WSU) Bioengineering Center est le pionnier de la recherche en biomécanique d'impacts et a publié des seuils de tolérance aux blessures. Au cours des dernières années, le centre s'est engagé dans une activité continue du développement de modèles du corps humain et de ses différentes parties, en particulier le cerveau et le modèle de tête de la WSU [29]. Ces modèles sont parmi les plus avancés, et leur validation est étayée par des expériences réalisées au centre lui-même. Les modèles de la WSU ont servi de base pour le développement d'autres modèles numériques par des chercheurs ou des industriels (Ford, General Motors, Nissan, Toyota, Mecalog, etc.).



Figure 1.14 – WSUHIM - Wayne State University Head Injury Model [161]

- Le THUMS (Total Human Model for Safety), a été développé en se basant sur le modèle de la Wayne State University. Le premier modèle au 50^{ème} percentile mâle a été réalisé en 2000. THUMS est un modèle relativement détaillé comprenant plusieurs milliers d'

1.3. Biomécanique des chocs et modèles biomécaniques existants

éléments. C'est une famille de modèles comprenant l'AM50 (50^{ème} percentile mâle), l'AF05 (5^{ème} percentile femme), un modèle enfant de six ans et un modèle de piétons [29].

- Le modèle humain LAB (Laboratoire d'Accidentologie de Biomécanique de PSA Peugeot, Citroën, RENAULT), en collaboration avec CEESAR (Centre Européen d'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques), ENSAM (Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers), et INRETS (Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité), ont développé un modèle éléments finis comprenant 10 000 éléments et représentant du 50^{ème} percentile mâle. Les propriétés des matériaux de ce modèle proviennent de la littérature. Une large base de données de 30 configurations d'essais et 120 corridors issus de tests expérimentaux a été utilisée pour valider le modèle. Des études comparatives ont été réalisées afin de comparer les différences de comportements entre les modèles humains et les modèles de mannequins physiques pour des impacts frontaux (HYBRID III) et latéraux (EuroSID)[29].
- Les HUMOS (HUman MOdelS for Safety) sont une famille de modèles numériques humains représentant le conducteur et les passagers de véhicule pour la sécurité. Le programme européen HUMOS-1 (1999-2000) a conduit à une première définition d'un modèle éléments finis du corps humain dans une posture de conduite assise. Dans l'optique de créer un modèle humain standard européen, utile dans l'industrie automobile, le modèle a été implémenté dans trois codes commerciaux de dynamique rapide (Madymo, Pam-Crash et Radioss)[19]. Le maillage du modèle est partagé par les différents logiciels, mais la validation des différents modèles a été effectuée séparément pour les différents codes [19].

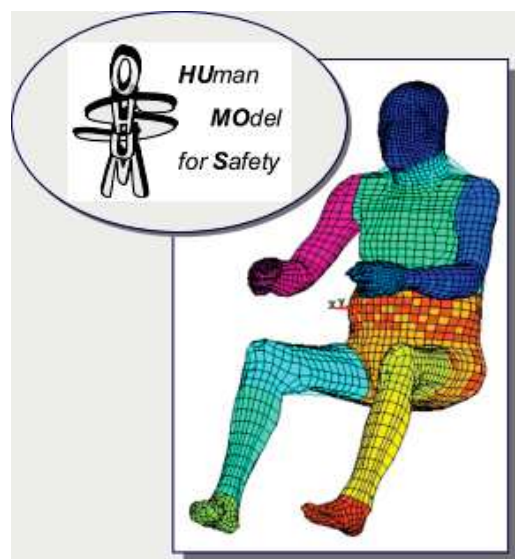
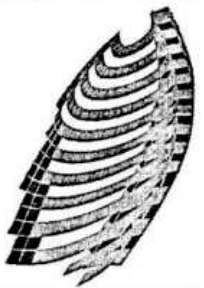


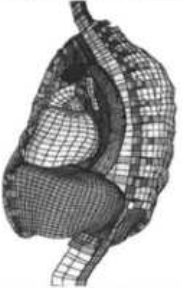
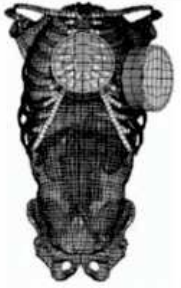
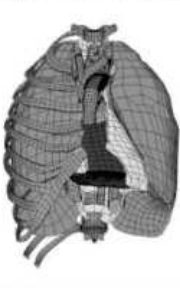


Figure 1.15 – Modèle HUMOS-2 (INRETS [19])

- Le Human Torso Finite Element Model (HTFEM) a été mis au point par l'équipe de recherche de Jack C. Roberts de la Johns Hopkins University en 2005 [117]. L'objectif de ce projet de recherche concerne l'étude des lésions internes du thorax chez le soldat. Même équipé d'un gilet pare-balle, les blessures peuvent se révéler et s'avérer fatales plusieurs jours après l'impact comme par exemple les hémorragies pulmonaires ou les lésions du foie.

1.3.2.3 Les modèles Éléments Finis du thorax

Plusieurs modèles éléments finis du thorax existent dans la littérature. La plupart de ces modèles ont été développés pour le crash automobile. La Figure 1.16, extraite de [163] présente quelques modèles avec leurs applications.

First Author / Year	Huang 1994	Plank 1998	Lizee 1998 Petitjean 2003	Shah 2001	Ruan 2003	Kimpara 2005
Software	PAM-CRASH	LS-DYNA	Radioss	LS-DYNA	LS-DYNA	LS-DYNA
Size	50 th percentile male	50 th percentile male	50 th percentile male	50 th percentile male	50 th percentile male	5 th percentile female
Figure						
Rib	Elastic shells	Elastic solids	Elastic shells	Solids – trabecular bone Shells – cortical bone	Solids – trabecular bone Shells – cortical bone	Solids – trabecular bone Shells – cortical bone
Cartilage	Elastic shells	Elastic solids	Elastic shells	Elastic solids	Elastic solids	Elastic solids
Ligament and Muscle	Elastic membranes	Elastic shells	Elastic shells	Elastic shells	Elastic shells	Elastic shells
Vertebrae	Simplified Elastic solids	Simplified Elastic solids	Simplified Rigid	Simplified Elastic solids	Detailed description Elastic solids	Detailed description Elastic solids
Disc	Elastic solids	Viscoelastic solids	Viscoelastic solids	Elastic solids	Viscoelastic solids	Viscoelastic solids
Viscera	Homogeneous elastic solids and dampers	Homogeneous Viscoelastic	Upper and lower parts Viscoelastic	Detailed description Nonlinear foam material	Detailed description Viscoelastic	Detailed description Nonlinear foam material
Blood Vessels	–	–	–	Detailed description	Detailed description	Detailed description
Validation	<ul style="list-style-type: none"> • Side impact sled tests • Sled to sled tests • Pendulum tests 	<ul style="list-style-type: none"> • Cadaveric Force-Deflection corridors 	<ul style="list-style-type: none"> • Frontal, lateral, and oblique pendulum tests • Belt loading 	<ul style="list-style-type: none"> • Frontal and lateral pendulum tests 	<ul style="list-style-type: none"> • Frontal and side pendulum impacts in various speeds * • Belt loading * 	<ul style="list-style-type: none"> • Frontal, lateral, oblique pendulum impacts on small female * • Ballistic breast impact on small female *
Application	Side impact	Frontal and side impact	Frontal impact	Aortic injury prediction	Frontal and side impact	Rib fracture prediction for small female

Note: * : individual test data was used for validation instead of corridor
 – : not applicable

Figure 1.16 – Quelques modèles éléments finis du thorax et leurs applications [163]

1.3.2.4 Le modèle EF HUByx

Nous venons de voir que la quasitotalité des modèles numériques humains cités ont été développés pour la sécurité automobile. Il existe cependant très peu de modèles numériques dédiés à la simulation numérique des impacts balistiques ou du phénomène d'explosion. Ces impacts violents dits "du combattant" mettent en jeu des phénomènes nécessitant des vitesses d'impacts très élevées (pouvant atteindre 250m/s en balistique non-pénétrante) et des grandes quantités d'énergie. Contrairement à l'impact automobile qui met en jeu des grandes masses et de faibles vitesses d'impact ($\sim 18\text{m/s}$ pour un choc frontal), les impacts balistiques font intervenir des projectiles de petite masse avec de grandes vitesses d'impact. C'est pour répondre à ce type d'impacts, que le modèle de mannequin numérique HUByx (Hermaphrodite Biomechanics yx-model) a été développé au sein du département de recherche COMM du laboratoire ICB de l'UTBM, en collaboration avec l'entreprise CEDREM (Centre d'Expertise en Dynamique Rapide Explosion et Multiphysique). HUByx a pour objectif premier de répondre aux sollicitations violentes. Les premiers travaux de validation et d'amélioration de ce modèle dont fait partie cette thèse, se concentrent d'abord sur la partie thoracique du modèle. HUByx est un modèle éléments finis constitué majoritairement de maillages hexaédriques, c'est un modèle où chaque partie peut être étudiée indépendamment du reste du corps. La modélisation numérique prend également en compte le fluide corporel composé essentiellement d'eau et de graisse, qui est représenté à l'aide de la méthode SPH (Smooth Particle Hydrodynamics) qui sera expliquée plus tard dans ce rapport de thèse.



Figure 1.17 – Modèle HUByx complet

1.3.2.4.1 Obtention du modèle

Le modèle du torse humain (HUByx) est un modèle éléments finis comprenant les princi-

1.3. Biomécanique des chocs et modèles biomécaniques existants

poux organes: le cœur, les poumons, le diaphragme, l'estomac, le foie, la rate, les reins, les intestins, le squelette avec les vertèbres, les disques intervertébraux et la cage thoracique, les muscles, la peau et le fluide corporel. Le modèle est obtenu grâce à une reconstruction en 3 dimensions faite à partir de coupes scanners d'individus anonymes, sans aucune relation avec notre étude. Plusieurs scanners ont été analysés en menant en parallèle une étude anthropométrique afin de définir le modèle de tronc d'un homme au 50^{ème} percentile. Le maillage, les paramètres mécaniques et les lois de comportement ont été implémentés dans le code de calcul dynamique Radioss, Altair Hyperworks © pour des simulations dynamiques.



Figure 1.18 – Partie thoracique du modèle HUByx (Vues globales et coupe transversale)

1.3.2.4.2 Processus de reconstruction géométrique en 3D du modèle

12 coupes scanner ont été recueillies du département de l'imagerie médicale de l'hôpital Schweitzer à Colmar. Les coupes scanners ont été analysées en fonction de leur niveau de gris dépendant de la densité de l'organe (plus un organe contient de l'air, plus il sera gris). Les organes et les os ont ainsi été identifiés. La reconstitution en 3 dimensions des organes s'est faite de deux manières: une première manière automatique consiste à choisir une plage de niveau correspondant à la partie osseuse, une seconde reconstitution manuelle consiste à colorier coupe par coupe la zone d'intérêt, elle permet ainsi d'avoir une définition précise des contours des organes. Pour chaque coupe, des lignes de contour ont été générées, et la surface finale de l'organe a été créée en utilisant l'ensemble des lignes de chaque coupe.

La visualisation en trois dimensions est alors obtenue par une triangularisation, c'est à dire une interpolation dans le plan de coupe dans un premier temps, puis est étendue à la troisième dimension par lissage. Un maillage surfacique triangulaire est donc obtenu à partir de cette étape. D'un point de vue anthropométrique, des comparaisons ont été réalisées avec différentes mesures de la littérature [95, 65] pour sélectionner les tomodensitométries appropriées qui conduiront à l'élaboration d'un modèle EF au 50^{ème} percentile du torse humain. (Le 50^{ème} percentile correspond à la médiane au sein d'une population étudiée, c'est à dire que dans notre cas, le tronc correspondrait aux données anthropométriques de la moyenne). Plusieurs critères géométriques de la littérature ont ainsi été étudiés. Le tableau ci-dessous montre une comparaison entre les données anthropométriques du modèle HUByx et celles de la NASA au 50^{ème} percentile.

	Profondeur du buste	Largeur du dos	Circonférence du buste	Hauteur du buste
50 ^{ème} percentile de la NASA	250 mm	392 mm	89 mm	654 mm
HUByx	252 mm	392 mm	85 mm	659 mm

Table 1.3 – Comparaison des données anthropométriques du modèle HUByx avec celles de la NASA [95]

Cette comparaison (Table 1.3) montre qu'HUByx possède bien les caractéristiques anthropométriques d'un homme "moyen" défini au 50^{ème} percentile.

1.3.2.4.3 Le maillage

Un maillage volumique a été utilisé pour modéliser les organes et les os du modèle dans les parties frontale et latérale, car les impacts de notre étude sont majoritairement des impacts frontaux (balistique, chutes). L'aspect « tubulaire » de l'artère aorte et de la trachée ainsi que le diaphragme a été représenté avec des éléments surfaciques. En revanche, les os situés dans le dos (omoplate, rachis, sacrum et bassin) n'ayant pas à recevoir de choc direct, ont été maillés avec des éléments en 2 dimensions pour une première approche et pour réduire le temps de calcul. De plus, les omoplates, les vertèbres et le bassin ont été définis comme des corps rigides ("Rigid bodies"), c'est à dire des corps indéformables sur lesquels aucun calcul ne sera réalisé. Des éléments hexaédriques (8-nœuds) ont été utilisés pour le maillage tridimensionnel et des éléments shell (4-nœuds) ont été utilisés pour le maillage surfacique. Des interfaces de contact ont été également modélisées entre les différents organes pour éviter la pénétration des éléments entre les surfaces maîtres et les nœuds esclaves. Enfin, le modèle comprend en tout 38 600 éléments briques à 8 nœuds, 77 800 éléments shell à 4 nœuds et 109 821 particules SPH. La figure 1.18 illustre le modèle HUByx avec la vue du squelette et des organes ainsi qu'une section transversale.

Un maillage de type lagrangien a été utilisé pour modéliser les différents composants du modèle (organes et os). Le fluide corporel quant à lui, a été modélisé par des particules grâce à la méthode SPH (Smooth Particles Hydrodynamics).

La formulation cinématique d'un milieu donné détermine la relation entre la déformée du milieu matériel et celle du maillage dans le domaine calculé. Dans la mécanique des milieux continus, l'une des formulations utilisées est la formulation lagrangienne. L'analyse lagrangienne est la formulation par défaut dans Radioss [37]. Elle est employée en particulier dans la description de milieux subissant une déformation modérée, comme les solides. Dans cette description, le maillage est solidaire avec le milieu matériel. Il n'y a donc aucun glissement entre la déformation du matériau et le maillage. Dans ce cas, les chargements et les conditions aux limites peuvent être facilement appliqués aux matériaux en utilisant les données du maillage (nœuds et/ou éléments). En outre, la description Lagrangienne permet

1.3. Biomécanique des chocs et modèles biomécaniques existants

de discerner clairement toute surface libre ou interface entre différents milieux. Cependant, lorsque le domaine est très déformé, le maillage est lui aussi fortement distordu, ce qui a pour effet de dégrader la précision et la robustesse du calcul. En résumé, dans la formulation lagrangienne, le maillage suit la matière, ainsi chaque particule peut être suivie au cours du temps. Cependant, utiliser un maillage qui subit les mêmes grandes déformations que la matière risque évidemment de détériorer la qualité des mailles et donc la précision associée. Les éléments finis peuvent même se distordre jusqu'à provoquer l'arrêt du calcul.

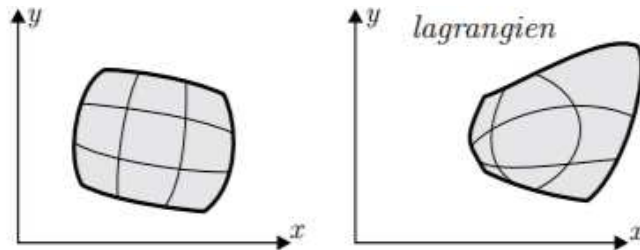


Figure 1.19 – Formulation lagrangienne (à gauche la configuration initiale, à droite la configuration à un instant ultérieur)

Les espaces "interorganes" sont difficiles à modéliser en éléments lagrangien classiques, la méthode SPH est alors utilisée. Elle permet par ailleurs de générer des interfaces correctes entre les différents organes. La méthode SPH, contrairement à la formulation lagrangienne et contrairement à la plupart des méthodes numériques, est une méthode de calcul numérique sans maillage. L'état d'un système est représenté par un ensemble de particules qui possèdent des propriétés matérielles individuelles et se déplacent selon les équations de conservation de la masse, de la quantité de mouvement et de l'énergie. Cette méthode a été créée pour résoudre des problèmes astrophysiques (Lucy, Gingold et Monaghan 1977 [80]) et depuis, elle s'est étendue pour s'appliquer aux réponses dynamiques de matériaux subissant de grandes déformations ainsi qu'aux écoulements fluides dynamiques. Dans un système de particules, elles n'interagissent pas entre elles de manière directe, mais par une fonction d'interaction inter-particulaire. On définit pour chaque particule cette fonction sur un domaine de dépendance. Ce domaine peut être délimité par une fenêtre, sous forme de fonction de répartition spatiale.

1.3.2.4.4 Lois de comportement des matériaux

Trois différents types de lois (élastique, élastoplastique, viscoélastique) ont été initialement utilisés pour le modèle HUByx, en se basant sur les données de la littérature. La loi de comportement des tissus mous a fait l'objet d'une amélioration au cours de cette thèse. La loi viscoélastique qui a été utilisée jusque là et qui va être décrite dans cette partie a été changée par une loi hydrodynamique-élasto-plastique. Ce point particulier sera abordé dans le 3^{ème} chapitre de ce rapport de thèse. Les lois de comportement du modèle sont résumés dans le Tableau 3.6.

- **Loi élastique**

Cette loi a été principalement utilisée pour le diaphragme, le muscle et la partie spongieuse de l'os. C'est la loi de comportement la plus simple à mettre en place dans le logiciel HyperWorks. Elle sert à caractériser un matériau isotrope, élastique linéaire en utilisant la loi de Hooke. Cette loi représente une relation linéaire entre la contrainte σ et la déformation ϵ et modélise un comportement purement élastique. La rigidité du matériau n'est déterminée que par deux valeurs: le module d'Young (E) et le coefficient de Poisson (ν).

- **Loi élastoplastique de Johnson-Cook**

Le modèle de Johnson-Cook permet de prendre en compte les effets de la déformation plastique (ϵ_p), de la vitesse de déformation et de la température. La loi de Johnson-Cook s'exprime par l'équation 1.6:

$$\sigma = \left(A + B\epsilon_p^n \right) \cdot \left(1 + C \ln \frac{\dot{\epsilon}}{\dot{\epsilon}_0} \right) \cdot \left(1 - \left[\frac{T - T_0}{T_{fus} - T_0} \right]^m \right) \quad (1.6)$$

Avec A la limite d'élasticité, B le module d'écrouissage, n le coefficient d'écrouissage, C le coefficient sur la vitesse de déformation, $\dot{\epsilon}$ la vitesse de déformation, $\dot{\epsilon}_0$ la vitesse de déformation de référence. m est l'exposant sur la température, T représente la température en K , T_{fus} est la température de fusion du matériau en K et T_0 la température de référence également en K . Lorsque $C = 0$, il n'y a pas de contribution de la vitesse de déformation et lorsque $m = 0$, il n'y a pas de contribution de la température.

Dans notre cas, ni la température, ni la vitesse de déformation ne seront prises en compte, la loi utilisée est alors simplifiée selon l'équation 1.7:

$$\sigma = \left(A + B\epsilon_p^n \right) \quad (1.7)$$

Dans la loi élastoplastique, le matériau se comporte de manière élastique tant que la limite élastique n'est pas atteinte. Cette loi a été utilisée en particulier pour l'os cortical. La Figure 1.20 illustre la loi de Johnson-Cook et montre une courbe typique contrainte-déformation dans la région plastique. Ainsi, lorsque la contrainte maximum est atteinte lors du calcul, le matériau subit des déformations jusqu'à la déformation plastique maximum. La rupture apparaît si la déformation plastique est supérieure à la déformation maximum.

- **Loi viscoélastique**

La loi viscoélastique de Boltzmann a été utilisée pour modéliser les organes (poumons, cœur, foie, estomac, rate, reins et intestins) et pour le fluide inter-organes. Cette loi s'applique uniquement aux éléments solides et est souvent utilisée pour modéliser des polymères et des élastomères. La viscoélasticité linéaire traduit le comportement intermédiaire d'un matériau entre celui d'un solide élastique idéal et d'un fluide visqueux

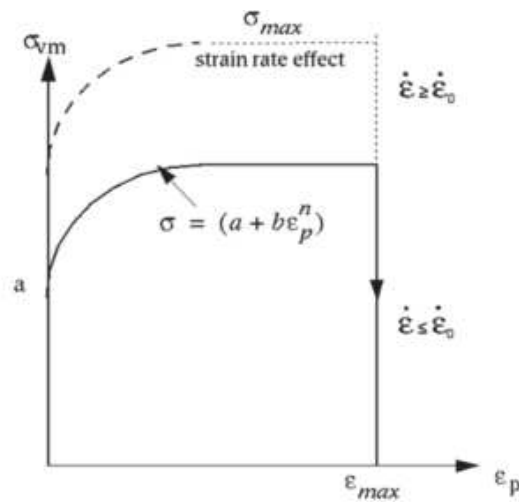


Figure 1.20 – Zone plastique de la loi de Johnson-Cook [9]

newtonien. C'est à dire on retrouve à la fois l'élasticité (capacité du matériau à conserver et restituer de l'énergie après déformation) et la viscosité (capacité du matériau à dissiper de l'énergie).

Pour expliquer clairement cette loi de comportement, il convient de reprendre la définition de Jean Salençon [124] : *La loi de comportement viscoélastique apparaît comme une correspondance fonctionnelle entre l'histoire de la sollicitation et l'histoire de la réponse. La linéarité du comportement n'est autre que la linéarité de cette correspondance qui s'exprime par le principe de superposition de Boltzmann et l'opérateur intégral correspondant.* Pour un matériau Boltzmannien, la superposition des sollicitations implique la superposition homologue des réponses. La viscoélasticité d'un corps dépend de sa température et du temps. Dans nos cas de simulations, le corps est sollicité à température constante.

Dans le code Radioss utilisé pour nos calculs, cette loi est modélisée en se basant sur le modèle généralisé de Maxwell (Figure 1.21). Dans le modèle généralisé de Maxwell, le comportement des matériaux viscoélastiques peut être généralisé à trois dimensions en séparant les tenseurs de contrainte et de déformation en composantes déviatoriques et pression. Le module de relaxation en cisaillement est donné par les équations 1.8.

$$\psi(t) = G_I + G_s \cdot e^{-\beta t}; \quad \text{avec} \quad G_s = G_0 - G_I \quad (1.8)$$

où G_0 est le module de cisaillement de courte durée, G_I est le module de cisaillement de longue durée et β une constante définie comme l'inverse du temps de relaxation τ_s (Équations 1.9).

$$\beta = \frac{1}{\tau_s}; \quad \text{avec} \quad \tau_s = \frac{\eta_s}{G_s} \quad (1.9)$$

Les coefficients η_s , G_s et G_I sont définis pour le modèle de Maxwell généralisé comme

le montre la Figure 1.21.

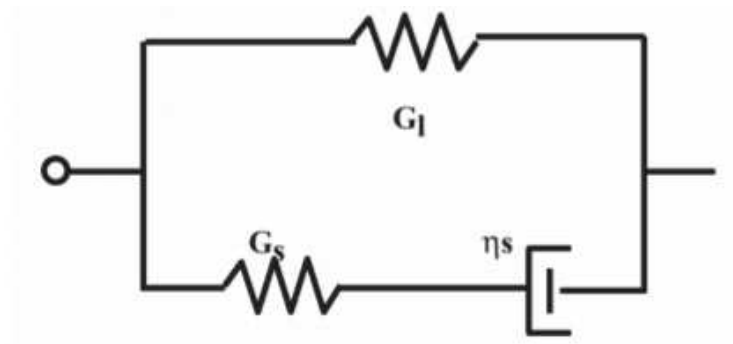


Figure 1.21 – Modèle généralisé de Maxwell pour la loi de Boltzmann [1]

Tissues	Material model	Density (g/mm^3)	Bulk Modulus (MPa)	Short time shear modulus (G)	Long time shear modulus (GI)	Beta (β)	Young's Modulus (MPa)	Poisson ratio	Yield stress (MPa)	Properties	Thickness	References
Organs and muscles												
Heart	Visco-elastic Boltzman	0.001	744	0.067	0.065	0.1				Solid		[117, 125]
Lungs	Visco-elastic Boltzman	0.001	744	0.067	0.065	0.1				Solid		[117, 125]
Spleen	Visco-elastic Boltzman	0.001	744	0.067	0.065	0.1				Solid		[117, 125]
Stomach	Visco-elastic Boltzman	0.001	744	0.067	0.065	0.1				Solid		[117, 125]
Liver	Visco-elastic Boltzman	0.001	744	0.067	0.065	0.1				Solid		[117, 125]
Kidneys	Visco-elastic Boltzman	0.001	744	0.067	0.065	0.1				Solid		[117, 125]
Intestines	Elastic	0.001					0.5	0.45		Solid		[41] [66, 30, 117, 128]
Diaphragm	Elastic	0.001					3	0.3		Surface	1mm	[117, 125]
Aorta	Elastic-plastic	0.001					25	0.3		Surface	1mm	[117, 125]
Trachea	Elastic-plastic Johnson-Cook	0.001					25	0.3		Surface	1mm	[117, 125]
Muscles	Elastic	0.001					10	0.3		Solid		[117, 125]
Skin	Elastic	0.001					31.5	0.45		Solid		[41] [66] [30, 117, 128]
Bones												
Spongy bone	Elastic	0.001					50	0.4		Solid		[131]
Cortical bone	Elastic-plastic Johnson-Cook	0.001					14000	0.3	70	Surface	1.5mm	[162, 131]
Cartilage	Elastic	0.001					70	0.3		Solid		[166]
Intervertebral disc	Elastic	0.00125					5	0.3		Solid		[166]
Fluid												
Inter-organs fluid	Visco-elastic Boltzman	0.001	0.008333	0.00384	0.001	1				SPH		[41, 66] [30, 117, 128]
Rigid Bodies												
Thoracic vertebrae										Surface	0.1mm	
Lumbar vertebrae										surface	1mm	
Scapulas										Surface	1mm	
Pelvis bones										Surface	1mm	

Table 1.4 – Lois de comportements des tissus et des os implementés dans le modèle EF HUByx.

1.3.2.4.5 Validations du modèle

Le développement d'un modèle numérique nécessite une comparaison de sa réponse mécanique à des tests expérimentaux de la littérature. Dans un souci de biofidélité, sept configurations de tests expérimentaux (présentés dans le Tableau 1.5) ont été reconstruites numériquement avec le modèle HUByx. Ces tests expérimentaux ont été réalisés sur des SHPM et les résultats sont donnés sous forme de corridors prenant en compte les différences anthropométriques et la variabilité naturelle des sujets humains. Les résultats numériques de la réponse d'HUByx ont été tracés dans ces corridors pour s'assurer de sa biofidélité. Il apparaît alors clairement qu'au vu des graphiques extraits de [120] et présentés dans les Figures 1.22 à 1.25, le modèle HUByx peut être considéré biofidèle. HUByx devient alors très intéressant pour des études biomécaniques et constitue le principal outil de travail de cette thèse.

	Localisation de l'impact	Masse de l'impacteur	Vitesse d'impact
Bir et al. [21]	Sternum	140 g	20 m/s
	Sternum	140 g	40 m/s
	Sternum	30 g	60 m/s
Bouquet et al. [24]	Impact latéral	23.4 kg	5.9 m/s
Viano et al.[156]	30° sur le côté latéral de l'abdomen et du thorax	23.4 kg	6.7 m/s
		23.4 kg	6.7 m/s
Kroell et al. [72]	Sternum	23.5 kg	6.5 m/s
Hardy et al. [59]	Abdomen	48 kg	9 m/s

Table 1.5 – Configurations d'impact pour la validation du modèle HUByx

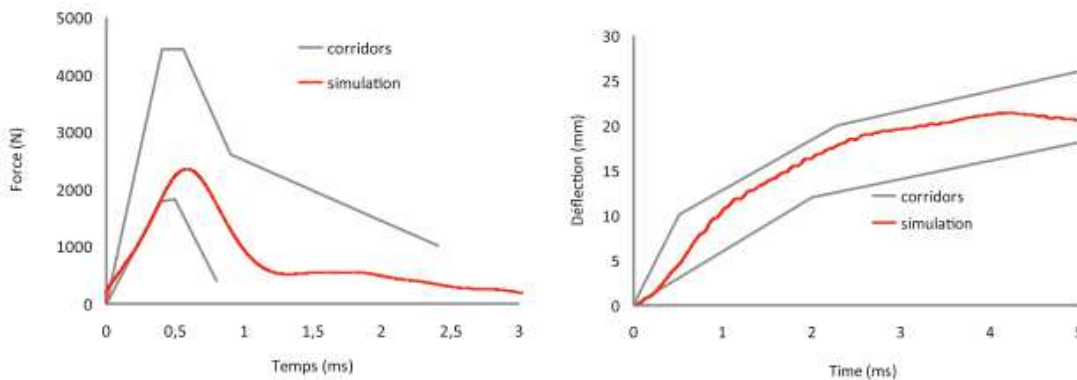


Figure 1.22 – Comparaison de la réponse numérique d'HUByx avec le corridor expérimental de Bir et al. [21]: Projectile de 140g impactant le sternum à 20m/s

1.3. Biomécanique des chocs et modèles biomécaniques existants

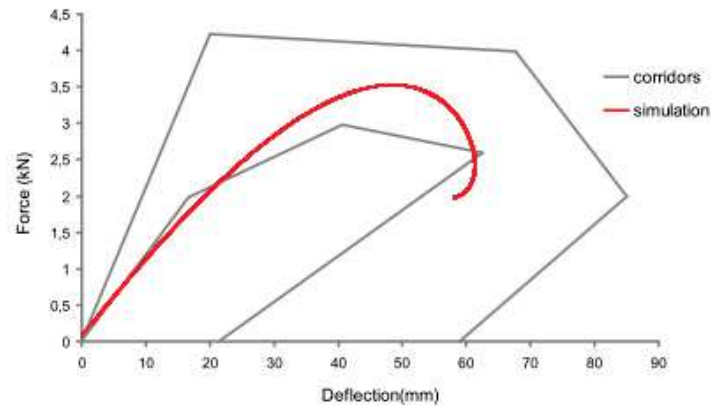


Figure 1.23 – Comparaison de la réponse numérique d'HUByx avec le corridor expérimental de Bouquet [24]: pendule de 23.4kg pour un impact latéral à 5.9m/s

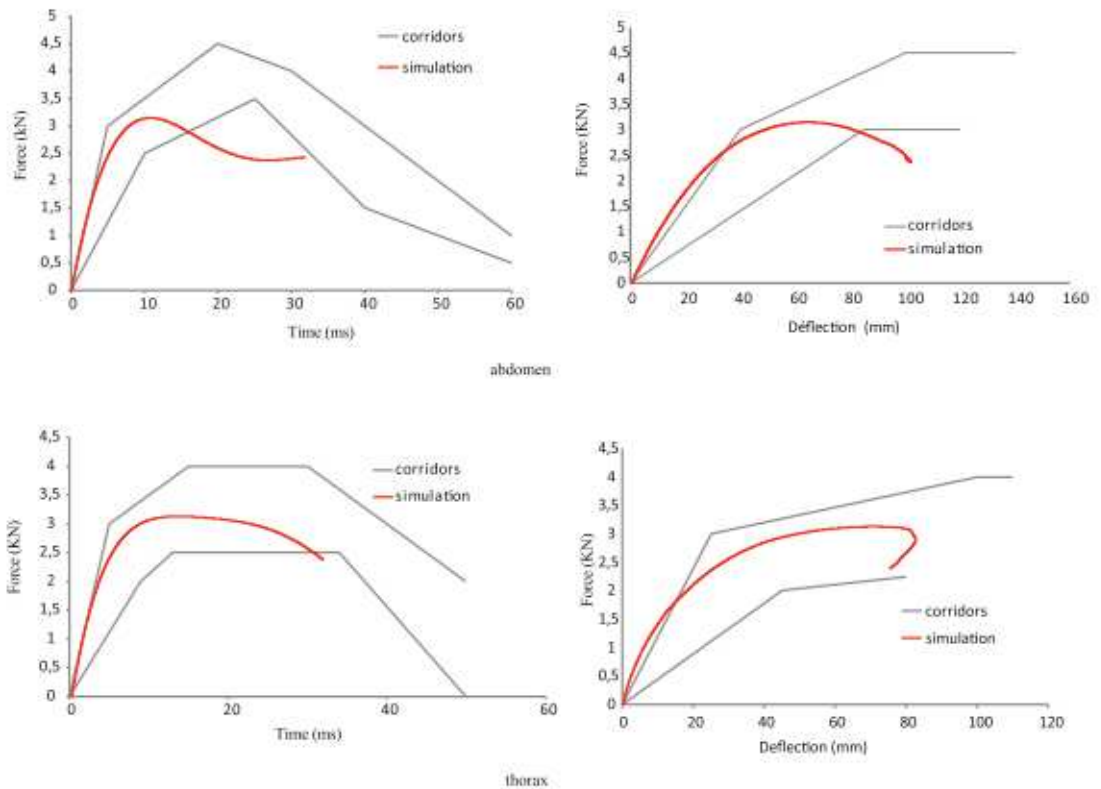


Figure 1.24 – Comparaison de la réponse numérique d'HUByx avec le corridor expérimental de Viano et al. [155]: impacts latéraux thoracique et abdominal avec un pendule de 23.4kg à 6.7m/s

1.3.2.4.6 Limites du modèle HUByx

Les limites de notre modèle concernant d'abord sa représentativité. En effet, le modèle

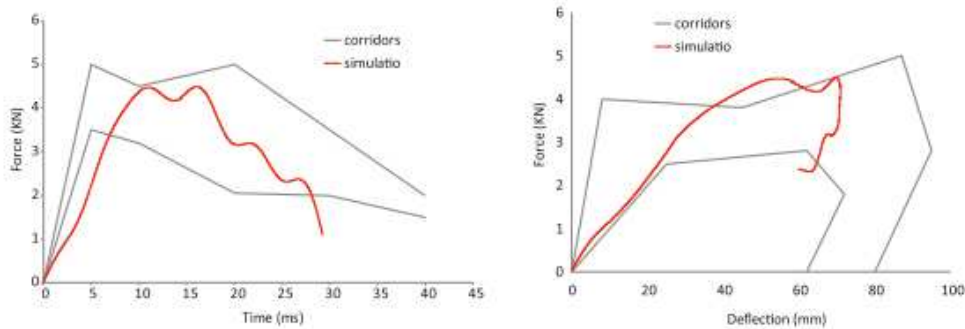


Figure 1.25 – Comparaison de la réponse numérique d’HUByx avec le corridor expérimental de Kroell et al. [72] Pendule de 23.5kg impactant le sternum à 6.5m/s

HUByx ne représente qu’un tronc humain masculin, ce qui implique que les résultats obtenus avec ce modèle ne sont pas forcément directement applicables à d’autres parties de la population comme les femmes et les enfants. Ensuite, une deuxième limite est liée au fait que tous les tissus internes du corps difficilement caractérisables en termes de loi de comportement lors de la mise en données ne sont pas représentés dans le modèle. On peut noter en particulier l’absence du pancréas et des vaisseaux sanguins (artères en dehors de l’aorte, veines). Enfin, les lois de comportements utilisées pour caractériser les os et les tissus du modèle, proviennent toutes de la littérature et sont des lois relativement simples. Des lois plus complexes peuvent éventuellement être implémentées, prenant en compte l’anisotropie et la non-linéarité de certains tissus comme la peau.

1.4 Les sollicitations dynamiques des domaines civil et militaire et leurs effets

1.4.1 Chutes libres de personnes

Les chutes représentent une cause majeure de mortalité dans le monde. Le Royaume-Uni comptabilisait en 1984, 5000 décès par an [140] et on compte également 13000 décès chaque année aux Etats-Unis [157]. Les traumatismes suite à des chutes sont particulièrement répandus chez les enfants et jeunes adultes. C’est également la cause de décès traumatique la plus fréquente chez les moins de 15 ans. Malheureusement, les traumatismes subis lors d’une chute libre sont souvent mal diagnostiqués [157, 140], car les blessures graves et éventuellement mortelles peuvent ne pas apparaître lors de l’évaluation initiale du patient. Un retard dans le diagnostic entraîne une morbidité et une mortalité accrues. Les traumatismes suite à des chutes libres sont principalement des blessures par décélération.

1.4. Les sollicitations dynamiques des domaines civil et militaire et leurs effets

1.4.1.1 Historique de l'étude des chutes libres

Les études sur les chutes libres ont commencé au cours du siècle dernier. Une recherche active a été lancée pendant la seconde guerre mondiale en réponse aux blessures des parachutistes [157]. Ainsi, au cours des années 1940, les médecins de l'armée américaine ont décrit plus de 3 000 blessures orthopédiques résultant du saut en parachute [157]. Dans les années 1950, l'industrie aérospatiale est devenue active dans ce domaine en caractérisant les effets des traumatismes de décélération modélisés en termes de principes biophysiques purs [136]. Dès lors, un certain nombre d'études cliniques pour adultes et enfants ont été publiées [135, 137, 119, 140, 133, 154, 74, 108, 49, 22].

1.4.1.2 Définition d'une chute libre

Pour définir une chute libre, nous pouvons citer deux définitions:

- La première est celle donnée par Snyder et al. [137]: *Une chute libre est définie comme une chute, un saut ou une plongée sans entrave. Cela exclut les cas où des individus tombent dans les escaliers, tombent des coteaux ou des falaises où de nombreuses projections peuvent avoir lieu, tombent dans un véhicule (en conduisant sur un pont), ou tombent au même niveau (comme glisser et tomber sur un sol humide).*
- La seconde définition est celle de Tan et al. [147]: *une chute libre est une chute d'un point connu à un point d'impact connu.*

On peut rajouter à ces deux définitions de chute libre, la définition d'une décélération verticale qui correspond à la *diminution de la vitesse atteinte par un corps qui tombe, habituellement à l'impact.*

1.4.1.3 Les principes biophysiques de chute libre

Les principes biophysiques jouent un rôle majeur dans la détermination des blessures par chute libre [157]. La nature et la gravité des blessures subies pendant les chutes libres sont régies principalement par les lois de la physique. Parmi les facteurs biophysiques qui influencent les traumatismes par chute libre, on retrouve les facteurs physiques (durée d'impact, l'amplitude de la force d'impact, les matériaux impactés, la direction de la force et la distribution de la force). Les facteurs biologiques cités par Snyder [136] sont l'âge, le sexe, la condition physique, la condition mentale et les propriétés des tissus qui peuvent être élastiques ou viscoélastiques [147]. Les paragraphes qui vont suivre décriront les facteurs physiques influençant les traumatismes liés aux chutes libres.

1.4.1.3.1 La hauteur de chute

La hauteur de chute est considérée comme un facteur déterminant pour les blessures, car

la vitesse d'impact est intrinsèquement liée à la distance de la chute par l'équation 1.10:

$$v = \sqrt{2gh} \quad (1.10)$$

où v est la vitesse d'impact; g est l'accélération de la pesanteur terrestre ($9.81 m.s^{-2}$), et h la distance verticale de chute. Cette équation suppose que la vitesse verticale initiale est nulle, condition de base de toutes les chutes libres [136].

La vitesse à l'impact dérivée de cette équation est basée sur l'hypothèse selon laquelle l'objet tombe dans le vide, ne rencontrant aucune résistance pendant son trajet. Dans l'atmosphère terrestre, au mouvement d'un objet qui tombe s'oppose une force finie connue sous le nom de traînée [136]. La traînée est directement proportionnelle à la surface de l'objet en chute. Les moyens d'augmenter la traînée comprennent les parachutes et les vêtements volumineux. Or, la plupart des victimes de chutes libres ne sont malheureusement pas bien équipées et ont donc des forces de traînée négligeables pour résister à leurs chutes [157].

1.4.1.3.2 La force d'impact

La force à l'impact est régie par la deuxième loi de Newton donnée par l'équation 1.11:

$$F = ma \quad (1.11)$$

où F est la force à l'impact, m est la masse de l'objet, et a est l'accélération, ou dans le cas de chutes libres, la décélération à l'impact [157]. La force de décélération F étant directement reliée à la masse de l'objet en chute, une personne obèse subira une décélération plus grande qu'une personne de taille fine tombant de la même hauteur [157].

La décélération à l'impact est donnée par la relation 1.12:

$$d = \frac{gh}{s} \quad (1.12)$$

où h est la hauteur de chute, g l'accélération de la pesanteur terrestre et s la distance parcourue lors de l'impact, appelée aussi "stopping distance" ou distance d'arrêt.

La décélération est souvent exprimée en termes de $g's$ qui représente la valeur de la décélération divisée par l'accélération de la pesanteur terrestre (g). La décélération est alors exprimée en termes de g , simplement par la relation $d = h/s$. La décélération est donc inversement proportionnelle à la distance de pénétration de la victime dans le matériau impacté. La distance d'arrêt est déterminée en grande partie par les propriétés de la surface impactée. Ainsi, les surfaces moins rigides produisent des distances d'arrêt plus grandes et, par conséquent, atténueront la décélération par rapport aux surfaces dures. Par exemple, une chute d'un étage sur une surface en béton, avec une distance présumée d'arrêt d'un quart de pouce, génère une décélération de 720g. En revanche, une chute de trois étages sur une surface molle, comme la boue, avec une distance d'arrêt présumée de huit pouces, génère une décélération de seulement 67g. Ainsi, la nature de la surface est un facteur important des forces de décélération

1.4. Les sollicitations dynamiques des domaines civil et militaire et leurs effets

subies au contact [157].

En cas d'impact, chaque organe expérimente de manière similaire une force de décélération qui peut être exprimée en termes de changements dans le «poids apparent» de l'organe. Le poids apparent ou perçu d'une structure est défini comme le produit du poids au repos et le nombre de $g's$ subi à l'impact [136].

1.4.1.3.3 L'énergie d'impact

La quantité d'énergie transférée à la victime au point d'impact est un facteur important des blessures de chute libre. L'énergie cinétique (E_c) d'un objet qui tombe, est donnée par l'Equation 1.13:

$$E_c = \frac{1}{2}mv^2 \quad (1.13)$$

où v est la vitesse d'impact et m la masse de la victime. L'énergie cinétique, comme la force de décélération, est directement liée au poids de la victime. Lors de l'impact, une petite quantité de cette énergie est libérée sous forme de chaleur [157]. Une partie de l'énergie sera également convertie en énergie potentielle [136] (Equation 1.14).

$$E_p = mgs \quad (1.14)$$

où E_p désigne l'énergie potentielle, m la masse, g l'accélération de la pesanteur et s la "stopping distance". Une grande partie de l'énergie à l'impact est cependant convertie en énergie mécanique (E_m) qui est absorbée par le corps ou l'objet qui chute (voir Equation 1.15).

$$E_c = E_m + E_p + \text{chaleur} \quad (1.15)$$

Une surface moins rigide va générer une grande distance s qui amplifiera le composant d'énergie potentielle et, par conséquent va diminuer la quantité d'énergie mécanique. Sur une surface dure, cependant, la distance d'arrêt et, par conséquent, l'énergie potentielle générée sont minimales. Dans ce cas, la grande majorité de l'énergie cinétique est convertie en énergie mécanique, et ensuite dissipée dans tout le corps de la victime, générant des fractures et une rupture des organes viscéraux. La masse de l'objet et la propriété de la surface de contact sont donc des facteurs importants de l'énergie d'impact et de la force de décélération [157].

1.4.1.3.4 La durée de l'impact

Théoriquement, la durée de contact entre le corps de la victime et la surface influence le degré de traumatisme. Les blessures brusques sont les plus sévères. Le temps d'impact est estimé par l'équation 1.16:

$$t = \frac{2s}{v} \quad (1.16)$$

où t est le temps d'impact, s est la distance d'arrêt du matériau et v la vitesse moyenne pendant l'impact [136]. La plupart des chutes humaines impliquent des durées d'impact de l'ordre de millisecondes [157]. Les victimes qui chutent avec des vitesses plus élevées ont des impacts de durées plus courtes et, par conséquent, subissent des blessures plus sévères. Étant donné que le temps d'impact est directement lié à la distance d'arrêt, la chute libre sur des surfaces "douces", comme la neige et la boue, génère des durées d'impact plus longues et donc des blessures moins sévères. Cette relation inverse entre la gravité de la blessure et la durée de l'impact est exacte pour les impacts de plus de 0,6 ms. Pour des durées extrêmement courtes, une réponse paradoxale dans laquelle se produisent très peu de dommages peut parfois survenir [157].

1.4.1.3.5 La distribution des forces

La contrainte subie par le corps est égale à la force divisée par la zone qui entre en contact avec la surface (voir Equation 1.17).

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1.17)$$

où σ représente la contrainte, F la force et A la zone de contact [157]. La force de décélération est déterminée par la masse du corps en chute, la hauteur de la chute et les propriétés physiques du matériau impacté. La surface d'impact ou zone d'impact est déterminée en grande partie par l'orientation du corps à l'impact. Par exemple, lorsque le corps atterrit d'abord par les pieds, la charge est répartie sur une surface relativement petite, les surfaces de la plante des deux pieds. Par conséquent, une grande partie de la contrainte est distribuée aux pieds et aux chevilles. Lors d'un atterrissage sur le côté, la force de décélération est répartie sur une plus grande surface, avec moins de contrainte transmise au corps.

1.4.1.3.6 Les facteurs secondaires

Quelques facteurs secondaires peuvent également jouer un rôle dans les blessures de chutes libres: les conditions météorologiques interviennent directement dans la nature de la surface impactée. Le sol "adouci" par la pluie ou la neige servira à réduire la gravité des blessures. Le vent peut déterminer l'orientation de la victime à l'impact [157].

1.4.1.4 Types de lésion associées à des chutes de personnes

Toutes les parties du corps peuvent être affectées par des traumatismes à la suite d'une chute libre. Une étude réalisée par Steedman entre 1981 et 1986 sur 28 patients blessés suite à des chutes libres impactant l'eau (2 patients) et la terre (26 patients) montre la répartition des blessures selon les différents segments du corps (Voir Tableau 1.6).

Il est à noter que dans l'étude de Steedman, certaines victimes ont des traumatismes sur plusieurs parties du corps. Concernant les blessures de la partie thoracique survenues à des hauteurs de 11 m en moyenne, 9 patients étaient concernés et six sont morts suite à leurs

1.4. Les sollicitations dynamiques des domaines civil et militaire et leurs effets

blessures. Seuls trois patients ont survécu. Parmi les blessures recensées chez les survivants, on retrouve des fractures de côte chez les trois patients, une contusion pulmonaire chez un patient et également un hémithorax chez un des patients survivants.

Les principales causes de mortalité dans les blessures par chute libre sont les lésions cérébrales et les hémorragies des organes intra-abdominaux et intrathoraciques. Les blessures viscérales résultent des forces de décélération subies par les organes [157]. Dans la suite de cette thèse, nous nous intéresserons aux blessures thoraciques consécutives à des chutes libres, en particulier les fractures de côtes et les contusions pulmonaires.

	Nombre de patients
Traumatismes de la tête et du cou	
Fracture du crâne	7
Hématome sous-dural	3
Hémorragie sous-arachnoïdienne	2
Contusion cérébrale / lacération	4
Commotion cérébrale	1
Fracture cervicale	2
Traumatismes thoraciques	
Fractures de côtes	8
Contusion pulmonaire	4 (2 bilateral)
Pneumothorax	3 (2 bilateral)
Hémothorax	1
Rupture bronchique	1
Hémomédiastin	1
Contusion myocardique	1
Déchirure diaphragmatique	1
Fracture thoracique / Dislocation	2
Traumatismes abdominaux	
Lacération splénique	3
Lacération du foie	2
Hématome périnéphrique (bilatéral)	1
Hématome rétropéritonéal	1
Lacération mésentérique	2
Lacération pancréatique	1
Fracture de colonne vertébrale lombaire	5
Traumatismes des membres et du bassin	
Membres supérieurs	
Fracture claviculaire	1
Dislocation de l'épaule	1
Fracture de l'humérus	1
Fracture de l'avant-bras	2
Membres inférieurs	
Fracture du fémur	4
Fracture de la fibula / du tibia	3
Cheville	1
Fracture calcanéenne	1
Fracture pelvienne	9

Table 1.6 – Différents types de traumatismes subis par des victimes de chutes libres [140]

1.4.2 Impacts balistiques non pénétrants

Le terme "arme non-létale" est apparu dans les années 1960 où de nombreuses technologies se voient progressivement appelées ainsi par les forces de l'ordre. Ces technologies sont principalement les agents chimiques irritants, les armes électriques, ainsi que des projectiles non-pénétrants tirés à l'aide d'armes à feu conventionnelles [38]. De nombreuses définitions ont été proposées, on peut citer celle donnée par Mampaey en 1999 [83] : "Les armes non létales sont des armes discriminantes explicitement conçues et utilisées pour frapper d'incapacité le personnel et le matériel, tout en minimisant le risque mortel, les lésions permanentes, et les dommages indésirables et irréversibles aux biens et à l'environnement." Mais celle qu'on retiendra est celle donnée par l'OTAN dans les années 1990: "*Non-Lethal Weapons are weapons which are explicitly designed and developed to incapacitate or repel personnel, with a low probability of fatality or permanent injury, or to disable equipment, with minimal undesired damage or impact on the environment.*" (définition OTAN d'octobre 1999 C-M(99)44 diffusée sous la cote PFP(NAAG)N(99)2, du 16 novembre 1999). Différentes définitions des armes non-létales se trouvent également dans [38, 83]. On retrouve englobé dans la définition de l'OTAN, différentes technologies, mais notre étude concerne les armes antipersonnelles en particulier les armes non-létales à énergie cinétique.

Les armes non-létales à énergie cinétique sont apparues au début des années 1960 avec les armes chimiques, et sont les premiers systèmes d'armes qu'on peut qualifier d'armes non-létales. Le principe est de tirer à l'aide d'une arme à feu classique ou d'un lanceur dédié, un projectile léger et se déformant de manière significative lors de l'impact, à une vitesse allant habituellement de 60 à 120m/s [114]. On parle alors de "projectile non-létal" et "d'impact non-létal". Le terme "létal" fait l'objet de plusieurs critiques, car si en français le terme "létal" est synonyme de "mortel", en anglais, il fait également référence à des cas de blessures graves. Le terme "non-létal" ne fait donc pas l'unanimité et est progressivement remplacé par "létalité réduite" ou "moins-létale" [114].

1.4.2.1 Les armes non-létales à énergie cinétique

Depuis leur apparition dans les années 1960, les armes non létales à énergie cinétique sont de plus en plus utilisées par les forces de l'ordre dans des situations intermédiaires ne nécessitant pas l'emploi d'armes létales. Ces armes peuvent combler l'espace d'indécision entre le moment où la diplomatie échoue et celui où se prend la décision de recourir à la force conventionnelle létale. Le concept de non-létalité peut donc affranchir les décideurs du choix obligatoire et exclusif entre diplomatie et action militaire en élargissant le nombre d'options [83]. Quelques exemples de situation d'utilisation de ces armes non létales sont donnés dans la Figure 1.26. Le principe de fonctionnement de ces armes consiste à tirer un projectile souvent très déformable, généralement de masse allant de quelques grammes jusqu'à 100 – 200g à des vitesses pouvant atteindre les 150 – 200m/s [103]. Le but est de neutraliser une cible en lui occasionnant une sensation de douleurs suffisamment intenses sans provoquer de blessure

Chapter 1. Revue de la littérature

grave ou létale. En pratique, le projectile non-létal ne doit jamais occasionner une pénétration dans l'organisme et provoquer une blessure ouverte. On parle d'impact non-pénétrant ou de "blunt trauma" en anglais. Cependant, des études de la littérature rapportent des lésions graves au niveau du thorax, en raison de la pénétration du projectile dans l'organisme ou pour des dommages occasionnés aux organes vitaux par un impact non-pénétrant.

Challenge	Implication/Opportunity for NLW
<p>Minimize undesired casualties:</p> <ul style="list-style-type: none"> - When uncertain if a target is hostile. - When others (non-combatants or friendly forces) are near a target. - When the desired target effect/ response is temporary (i.e., not desired dead or destroyed). 	<p>Offer <i>reversible</i> means to act that will:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Help discern intent (also allowing for earlier use of lethal force upon determining hostile intent). - Dissuade, delay, or defeat the target. - Isolate threats from human shields.
<p>Minimize undesired collateral effects:</p> <ul style="list-style-type: none"> - On infrastructure and facilities (especially if civilian/dual-use or of symbolic importance). - Which have an environmental impact. 	<p>Provide <i>limited duration</i> effects that:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Deny adversary's use or access while preserving for later use. - Minimise re-construction needs.
<p>Act when lethal force may not be allowed or may be counter-productive:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Policy, treaty/legal, or operational constraints. - Potential 2nd and 3rd order effects. 	<p>Tailor <i>effects</i> (type and magnitude) to:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Accomplish task requirements. - Satisfy constraints. - Avoid undesired consequences (negative perceptions or reactions).

Figure 1.26 – Utilisations d'armes non-létales par les forces militaires [96]

1.4.2.2 Projectiles non-létaux existants sur le marché

Différents types de projectiles existent sur le marché. Le Tableau 1.7, extrait de [114] présente les projectiles actuellement disponibles sur le marché et leurs utilisations.

1.4. Les sollicitations dynamiques des domaines civil et militaire et leurs effets

Projectiles	Matériau	Diamètre du projectile (mm)	Masse du projectile (g)	Vitesse du projectile à la bouche (m/s)	Energie du projectile à la bouche (J)	Source
Projectile bâton monobâton	caoutchouc, bois, PVC polyuréthane	37	90 à 140	58 à 70	200 à 250	[141, 63]
Beanbag	Sachet rempli de plomb	18.5	40	70 à 90	98 à 162	MK Ballistics Systems
RB1FS	Caoutchouc	18.5	6.5	152	78	MK Ballistics Systems
Flashball	Caoutchouc	14	28	85 à 125	100 à 220	Département balistique de l'IRCGN*, France
FN303	Coque plastique remplie de poudre de bismuth	17.2	8.2	90	35	FN Herstal
Grenade sponge 40mm	Projectile plastique à tête en caoutchouc	40	32 à 42	85 à 105	100 à 200	Ecole Royale Militaire (ERM-Belgique)

*Institut de Recherche Criminelle de la Gendarmerie Nationale (France)

Table 1.7 – Quelques projectiles non-létaux actuellement disponibles sur le marché et leurs caractéristiques principales [114]

- Les "projectiles bâtons" sont des projectiles cylindriques de forme plus ou moins allongée, de diamètre égal à 37 mm. Constitués de bois pour les anciens projectiles, et de plastique ou caoutchouc pour les projectiles plus récents, ils sont tirés pyrotechniquement à l'aide d'un lance grenade ou d'un lanceur dédié. Leur masse est généralement comprise entre 100 et 150 g. La Figure 1.27 montre une illustration des projectiles bâtons.
- Le Beanbag est un projectile de calibre 12 (voir Figure 1.28), constitué d'une poche en tissu contenant une poudre de plomb. Il est propulsé de manière pyrotechnique à l'aide d'une arme à feu classique.
- Les "rubber bullet", "fun tir", "mini gomme cogne" et RB1FS (Rubber Fins Stabilized Baton) sont des projectiles généralement en caoutchouc ou en plastique, de calibre 12, rigide et légèrement déformable lors d'un impact sur corps humain. Les vitesses et les énergies varient suivant les systèmes d'armes et les projectiles employés. Le projectile RB1FS est caractérisé par une masse de 6.5 g et est présenté dans la Figure 1.29.

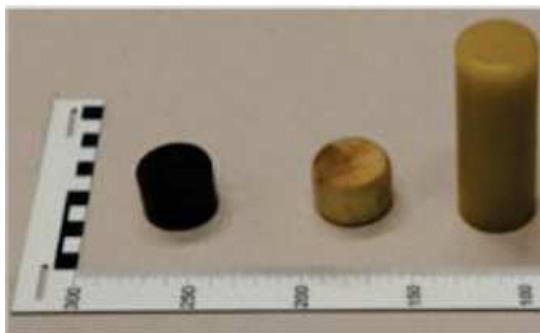


Figure 1.27 – Projectiles bâtons de diamètre 37mm , de gauche à droite: projectile en caoutchouc de 28g , projectile en bois de 32g et projectile en plastique de 134g . Figure extraite de [114].



Figure 1.28 – Projectiles Beanbag [114]



Figure 1.29 – Projectile RB1FS [114]

- Le Flash-Ball de Verney-Carron est un projectile en forme de balle en caoutchouc de diamètre 44mm , propulsé de manière pyrotechnique à l'aide d'un lanceur dédié.
- Le FN303 et le FN303p de la FN Herstal sont des projectiles constitués d'une coque plastique creuse, remplie de poudre de bismuth et d'un agent liquide (glycol, peinture, etc.) Ils sont conçus pour se briser à l'impact et sont propulsés de manière pneumatique à l'aide d'un lanceur dédié.
- Les projectiles 40mm sont des projectiles à tête hautement déformable (caoutchouc, mousse,...) et à corps plus rigide, généralement en plastique (voir Figure 1.32). Ils sont projetés de manière pyrotechnique à l'aide d'un lanceur 40mm . C'est ce type de



Figure 1.30 – Le projectile Flashball [114]



Figure 1.31 – Projectiles FN303 [114]

projectile qui fera l'objet d'étude plus loin dans ce rapport de thèse. L'étude concerne principalement le projectile Brügger et Thomet Sir-X (Voir Figure 1.33).

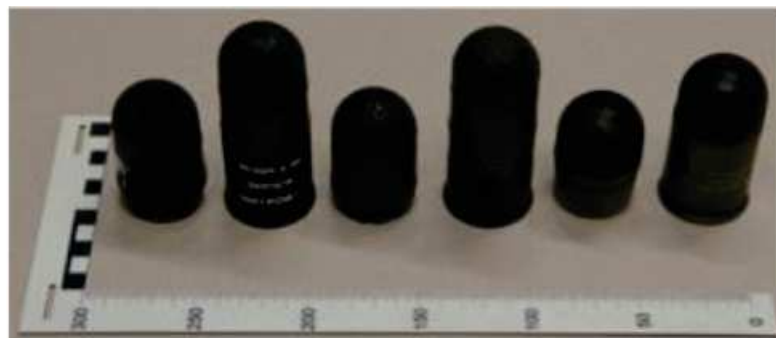


Figure 1.32 – Projectiles 40mm [114]

1.4.2.3 Le projectile de Brügger et Thomet Sir-X

Le projectile de Brügger&Thomet SIR-X et un projectile de diamètre 40mm composé de deux parties collées entre elles: le corps du projectile en plastique de masse 24.8g et le bout du projectile hémisphérique hautement déformable en mousse de masse 7.2g. Le projectile SIR-X a une masse de 32g et une vitesse nominale de 105m/s. Ce projectile a été choisi par l'OTAN comme un des projectiles de référence pour les processus de validation du substitut

thoracique humain.



Figure 1.33 – Projectile SIR-X [103]

1.4.2.4 Quelques cas d'impacts de projectiles rapportés dans la littérature

Les utilisations des armes non létales n'entraînant aucune complication ou suite, sont quasiment impossibles à recenser, car la victime ne se présente pas systématiquement aux forces de l'ordre pour faire état de sa situation. Par contre, les cas critiques, traités médicalement, sont souvent recensés et détaillé, rendant les informations ainsi disponibles. Les lignes suivantes décriront quelques cas de blessures occasionnées par des projectiles non-létaux ainsi que la mortalité liée à l'utilisation de ces projectiles.

- Blessures occasionnées par des projectiles non-létaux
 - Les projectiles bâton en plastique [141]: Des balles en plastique ont été introduites en Irlande du Nord pour lutter contre les émeutes en 1973. Leur utilisation a été controversée, avec un certain nombre de morts. Au cours de la semaine commençant le 7 juillet 1996, quelques 8 000 balles en plastique ont été tirées lors d'émeutes généralisées en Irlande. Les détails des blessures attribuées aux balles en plastique ont été obtenus rétrospectivement à partir de notes de patients pour la période du 8 au 14 juillet 1996 dans six hôpitaux. Au total, 172 blessés et 155 patients ont été enregistrés. Dix-neuf pour cent des blessures étaient sur le visage, la tête et le cou, 20% sur la poitrine ou l'abdomen et 61% sur les membres inférieurs et supérieurs. Les scores de l'échelle des blessures abrégées variaient de 1 à 3. Quarante-deux patients ont été admis pour une hospitalisation, trois dans des unités de soins intensifs. Aucun décès n'est survenu. L'étude conclut que l'impact d'une balle en plastique sur l'abdomen ou au-dessus peut causer des blessures mortelles. En dessous de la zone abdominale, un traumatisme majeur est peu probable.

Une étude publiée en 2005 passe en revue les blessures résultant d'un nouveau bâton en plastique [63]. L'examen des observations de patients présentant des blessures causées par des rondelles en plastique sur une période de quatre mois en Irlande du Nord ont montré que vingt neuf patients ont été identifiés, 28 avec

1.4. Les sollicitations dynamiques des domaines civil et militaire et leurs effets

30 blessures ont été inclus dans l'étude. Quarante-vingt-neuf pour cent étaient des hommes; L'âge moyen était de 24.3 ans. Sept patients ont été admis. Il n'y a pas eu de décès. Cinq blessures étaient sur les membres supérieurs et 16 sur les membres inférieurs. Trois patients ont souffert de contusions pulmonaires. Il n'y avait pas de blessures à la tête. L'étude a ainsi conclu que bien que les cas étudiés soient peu nombreux, il convient de noter qu'aucun patient n'a subi de traumatisme au visage, au cou ou à la tête. Ceci est en contraste avec des études antérieures dans lesquelles jusqu'à 41,4% des fréquentations à l'hôpital étaient pour les blessures au visage, au cou ou à la tête. Dans cette étude, il y a eu sept blessures au tronc. Sur les 14 décès attribuables aux rondelles en plastique en Irlande du Nord, tous ont été causés par un traumatisme crânien ou thoracique [63]. L'utilisation de rondelles en plastique a diminué et, alors qu'une réduction des blessures à la tête est notée, de graves blessures thoraciques sont toujours en cours. Il est donc essentiel que les directives sur le tir soient respectées.



Figure 1.34 – Eraflure suite à un impact de projectile en bâton [63]

- Le projectile Beanbag: Une étude rétrospective réalisée par le Département de Médecine d'Urgence de l'Université de Californie du Sud [39] entre 1996 et 2000 et concernant 39 personnes (âgées de 16 à 77 ans) victimes des tirs de projectile beanbag, a relevé un cas de mortalité dû en particulier à un hémithorax massif après la pénétration du thorax. Les cas de lésions pénétrantes graves concernent la cavité thoracique, l'œil, l'abdomen, le bras et la jambe. Les blessures contondantes concernent la rupture de la rate, le pneumothorax, la fracture testiculaire, un hématome sous-capsulaire du foie et une contusion cardiaque.
- Morbidité et mortalité liées à l'utilisation des projectiles non-létaux: Un rapport réalisé pour le département de justice des Etats-Unis sur l'utilisation et les effets des armes non létales (projectiles bâtons, beanbag) [62] a montré que pour 797 tirs de projectiles atteignant les cibles, l'abdomen et le thorax sont les parties les plus touchées (voir Figure 1.35). Le thorax reste la zone d'impact la plus dangereuse avec le plus grand nombre de cas de décès pour 768 tirs de projectile (voir Figure 1.36).

<i>Area Struck</i>	<i>Frequency</i>	<i>Percent</i>	<i>Cumulative Percent</i>
Abdomen	263	33.1	33.1
Chest	152	19.1	52.3
Back	85	10.7	63.0
Groin	7	.9	63.9
Leg	119	15.0	78.8
Arm	115	14.5	93.3
Buttocks	28	3.5	96.9
Head	19	2.4	99.2
Neck	6	.8	100.0
Total	797	100.0	

Figure 1.35 – Régions du corps impactées par le projectile [62]

<i>Area Hit</i>	<i>Injury Sustained</i>							Total
	<u>Bruise</u>	<u>Abrasion</u>	<u>Laceration</u>	<u>Fracture</u>	<u>Penetration</u>	<u>Death</u>	<u>None</u>	
Abdomen	158	62	8	9	2	---	14	254
Chest	69	49	3	6	6	5	7	146
Back	46	29	2	1	---	---	6	84
Groin	4	---	---	---	---	---	2	6
Leg	56	33	11	---	3	---	10	113
Arm	42	48	11	6	1	---	7	115
Buttocks	15	11	---	---	---	---	1	27
Head	3	2	7	5	2	---	---	19
Neck	1	3	1	---	---	1	---	5
Total	394	237	43	27	14	6	47	768

Figure 1.36 – Classification des blessures suivant la zone impactée [62]

1.4.2.5 Intérêts de l'étude du potentiel léthal du projectile

L'efficacité d'un projectile non-léthal est donnée par deux conditions extrêmement liées aux effets escomptés: la première est qu'il ne doit pas occasionner de blessures graves ou létales, et la seconde est qu'il doit provoquer une douleur suffisamment forte pour incapaciter la personne cible ou pour conduire à son obtempération. Les études actuelles se concentrent sur le potentiel lésionnel de ces projectiles. Ce qui prime avant tout, c'est de savoir que le projectile ne va pas occasionner d'effets non désirés avant de savoir s'il est opérationnellement efficace ou pas.

Les blessures observées peuvent être classées en deux catégories: les impacts non pénétrants caractérisés par des lésions superficielles au niveau de la peau et des tissus sous-cutanés (ecchymose, hématome, abrasion et dilacération), une présence des lésions plus profondes (fracture osseuse, rupture vasculaire, lésions d'organes pleins et d'organes creux). Les lésions internes peuvent causer des blessures graves voire létales. Le deuxième type de blessure est le phénomène de pénétration de la peau qui se rapproche plus d'une blessure d'arme à feu classique et qui présente le même type de risque. Les lésions peuvent également être très graves voire létales. Compte tenu de la vulnérabilité de la zone thoracique lors d'impacts non-pénétrants [39, 62], l'étude de cette partie du corps est donc primordial.

1.4.3 Explosion

1.4.3.1 Définition d'une explosion

Les trois définitions suivantes peuvent être données pour le phénomène d'explosion:

- La première définition est celle proposée par la section française du Combustion Institute, le Groupement Français de Combustion [57]: Une explosion est une *"libération d'énergie plus ou moins confinée, plus ou moins maîtrisée, avec ou sans conséquences externes. L'explosion peut donner lieu à une onde de pression (onde de souffle), à une boule de feu. Dans le cas de l'explosion chimique, le processus de libération d'énergie peut être une déflagration ou une détonation."*
- La seconde définition est celle donnée par Baker [14]: *"en champ libre, une explosion survient si une quantité suffisamment grande d'énergie est libérée, pendant un temps suffisamment court pour engendrer une onde de souffle qui se propage dans l'environnement à partir de la source d'émission appelée source de l'explosion."*
- On peut citer une troisième définition donnée par Schmitt et al. [126]: *"une explosion est une libération rapide d'énergie, qui est généralement adiabatique pendant la courte durée de l'explosion"*.

L'explosion est donc décrite comme une libération d'énergie pouvant entraîner des effets mécaniques et thermiques plus ou moins violents sur les structures environnantes.

Une explosion peut donc se produire de différentes manières:

- Naturelle: éclair, éruption volcanique, explosion d'astéroïdes, de comètes ou d'étoiles.
- Accidentelle: gaz confinés, BLEVE (Boiling Liquid Expand Vapor Explosion), rupture de pipeline, explosion physique), explosion de poussières, explosion de vapeurs non confinées ou unconfined vapour cloud explosion (UVCE).
- Intentionnelle: Les DEI (Dispositifs Explosifs Improvisés), les mines.

Les différents types d'explosion peuvent être classés selon leur nature.

1.4.3.2 La nature des explosions

La littérature recense trois natures d'explosion [168, 126, 98]:

1. Les explosions physiques: Le Groupement Français de Combustion définit l'explosion physique ou thermique comme un *"phénomène lié à la libération d'énergie (sans réaction chimique) par changement de phase (déséquilibre thermodynamique). Ce phénomène*

générateur d'une onde de choc, analogue à celle d'une explosion chimique, apparaît par exemple lors de la trempe (solide proche de la fusion rapidement immergé dans un liquide froid)."

2. Les explosions chimiques: Le Groupement Français de Combustion définit l'explosion chimique comme une *"explosion liée à une libération soudaine d'énergie par réaction chimique. Le système réactif peut être solide, liquide ou gazeux."*
3. Les explosions nucléaires: Ce sont des explosions physiques, où l'approvisionnement en énergie externe provient d'explosifs classiques [168]. Ils conduisent les éléments radioactifs au cœur du dispositif ensemble pour permettre les conditions pour les processus de chaîne physiques associés à la transmutation de la matière en différents éléments et en énergie.

Notre champ d'étude concerne les explosions résultant de réaction chimique. Au cours de telles explosions, les substances réactives peuvent être qualifiées d'explosif, de mélange explosif ou de charge explosive.

1.4.3.3 Les différents types d'explosifs

Il existe un nombre considérable de produits chimiques et de mélanges instables susceptibles d'exploser dans une gamme de degrés de violence. La grande majorité de ces produits sont si instables et d'une grande dangerosité qu'ils ne sont utilisés nulle part ailleurs, sauf par curiosité dans des laboratoires [168].

Pour définir simplement l'explosif nous pouvons reprendre la définition du groupement français de combustion [57] qui le définit comme un *"corps ou mélange dont la propriété essentielle est de pouvoir réagir selon un régime de détonation stable et qui est utilisé pour les effets de cette détonation, soit à des fins civiles (mines, carrières, travaux publics, travail des métaux), soit à des fins militaires (grenades, obus, têtes de roquettes ou de missiles). On distingue, quant à l'emploi, les explosifs d'amorçage, de relais ou de chargement. On distingue, quant à la sensibilité, les explosifs primaires ou secondaires. On distingue quant à l'état physique, les explosifs solides, liquides, gazeux et les bouillies explosives. On distingue enfin, quant à la composition, les explosifs nitrates, chlorates, nitrés et les explosifs composites.*

Les explosifs primaires sont souvent utilisés dans les détonateurs. Ce sont des explosifs qui détonneront rapidement par simple allumage d'une étincelle, d'une flamme ou d'un impact. Les explosifs secondaires quant à eux ne peuvent détoner qu'après être amorcé par une onde de choc provenant de la détonation d'un autre explosif. Une fois enclenchés, ces explosifs créeront des ondes de choc lors de leur détonation, pouvant occasionner une large expansion sur l'environnement voisin. Ces explosifs servent souvent de charge de destruction. Il s'agit par exemple du TNT ou du tétryl.

Comme pour la balistique, le développement d'explosifs chimiques a commencé avec l'invention

1.4. Les sollicitations dynamiques des domaines civil et militaire et leurs effets

de la poudre à canon ou poudre noire (nitrate de potassium, carbone et soufre) [126]. Cela a été suivi par la création de divers explosifs à base d'acide nitrique, l'invention de la nitroglycérine, l'invention de la dynamite par Alfred Nobel et enfin le développement du TNT (Trinitrotoluène) qui, pouvant être fabriqué de manière relativement sûre et à moindre coût, était devenu l'explosif standard pendant la première guerre mondiale [126]. Les explosifs les plus récents comprennent le RDX (cyclonite ou cyclotriméthylènetrinitramine), qui est un composant commun utilisé dans de nombreux explosifs tels que C-4, souvent décrit comme un explosif plastique. On peut également citer d'autres types d'explosifs existants: la nitroglycerine, la nitrocellulose, l'acide picrique (2,4,6-trinitrophénol), le tétryl (2,4,6-trinitroplénylméthylnitramine), le HMX (High Melting point eXplosive ou cyclotetraméthylènetetranitramine), le PETN (tétranitrate de pentaérythritol), le HNS (Hexanitrostilbene), le TATB (triaminotrinitrobenzene) ou encore le HNB (Hexanitrobenzène).

Bien que de nombreux types d'explosifs existent, les résultats d'une explosion se caractérisent souvent en termes d'équivalent de TNT (Trinitrotoluène) avec des valeurs pour les explosifs classiques allant de quelques grammes à plusieurs kilotons. Par exemple, l'explosion du port de Halifax en 1917 d'environ 2,9 kilotonnes en équivalent TNT fut la plus grande explosion créée par l'homme avant le développement d'armes nucléaires [53]. En comparaison, le rendement de la bombe nucléaire d'Hiroshima était d'environ 13 kilotonnes. Dans les conflits, l'exposition aux explosifs classiques et des dispositifs explosifs improvisés (DEI) est devenue plus fréquente avec de nombreux DEI dans la fourchette de 12 à 23 kg et supérieurs à 45 kg [126]. Cependant, les expositions humaines typiques à l'explosion sont de l'ordre de dizaines de kilogrammes d'équivalent TNT [58] et la gravité de l'explosion dépend de la distance entre l'explosif et la cible, le niveau de protection utilisé par la cible et l'environnement de l'explosion.

Nous considérons principalement dans cette étude l'explosif solide TNT (explosif de référence) mais nous parlerons également des explosions de gaz notamment pour comprendre les différents régimes d'explosion.

1.4.3.4 Les régimes d'explosion

On distingue deux régimes d'explosions: la déflagration et la détonation dont les caractéristiques sont présentées dans le Tableau 1.8 extrait de [13] pour une explosion de gaz en espace libre. Lorsqu'une flamme se propage dans un gaz combustible, les gaz brûlés, en se dilatant, créent une onde de pression dans les gaz frais. Suivant la cinétique de la réaction, on aura alors les deux régimes d'explosion [46].

1.4.3.5 La déflagration

Le mode de déflagration est très instable et la vitesse de combustion est très fortement influencée par l'environnement dans lequel se propage la combustion [13]. L'onde de pression

	Détonation	Déflagration
Vitesse du front de flamme	1800 – 3000 <i>m/s</i> (stable)	0.01 – 100 <i>m/s</i> (instable)
Déplacement des gaz brûlés	même direction que l'onde	direction opposée à l'onde
Discontinuité de pression	importante (5 <i>MPa</i>)	faible ($\ll P_{atm}$)
Expansion des gaz réactifs	non	oui
Onde de souffle externe	onde de choc supersonique	onde de souffle sonique

Table 1.8 – Caractéristiques comparées des régimes de détonation et de déflagration lors de l'explosion d'un nuage de gaz en espace libre [13]

étant faible, le front de combustion se propage de façon autonome à vitesse subsonique dans les gaz frais. Les produits de combustion se déplacent dans le sens opposé du front de l'onde de pression et il se produit une expansion du volume du mélange au cours de la réaction [46]. Aucune loi de similitude n'a été mise en place pour la déflagration en raison de l'absence de reproductibilité des explosions expérimentales. Il est donc difficile de faire des calculs prévisionnels dans le cas des déflagrations [46].

1.4.3.6 La détonation

Dans le cas de la détonation, le front de flamme et l'onde de choc se propagent dans le mélange gazeux de façon autonome. Les produits de combustion (gaz brûlés) se dirigent dans le même sens que l'onde de choc. La célérité du front d'onde de choc est élevée et comprise entre 1500 et 3500 *m/s* dans un milieu réactif gazeux et peut atteindre 7000 à 9000 *m/s* pour un explosif solide [46]. Le mode de détonation qui correspond à une célérité du front supersonique est très stable [13]. Il est également reproductible expérimentalement et peu sensible à l'environnement. Ce régime induit également des pressions plus élevées.

Nous étudierons donc par la suite l'onde de pression issue d'une détonation, car seul le régime de détonation permet l'utilisation des règles de similitudes qui feront l'objet d'attention particulière dans le chapitre 4 consacré à la modélisation d'une onde de choc issue d'une explosion en champ libre et son interaction avec un modèle biomécanique humain.

1.4.3.7 Les types de lésion associés à une explosion

Les effets de l'explosion sur le corps humain sont généralement classifiés en quatre catégories [159], [42], [44]: **le blast primaire, le blast secondaire, le blast tertiaire et le blast quaternaire**. Le terme "blast wave" ou "blast" en anglais, est utilisé pour désigner l'onde de choc aérienne consécutive à la détonation d'une charge explosive.

L'effet direct ou **primaire** du blast est celui résultant de l'exposition du corps aux variations de pression environnante accompagnant une onde explosive. En raison des effets de la compressibilité, les dommages - à l'exception des lésions locales causées par de très petites charges à proximité - se produisent lorsqu'il existe des différences dans la densité tissulaire principale-

1.4. Les sollicitations dynamiques des domaines civil et militaire et leurs effets

ment à l'intérieur ou à proximité de l'air ou des organes contenant du gaz. Les effets sur les poumons étant particulièrement importants pour déterminer les taux de létalité [25].

Le **blast secondaire** est lié à l'accélération et à la projection des objets de l'environnement de la charge explosive qui peuvent heurter le corps et provoquer des traumatismes contondants ou pénétrants.

Les effets du **blast tertiaire** sont dus aux flux d'air chauds et à la propagation des gaz entraînant la projection des victimes à terre ou contre des structures environnantes.

Les effets du **blast quaternaire** sont essentiellement des brûlures, l'asphyxie, l'inhalation des gaz toxiques.

Le Tableau 1.9 résume les mécanismes de blessures du blast. On peut cependant souligner que l'ordre de la classification des effets du blast correspond aux délais sur lesquels l'interaction se produit, c'est à dire que la première interaction est entre l'onde de souffle et la cible, suivie de la fragmentation de l'explosif et enfin de la translation du corps entier.

Catégorie	Caractéristiques	Parties du corps affectées	Types de lésion
Primaire	Résulte de l'impact entre l'onde de surpression et les surfaces du corps	Les structures remplies de gaz sont plus sensibles: les poumons, le tractus gastro-intestinal	Blessures pulmonaires Rupture des membranes tympaniques Hémorragie et perforations abdominales Rupture du globe oculaire Commotion cérébrale sans signe de blessure à la tête
Secondaire	Résulte des débris volants et des fragments de l'explosif	Toutes les parties du corps peuvent être affectées	Traumatismes pénétrants et non-pénétrants Possible pénétration dans l'oeil
Tertiaire	Résulte de la projection des victimes par le souffle de l'explosion	Toutes les parties du corps peuvent être affectées	Fracture et amputation traumatiques Blessures fermées ou ouvertes du cerveau
Quaternaire	Tous les effets liés à l'explosion qui ne font pas partie des effets primaires, secondaires et tertiaires. Aggravation et complication des conditions existantes	Toutes les parties du corps peuvent être affectées	Brûlure Asthme Problèmes de respiration liés à la poussière, aux fumées toxiques Angine Hyperglycémie Hypertension

Table 1.9 – Mécanismes de blessure du blast, tableau adapté de [110]

Il convient de noter que les concepts de blast primaire, secondaire, tertiaire et quaternaire

ne décrivent pas le taux d'incidence ou la gravité de la blessure, mais se rapportent plutôt à l'origine du traumatisme.

Nous venons de voir à travers le tableau 1.9 que les effets du blast peuvent affecter toutes les parties du corps. Cette thèse se focalisant sur la partie thoraco-abdominale, il est à noter que dans la suite de ce rapport, nous nous intéresserons uniquement aux effets du blast primaire sur les poumons qui font partie des organes les plus touchés par le blast primaire [25] [74].

1.4.3.8 Facteurs de sévérité d'une onde de blast

Le facteur primordial dans une explosion est l'onde de pression générée, également responsable du blast primaire. La pression va donc être le principal paramètre mécanique dans nos études de la propagation aérienne du blast et en interaction avec le modèle biomécanique.

Outre la pression, plusieurs facteurs influent sur l'amplitude de la surpression ainsi que sur la vitesse de propagation de l'onde de blast et par conséquent peuvent augmenter la probabilité d'avoir des blessures ou aggraver les blessures liées au blast [144]. Quatre facteurs sont déterminants: le milieu dans lequel se produit l'explosion, la distance entre la cible et l'explosif, la présence ou non des surfaces de réflexion et le site de l'explosion qui peut être un espace ouvert ou confiné.

1.4.3.9 Le milieu de propagation de l'onde de blast

La propagation de l'onde de blast se fait de manière différente selon le type de milieu qui peut être solide, liquide ou gazeux.

Dans un **milieu aérien**, l'explosion génère une onde de pression statique, dite « onde de choc », une onde de pression dynamique dite « vent », et un dégagement de chaleur. L'onde de choc est responsable de blessures spécifiques de blast proprement dit (blast primaire), tandis que le « vent » est responsable de blessures non spécifiques de type projectile (blast secondaire) et de celles liées au déplacement du corps (blast tertiaire) [9].

Dans un **milieu liquide**, les effets de l'onde de choc ne concernent que les parties immergées de l'organisme. En raison de l'incompressibilité du milieu, la perte d'énergie est moins rapide qu'en milieu gazeux. La surpression générée est d'autant plus importante que la pression est élevée. Par exemple, l'eau étant incompressible, l'onde de blast dans l'eau se propage rapidement, pouvant aller à une célérité de 1500 m/s, vitesse de propagation du son dans l'eau, avec un taux de dissipation faible [144] [109], ce qui conduit à un potentiel de blessure beaucoup plus élevé que dans l'air [139]. Ainsi, la détonation d'un explosif sous l'eau produit une bulle de produits de combustion et une surpression correspondante qui dépasse la surpression, l'impulsion et les amplitudes qui seraient générées dans l'air par la même taille de charge. Dans une explosion sous l'eau, les débris et fragments de l'explosif ne se déplacent pas aussi

1.4. Les sollicitations dynamiques des domaines civil et militaire et leurs effets

loin en raison de la viscosité de l'eau, et une grande partie de l'onde est transmise au corps sans être réfléchi en raison de la valeur de l'impédance de l'eau qui est proche de celle des tissus humains. Pour les corps submergés, des blessures se produisent principalement dans les organes contenant de l'air, y compris les poumons et le tractus gastro-intestinal [97].

En **milieu solide**, l'onde de choc est transmise au corps par un solide avec lequel il est en contact immédiat. Les lésions résultant d'une explosion en milieu solide (mine anti-personnelle ou transmission d'onde sous-marine au pont d'un bateau) sont de nature dynamique et ne peuvent pas être considérées comme de réelles lésions de blast [123]. L'incompressibilité augmente sa vitesse et réduit l'amortissement, la rendant plus nocive. Les lésions concernent généralement l'appareil locomoteur [9].

1.4.3.10 La distance entre le sujet et l'explosif

La distance entre le sujet et l'explosif joue un rôle déterminant dans la sévérité des lésions engendrées. Plus une personne est proche de la source d'explosion, plus la surpression qu'elle subit est grande. À mesure que l'onde de souffle se propage, l'énergie de l'explosion se dissipe et la surpression diminue rapidement d'une manière inversement proportionnelle au cube de la distance à la source de l'explosion [109]. Ainsi, si la distance à la source d'explosion est doublée, la surpression maximale diminue à un huitième de la valeur d'origine. Par exemple, un explosif de 1 kg peut générer une surpression immédiate de plus de 500 kPa à l'épicentre de la détonation, pouvant occasionner la mort. Cependant, à 3 m de ce point, la surpression du blast peut atteindre 20 kPa , ce qui ne causerait aucun dommage [160].

1.4.3.11 La présence d'un facteur de réflexion

La surpression effective produite lors d'une explosion est amplifiée lorsque l'onde est réfléchi par une surface solide, sa force est ainsi accrue. Les victimes situées à proximité d'un mur peuvent ainsi subir une surpression élevée, ce qui augmente fortement les risques de blessures liées au blast.

1.4.3.12 Le site de l'explosion

Dans un espace ouvert, l'onde de blast se propage de façon circonférentielle à partir de son origine et se dissipe rapidement. Cependant, dans un espace confiné ou fermé (bus, chambre, bâtiment etc. . .), la pression maximale est amplifiée car les forces explosives sont contenues [160]. Ce confinement augmente la valeur de la surpression maximale ainsi que la durée de la phase de surpression positive. La courbe de pression résultante est complexe comportant de multiples pics attribuables aux ondes de pressions réfléchies. La Figure 1.37 extraite de [160] présente une allure des courbes de surpression pour les deux configurations: espace ouvert et espace confiné. La courbe de l'évolution de la pression au cours du temps consécutive à une

explosion sera étudiée plus tard dans le chapitre 4 de cette thèse.

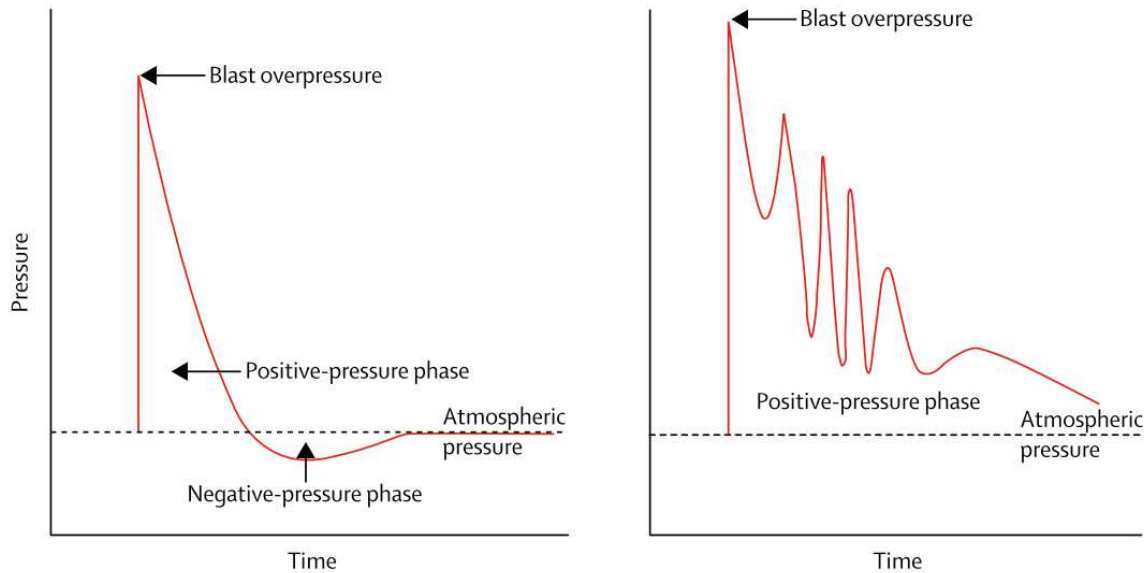


Figure 1.37 – Courbes pression-temps de l’explosion dans l’air: espace ouvert (à gauche) et espace fermé (à droite) [160]

1.5 Discussions et conclusions sur la revue de la littérature

Nous venons de voir dans ce chapitre consacré à la revue de la littérature que le corps humain est un système complexe à étudier, car composé de plusieurs parties ayant chacune des organes et des tissus différents. Les lésions du thorax sont le plus souvent liées à un impact contondant. Les mécanismes de blessures de la partie thoracique peuvent être élastiques, visqueux ou inertiels, entraînant des lésions différentes. Des critères de tolérance lésionnels ont été mis en place pour caractériser ces lésions, mais ces critères sont pour la plupart liés au domaine automobile et restent des critères globaux même si les propriétés visco-élastiques du thorax se reflétant dans sa réponse biomécanique, font que certains critères de blessure tiennent également compte de la vitesse avec laquelle le thorax est déformé.

Depuis quelques décennies, les modèles mathématiques tentent d’apporter une solution à l’investigation de la réponse biomécanique du corps humain aux impacts d’un point de vue local. Ainsi, les deux méthodes les plus utilisées, le système multicorps et la méthode des EF, offrent chacun leurs avantages et leurs inconvénients. La méthode EF permet des études détaillées des géométries complexes et des problèmes liés aux interactions de contact. En ce qui concerne les simulations d’impact, l’étude des déformations locales et des distributions de contraintes sont des avantages importants de cette méthode. Elle peut également être utilisée pour l’analyse de mécanismes de lésions en modélisant une partie spécifique du corps humain.

1.5. Discussions et conclusions sur la revue de la littérature

Cependant, une représentation détaillée d'une géométrie complexe conduit à un nombre d'éléments très élevé et donc un grand nombre d'inconnues à calculer. Dans le cas de propriétés constitutives non linéaires des matériaux impliqués ainsi que de grandes déformations, le coût de calcul énorme souvent associé à la méthode EF représente une limitation majeure. À ce jour, les avancées technologiques rendent les systèmes informatiques capables à gérer des modèles EF avec des millions de degrés de liberté (par exemple, environ 700 000 éléments pour des simulations de tests de compatibilité avec deux voitures modélisées en détail), avec des temps de calcul pouvant atteindre plusieurs jours. En revanche, la capacité de la méthode des EF à représenter des connexions cinématiques complexes rend l'approche multicorps particulièrement attrayante. En outre, les durées de calculs requises sont généralement beaucoup plus courtes que pour les calculs EF, car habituellement seulement un nombre relativement petit d'équations différentielles ordinaires, bien que la plupart du temps rigide, doit être traité. Par conséquent, les modèles multicorps sont largement utilisés comme outils de conception car ils sont bien adaptés pour des études d'optimisation impliquant de nombreux paramètres de conception.

En ce qui concerne la modélisation du corps humain, les deux méthodes doivent faire face à des problèmes généraux. Le choix des paramètres pour décrire le comportement matériel du tissu humain vivant nécessite la disponibilité de données expérimentales concernant les caractéristiques mécaniques des tissus vivants. De telles données sont à peine disponibles et, le cas échéant, souvent associées à une grande incertitude en raison de la variabilité biologique générale d'une part et des limites de la procédure expérimentale particulière choisie pour les tests de caractérisation d'autre part. De plus, la validation des modèles de corps humain, en particulier ceux qui sont destinés à être utilisés dans plusieurs conditions d'impact différentes comme c'est le cas dans notre étude, est cruciale mais demeure une tâche complexe.

En fonction de nos objectifs: la compréhension des mécanismes de blessures, la recherche des critères lésionnels pour les impacts de chutes, les impacts balistiques et les chargements du blast, ainsi que que l'étude des réponses biomécaniques locales des tissus, **la méthode des EF est la mieux adaptée.** Pour déterminer la réponse biomécanique du corps humain, des tests de cadavres, des modèles animaux ou, le cas échéant, des tests volontaires sont extraits de la littérature et utilisés comme données de validation du modèle biomécanique numérique. Les données obtenues permettent d'enquêter sur les risques de blessures et constituent une base de données importante pour le développement de notre modèle EF.

Ainsi, nos travaux de recherche ont d'abord porté sur la reconstruction numérique des cas d'accidents de chute de personnes, ensuite l'investigation de la réponse du corps aux impacts balistiques non-pénétrants de projectiles non-létaux à énergie cinétique, puis nous proposons une amélioration de la loi de comportement des tissus mous du modèle numérique, permettant de l'utiliser à la fois pour des impacts balistiques pénétrants et non-pénétrants. Enfin, la modélisation du phénomène d'explosion en 3D en se basant sur un test expérimental de la littérature et en utilisant les lois de similitudes sera abordée. Chacun de ces axes énoncés seront explicités dans les chapitres suivants.

2 Étude des lésions thoraciques engendrées par des chutes libres de personnes

2.1 Introduction

Ce chapitre concerne les cas de chutes libres accidentelles de personnes adultes et leurs répliques numériques en utilisant le modèle éléments finis du thorax humain HUByx. L'objectif principal est de déterminer le rôle du positionnement du corps à l'impact dans le risque d'apparition des blessures. Pour cette étude, des cas réels de chutes libres ont été récupérés auprès du service des urgences du centre hospitalier de Belfort Montbéliard. Ces cas concernent aussi bien les hommes que les femmes d'une tranche d'âge comprise entre 20 et 63 ans, ayant subi ou non des blessures suite à des chutes libres accidentelles. L'examen des rapports médicaux des patients a fourni des informations utiles pour réaliser de manière précise des reconstructions numériques avec le modèle éléments finis HUByx. Les résultats des simulations pour différentes localisations d'impact ont permis de mettre en lumière l'influence cruciale de l'orientation du corps dans le risque d'apparition des blessures thoraciques.

2.2 Principes de l'étude

2.2.1 Sélection des cas d'étude

Les données d'accidents de chutes libres ont été récupérées au centre hospitalier de Belfort Montbéliard (CHBM) sur une période de six ans (2009 à 2014) afin d'obtenir un nombre assez large d'échantillons de cas.

Seuls les patients adultes ont été choisis pour cette étude. Aucune différence n'a été faite quant au genre de ces patients. Le choix des cas à étudier s'est d'abord fait selon les codes *W* et *S* définis par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) dans la Classification Internationale des Maladies (CIM)[158]. Le code *W* spécifie les causes externes de blessures accidentelles. Les codes *W00* – *W19* concernant les chutes ont été utilisés. Ces codes listent différents types de chute (voir Table 2.1). Par exemple, *W00* fait référence aux chutes de même niveau, *W03* fait référence aux chutes dues à une collision et *W05*, *W06* et *W07* font références respectivement aux chutes d'un fauteuil roulant, d'un lit et d'une chaise. Les codes *W* utilisés ont été combinés aux codes *S* (*S20* - *S29*) concernant les blessures thoraciques (voir Table 2.2). Par exemple, *S20* se rapporte aux blessures superficielles du thorax comme une contusion de la poitrine et *S22* se rapporte aux fractures de côtes, du sternum et de la colonne vertébrale thoracique.

Ensuite, l'examen du dossier médical de chaque patient a permis de repérer les informations nécessaires ainsi que les détails permettant de reconstruire les séquences d'impact ainsi que les éventuelles conséquences des chutes. Le premier critère de sélection a été d'avoir une chute libre comme définie dans le chapitre 1 de cette thèse. On peut rappeler ici la définition donnée par Snyder et al. [137]: *une chute libre est définie comme une chute, un saut ou une plongée sans entrave. Cela exclut les cas où des individus tombent dans les escaliers, tombent des coteaux ou des falaises où de nombreuses projections peuvent être avoir lieu, tombent dans un véhicule (en conduisant sur un pont), ou tombent au même niveau (comme glisser et tomber sur un sol humide)*. Les surfaces de contact à l'impact comme l'eau ou la neige ont été écartées

pour garder des surfaces "rigides". Les cas où les rapports médicaux ne sont pas suffisamment renseignés en termes de hauteur de chute, de description des blessures et de localisation d'impact ont également été retirés de l'étude.

Les critères secondaires sélectionnés pour l'étude des cas sont l'environnement de chute (type de surface impactée, hauteur de chute), et la description du traumatisme subi. Même si le dossier médical ne précise pas toujours la nature des surfaces impactées, la reconstruction numérique se fera sur une surface supposée rigide. L'étendue et la localisation des blessures sont également considérées dans les cas rapportés sélectionnés. Les fractures de côtes et les blessures pulmonaires sont d'un intérêt majeur dans cette étude. Par conséquent, tous les cas de blessure des autres organes mous ont été retirés de la liste des cas à étudier. La description des types de blessure a permis de définir la zone d'impact.

Finalement, 25 cas ont été choisis pour la reconstruction numérique. Parmi ces cas, 10 cas concernent une hauteur de chute libre de 3 m ayant occasionné ou non des blessures chez les patients. Nous allons nous intéresser particulièrement dans la suite de l'étude à la hauteur de chute de 3 mètres qui représente 40% des cas retenus pour la reconstruction numérique. Le Tableau 2.3 créé à partir des dossiers médicaux des patients, donne une description des 10 cas correspondant à la hauteur de 3 mètres.

Falls (W00 -W19)	
W00	Fall on same level involving ice and snow
W01	Fall on same level from slipping, tripping and stumbling
W02	Fall involving ice-skates, skis, roller-skates or skateboards
W03	Other fall on same level due to collision with, or pushing by, another person
W04	Fall while being carried or supported by other persons
W05	Fall involving wheelchair
W06	Fall involving bed
W07	Fall involving chair
W08	Fall involving other furniture
W09	Fall involving playground equipment
W10	Fall on and from stairs and steps
W11	Fall on and from ladder
W12	Fall on and from scaffolding
W13	Fall from, out of or through building or structure
W14	Fall from tree
W15	Fall from cliff
W16	Diving or jumping into water causing injury other than drowning or submersion
W17	Other fall from one level to another
W18	Other fall on same level
W19	Unspecified fall

Table 2.1 – Causes externes de morbidité et de mortalité - Chutes (W00-W19), tableau adapté de [158]

Chapter 2. Étude des lésions thoraciques engendrées par des chutes libres de personnes

Injuries to the thorax (S20 -S29)	
S20	Superficial injury of thorax
S20.0	Contusion of breast
S20.1	Other and unspecified superficial injuries of breast
S20.2	Contusion of thorax
S20.3	Other superficial injuries of front wall of thorax
S20.4	Other superficial injuries of back wall of thorax
S20.7	Multiple superficial injuries of thorax
S20.8	Superficial injury of other and unspecified parts of thorax
S21	Open wound of breast
S21.1	Open wound of front wall of thorax
S21.2	Open wound of back wall of thorax
S21.7	Multiple open wounds of thoracic wall
S21.8	Open wound of other parts of thorax
S21.9	Open wound of thorax, part unspecified
S22	Fracture of rib(s), sternum and thoracic spine
S22.0	Fracture of thoracic vertebra
S22.1	Multiple fractures of thoracic spine
S22.2	Fracture of sternum
S22.3	Fracture of rib
S22.4	Multiple fractures of ribs
S22.5	Flail chest
S22.8	Fracture of other parts of bony thorax
S22.9	Fracture of bony thorax, part unspecified
S23	Dislocation, sprain and strain of joints and ligaments of thorax
S23.0	Traumatic rupture of thoracic intervertebral disc
S23.1	Dislocation of thoracic vertebra
S23.2	Dislocation of other and unspecified parts of thorax
S23.3	Sprain and strain of thoracic spine
S23.4	Sprain and strain of ribs and sternum
S23.5	Sprain and strain of other and unspecified parts of thorax
S24	Injury of nerves and spinal cord at thorax level
S24.0	Concussion and oedema of thoracic spinal cord
S24.1	Other and unspecified injuries of thoracic spinal cord
S24.2	Injury of nerve root of thoracic spine
S24.3	Injury of peripheral nerves of thorax
S24.4	Injury of thoracic sympathetic nerves
S24.5	Injury of other nerves of thorax
S24.6	Injury of unspecified nerve of thorax
S25	Injury of blood vessels of thorax
S25.0	Injury of thoracic aorta
S25.1	Injury of innominate or subclavian artery
S25.2	Injury of superior vena cava
S25.3	Injury of innominate or subclavian vein
S25.4	Injury of pulmonary blood vessels
S25.5	Injury of intercostal blood vessels
S25.7	Injury of multiple blood vessels of thorax
S25.8	Injury of other blood vessels of thorax
S25.9	Injury of unspecified blood vessel of thorax
S26	Injury of heart
S26.0	Injury of heart with haemopericardium
S26.8	Other injuries of heart
S26.9	Injury of heart, unspecified
S27	Injury of other and unspecified intrathoracic organs
S27.0	Traumatic pneumothorax
S27.1	Traumatic haemothorax
S27.2	Traumatic haemopneumothorax
S27.3	Other injuries of lung
S27.4	Injury of bronchus
S27.5	Injury of thoracic trachea
S27.6	Injury of pleura
S27.7	Multiple injuries of intrathoracic organs
S27.8	Injury of other specified intrathoracic organs
S27.9	Injury of unspecified intrathoracic organ
S28	Crushing injury of thorax and traumatic amputation of part of thorax
S28.0	Crushed chest
S28.1	Traumatic amputation of part of thorax
S29	Other and unspecified injuries of thorax
S29.0	Injury of muscle and tendon at thorax level
S29.7	Multiple injuries of thorax
S29.8	Other specified injuries of thorax
S29.9	Unspecified injury of thorax

Table 2.2 – Blessures thoraciques - codes S20 à S29, tableau créé à partir de [158]

Cas	Age	Genre	Poids (kg)	Zone d'impact	Blessures poumons	Traumatismes	Anamnèse
FF_BM_1	20	M	NS	Dos	Non	Douleurs, hématurie au labstix	chute de 3 m d'un escabot sur dos avec dyspnée
FF_BM_2	63	F	57	Côté gauche	Non	Fractures des 4e et 8e côtes gauches sensibilité au rachis lombaire sans dyspnée	Patiente a chuté de 3 m vers 15h, elle a le souffle coupé mais s'est relevée puis est allée se coucher car douleur costale gauche. Au moment de se relever le soir pour dîner: bouffée de chaleur + vertige. Elle s'est assise puis appelle le 15
FF_BM_19	43	M	102	Côté gauche	Non	Fracture des 2 os avant bras gauche au niveau du coude.Traumatisme du rachis sans déficit . Traumatisme et contusion thoracique	Chute d'une échelle de 3 m
FF_BM_20	62	M	190	Face avant du corps	Non	Fracture du maxillaire inférieur Fractures fermées multiples de côtes et plaie du menton suturée. Traumatisme thoracique antérieur	Chute de 3 m d'une échelle à plat ventre dans l'exercice professionnel
FF_BM_31	62	M	NS	Côté gauche	Non	Disjonction sacro iliaque gauche et pubienne, Fracture de l'os iliaque gauche, des apophyses transverses gauche 1 à 4 et des cotes 8 à 10 gauche Fracture du bassin, violentes douleurs lombaires	Chute d'une échelle, avec réception sur le côté gauche
FF_BM_7	44	M	70	côté gauche	Oui	Fractures des 10e, 11e et 12e arc costal gauche avec déplacement, contusion pulmonaire postéro-basale gauche, absence d'autre lésion post-traumatique visible. Douleur lombaire	Chute de 3 m
FF_BM_9	43	M	NS	Côté droit	Oui	Mise en évidence d'un pneumothorax en fine bande latéro-antérieur droit, mesurant 7.5mm d'épaisseur	chute de 3m dans une fosse
FF_BM_12	56	M	NS	Côté gauche	Oui	Chute avec douleurs du rachis dorsolombaire et hémoptysies, contusion pulmonaire bilatérale minimale, fracture processus transverses droits de L2 à L5	Chute d'un cerisier, environ 3 m de haut, a atterri sur le côté gauche
FF_BM_26	59	M	NS	Côté gauche	Oui	Traumatisme crânien sans perte de connaissance, multiples fractures costales gauches, très minime décollement du poumon faisant un minime pneumothorax dorsal, épaisseur du pneumothorax mesurée à 7 - 8 mm (grande épaisseur)	Chute de 3 m de haut
FF_BM_30	61	M	NS	Côté gauche	Oui	Fracture du bassin, fracture lombaire, fracture de 3 côtes gauches avec contusion pulmonaire résolutive gauche avec douleurs lombaires et du pelvis	Chute de 3 mètres

Table 2.3 – Description des cas de chutes recueillis pour une hauteur de 3 mètres

2.2.2 Simulation des chutes libres de personnes

Les patients dont les chutes ont été recensées ne disposent évidemment pas d'instrumentations attachées à leurs corps. Par conséquent, les accélérations et décélérations lors de l'impact et les forces qui sont liées aux seuils de tolérance humaine ne peuvent être estimées qu'en utilisant les techniques de simulation.

Le modèle éléments finis HUByx a donc été utilisé pour la réplique numérique des différents cas de chute libre de cette étude. La reconstruction numérique a été effectuée grâce au code commercial Radioss. L'utilisation d'HUByx pour reconstruire les cas de chutes libres se justifie par une étude antérieure réalisée par Awoukeng et al. [10, 9]. Dans l'étude d'Awoukeng [9] trois cas de reconstructions numériques de chutes dans l'eau provenant de la littérature ont été réalisés et les résultats obtenus en termes de blessures numériques sont cohérents avec les observations cliniques des cas rapportés dans la littérature. L'utilisation d'HUByx est donc valable pour reconstruire les chutes libres dans cette thèse.

Compte tenu du nombre élevé de cas de chutes à la hauteur de 3 mètres et des conséquences différentes engendrées en termes de traumatismes et blessures (voir Tableau 2.3), une étude numérique de la sensibilité à la zone d'impact paraît primordiale. Ainsi, notre étude s'oriente désormais sur l'influence de la localisation de l'impact ou plus précisément sur l'influence de la position du corps à l'impact dans le risque d'apparition des blessures.

2.2.2.1 Etude de sensibilité de la zone d'impact

Les incertitudes concernant les reconstructions d'accidents sont des facteurs importants à considérer lors des répliques numériques de ces accidents. Comme indiqué dans la littérature, de nombreuses études ont porté sur le rôle crucial du positionnement du corps à l'impact [135, 137, 157, 140]. Snyder et al. [135], dans une étude consacrée à la détermination des mécanismes de traumatismes non pénétrants suite aux impacts sur l'eau, a analysé des données d'autopsie de 169 cas de suicide survenus au Golden Gate Bridge à San Francisco avec des vitesses de chute variant entre 32.31 et 34.14 m/s. Les analyses des autopsies des victimes ont montré que les orientations des corps à l'impact étaient transverses, latérales ou la combinaison de ces deux orientations. Le point important à retenir de cette étude est que même si les blessures suite à des impacts dans l'eau diffèrent souvent des impacts sur de l'acier, le sol ou le béton, quant à leur nature et leur type, deux facteurs jouent un rôle important quelque soit la surface d'impact: la durée de la décélération et l'orientation du corps [135]. En effet, parmi les cas recensés par Snyder et al. qui ne présentaient aucune blessure, 8 décès ont été attribués à des noyades car les traumatismes subis après l'impact étaient jugés insuffisants pour occasionner la mort d'après les rapports d'autopsie. L'étude souligne que ces personnes paraissent avoir impactées l'eau avec les pieds en premier et sont donc tombées dans une orientation des pieds à la tête, ce qui aurait réduit considérablement les risques de blessures graves. D'après l'étude de Snyder et al., les positions de chutes transverses et latérales sont les plus dangereuses et nécessitent une protection de la cage thoracique pour la survie. Dans

le même sens, en 1977, en étudiant cette fois des chutes d'adultes et d'enfants, Snyder et al. [137] mettent en lumière la position du corps à l'impact comme un facteur majeur dans les blessures résultantes. Les études de Warner et al. [157], puis de Steedman [140] présentent également différents types de blessures en fonction de la position d'atterrissage du corps. Dans le cas de notre étude, l'examen des traumatismes et de l'anamnèse présents dans le rapport médical de chaque cas a permis d'avoir les informations nécessaires sur l'orientation du corps à l'impact. La majorité des cas concernent les positions transverses et latérales (voir Table 2.3). Pourtant, certains cas n'ont pas permis d'évaluer avec précision le point d'impact. En effet, pour des impacts latéraux, par exemple, plusieurs impacts à la même hauteur sur le côté gauche, peuvent avoir des résultats différents en fonction de l'emplacement précis d'impact. Cela s'observe notamment dans le Tableau 2.3 où pour tous les cas de chute à la hauteur de 3 m, on ne retrouve pas les mêmes types de blessures. Pour cette raison, une étude de sensibilité a été menée selon la Figure 2.1, divisant l'avant du thorax en six zones (Positionnement Frontal 1 à 6: FP1 à FP6) et la paroi thoracique latérale a été divisée en trois zones (Positionnements droit et gauche - Right and Left Positionings - RP1 à RP3 et LP1 à LP3, respectivement). La Figure 2.1 montre les vues frontale et latérales des zones touchées.



Figure 2.1 – Zones d'impacts frontaux et latéraux



Figure 2.2 – Modèle HUByx en chute sur le sol

Comme on peut le voir sur la Figure 2.2, la reconstruction numérique s'est effectuée à l'aide

Chapter 2. Étude des lésions thoraciques engendrées par des chutes libres de personnes

du modèle HUByx représentant la partie thoracique des sujets accidentés. La surface d'impact (sol sur la Figure 2.2) est considérée comme une surface rigide et modélisée avec la formulation Lagrangienne (décrite dans le chapitre 1) à l'aide des éléments Shell. Il s'agit d'une surface carrée de dimension $1m \times 1m$.

Il convient de rappeler que les différentes positions FP1 à FP6 ont été choisies pour différentes orientations du thorax. Pour que les différentes parties du thorax pouvant engendrer des contusions pulmonaires soient impactées, il a semblé judicieux d'orienter le modèle HUByx pour que les lésions pulmonaires soient localisées au niveau des différents positionnements choisis (FP et RP). En effet, des études expérimentales de la littérature ont montré que les lésions pulmonaires sont généralement localisées sous la première zone d'impact [119, 122]. Deux axes de rotation ont donc été définis tels que présentés sur la Figure 2.3. Des rotations d'angles α et β ont été successivement appliquées à HUByx de sorte que la zone de premier impact soit autour de la région pulmonaire selon les différentes positions définies sur la Figure 2.1.

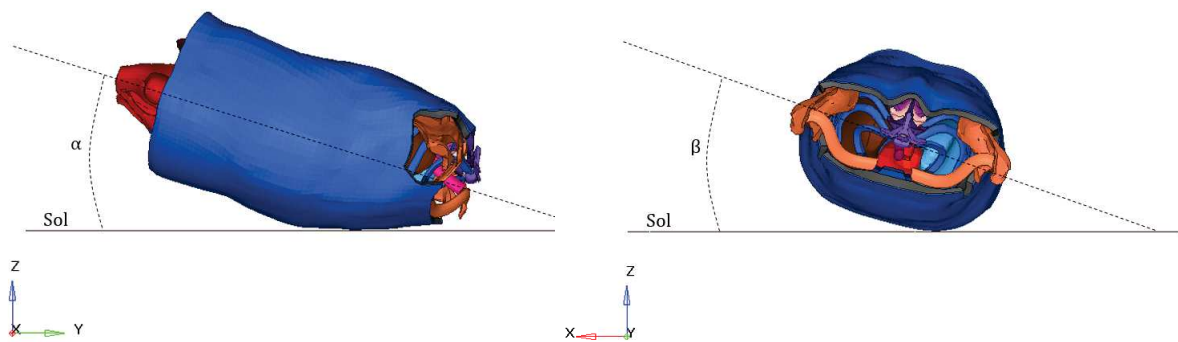


Figure 2.3 – Orientations du modèle HUByx lors de la chute libre avec les angles α et β

Pour les chutes frontales, les orientations des différentes positions sont données dans le tableau 2.4. L'angle d'orientation a été choisie égale à 15° car cet angle engendre des surfaces d'impact assez larges, jugées suffisantes pour que l'impact puisse affecter les différentes zones de la partie thoracique en faisant des rotations successives.

Les différentes positions latérales ont également été orientées à plus ou moins 15° suivant le plan frontal du thorax.

Positions	Angles en °	
	α	β
FP1	0	0
FP2	0	-15
FP3	0	15
FP4	-15	0
FP5	-15	-15
FP6	-15	15

Table 2.4 – Orientation d'HUByx selon les différentes positions frontales

2.2.2.2 Vitesse à l'impact

Dans la littérature, Franck et al. (2009) [52] ont décrit des méthodes mathématiques pour l'évaluation de l'impact du corps en chute, en fonction d'une configuration simple comme illustrée à la Figure 2.4.

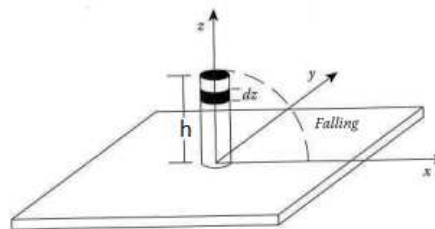


Figure 2.4 – Chute d'un objet cylindrique, extrait de Franck et al. (2009).

Dans ce modèle, la chute humaine est représentée par un objet cylindrique. Le principe de conservation de l'énergie, par lequel l'énergie potentielle est égale à l'énergie cinétique, est utilisé.

L'énergie potentielle (E_p):

$$E_p = mgh. \tag{2.1}$$

Où:

- m est la masse de l'objet,
- g est l'accélération de la pesanteur terrestre de $9.81 m.s^{-2}$,
- h est la hauteur de l'objet.

L'énergie cinétique E_c est exprimée à l'aide de deux composantes, l'énergie translationnelle et l'énergie rotationnelle.

Chapitre 2. Étude des lésions thoraciques engendrées par des chutes libres de personnes

$$E_c = \frac{1}{2} m \times v^2 + \frac{1}{2} \times I \omega^2. \quad (2.2)$$

Où:

- ω est la vitesse rotationnelle,

$$\omega^2 = \frac{v^2}{h^2} \quad (2.3)$$

- I est le moment d'inertie de l'objet cylindrique qui représente le corps humain,

$$I = \rho \int r^2 dV = \int z^2 dz = \frac{1}{3} m h^2. \quad (2.4)$$

ρ est la masse volumique de l'objet, r est le rayon du cylindre et V son volume.

En appliquant le principe de conservation de l'énergie,

$$E_p = E_c. \quad (2.5)$$

$$mgh = \frac{1}{2} \times m v^2 + \frac{1}{2} \times \left(\frac{1}{3} m h^2\right) \left(\frac{v^2}{h^2}\right). \quad (2.6)$$

En résolvant l'Equation 2.6 on obtient:

$$v = \sqrt{\frac{3}{2} g h}. \quad (2.7)$$

En prenant en compte toutes les équations précédentes, et la vitesse de chute libre classique ($v = \sqrt{2gh}$), la vitesse à laquelle un corps en chute libre va impacter le sol peut être exprimée par la relation suivante (Equation 2.8):

$$\sqrt{\frac{3}{2} g h} < v < \sqrt{2 g h}. \quad (2.8)$$

En se basant sur toutes les relations précédentes, pour la même hauteur de chute, les calculs ont été effectués deux fois pour considérer les deux vitesses extrêmes. Dans le reste de ce

chapitre, on considérera $v_1 = \sqrt{\frac{3}{2}gh}$ et $v_2 = \sqrt{2gh}$ comme les deux vitesses extrêmes de chute libre, ce qui implique que la hauteur de chute soit comprise entre h et $\frac{3}{4}h$.

2.3 Résultats

2.3.1 Classification des cas collectés

Les cas de chutes libres sélectionnés pour l'investigation numérique ont été classifiés en deux groupes. Le premier groupe contient tous les cas sans blessure pulmonaire et le deuxième groupe, les cas avec blessures pulmonaires. La Figure 2.5 illustre la répartition des cas en fonction de la hauteur de chute.

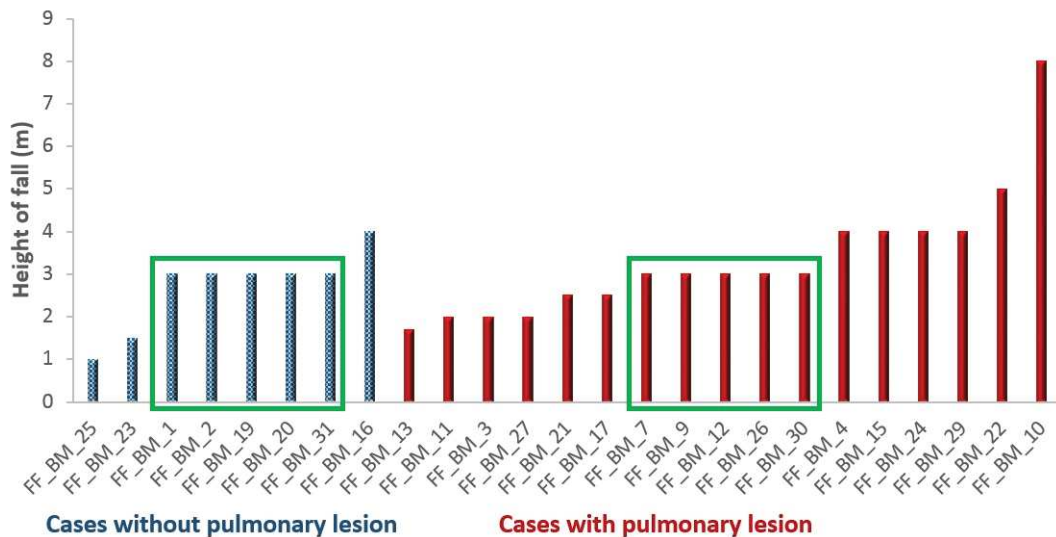


Figure 2.5 – Répartition des cas de blessures pulmonaires en fonction de la hauteur de chute.

La hauteur de chute la plus répandue est celle de $3m$ qui concerne 10 cas de chutes parmi lesquels il y a 5 cas blessés et 5 cas non blessés aux poumons. En se basant sur cette répartition, la hauteur de chute ne semble pas être un paramètre discriminant dans l'apparition des blessures pulmonaires en dessous de $5m$. Ces 10 cas ont été considérés avec plus d'attention dans l'étude du rôle de la localisation d'impact dans l'apparition des blessures.

2.3.2 Influence du positionnement du corps à l'impact

La littérature liste une série d'études fournissant des informations sur les paramètres mécaniques (pression [25] [70], contraintes [75] [70], déformation [165] [70] et des paramètres globaux (VCmax) [21] [115]) étudiant leur capacité à prédire des blessures du corps. Dans les Figures 2.6 à 2.8, ces paramètres ont été évalués et comparés pour des scénarii de chutes libres

Chapitre 2. Étude des lésions thoraciques engendrées par des chutes libres de personnes

frontales et latérales à des hauteurs de chute de 3 m.

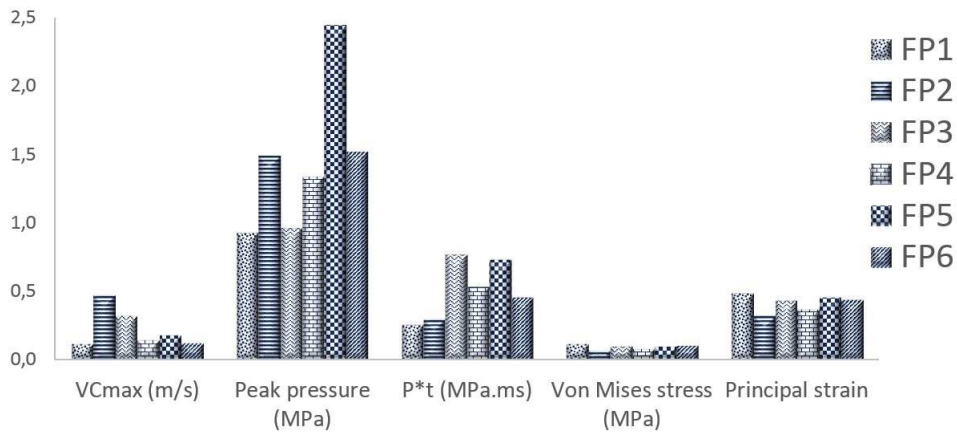


Figure 2.6 – Résultats numériques pour des chutes libres frontales.

Pour les impacts frontaux, le critère visqueux maximum (VC_{max}), le pic de pression dans les poumons, le produit du pic de pression et de la durée du pic de pression, les contraintes de Von Mises et les déformations principales ϵ_I résultant des simulations varient respectivement de 0.12 m/s à 0.48 m/s, 0.93 MPa à 2.45 MPa, 0.26 MPa.ms à 0.77 MPa.ms, 0.07 MPa à 0.12 MPa et de 0.33 à 0.49 en fonction de la localisation d'impacts frontaux (FP1 to FP6).

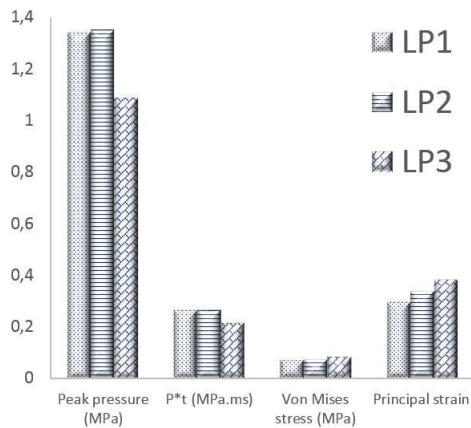


Figure 2.7 – Résultats numériques pour des chutes libres latérales gauches.

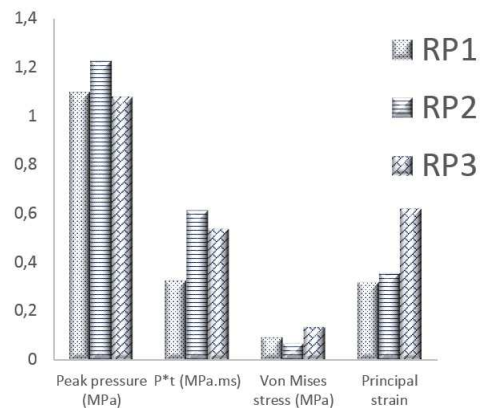


Figure 2.8 – Résultats numériques pour des chutes libres latérales droites.

De la même manière que définie précédemment, le pic de pression dans les poumons, le produit du pic de pression et de la durée du pic, les contraintes de Von Mises et les déformations principales ϵ_1 varient respectivement de 1.09 à 1.35 MPa, 0.22 MPa.ms à 0.27 MPa.ms, 0.08 MPa à 0.09 MPa et 0.30 à 0.34 MPa pour les impacts latéraux gauches. Et également de 1.08

MPa à 1.23 MPa, 0.33 MPa.ms à 0.62 MPa.ms, 0.07 MPa à 0.14 MPa et de 0.32 à 0.62 pour les impacts latéraux droits de chute libre. Le critère VC_{max} n'a pas été pris en compte dans le cadre des impacts latéraux.

2.3.3 Influence de la vitesse d'impact

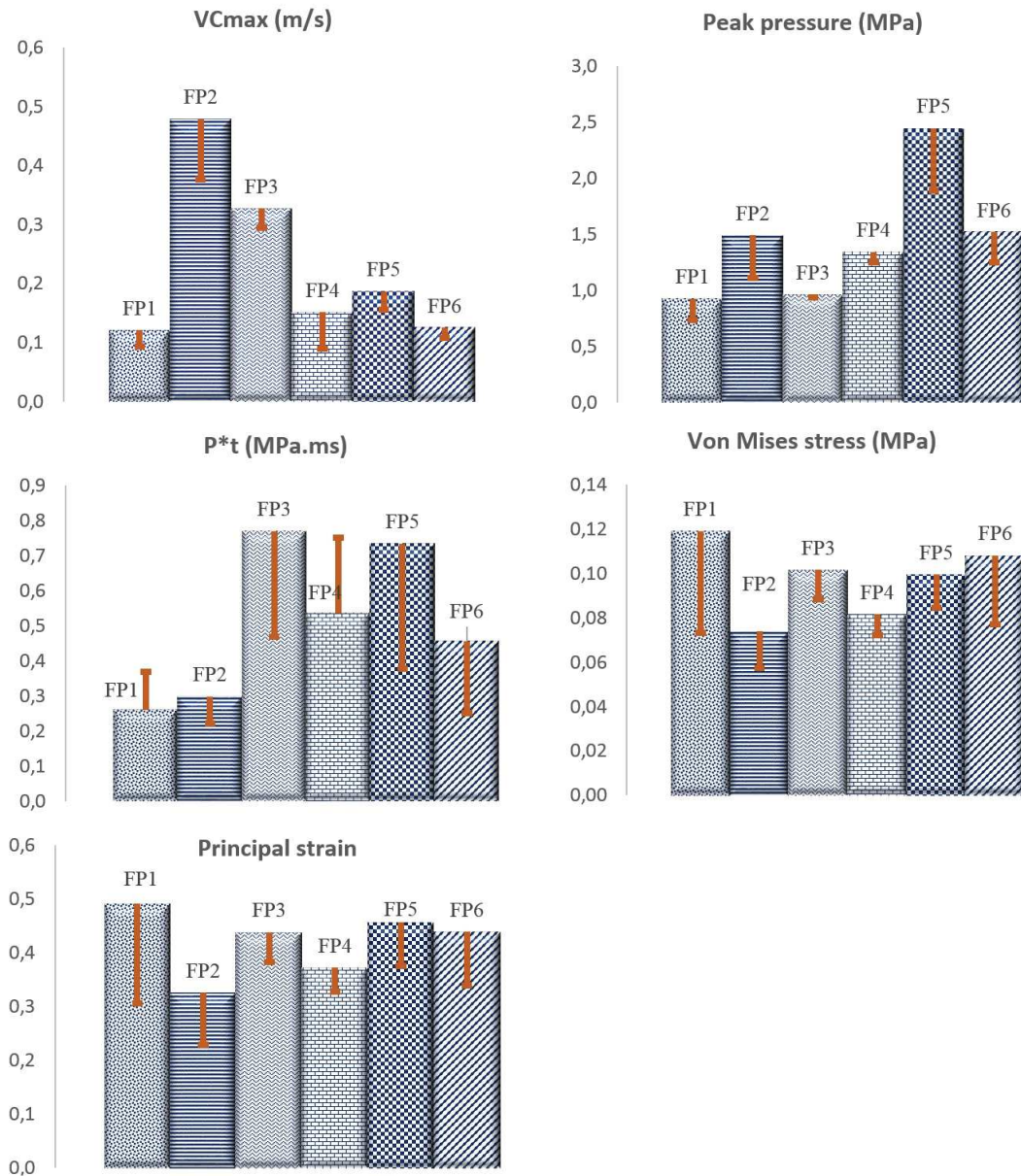


Figure 2.9 – Résultats numériques obtenus aux deux vitesses v_1 et v_2 .

Pour étudier l'influence de la vitesse à l'impact, des cas de chutes libres frontales d'une hauteur de 3m ont été choisis. Deux vitesses différentes $v_1 = 6.64m/s$ et $v_2 = 7.67m/s$ découlent de cette hauteur de chute, conformément à l'Equation 2.8. La Figure 2.9 illustre les paramètres

mécaniques en sortie des simulations des six positionnements frontaux (FP1 - FP6) pour les deux vitesses v_1 et v_2 .

Les histogrammes correspondent à des vitesses $v_2 = 7.67 m/s$ et les barres verticales représentent les valeurs correspondantes à la vitesse v_1 conformément à l'Equation 2.8.

Les résultats numériques montrent que les paramètres mécaniques obtenus après la simulation numérique sont généralement plus élevés dans le cas de la vitesse v_2 que dans le cas de la vitesse v_1 .

2.4 Discussion

2.4.1 La hauteur de chute

Les chutes représentent une part significative des traumatismes urbains [7]. Elles représentaient en 1988, la troisième cause fréquente de décès accidentels aux Etats-Unis avec 13 000 décès par an [81], et sont également responsables de 16.8% du nombre de décès total en Angleterre et en Pays de Galles en 2003, avec 2617 décès [147]. Comme le souligne l'étude de Velmahos et al. [154], la plupart des chutes en milieu urbain sont d'une hauteur modérée, 5 à 70 pieds (1.5 à 21 m), dans son cas d'étude prospective sur 186 patients victimes de chutes. Les chutes, même de hauteur modérée ne sont pas sans conséquence pour le corps. Elles entraînent majoritairement des fractures de la colonne vertébrale thoracique et lombaire. Ainsi, dans l'étude de Velmahos et al. [154], les fractures représentent 76.2% de toutes les lésions. Cette même observation peut être faite dans l'étude de Richter et al. [112] où la plupart des fractures se trouvent également dans la région thoracique. Cette dernière étude sur 101 patients ayant survécu à des chutes accidentelles et intentionnelles d'une hauteur moyenne de 7.2m, montre que le thorax, la tête et les jambes sont les zones les plus affectées par les blessures avec respectivement 34% des blessures dans la zone thoracique, 27% au niveau de la tête et 45% au niveau des jambes suite à des atterrissages sur les deux pieds. Cette étude révèle également que la gravité des blessures est influencée par la position dans laquelle le corps frappe le sol. Ce dernier point sera discuté un peu plus tard dans la prochaine section. D'autres études sur les chutes qui évoquent la partie thoracique comme une des zones les plus affectées par les chutes libres peuvent également être mentionnées. Snyder et al. [135] en étudiant 169 cas de suicides dans l'eau ont montré que le mécanisme de blessure le plus répandu est l'écrasement de la cage thoracique avec les fractures des côtes et la pénétration des organes (85.2% des blessures recensés). Plus récemment, Tan et al. [147] en étudiant des rapports d'autopsie de chutes libres ont montré que le thorax était la partie la plus touchée. Les blessures pulmonaires étaient également très fréquentes avec 85% d'incidence, incluant des fractures de côtes, hémithorax, pneumothorax et contusion pulmonaire [147]. Plus généralement, dans les études de chute libre, les impacts sur la tête et le thorax sont responsables de la majorité des décès [18, 135, 147, 154].

Dans notre étude, la répartition des cas en fonction de la hauteur de chute (Figure 2.5) montre

qu'en dessous de 5 mètres, les cas blessés et non blessés aux poumons coexistent pour la même hauteur de chute. Ce résultat est cohérent avec les études de Goodacre et al. [54] sur les chutes de hauteurs variant de $2m$ à $10m$, qui ont conclu que la hauteur de chute est un mauvais critère de prédiction de l'apparition de blessures.

La présente étude est également en accord avec d'autres études de la littérature pour des hauteurs de chutes plus élevées [40]. Dans l'étude de De Haven [40], les huit cas de chutes libres rapportés concernent des chutes libres de hauteurs comprises entre $17m$ et $96m$ auxquelles toutes les victimes ont survécu avec des degrés de blessures variables. On peut notamment remarquer dans l'étude de De Haven [40] que la personne chutant de $17m$ (6 étages) ne présentait aucune blessure suite à sa chute. Les examens médicaux n'ont révélé aucun signe d'hémorragie interne. La position de chute de cette victime, sur le dos côté gauche, et le lieu d'atterrissage, dans une parcelle de jardin ont sans doute contribué à l'absence de blessure.

2.4.2 Les résultats numériques

La distribution des paramètres mécaniques calculés est différente pour la même hauteur de chute en fonction de l'orientation du corps au moment de l'impact (Figures 2.6 à 2.8). Ces résultats numériques globaux sont en accord avec de nombreuses études de la littérature qui soulignent le rôle du positionnement du corps à l'impact en tant que facteur déterminant de la blessure. En effet, Snyder et al. [135] ont constaté que, pour un impact sur l'eau, la réception du corps sur la plante des pieds entraîne moins de traumatisme que les positions latérales et transversales d'impact. Ce résultat est également confirmé par Richter et al. [112] grâce à l'étude comparative des chutes libres accidentelles et intentionnelles de 101 patients, qui révèle qu'impacter le sol par la tête en premier engendre seulement 50% de survie pour des individus qui chutent d'un étage ($\sim 3.50m$). Au contraire, une chute de hauteur équivalente à 5 étages a une probabilité de survie de 50% si les individus qui chutent atterrissent sur leurs pieds. D'autres études ont également mentionné l'orientation du corps à l'impact comme un facteur important lié au type et à la gravité des blessures. Warner et al. [157] ont mentionné que la distribution des forces au moment de l'impact dépend de la surface d'impact qui est largement influencée par l'orientation du corps à l'impact. Steedman et al. [140] ont également souligné l'importance du positionnement du corps à l'impact en rapportant que sur l'étude de 28 patients victimes de chutes libres, 12 ont trouvé la mort suite à des impacts sur la tête et sur le thorax. Atanasijevic et al. [6] en étudiant la fréquence et la gravité des blessures ont également conclu que les plus grands dommages sont causés par l'orientation du corps au point d'impact. Enfin, Kumar et al. [73] ont également mentionné l'orientation du corps parmi les facteurs influençant les blessures suite à des chutes.

Plusieurs paramètres mécaniques obtenus suite aux simulations numériques ont été évalués. Les VC_{max} calculés varient selon le positionnement du thorax à l'impact. La plus grande valeur de VC_{max} est obtenue pour la position frontale 2 (FP2). Le pic de pression dans les poumons a également été évalué. Ce paramètre est très utilisé dans la littérature pour l'évaluation des risques de blessures pulmonaires provenant du phénomène de blast: Bowen

et al. [25] ont introduit les courbes de survie dans le domaine du blast en utilisant la pression et la durée comme principaux paramètres. Bass et al. [16], pour déterminer les probabilités de survie ont également utilisé ces mêmes paramètres. Plus récemment, Panzer et al. [106] ont également utilisé la surpression, la durée de la phase positive de surpression et les répétitions d'exposition à l'explosion pour déterminer les courbes de risques de blessure à trois niveaux: problème auditif, dommage pulmonaire et probabilité de survie. Une étude comparative des mesures de survie basée sur le paramètre pression est présentée dans [150]. Considérant le pic de pression dans les poumons, la valeur maximale a été obtenue pour la position FP5 pour les impacts frontaux et pour les positions LP2 et RP2 en ce qui concerne les impacts latéraux. Les valeurs minimum du pic de pression dans les poumons sont obtenues avec les positions FP1, LP3 et RP3 pour les chutes libres.

D'une manière générale, tous les résultats numériques dépendent plutôt de l'orientation du corps à l'impact. Ceci est conforme aux études de cas de la littérature mentionnées précédemment [112, 40, 154]. Par exemple, en étudiant les chutes accidentelles et intentionnelles d'une hauteur moyenne de 7,2 m, Richter et al. [112] ont montré que "la gravité des blessures est également affectée par la position dans laquelle le corps frappe le sol ". Par conséquent, l'étude de ce premier chapitre de thèse montre numériquement que l'emplacement du corps à l'impact contribue aux incertitudes liées à la configuration d'impact.

Les résultats numériques dépendent également de la vitesse à l'impact (voir Figure 2.9). Si on prend comme critère d'évaluation de blessure le produit du pic de pression et de sa durée, on remarque que les résultats obtenus pour ce critère aux positions FP1 et FP4 sont plus élevés dans le cas de la vitesse v_1 (la plus petite vitesse). Ceci est cohérent avec les études de la littérature qui mettent en avant que la hauteur de chute est un mauvais outil de prédiction des blessures [54]. En effet, la hauteur de chute est directement liée à la vitesse à l'impact, dans ce sens, la vitesse à l'impact ne permet pas de discriminer les cas blessés et non blessés dans la présente étude.

Pour les scénarios frontaux, on peut voir que les paramètres mécaniques sont généralement plus élevés que pour les cas d'impacts latéraux. Sans émettre une quelconque hypothèse sur les paramètres mécaniques discriminant l'apparition ou non des blessures, les simulations numériques pour les impacts frontaux sont plus sévères que pour les impacts latéraux. Ce dernier point est à prendre avec précautions, car suite à l'étude clinique des cas de chutes dans l'eau, Snyder et al. [135] ont établi qu'il existait, pour les cas étudiés, une vitesse critique de survie du corps humain lors de l'impact dans l'eau, selon les orientations du corps: 26.52 m/s pour une orientation latérale du corps, 26.82 m/s dans la position prône (plat ventre), 28.35m/s pour la position supine (sur le dos) et 29.52 m/s pour la tête comme première zone d'impact. Ces résultats de Snyder suscitent quelques questions car les impacts sur la tête sont connus pour être la première cause de fatalité lors des chutes libres [18, 147, 154]. L'étude de Tentillier et al. [151] sur les chutes, affirment quant à elle que *la réception sur le côté, moins fréquente, est caractérisée par une incidence élevée de lésions du parenchyme pulmonaire*. Les positions de chutes étudiées dans l'étude de Tentillier sont la réception du corps sur les pieds, la tête, les fesses et sur le côté. La réception sur l'avant du corps (position prône) n'ayant pas été étudiée par Tentillier et al. [151], nos résultats numériques restent donc valables.

Enfin, il ne s'agit pas ici d'une étude absolue, visant à donner un seuil d'apparition ou non de blessure, mais bien d'une étude relative et comparative en fonction de la hauteur de chute et du lieu d'impact, permettant d'avoir une tendance sur les sévérités des impacts. D'autres études sont nécessaires pour trouver un paramètre "seuil", responsable des lésions pulmonaires.

2.4.3 L'utilisation des courbes de Bowen

Dans la littérature, beaucoup d'études concluent sur la capacité de la pression à prédire les blessures pulmonaires. En effet, dans les années 1960, Bowen a effectué des expériences sur 2097 animaux de 13 espèces différentes pour établir des courbes de risque de blessure de l'humain dans le contexte de l'explosion. Ces courbes appelées "courbes de Bowen" visent à estimer la tolérance humaine à l'effet primaire de la surpression du blast [25]. Les poumons étant les organes les plus affectés et contribuant largement aux taux de mortalité due à l'explosion, des blessures pulmonaires ont été examinées sur les courbes de Bowen en termes de seuil de lésions pulmonaires. Les surpressions maximales ont été tracées en fonction des durées et les courbes donnent le seuil de lésions pulmonaires ainsi que les seuils de létalité représentés par diverses probabilités de survie (1%, 10%, 50%, 90% and 99%).

La présente étude considérant les blessures pulmonaires, il paraissait intéressant d'évaluer la gravité des chutes libres de 3 mètres de hauteur en utilisant les fameuses courbes de Bowen. Les cas dérivés des chutes libres frontales (FP1 à FP6), pour les deux vitesses $v_1 = 6.64\text{ m/s}$ et $v_2 = 7.67\text{ m/s}$ ont donc été placés sur la courbe de lésions pulmonaires de Bowen ("lung damage curve") en utilisant le plus important pic de pression en fonction de sa durée, comme illustré à la Figure 3.27. On remarque que seule la courbe de seuil de lésion pulmonaire a été représentée à la Figure 3.27, les courbes de létalité ayant été supprimées pour plus de clarté.

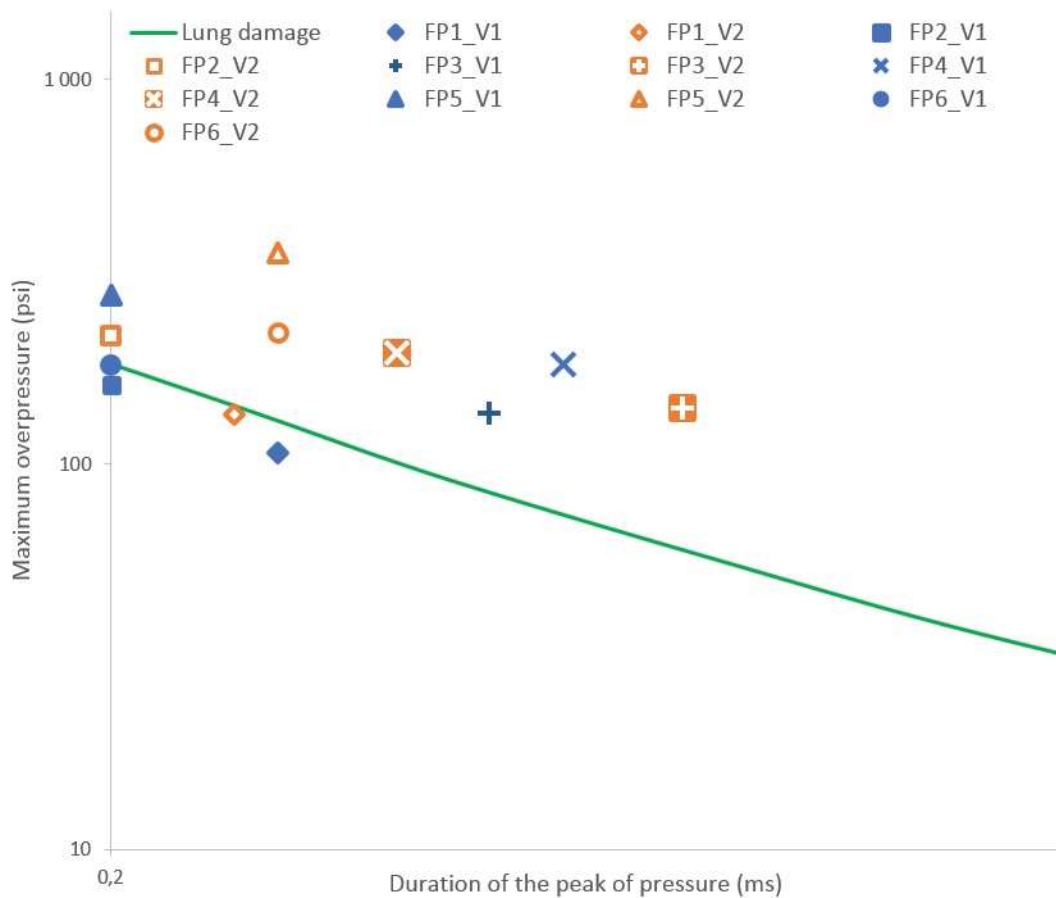


Figure 2.10 – Evaluation des blessures pulmonaires pour les chutes libres frontales à travers les courbes de Bowen modifiées: les cas frontaux FP1 à FP6 issus des deux vitesses ont été placés sur le graphique.

La répartition des 12 configurations (6 impacts frontaux pour les deux vitesses différentes) autour de la courbe de lésions pulmonaires de Bowen illustre l'importance significative de l'orientation du corps lors de l'impact. Pour les deux vitesses, les cas FP1 (position frontale 1) sont en dessous du seuil de lésions pulmonaires. Ceci est conforme à la remarque faite dans la section précédente sur la mauvaise capacité de la vitesse d'impact à prédire les lésions pulmonaires.

Pour un lieu d'impact donné, il semble que les deux vitesses conduisent aux mêmes résultats cliniques (lésions pulmonaires). La position FP1 pour les deux vitesses est sous le seuil de lésions pulmonaires et les autres positions (FP3 à FP6) se trouvent au-dessus du seuil de dommages pulmonaires. En ce qui concerne la position FP2, la vitesse inférieure v_1 est en-dessous du seuil de lésions pulmonaires alors que la vitesse v_2 est au-dessus. Ainsi, tous les positionnements frontaux mènent à des cas équivalents en termes de blessures quelle que soit la vitesse, à l'exception de la position FP2 où une divergence apparaît en fonction de la vitesse

lorsqu'un cas engendre une blessure et son équivalent pour une vitesse différente n'entraîne pas de blessure.

Nous avons vu tout au long de ce chapitre que les cas de chute à 3 m peuvent engendrer ou non des blessures. Nous avons également vu que la localisation d'impact est très importante dans l'apparition des blessures. Ce dernier point est confirmé par le placement des points représentant les 6 cas d'impacts frontaux sur la courbe de Bowen, puisqu'on retrouve également sur cette courbe des cas blessés et des cas non blessés aux poumons (voir Figure 3.27). Sur la base de cette analyse, les courbes de Bowen peuvent être considérées comme un bon outil de prédiction des blessures pulmonaires dans le cas des chutes libres frontales. Cependant, de manière générale, les courbes de Bowen mettent en jeu des vitesses importantes. Il convient tout de même de prendre quelques précautions quant au positionnement des cas de chute libre à vitesse modérée sur les courbes de Bowen, même si les premiers résultats ont donné des résultats intéressants.

Les outils d'analyse des coupes scanner thoraciques des patients auraient permis de quantifier aisément le volume total de contusion pulmonaire. En effet, il existe des techniques numériques permettant de mesurer et de reconstruire en 3 dimensions la quantité de poumon opacifié représentant la contusion pulmonaire de chaque coupe de la tomographie. Une fois la représentation tridimensionnelle créée, le volume de contusion pulmonaire peut alors être exprimé en pourcentage pulmonaire total. Une contusion pulmonaire sévère a été définie comme étant $\geq 20\%$ et une contusion modérée comme étant $\leq 20\%$ [89, 165].

Ne disposant pas des coupes scanner de tous les patients et des outils permettant d'identifier, de reconstruire tridimensionnellement et de quantifier les pourcentages des contusions pulmonaires des patients, notre étude s'est limitée à l'usage des courbes de Bowen très connues dans le domaine du blast et qui se sont avérées très intéressantes dans l'évaluation du risque de blessure pulmonaire. Les résultats obtenus dans cette étude constituent une première approche dans l'évaluation des blessures pulmonaires consécutives à des chutes libres de personnes. Il convient cependant de noter qu'une étude statistique sur un vaste échantillon de cas serait indispensable pour poursuivre la recherche des critères de l'apparition des blessures dans le cadre des chutes de personnes.

2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, un intérêt a été porté à la reconstruction numérique des cas de chute libre réels en utilisant le modèle EF HUByx. Les cas accidentels ont été collectés au service des urgences du CHBM et ont été classés en fonction de la hauteur des chutes. La classification a permis de souligner la faible capacité de la hauteur de chute à prédire l'apparition des lésions pulmonaires. En effet, pour une hauteur de chute inférieure à 5 m, les cas non blessés et blessés coexistent. En plus de la variabilité naturelle du corps humain (anthropométrie, morphologie, sensibilité aux blessures), le positionnement du corps à l'impact est un facteur très important dans le risque d'apparition des blessures.

Chapter 2. Étude des lésions thoraciques engendrées par des chutes libres de personnes

Ce premier chapitre n'est pas une étude absolue visant à trouver un seuil d'apparition des blessures mais consistait à démontrer le caractère "incertain" des reconstructions numériques des impacts frontaux et latéraux, en fonction de la localisation des impacts, et des vitesses. Bien que cette étude mérite d'être améliorée en termes de nombre d'accidents afin d'effectuer des études statistiques consistantes, elle s'accorde bien avec les études de la littérature. Cette étude reste une première étape dans l'évaluation du risque d'apparition des blessures pulmonaires basée sur les accidents réels de la vie courante en utilisant un modèle EF du corps humain.

3 Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

3.1 Introduction

Les armes non létales antipersonnelles ont été conçues pour transmettre suffisamment de force pour permettre de neutraliser une personne cible afin de prévenir un comportement suspect ou à risque avec une faible probabilité de blessures graves ou mortelles. Elles sont utilisées par les forces de l'ordre ou les militaires dans des situations où l'usage d'une force létale n'est pas appropriée, comme la dispersion des foules lors d'une manifestation, ou lors des missions de maintien de paix. Les armes non létales les plus utilisées sont les armes non-létales à énergie cinétique, comme le souligne la thèse de Robbe sur l'évaluation expérimentale de l'impact thoracique des projectiles non-létaux [114]. Le principe est de lancer un projectile de masse variant entre 5 et 140g à une vitesse initiale pouvant atteindre 160 m/s, qui par une action mécanique va atteindre et causer assez de douleur pour permettre la neutralisation ou l'obtempération en minimisant les risques de blessures graves. Mais l'usage de ces armes n'est pas sans danger car l'impact des projectiles non létaux (PNL) sur le corps humain peut provoquer des blessures de diverses sévérités voire létales (voir Section 1.4.2.4). D'où le besoin de mettre en place des méthodes pour évaluer le "potentiel léthal" de ces armes. Ces méthodes d'évaluation serviront d'abord aux décideurs, leur fournissant suffisamment d'information technique pour leur permettre de faire le bon choix entre arme et projectile, ensuite les fabricants pourront aussi mettre en place des projectiles plus efficaces ou améliorer ceux existant, et enfin les utilisateurs (militaires, policiers) auront alors assez d'éléments pour choisir par exemple la distance de tir permettant de minimiser le risque de blessure.

Parmi les cas de blessures rapportés dans la littérature, le thorax est la partie du corps où les blessures causées par des impacts de PNL sont les plus significatives (voir Section 1.4.2.4). Ce 3eme chapitre de thèse s'intéresse donc à l'évaluation des risques de blessures thoraciques liées à l'utilisation des PNL. Le modèle éléments finis du thorax HUByx sera donc à nouveau utilisé pour l'évaluation numérique des blessures thoraciques.

Ce chapitre sera divisé en deux parties. La première partie concerne le projectile SIR-X qui est un projectile non léthal à bout déformable. Ce projectile a été choisi par l'OTAN (Organisation du Traité de l'Atlantique Nord) comme projectile de référence dans la catégorie des projectiles déformables pour les processus de validation des substituts du thorax [114, 103]. Le modèle éléments finis du projectile SIR-X de Brügger et Thomet développé grâce à des données matériaux de la littérature et une méthode numérique de caractérisation du comportement du bout déformable du projectile basée sur les tirs expérimentaux réalisés par l'ERM (Ecole Royale Militaire) de Belgique [114, 103] sera utilisée. L'impact du projectile SIR-X de Brügger et Thomet sur le modèle HUByx a été simulé numériquement. L'évaluation du risque de blessures thoraciques a été réalisée en se basant sur le critère visqueux permettant d'évaluer les blessures squelettiques.

Dans la seconde partie de ce chapitre, afin de prendre en considération les blessures balistiques pénétrants et non-pénétrants, résultant de l'interaction entre un projectile et le corps humain, une loi constitutive élastoplastique hydrodynamique a été implémentée dans le

3.2. Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx

modèle numérique du torse humain pour simuler le comportement des tissus mous et pour évaluer leur risque de blessure. Cette loi, dérivée de la gélatine balistique 20%, a été mise en avant par des études antérieures, pour être très efficace et biofidèle pour des simulations balistiques pénétrantes dans les tissus mous à très grande vitesse [8, 146]. Dans cette étude, la capacité de la loi hydrodynamique à simuler des traumatismes balistiques non-pénétrants est évaluée par la réplication des expérimentations de Bir et al. (2004). Ces expérimentations sont des tests de référence de la littérature pour les impacts balistiques non pénétrants. Les critères de lésions pulmonaires ont également été étudiés dans le cadre de la réplication numérique des tests de Bir. Les réponses humaines ont été évaluées en termes de paramètres mécaniques qui peuvent être globaux (accélération du corps, critères visqueux, force d'impact) ou locaux (contraintes, pression, déplacement). Les résultats obtenus suite aux calculs numériques s'intègrent bien dans les corridors expérimentaux développés par Bir et al. [21] Le paramètre "pression * durée du pic de pression" déjà mis en avant dans le domaine de l'explosion, s'est avéré être un bon moyen de prédiction des blessures pulmonaires dans le cadre des impacts non-pénétrants.

3.2 Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx

3.2.1 Le projectile SIR-X

3.2.2 Description du projectile

Avant de décrire le projectile SIR, on peut rappeler le principe d'une arme non létale à énergie cinétique. Elle est destinée à donner de l'énergie cinétique à un projectile, qui, par une action mécanique sur la cible, inflige une douleur physique instantanée suffisante pour incapaciter ou repousser la cible sans pénétrer, mais provoquant cependant un traumatisme contondant. Les principales caractéristiques du système {arme non létale à énergie cinétique + munitions} sont la masse du projectile, la vitesse nominale, la portée, la stabilité balistique et la précision [103]. Ils jouent un rôle important dans la performance du système et naturellement dans les effets terminaux, à savoir l'efficacité de l'impact global en termes de niveau de douleur ou de gravité des blessures sur la cible humaine.

Comme nous l'avons vu dans le chapitre 1 (section 1.4.2.3), le projectile SIR-X de Brügger et Thomet (BT) est un projectile de diamètre 40 mm composé de deux parties qui sont collées: un corps en plastique et une tête hémisphérique déformable en mousse (Figure 3.1). Le projectile a une masse de 32g et une vitesse nominale de 105 m/s. Les masses de la tête et du corps du projectile sont respectivement 7.2g et 24.8g. Comme précisé dans l'introduction, ce projectile a été choisi par l'OTAN comme l'un des projectiles de référence pour le processus de validation des substituts du thorax humain pour les impacts non-pénétrants [103].



Figure 3.1 – Projectile SIR-X

3.2.2.1 Méthode de validation du projectile SIR-X

Pour valider le modèle EF du projectile SIR-X, les résultats numériques vont être comparés aux résultats expérimentaux. La procédure générale de validation est la même que celle utilisée par Nsiampa dans sa thèse [103]. Cette procédure est décrite dans la figure 3.2 extraite de [103]. Pour obtenir le modèle EF du projectile, la géométrie et les matériaux doivent être obtenus. La géométrie du projectile SIR est relativement simple à obtenir contrairement au matériau. Étant donné que l'impact du projectile non létal est un phénomène dynamique, il est nécessaire de caractériser les matériaux du projectile de façon dynamique dans le but d'obtenir des résultats valides. Cependant, quelques problèmes se posent: la loi constitutive du modèle doit prendre en compte le comportement dynamique du projectile. La caractérisation dynamique de ce type de matériau demande des équipements spécifiques pour prendre en compte la courte durée du phénomène ainsi que sa non linéarité. Il existe quelques tests standards comme les barres de Hopkinson, mais ces tests nécessitent un échantillon avec une géométrie bien définie et des conditions de chargement similaires à celles utilisées dans les conditions réelles. Les caractéristiques dynamiques du projectile n'ont jamais été communiquées par le fabricant qui ne fournit pas non plus de blocs de matériaux dans lesquels des échantillons pourraient être découpés pour des tests de caractérisation.

Pour caractériser le projectile, la méthode suivante a été appliquée:

- Utiliser les résultats des tirs réels de projectiles sur mur rigide supposé infiniment rigide équipé d'un capteur de force.
- Simuler numériquement l'impact en suivant la même procédure que sur la Figure 3.2.
- Le matériau du projectile est déterminé en comparant les résultats expérimentaux aux résultats numériques jusqu'à convergence. Cette méthode permet d'obtenir les caractéristiques du matériau du bout déformable du projectile en fonction du temps et en même temps la validation du projectile.

Les tests sur mur rigide ont été réalisés par l'équipe de recherche de l'ERM (Ecole Royale militaire de Belgique). Le dispositif et les détails du processus sont décrits dans les thèses de Robbe et de Nsiampa [114, 103]. La Figure 3.3 présente le montage expérimental employé pour l'étude de l'impact du projectile SIR sur mur rigide. On retrouve sur le dispositif expérimental de gauche à droite: d'abord le lanceur pneumatique permettant le chargement et le tir du

3.2. Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx

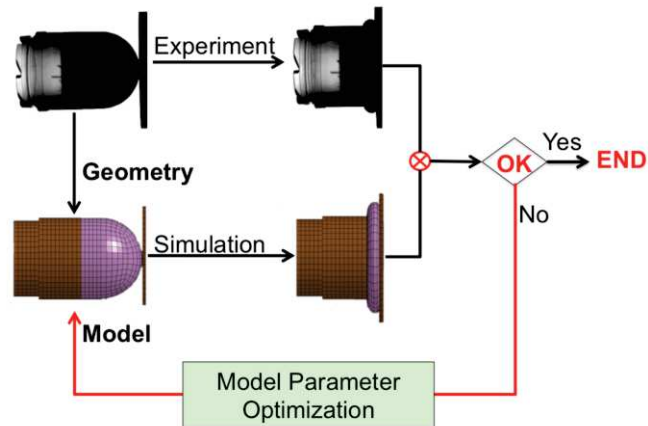


Figure 3.2 – Procédures de validation du projectile non létal SIR [103]

projectile, ensuite la caméra haute vitesse servant à mesurer la vitesse avant l'impact, l'angle de yaw¹, l'évolution du diamètre d'impact au cours du temps et l'enfoncement du projectile selon son axe, caractérisé par le déplacement horizontal du projectile au cours de l'impact. Enfin, on retrouve à droite le montage comprenant le capteur permettant de mesurer la force d'impact au cours du temps.

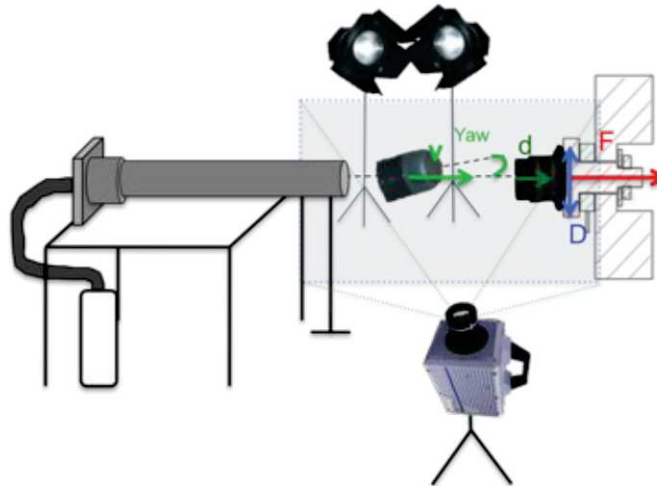


Figure 3.3 – Montage expérimental utilisé pour l'étude de l'impact du projectile sur mur rigide. [114]

¹L'angle de yaw est l'angle entre le vecteur vitesse du projectile et l'axe du projectile

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

La réalisation de l'impact du projectile sur mur rigide a permis d'obtenir trois courbes expérimentales: une courbe de force en fonction du temps, une courbe représentant le diamètre de la surface d'impact observé par la caméra en fonction du temps, et une courbe caractérisant l'enfoncement du projectile selon son axe au cours du temps. Il est à noter que lorsque cette troisième courbe dépasse sa valeur maximum, qui correspond à l'enfoncement maximum du projectile, la descente de la courbe ne caractérise alors que le rebond du projectile, et non l'enfoncement de ce dernier. L'enfoncement du projectile étant mesuré à partir d'un point à l'arrière sur le corps rigide du projectile. Lorsque la position du point arrière du projectile est similaire à la position initiale de ce point, même si le projectile continue de se déformer, la courbe retombe à une valeur nulle. Pour mieux caractériser l'enfoncement après le maximum, la longueur du projectile a été mesurée en tout instant. Les trois courbes obtenues pour le projectile SIR de BT et présentées dans la thèse de Robbe [114], ont été utilisées dans cette thèse pour déterminer les caractéristiques matériaux de la partie déformable (bout) du projectile. Ces courbes seront présentées dans la section 3.2.2.3.

3.2.2.2 Géométrie et maillage

Les caractéristiques géométriques et le maillage du projectile sont donnés dans les Figures 3.4 et 3.5.

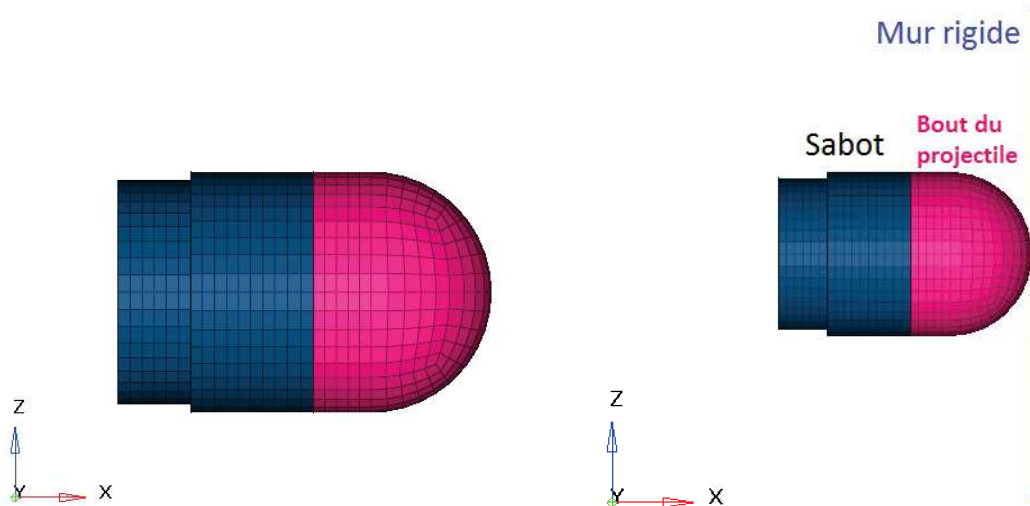


Figure 3.4 – Maillage du projectile SIR-X Figure 3.5 – Projectile SIR-X avec le mur rigide

Le projectile a été maillé avec des éléments hexaédriques. Le sabot du projectile est constitué de 2032 éléments (2991 nœuds) et le bout déformable du projectile de 4336 éléments (4811 nœuds).

3.2. Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx

3.2.2.3 Lois de comportement du projectile sous RADIOSS

Le point de départ pour déterminer la loi de comportement de la partie déformable du projectile est constitué des trois courbes expérimentales obtenues lors des tirs réels de projectiles sur mur rigide. Ces courbes ont été tracées à partir des données expérimentales issues de la thèse de Robbe [114] pour le tir du projectile SIR à une vitesse de 36 m/s. Les courbes sont présentées dans les Figures 3.6 à 3.8.

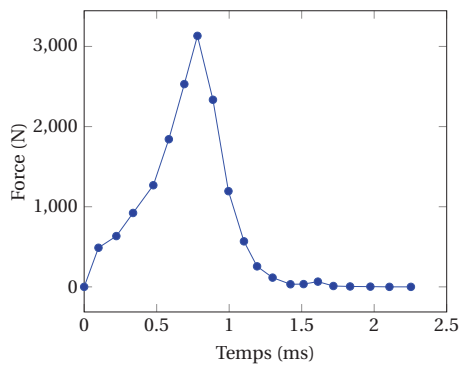


Figure 3.6 – Évolution de la force en fonction du temps lors du tir du projectile SIR sur mur rigide

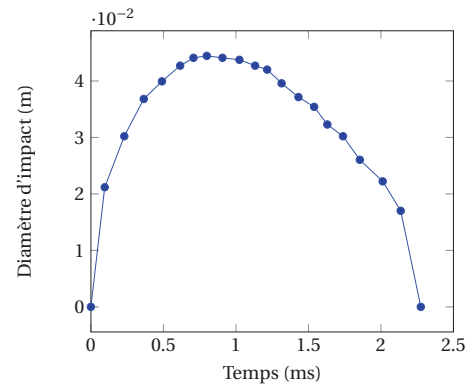


Figure 3.7 – Évolution du diamètre d'impact du projectile en fonction du temps

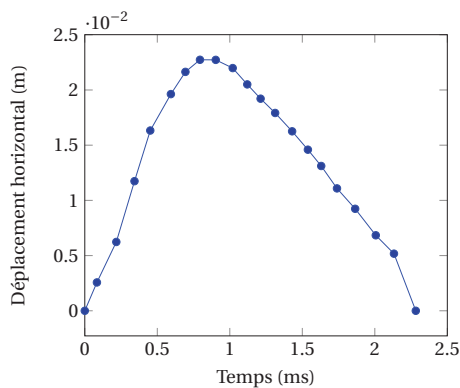


Figure 3.8 – Évolution du déplacement horizontal du projectile en fonction du temps

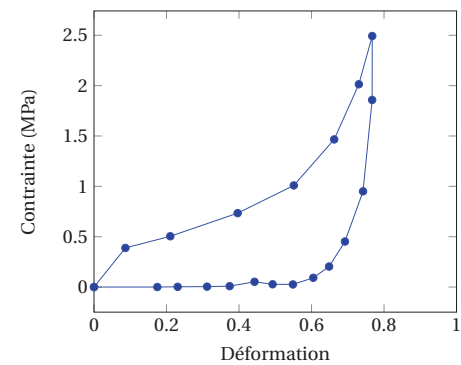


Figure 3.9 – Courbe contrainte-déformation du projectile issue des trois courbes précédentes

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalité réduites - Impacts balistiques non pénétrants

La courbe contrainte-déformation obtenue à partir des courbes expérimentales des évolutions de force d'impact en fonction du temps et de l'enfoncement du projectile en fonction du temps a été utilisée dans la loi tabulée 70 viscoélastique de Radioss [1] pour caractériser le bout déformable du projectile. Les contraintes et déformations ingénieures ont été utilisées ici:

$$\sigma = \frac{F}{S_0} \quad (3.1)$$

$$S_0 = \frac{\pi D_0^2}{4} \quad (3.2)$$

Avec σ la contrainte conventionnelle, F est la force d'impact et S_0 la surface initiale du projectile calculée à partir du diamètre nominal de 40mm .

La déformation du projectile a été obtenue à partir de l'enfoncement du projectile suivant son axe rapporté à la longueur initiale de la partie déformable (bout) du projectile qui est égale à 29.624mm .

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_{nose}} \quad (3.3)$$

Avec ΔL la variation de longueur du projectile. Comme le projectile est supposé rigide, ΔL correspond à l'enfoncement du projectile suivant son axe au cours du temps.

La courbe contrainte ingénieure / déformation ingénieure de notre projectile a ainsi été obtenue (Figure 3.9). Cette courbe fait apparaître un hystérésis caractéristique d'un comportement viscoélastique de la mousse. Nous extrayons alors la partie chargement de la courbe que nous utilisons pour la modélisation de la loi de comportement sous Radioss. Cette méthode de calcul de la contrainte et de la déformation suppose que la déformation soit homogène. Il a donc été admis l'hypothèse de déformation homogène de la partie bout du projectile. L'objectif étant à présent de vérifier si le principe de calcul de la contrainte à partir de la force et de la surface de contact ainsi que le calcul de l'allongement à partir de la longueur du projectile en fonction du temps est correct. Les parties chargement des différentes courbes contrainte ingénieure - déformation ingénieure aux différentes vitesses d'impact dont nous disposons des résultats expérimentaux sont présentées à la Figure 3.10.

3.2. Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx

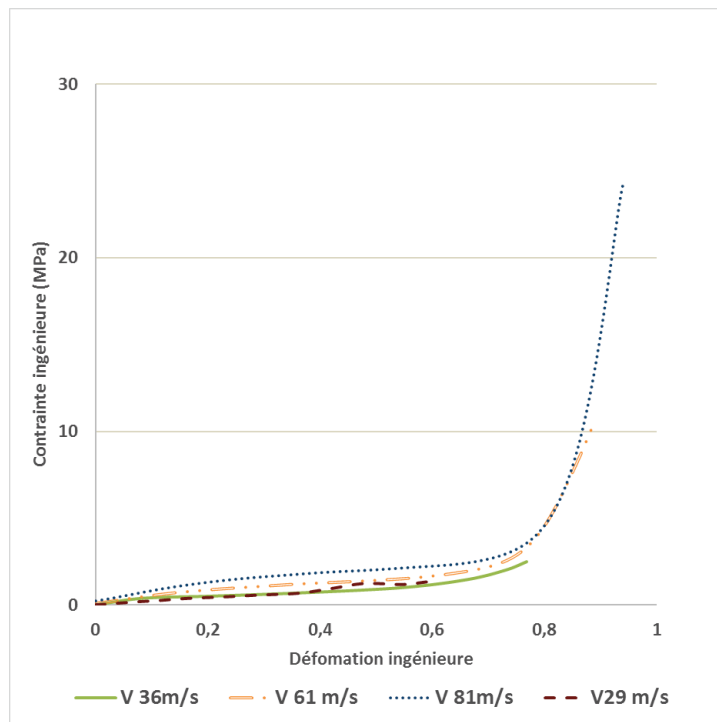


Figure 3.10 – Courbes contrainte ingénieure/déformation ingénieure du projectile SIR tracées à partir des résultats expérimentaux à différentes vitesses.

Une loi simplement élastique a été utilisée pour la partie rigide du projectile qui est en matériau plastique. Cette partie, appelée aussi sabot est la partie la plus lourde du projectile. Elle a son importance, car elle permet la déformation totale du bout du projectile avec sa grande capacité d'absorption d'énergie, tout en conservant assez d'énergie à transmettre à la cible. Les paramètres utilisés pour la loi élastique sont résumés dans le Tableau 3.1.

Paramètres	Valeurs numériques
ρ (masse volumique en g/mm^3)	0.00147
E (module d'Young en MPa)	23000
ν (coefficient de Poisson)	0.33

Table 3.1 – Paramètres de la loi élastique utilisée pour la partie plastique du projectile

Les paramètres de la loi tabulée 70 de Radioss [1] pour le bout déformable du projectile sont présentés dans le Tableau 3.2.

Seule la courbe dans la phase de charge du projectile a été utilisée. Ainsi les valeurs des modules d'Young E_0 et E_{max} correspondent aux valeurs des pentes des tangentes initiale et finale à la courbe contrainte déformation du projectile lors de la phase de chargement (c'est-à-dire sans prendre en compte le retour élastique du projectile). En effet, durant l'impact sur mur rigide, le bout du projectile subit une large déformation et est serré entre le mur rigide et le

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

Paramètres	Valeurs numériques initiales	Valeurs numériques obtenues avec Hyperstudy
ρ (masse volumique en g/mm^3)	2.31e-14	2.31e-14
E_0 (module d'Young initial en MPa)	4.5	3.42
ν (coefficient de poisson)	0.2	0.2
E_{max} (Module d'Young maximum en MPa)	13	15.42
ϵ_{max} (déformation de référence correspondant au module d'Young maximum)	0.8	0.93
Facteur de forme	15	14.94
Hystérésis	0.1	0.54

Table 3.2 – Paramètres matériau utilisés pour le bout déformable du projectile

sabot (partie rigide du projectile) qui exerce une contrainte sur le bout déformable. L'impact peut être ensuite considéré comme un test de compression classique bien que toutes les conditions d'un test de compression classique ne soient pas respectées. Le bout déformable du projectile permet d'obtenir les profils force-temps en agissant comme un absorbeur d'énergie qui limite la force d'impact. Cela justifie le fait que seule la partie déformable du projectile ait été considérée pour le processus de caractérisation du matériau, un modèle élastique simple ayant été utilisé pour le sabot. Après avoir choisi le modèle de matériau du bout du projectile approprié, l'effort est axé sur l'adaptation des paramètres jusqu'à obtenir une corrélation acceptable entre les résultats numériques et expérimentaux. Le mode de chargement étant principalement la compression, seules les parties de chargement des courbes seront utilisées comme données d'entrée dans le modèle matériau. La partie correspondant au déchargement des courbes expérimentales n'est pas utilisée en raison des oscillations d'impact postérieures [103]. Par conséquent, le déchargement est géré dans RADIOSS par les paramètres de déchargement (HU et Shape) définis par l'utilisateur dans le modèle du matériau [1]. A ce titre, une étude d'optimisation a été lancée à l'aide du logiciel HyperStudy afin d'obtenir les bons paramètres HU et Shape permettant d'avoir une bonne corrélation avec les résultats expérimentaux.

3.2.2.4 Validation du projectile sur mur rigide: résultats et discussion

Une fois les matériaux du projectile choisis, des tirs ont été réalisés sur un mur rigide de manière numérique à trois vitesses différentes: 29m/s, 61 m/s et 81 m/s. Les paramètres de la loi de comportement ont été initialement choisis sur des courbes expérimentales provenant d'un test à 36 m/s. Les validations ont ensuite été réalisées sur d'autres tests à des vitesses différentes. Comme il est difficile de déterminer les modules d'Young à partir des courbes expérimentales, car le projectile ayant une tête hémisphérique, il y'a une imprécision dans la partie initiale de la courbe contrainte déformation (les tests classiques imposent généralement

3.2. Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx

des échantillons de test qui soient cylindriques ou cubiques). Nous avons alors réalisé une étude paramétrique à l'aide du logiciel HyperStudy afin de retrouver le module d'Young permettant d'avoir une bonne corrélation avec les résultats expérimentaux afin de calibrer le modèle. Nous avons alors obtenu les paramètres suivants: $E_0 = 3.42MPa$ et $E_{max} = 15.42MPa$, reportés dans le Tableau 3.2. Les résultats présentés dans les Figures 3.11 à 3.13 ont été obtenus à l'aide des valeurs numériques issues de HyperStudy, présentées dans le Tableau 3.2. Les hypothèses mises en place par l'ERM lors des tirs expérimentaux, énoncées dans la thèse de Nsiampa [103] qui ont été appliquées lors des essais numériques sont les suivantes:

- Avoir un impact normal (angle de yaw $\leq 5^\circ$). Cette condition est très facile à réaliser numériquement. Nous avons positionné le projectile de manière à ce que son axe soit confondu avec l'axe de la vitesse d'impact.
- Les deux parties du projectile doivent rester collées durant l'impact car le mécanisme de séparation des deux parties est difficile à maîtriser. Cette deuxième hypothèse a également été satisfaite dans la modélisation numérique en assurant la continuité du maillage à l'interface entre la partie plastique et la partie déformable du projectile. Les nœuds des deux parties ont été fusionnés.
- Pas de déformation plastique ou de rupture de la partie plastique du projectile, pas de rupture ou de déchirement de la partie déformable au cours de l'impact. La rupture du sabot et le déchirement du bout du projectile ne sont pas attendus durant l'impact sur le thorax. Cette dernière hypothèse a également été satisfaite numériquement.

Comme mentionné précédemment, le projectile SIR-X a également été choisi comme l'un des projectiles de référence dans le cadre de la normalisation de l'OTAN par le groupe de travail NLKE ToE² et un processus de validation a été défini [103]. Le modèle EF du projectile SIR-X ne peut être considéré valide que s'il satisfait les exigences de l'OTAN.

Le groupe NLKE ToE a défini une méthode pour que le projectile SIR-X soit considéré comme validé contre un mur rigide. À cette fin, des corridors de force et de déplacement du projectile ont été définis par l'OTAN. Ils ont été générés à partir d'essais réels des projectiles SIR-X sur mur rigide à deux vitesses d'impact différentes 29 m / s et 61 m / s. Pour être considéré comme validées, les réponses numériques du projectile SIR-X impactant le mur rigide devraient entrer dans les corridors définis dans le document non encore publié de l'OTAN sur l'évaluation du risque de blessure thoracique par des projectiles non-létaux. Les réponses numériques obtenues lors de l'impact du projectile SIR-X sur mur rigide ont alors été tracées dans les corridors de l'OTAN que nous avons extraits de la thèse de Nsiampa [103] (Figures 3.11 et 3.12).

²Un groupe d'experts au niveau de l'OTAN (NLKE ToE - Non Lethal Kinetic Energy - Team Of Expert) présidé par la Belgique, travaille à l'élaboration de procédures de tests normalisées sur les armes non létales à énergie cinétique auxquelles chaque système ou projectile non léthal à énergie cinétique doit se conformer pour être valide au sein de l'OTAN.

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

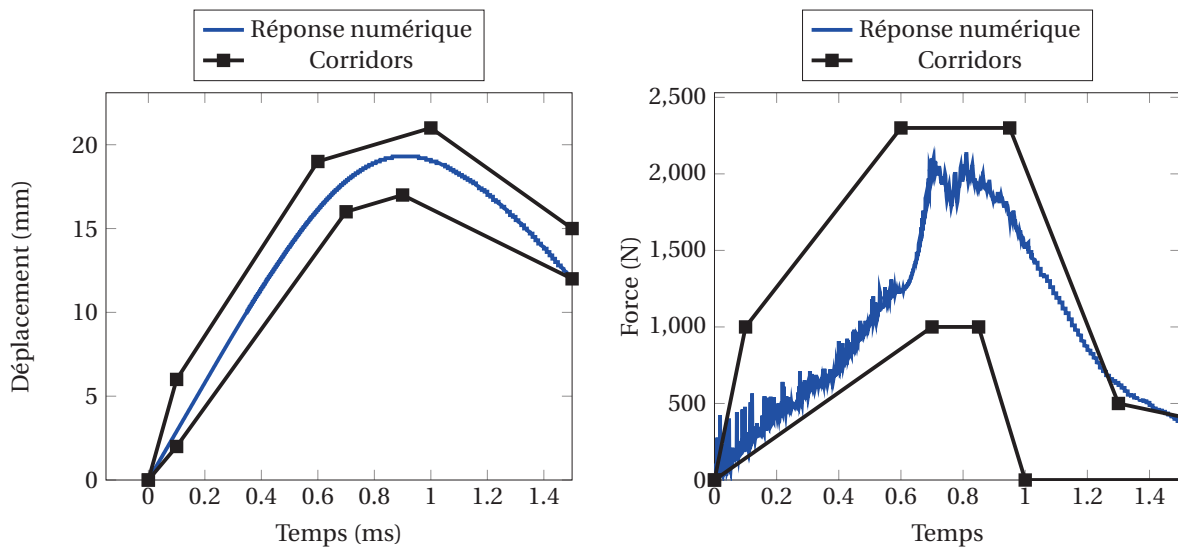


Figure 3.11 – Validation du projectile SIR-X sur mur rigide à la vitesse de 29m/s en utilisant les corridors définis par l'OTAN

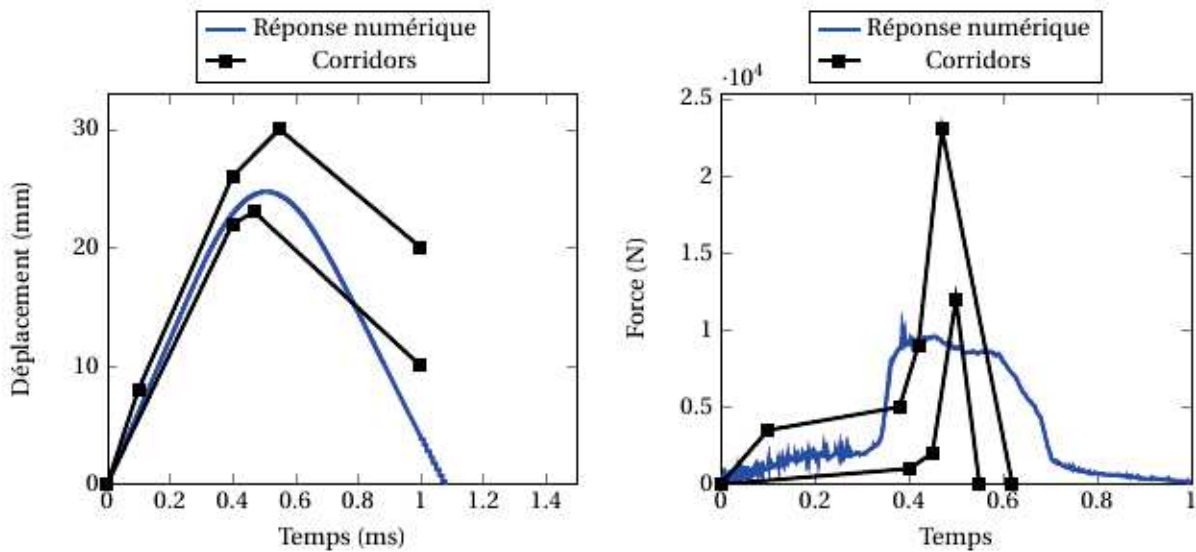


Figure 3.12 – Validation du projectile SIR-X sur mur rigide à la vitesse de 61 m/s en utilisant les corridors définis par l'OTAN

Les Figures 3.11 et 3.12 montrent les réponses numériques de la simulation de l'impact du projectile SIR sur mur rigide dans les corridors définis par l'OTAN [103]. Les réponses peuvent être considérées comme "correctes" même si quelques améliorations nécessitent d'être apportées pour la vitesse de 61 m/s.

En plus de ces corridors de l'OTAN extraits de la thèse de Nsiampa [103], nous avons égale-

3.2. Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx

ment reçu des courbes expérimentales de déplacement en fonction du temps et de force en fonction du temps d'impact du projectile à une vitesse de 81 m/s sur mur rigide. Ces courbes expérimentales, transmises par l'ERM de Belgique sont comparées aux courbes numériques présentées à la Figure 3.13.

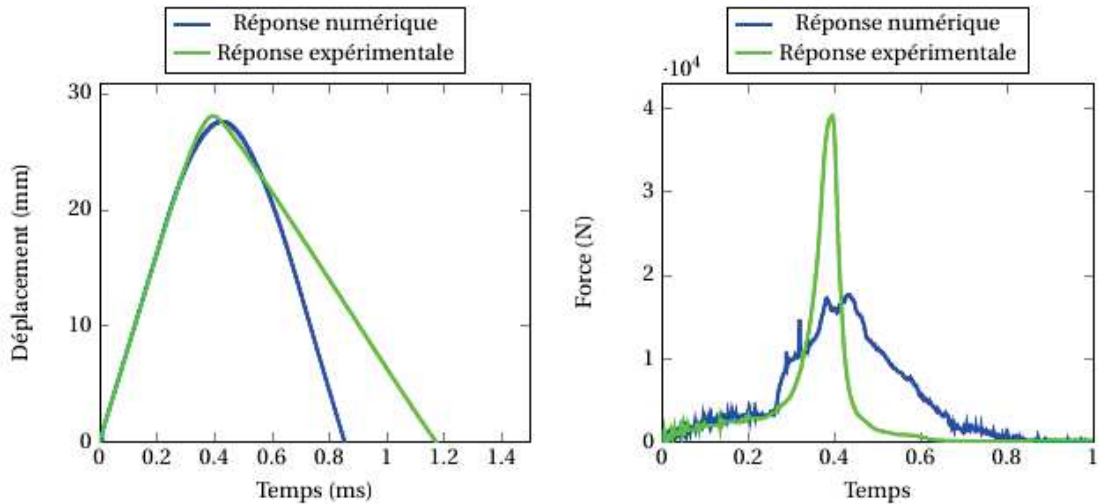


Figure 3.13 – Comparaison entre résultats expérimentaux et numériques lors du tir du projectile SIR-X sur mur rigide à la vitesse de 81 m/s.

Les résultats numériques sont cohérents avec les résultats expérimentaux en termes de déplacement uniquement pour la vitesse de 81m/s. Cependant, il y a une très grande différence entre les forces expérimentale et numérique. Cette différence peut être due notamment au fait qu'à cette vitesse (81m/s), des phénomènes physiques non maîtrisés expérimentalement aient eu lieu notamment la déformation plastique du sabot comme le montre la courbe expérimentale contrainte-déplacement dans la thèse de Nsiampa où une déformation de 100% est obtenue à la vitesse de 81m/s pour le bout du projectile [103].

Le projectile SIR-X a été choisi par l'OTAN dans la catégorie des projectiles déformables dans le but de valider des modèles physiques substitués du thorax humain pour des impacts non-pénétrants. Le modèle EF du projectile peut être considéré comme validé numériquement, il peut alors être utilisé pour la validation numérique des substitués numériques du thorax, dans les corridors définis par l'OTAN qui sont présentés dans la thèse de Nsiampa [103].

3.2.3 Interaction entre le projectile et le modèle HUByx

3.2.3.1 Positionnement du projectile Sir et HUByx

HUByx est positionné de manière à ce que le projectile arrive perpendiculairement à la surface d'impact et au milieu du sternum (Figure 3.14). Une loi d'interface classique (la loi d'interface

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

de type 7 dans Radioss[1]) basée sur le principe de friction de Coulomb a été utilisée pour gérer le contact entre le projectile et HUByx.

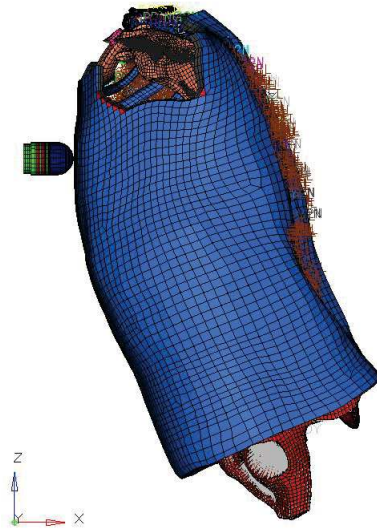


Figure 3.14 – Positionnement du projectile SIR et Hubyx lors de l'impact

Les positions D_i définies sur la Figure 3.15 correspondent aux positionnements du centre du projectile sur le thorax. Les positions D_i ont été définies telles que:

$$D_{(i+1)} = D_i + 20mm \pm 3.5mm \quad (3.4)$$

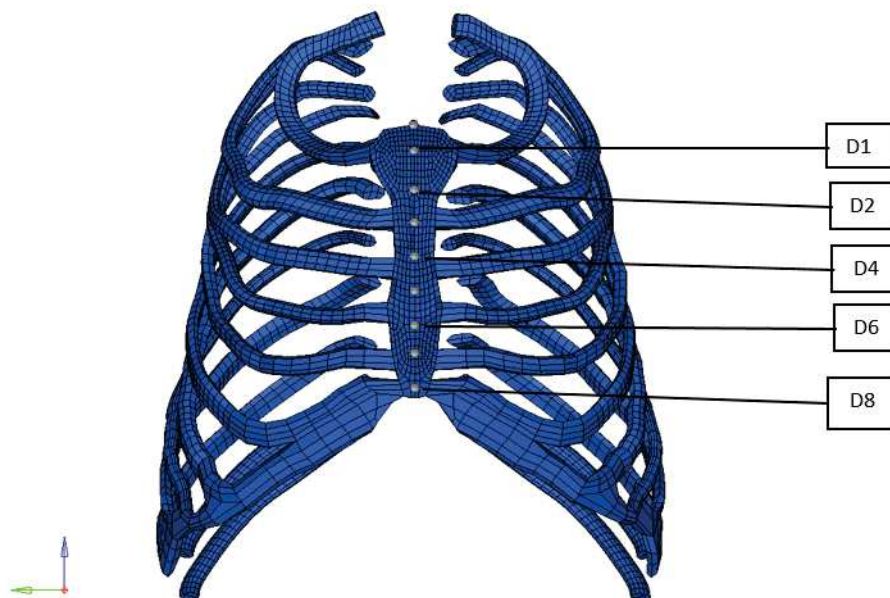


Figure 3.15 – Positionnement de la zone d'impact sur le modèle HUByx

3.2. Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx

3.2.3.2 Résultats dans les corridors de l'OTAN

Nous avons vu dans le chapitre 1 que le VC_{max} est défini par la valeur maximum de la courbe de réponse visqueuse définie par le produit de la compression relative de la zone d'impact C et de la vitesse V à laquelle cette zone se déplace. Le calcul du VC_{max} est donnée par la formule:

$$VC_{max} = \max[V(t).C(t)] \quad (3.5)$$

La compression moyenne C est exprimée comme le rapport entre le déplacement moyen de la zone impactée C en m et la longueur C_0 en m qui correspond à l'épaisseur thoracique moyenne au repos égale à 0.236m. Ce calcul émet l'hypothèse que le thorax se déforme, mais que le point arrière ne se déplace pas pendant l'impact. La Figure 3.16 extraite de [114] illustre assez bien le calcul du VC_{max} .

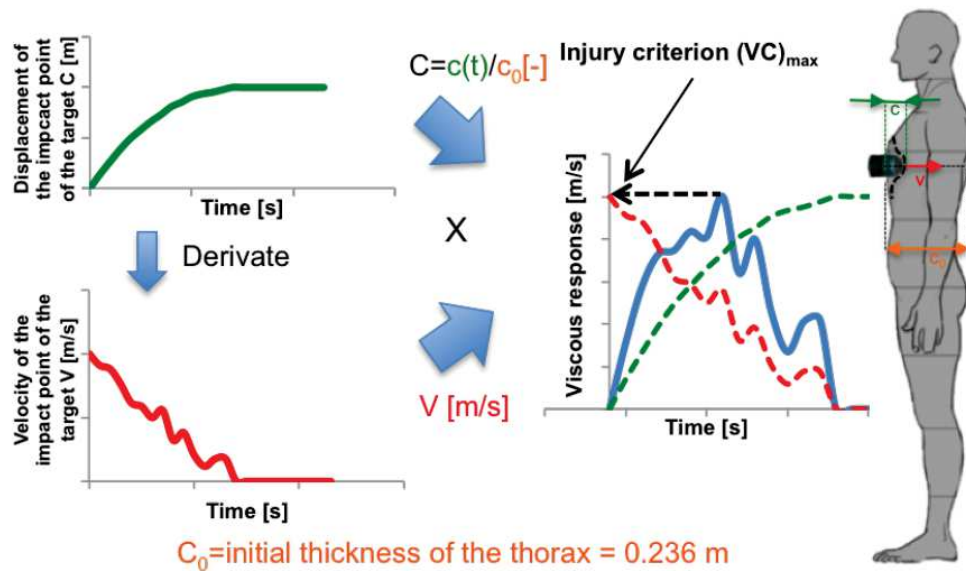


Figure 3.16 – Calcul du VC_{max} , figure extraite de la thèse de Robbe [114]

Dans le cas présent, les intervalles de valeurs de VC_{max} donnés dans la thèse de Nsiampa [103], ont été obtenus suite à des calculs de VC_{max} sur le surrogate 3RBID (3 Rib Ballistic Impact Dummy) qui est un modèle physique, substitut du thorax humain, présenté dans [114, 103]. Ce surrogate a été préalablement validé et calibré grâce aux données de référence de la littérature [21]. C'est la déflexion du point d'impact au cours du temps mesurée sur le surrogate qui permet de calculer le VC_{max} .

Une valeur de VC_{max} égale à 0.8m/s correspond à 50% de probabilité d'observer 2 ou plusieurs fractures de cotes ou bien une fracture de sternum [20]. Pour les deux vitesses d'impact fixées: $V_1 = 56\text{m/s} \pm 2\text{m/s}$ et $V_2 = 86.5\text{m/s} \pm 2.5\text{m/s}$, les résultats des tests sur le surrogate doivent satisfaire deux principales conditions définies dans la thèse de Nsiampa [103]:

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

- La réponse du surrogate en termes de déplacement en fonction du temps doit être comprise dans les corridors et les limites présentés à la Figure 3.17 pour la vitesse V_1 et à la Figure 3.18 pour la vitesse V_2 .
- Les valeurs de VC_{max} doivent être comprises entre $0.28m/s$ et $0.32m/s$ pour la vitesse V_1 et entre $0.78m/s$ et $0.85m/s$ pour la vitesse V_2 .

Les résultats numériques obtenus suite à la simulation de l'impact du projectile SIR sur le modèle HUByx doivent également satisfaire les deux conditions énumérées précédemment afin d'être considérés comme valides.

Le modèle HUByx a été utilisé dans cette étude car il a déjà été validé pour des impacts non pénétrants grâce à la reconstruction numérique des tests de la Wayne State University [21] qui sont à l'heure actuelle les seuls tests de référence de la littérature permettant d'évaluer les blessures thoraciques en termes de fractures costales et sternales grâce au calcul du critère visqueux et aux évolutions de force d'impact et de la déflexion du thorax au cours du temps. Les résultats numériques obtenus suite à l'impact du projectile SIR sur HUByx sont donc présentés à la Figure 3.17 pour la vitesse d'impact V_1 et à la Figure 3.18 pour la vitesse d'impact V_2 .

3.2. Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx

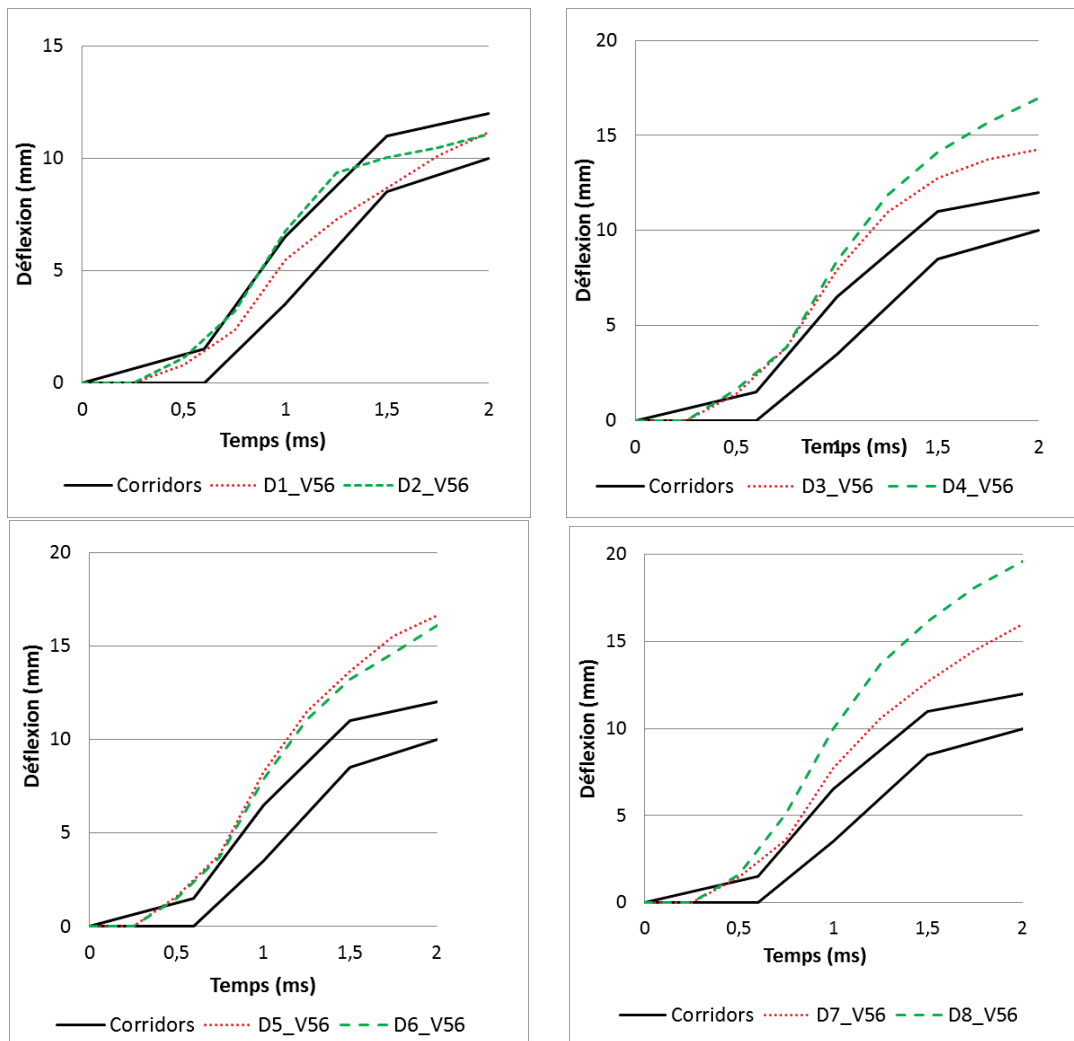


Figure 3.17 – Réponses numériques en termes de déflexion-temps dans les corridors de l'ERM à $V_1 = 56m/s$

Le tableau 3.3 présente les résultats obtenus en termes de VC_{max} pour les deux vitesses d'impacts. Ces résultats ne rentrent pas dans les intervalles de valeurs expérimentales de VC_{max} fixés par l'ERM suite aux tests sur surrogate, même pour des cas où la courbe de déflexion du thorax au cours du temps se situe à l'intérieur des corridors fixés.

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

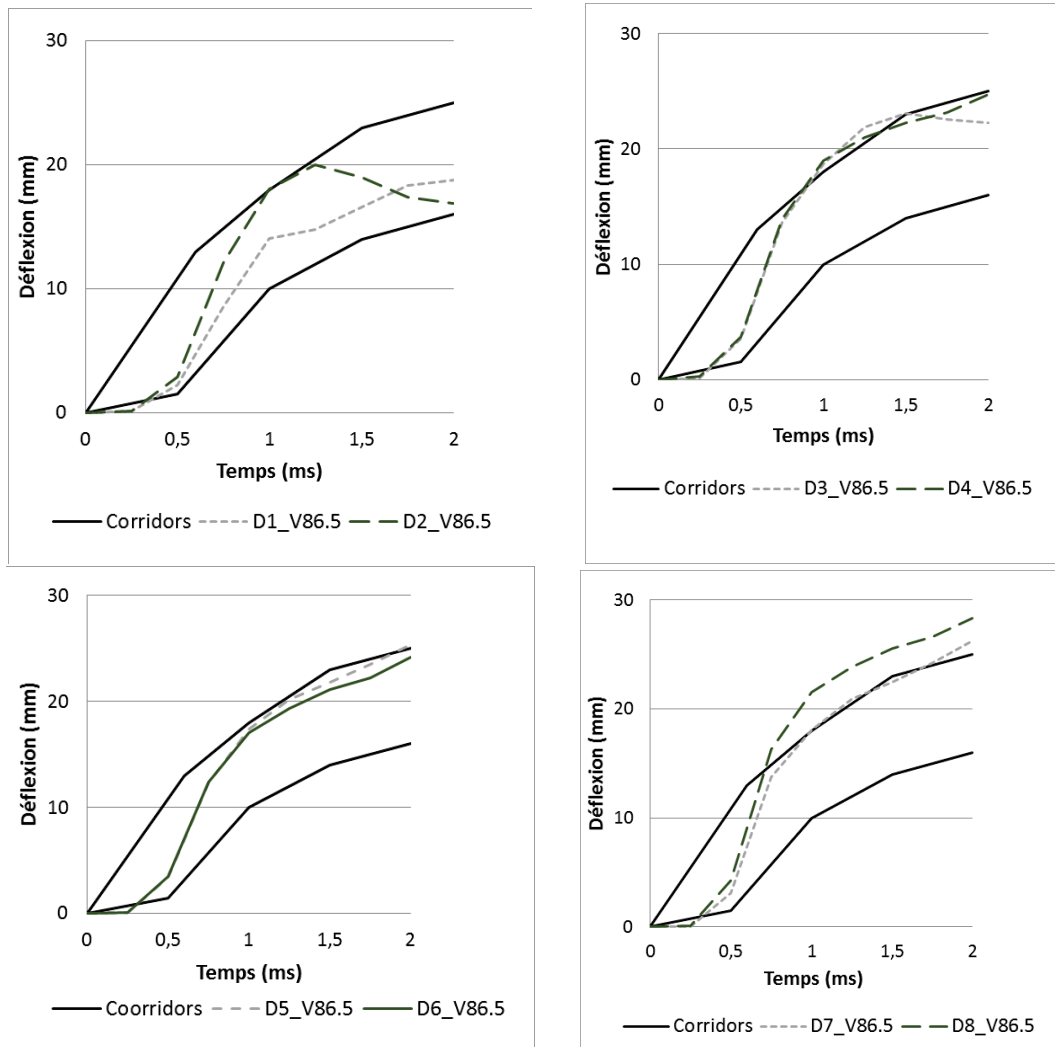


Figure 3.18 – Réponses numériques en termes de déflexion-temps dans les corridors de l'ERM à $V_2 = 86.5 m/s$

3.2.4 Discussion et conclusion

Le projectile SIR-X a été modélisé par l'application d'une nouvelle méthode de caractérisation basée à la fois sur des tests expérimentaux dynamiques et sur des calculs numériques. Il a été validé pour une certaine gamme de vitesses donnée par les corridors de l'ERM de Belgique [103]. Une bonne corrélation a été obtenue entre les résultats numériques et les résultats expérimentaux. Il a été montré que la dynamique de l'impact a été capturée d'une manière assez correcte en utilisant uniquement la courbe de chargement de la partie déformable du projectile comme donnée initiale dans la loi de comportement du projectile sur RADIOSS sous l'hypothèse d'une déformation homogène. La méthode utilisée dans ce travail pour l'évaluation du projectile SIR-X peut aisément s'appliquer à d'autres types de projectiles. Le projectile SIR a donc par la suite été utilisé pour étudier son interaction avec un modèle

3.2. Etudes de l'interaction entre le projectile SIR de Brugger et Thomet et le modèle éléments finis du thorax HUByx

Vitesses d'impact	V = 56 m/s	V = 86.5 m/s
Corridors de l'ERM	[0.28 m/s - 0.32 m/s]	[0.78 m/s - 0.85 m/s]
Position $D_1 = 20$ mm	0.23	0.86
Position $D_2 = 40$ mm	0.35	1.56
Position $D_3 = 60$ mm	0.48	1.76
Position $D_4 = 80$ mm	0.57	1.79
Position $D_5 = 100$ mm	0.54	1.5
Position $D_6 = 120$ mm	0.5	1.42
Position $D_7 = 140$ mm	0.46	1.75
Position $D_8 = 160$ mm	0.72	2.39

Table 3.3 – Valeurs numériques de VC_{max} obtenues avec l'OTAN comparées aux valeurs expérimentales de VC_{max} obtenues par l'ERM

numérique du thorax humain. Une étude a été réalisée en tirant le projectile à différents endroits sur le sternum et les résultats obtenus en termes de déflexion du thorax en fonction du temps ont été tracés dans les corridors de l'ERM pour des vitesses d'impacts de 56 m/s et de 86.5 m/s. Les résultats obtenus sont cohérents avec les corridors de l'ERM pour la vitesse d'impact de 86.5 m/s. Cependant même si les courbes numériques se situent à l'intérieur de ces corridors, les valeurs de VC_{max} obtenues numériquement ne rentrent pas dans la fourchette des valeurs de VC_{max} fournie par l'ERM. Même si une étude paramétrique reste à réaliser pour trouver les paramètres de friction les mieux adaptés afin d'améliorer le contact entre le projectile et le thorax, le système {corridor+ VC_{max} } peut être remis en cause, car en effet, pour un corridor donné, les valeurs de VC_{max} calculées à partir des limites inférieures et supérieures constituant le corridor ne correspondent pas à la fourchette de valeurs de VC_{max} fournie pour ce même corridor. Ce qui pose de réels soucis quant à la validation numérique des tirs du projectile sur le thorax. Il serait donc intéressant que les calculs de VC_{max} réalisés à partir de la courbe de déflexion constituant la limite maximale du corridor puissent correspondre à la valeur maximale de VC_{max} donnée dans l'intervalle de valeurs de VC_{max} recommandé par l'ERM par exemple. Durant ce travail de thèse, les calculs de VC_{max} effectués à partir des limites extrêmes des corridors ont donné des résultats très différents des intervalles de valeurs de VC_{max} fournis par l'ERM dans la thèse de Nsiampa [103].

3.3 Utilisation de la loi hydrodynamique pour les tissus mous

3.3.1 Introduction

L'exposition à des menaces balistiques est fréquemment rencontrée aujourd'hui, et peut se produire aussi bien dans le domaine de la défense que dans l'environnement civil [126]. Les investigations sur les menaces balistiques s'intéressent à différents champs dans les environnements militaires et civil, pour la protection contre les attaques balistiques, dans la médecine légale ainsi que pour comprendre les mécanismes de blessure et le comportement des tissus corporels [21].

Plusieurs études ont été menées sur la balistique terminale (interaction d'un projectile avec une cible), et sur les blessures balistiques qui se réfèrent à l'interaction entre un projectile et le corps humain [127]. Dans le passé, des sujets humains post-mortem (SHPM) et des animaux ont été utilisés pour étudier les effets terminaux des projectiles, mais, pour surmonter les problèmes éthiques et pour augmenter la biofidélité de ces études, à partir des années 1960, les effets des projectiles sont souvent étudiés à l'aide des matériaux substitués des tissus tels que la gélatine balistique ou encore le gel balistique. Ces matériaux ont été utilisés comme substitués dans plusieurs études de la littérature dont on peut mentionner quelques références [126, 51, 47, 104, 5, 8, 146]. L'utilisation de la gélatine balistique a été prouvée par de nombreuses études expérimentales de la littérature qui mettent en évidence son rôle en tant que substitut des tissus mous humains, tenant compte de leur taux de déformation [5, 100, 67, 34, 4]. Ainsi, les résultats dérivés de ces expérimentations ont été utilisés pour des simulations numériques. Cependant, les modèles numériques ont besoin de propriétés matérielles capables de reproduire le degré élevé de sensibilité aux taux de déformations des tissus mous humains [86] en fonction de ces résultats expérimentaux. Dans ce sens, Awoukeng et al. [8] ont mené une première étude qui utilise comme matériau un bloc de gélatine balistique 20%³ pour simuler des impacts balistiques pénétrants dans les tissus mous, en utilisant la méthode des éléments finis. Ce modèle a été modifié par Taddei et al. [146] qui ont répliqué les impacts des sphères d'acier dans les tissus mous, représentés par la gélatine balistique 20%, en utilisant l'analyse hybride EF-SPH (Smooth Particle Hydrodynamics). Dans les deux cas, une loi hydrodynamique a été utilisée pour modéliser le comportement de la gélatine sous impacts pénétrants et les résultats numériques obtenus étaient cohérents avec les résultats expérimentaux. La loi constitutive hydrodynamique est intéressante pour explorer comment les tissus mous peuvent être affectés par des impacts à grande vitesse et donc comprendre le mécanisme des blessures pour trouver des critères pour le risque d'apparition des blessures, comme les lésions pulmonaires.

Les impacts balistiques non pénétrants impliquant des impacteurs de 20 – 200g et une vitesse d'impact de 20 – 250m/s peuvent survenir aussi bien dans les sports comme le baseball, le hockey et la crosse entraînant des blessures et quelques fois la mort comme le montrent les travaux de Maron et al. [84]. Ces impacts se retrouvent également dans l'utilisation des projectiles non létaux largement étudiés dans les travaux de Robbe et al. [115], Pavier et al.

³La gélatine 20% est constituée à 80% d'eau.

3.3. Utilisation de la loi hydrodynamique pour les tissus mous

[107] et Nsiampa [103]. Généralement, les projectiles d'armes non létales sont caractérisés par des masses allant de quelques grammes jusqu'à 100 - 200g, et par des vitesses à la bouche du canon pouvant atteindre les 150 - 200 m/s. En effet, ces dernières décennies, l'utilisation croissante des armes cinétiques à projectiles non létaux dans le contrôle des individus et des émeutes, est destinée à causer suffisamment de douleurs physiques pour neutraliser ou repousser une cible tout en minimisant les risques de blessure graves [103]. Cependant, de nombreuses études de la littérature rapportent que la zone corporelle la plus ciblée, le thorax peut parfois subir de blessures graves, voire létales [113, 82, 145, 62, 111]. Ainsi, les projectiles d'armes non létales à énergie cinétique soulèvent la question de leur dangerosité et de la façon dont un impact balistique de ces projectiles peut engendrer des blessures.

En se concentrant sur la partie thoracique, la présente étude est une investigation numérique des traumatismes contondants en se basant sur la réplique numérique des expérimentations de Bir [21]. Ces expérimentations ont été reproduites à l'aide du modèle HUByx avec une loi tissulaire améliorée. Les projectiles utilisés sont des bâtons de PVC non compressibles de masse différente. Des tirs ont été effectués sur le sternum pour étudier la réponse dans l'emplacement de la zone touchée. Les paramètres mécaniques classiques généralement utilisés dans la littérature ont été évalués et une comparaison entre les données numériques et les données expérimentales a été réalisée. Les réponses pulmonaires ont également été étudiées pour déterminer les critères de blessure et la gravité de la blessure. Cette partie décrira d'abord la loi matériau utilisée pour modéliser les tissus mous, le modèle EF utilisé et les expérimentations de Bir. Ensuite, la prochaine section traitera de la réponse biomécanique d'HUByx ainsi que l'évaluation des critères de blessure thoracique.

3.3.2 Méthodes

3.3.2.1 Loi hydrodynamique pour les tissus mous

Les propriétés mécaniques de la gélatine balistique (BG) sont connues pour être dépendantes du taux de déformation, du temps et de la température [34]. Comme illustré dans la littérature [5, 4], la BG est un meilleur simulant pour les tissus humains que d'autres matériaux comme le savon, le lard et le Sylgard. Alors que quelques études [34, 36, 35] soulignent les propriétés hyperélastiques et hyperviscoélastiques de la BG pour décrire les taux de déformation lors de sa réponse en compression sous des conditions de tests spécifiques, d'autres études soulignent l'aspect hydrodynamique de la gélatine balistique [4, 93, 129]. Ce dernier type de comportement est intéressant, et permet de modéliser la gélatine dans des configurations de choc (impacts pénétrants, impacts non pénétrants et les effets de chargement du blast sur les tissus mous). Pour simuler les tissus mous dans cette étude, une loi élasto-plastique hydrodynamique a été utilisée en accord avec les travaux d'Awoukeng et al. [8] et de Taddei et al. [146]. Pour modéliser ce comportement, l'équation d'état de Mie-Grüneisen (Eq. (3.8)) a été utilisée pour définir l'évolution non-linéaire de la pression. Pour l'implémentation numérique, la forme polynomiale de l'équation d'état a été utilisée (Eq. (3.6)). De plus, le comportement élastoplastique de la gélatine est simulée par la loi d'Hollomon (Eq.(3.10)).

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

La pression a été calculée en utilisant une expression polynomiale:

$$P = C_0 + C_1 * \mu + C_2 * \mu^2 + C_3 * \mu^3 + (C_4 + C_5 * \mu) * E_{v0}. \quad (3.6)$$

où $\mu = 1 - \frac{\rho}{\rho_0}$ et E_{v0} est l'énergie interne par unité de volume. Les coefficients C_i ont été déterminés de l'Hugoniot et de l'équation d'état. La forme cubique de l'Hugoniot (Eq. (3.7)), l'équation d'état de Mie-Gruneisen (Eq. (3.8)) et l'équation de l'énergie de conservation ((Eq. 3.9)) ont été utilisées:

$$P_H = k_1 * \mu + k_2 * \mu^2 + k_3 * \mu^3. \quad (3.7)$$

$$P - P_H = \Gamma_0 * (E - E_H). \quad (3.8)$$

$$E_H - E_0 = \frac{1}{2} (P_H + P_0) * (V_0 - V_H). \quad (3.9)$$

En remplaçant les équations (3.7) et (3.9) dans l'équation de Mie-Gruneisen Eq. (3.8), les coefficients C_i peuvent être obtenus de la manière suivante:

$$C_0 = P_0;$$

$$C_1 = k_1 - \frac{\Gamma_0}{2} * P_0 = \rho_0 * c_0^2 - \frac{\Gamma_0}{2} * P_0;$$

$$C_2 = k_2 - \frac{\Gamma_0}{2} k_1 = \rho_0 * c_0^2 * (2s - 1) - \frac{\Gamma_0}{2} \rho_0 c_0^2;$$

$$C_3 = k_3 - \frac{\Gamma_0}{2} k_2 = \rho_0 * c_0^2 * (s - 1)(3s - 1) - \frac{\Gamma_0}{2} \rho_0 c_0^2 (2s - 1);$$

$$C_4 = C_5 = \Gamma_0$$

L'état de pression dépend donc de cinq paramètres ρ_0 , C_0 , s , Γ_0 et E_{v0} , qui sont respectivement la densité initiale, la vitesse initiale du son dans le matériau, la pente de la fonction linéaire de l'Hugoniot, le paramètre de Gruneisen et l'énergie interne volumétrique.

En résumé, le comportement des tissus mous pour l'implémentation numérique dans le code RADIOSS est décrit comme suit:

- Le caractère hydrodynamique est représenté par l'Eq. (3.6) contenant les coefficients C_i .
- L'élasticité est décrite par la loi de Hooke utilisant le module d'Young E et le coefficient de Poisson ν tant que la contrainte équivalente de Von Mises reste inférieure à la limite plastique A .

3.3. Utilisation de la loi hydrodynamique pour les tissus mous

- La plasticité est modélisée par la loi d'érouissage d'Hollomon (Eq. (3.10)):

$$\sigma = A + B\varepsilon_p^n \quad (3.10)$$

Avec ε_p la déformation plastique, B est le module d'érouissage (en MPa) et n le coefficient d'érouissage. La loi peut être bornée en contraintes par (σ_{max}) et en déformation par (ε_{max}).

Les paramètres mécaniques utilisés pour la simulation des tissus mous provenant des études d'Awoukeng et al. [8] et de Taddei et al. [146], sont donnés dans les tableaux 3.4 et 3.5. Le système d'unités utilisé est le *mm, g, ms*.

ρ_0 (g/mm^3)	E (MPa)	ν	A (MPa)	σ_{max} (MPa)	ε_{max}
$1.06 \cdot 10^{-3}$	50	0.499	3	3.1	0.2

Table 3.4 – Paramètres élasto-plastiques des tissus mous [8, 146]

E_{V0}	C_1	C_2	C_3	Γ_0	P_0
0.5882	2449	6502.2	9251.9	0.17	-0.1

Table 3.5 – Paramètres hydrodynamiques des tissus mous [8, 146]

3.3.2.2 Utilisation du modèle HUByx

Le substitut numérique du corps humain HUByx a déjà été validé grâce aux données de la littérature pour différents domaines: automobile, balistique non-pénétrante [120], blast [11] et pour des chutes de personnes [10]. Jusqu'à présent, les tissus mous étaient modélisés en utilisant le modèle viscoélastique de Boltzmann, cependant la littérature rapporte le comportement non linéaire des tissus mous (en étudiant le comportement des tissus du foie et des reins, [101]) avec une grande influence de la vitesse d'impact. La présente étude utilise donc une loi élasto-plastique hydrodynamique (voir Section 3.3.2.1) pour modéliser le comportement des tissus mous (poumons, coeur, foie, rate, reins, estomac). Les lois matériaux ont donc été implémentées dans le code dynamique EF (Radioss, Altair Hyperworks 14). Les impacteurs utilisés dans les tests de Bir et al. [21] sont des bâtons de PVC non-compressibles de différentes masses (voir Figure 3.19). Ces impacteurs ont été modélisés numériquement et les simulations ont été réalisées en accord avec les trois conditions d'impact des tests de Bir [21]. A l'exception des tissus mous, les autres paramètres mécaniques du modèle HUByx présentés dans le tableau 1.4 du chapitre 1 restent inchangés et sont rappelés dans le Tableau 3.6.

Le modèle numérique HUByx a été utilisé pour reproduire les tests de Bir. Une première série de validation de ce modèle a déjà été réalisée avec les lois de comportement viscoélastiques

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

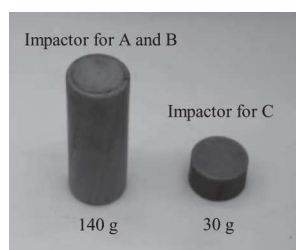


Figure 3.19 – Impacteurs utilisés par Bir pour déterminer la réponse humaine aux impacts balistiques non-pénétrants. Figure extraite de la thèse de Bir [20]

Tissues	Material model	Density (g/mm^3)	Young's Modulus (MPa)	Poisson ratio	Yield stress (MPa)	References
Aorta	Elastic	0.001	25	0.3		[166, 131]
Trachea	Elastic	0.001	25	0.3		[166, 131]
Diaphragm	Elastic	0.001	3	0.3		[166, 131]
Muscles	Elastic	0.001	1-10	0.3		[131]
Skin	Elastic	0.001	31.5	0.45		[131]
Inter-organs space / fat	Elastic	0.001	0.5	0.45		[166, 131, 117]
Abdomen/ intestine	Elastic	0.001	0.5	0.45		[166]
Spongy bone	Elastic	0.001	50	0.4		[131]
Cortical bone	Elastic-plastic Johnson-Cook	0.001	14000	0.3	70	[131, 162]
Cartilage	Elastic	0.001	50	0.3		[117]
Intervertebral disc	Elastic	0.00125	5	0.3		[166]

Table 3.6 – Lois matériaux implémentées dans le modèle biomécanique EF HUByx.

des tissus mous. Cette seconde série de validation consiste à remplacer la loi viscoélastique par une loi hydrodynamique afin de pouvoir utiliser le modèle HUByx à la fois pour des impacts balistiques non pénétrants et pour des impacts pénétrants (lorsque le projectile traverse les tissus humains), ainsi que pour évaluer les critères de blessures pulmonaires.

Les impacteurs utilisés dans les tests de Bir ont été numériquement reproduits avec les mêmes dimensions et masses (Fig. 3.20).

3.3.2.3 Tests de validation de Bir

Les réponses biomécaniques du corps humain aux impacts sont d'une importance cruciale dans l'évaluation des équipements de protection. Ainsi, Bir et al. [21] ont développé des corridors de réponses du thorax soumis à trois différentes conditions d'impact pour des vitesses allant de 20m/s à 60m/s. Ces corridors ont été obtenus d'expérimentations sur 13 sujets humains post-mortem (SHPM) et sont des sources de données fondamentales dans l'évaluation des impacts non-pénétrants.

Des impacts répétés ont été effectués tant que la cage thoracique et le sternum ne sont pas fracturés. Les SHPM ont des caractéristiques physiques différentes, mises en avant par la variabilité de leurs données anthropométriques. Les 13 SHPM ont été exposés à trois dif-

3.3. Utilisation de la loi hydrodynamique pour les tissus mous



Figure 3.20 – Modèle HUByx avec l'impacteur C (vues latérale et frontale)

férents types d'impacts balistiques non pénétrants sur le thorax afin de déterminer la réponse mécanique du thorax fondée sur les variations de la force d'impact en fonction du temps et de l'évolution de la force en fonction de la déflexion. Les trois conditions d'impact balistique ont donné des résultats différents. Les corridors de Bir ont été utilisés pour valider les réponses biomécaniques d'HUByx sous les mêmes conditions d'impact.

Les tests expérimentaux de Bir sont décrits dans le Tableau 3.7. Les impacteurs utilisés par Bir et al. (2004) sont illustrés à la Figure 3.19.

	Type de projectile	Longueur	Diamètre	Masse du projectile	Vitesse d'impact
A	Bâton de PVC non-compressible	100 <i>mm</i>	37 <i>mm</i>	140 <i>g</i>	20 <i>m/s</i>
B	Bâton de PVC non-compressible	100 <i>mm</i>	37 <i>mm</i>	140 <i>g</i>	40 <i>m/s</i>
C	Bâton de PVC non-compressible	28.5 <i>mm</i>	37 <i>mm</i>	30 <i>g</i>	60 <i>m/s</i>

Table 3.7 – Conditions d'impact balistiques des tests de Bir

3.3.2.4 Description des critères de blessure

La littérature liste une série d'études donnant des informations sur les paramètres mécaniques: pression [25, 153] et des paramètres plus globaux étudiant leur capacité à prédire les blessures du corps. Ces paramètres ont été évalués pour estimer les blessures thoraciques.

3.3.2.4.1 Le critère visqueux

Le critère visqueux (VC) est un des critères développés pour la partie thoracique pour

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

évaluer le risque de blessure [77]. Le VC_{max} est défini comme le pic du produit entre la compression $[C(t)]$ et la vitesse de compression $[V(t)]$. La compression $[C(t)]$ représente la compression thoracique normalisée par rapport à la profondeur normale du thorax de 236 mm. Ce critère est utilisé par Bir pour prédire les blessures costales et sternales. Les courbes de la déflexion du thorax en fonction du temps permettent le calcul du VC_{max} pour chaque condition de test. Les valeurs du VC_{max} obtenues ont été associées aux données de blessures. Tous les cas sans fracture de cote ou du sternum révélés par un rayon X sont considérés comme AIS 0 (Abbreviate Injury Scale). Les valeurs d'AIS ont été assignées à tous les cas où il y avait des blessures conformément aux rapports d'autopsie. Ainsi, la Figure 3.21 extraite des travaux de Bir [20], liste les AIS et les VC_{max} obtenus pour les différents specimens soumis aux trois conditions de test (A, B, C).

Specimen ID	Impact condition	VC_{max}	AIS
NIJ10	A	.51	0
NIJ11	A	.24	0
NIJ12	A	.46	0
NIJ13	A	.24	0
NIJ8	A	.26	0
NIJ7	B	1.97	2
NIJ8	B	2.35	2
NIJ10	B	2.18	2
NIJ11	B	1.01	3
NIJ13	B	.65	2
NIJ9	C	.14	0
NIJ10	C	.59	0
NIJ11	C	.24	0
NIJ12	C	.60	2
NIJ13	C	.30	0

Figure 3.21 – AIS et VC_{max} pour les 13 SHPM utilisés par Bir [20]

Le Tableau 3.8 récapitule les VC_{max} et AIS (Figure 3.21) pour chaque condition d'impact.

	VC_{max}		AIS	
	Min	Max	Min	Max
Impact condition A	0.24	0.51	0	0
Impact condition B	0.65	2.35	2	3
Impact condition C	0.14	0.60	0	2

Table 3.8 – VC_{max} et AIS obtenus suite aux tests expérimentaux de Bir pour chaque condition d'impact

3.3.2.4.2 La pression dans les poumons

La pression est un paramètre mécanique utilisé dans plusieurs études dans la littérature pour l'évaluation des risques de blessures pulmonaires [25, 150]. En effet, comme évoqué dans le chapitre 2 de cette thèse, dans les années 1960 Bowen [25] a réalisé des expérimentations sur 2097 animaux de 13 espèces différentes pour établir des courbes de risque de blessure humaine dans le contexte du blast. Ces courbes, appelées courbes de Bowen, visent à estimer la tolérance humaine à la surpression du blast. Les pics de surpression ont été tracés en fonction des durées et ces courbes donnent le seuil de lésion pulmonaire et les létalités représentées par les diverses probabilités de survie (1%, 10%, 50%, 90% and 99%).

Cette méthodologie est donc utilisée pour évaluer le risque de lésion pulmonaire pour les impacts non-pénétrants de Bir car les résultats obtenus mentionnent des AIS (Abbreviate Injury Scale) variant de 0 à 3. L'AIS 3 correspond à une contusion pulmonaire et une contusion mineur cardiaque en termes de blessures au niveau des tissus mous [126].

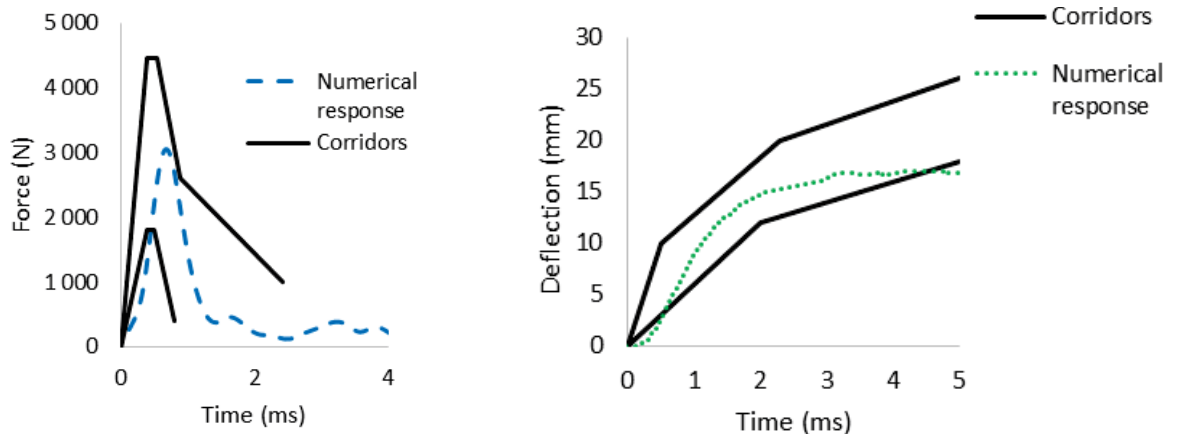
3.3.3 Résultats

Les résultats sur la partie thoracique humaine ont été évalués pour chaque condition d'impact en traçant les courbes force-temps, déflexion du thorax-temps et force en fonction de la déflexion du thorax.

3.3.3.1 Réponses mécaniques d'HUByx - Critères globaux

3.3.3.1.1 Les réponses en termes de force-temps, déflexion-temps et force-déflexion

Les différentes courbes ci-dessous constituent les résultats numériques obtenus à travers la réplication des expérimentations de Bir. En lignes noires continues sont les corridors obtenus par Bir avec les différents specimens.



Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

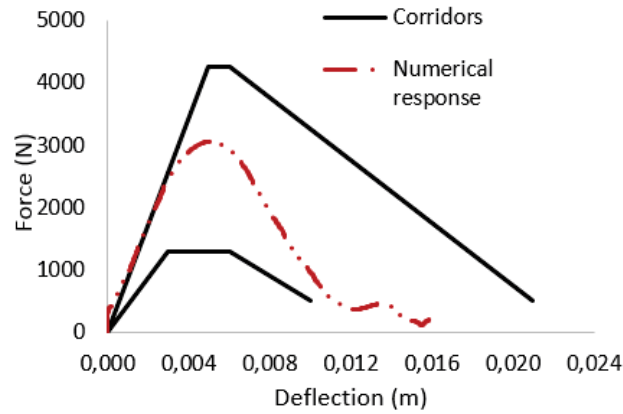


Figure 3.22 – Réponses numériques comparées aux résultats des tests expérimentaux de Bir pour la condition d'impact A

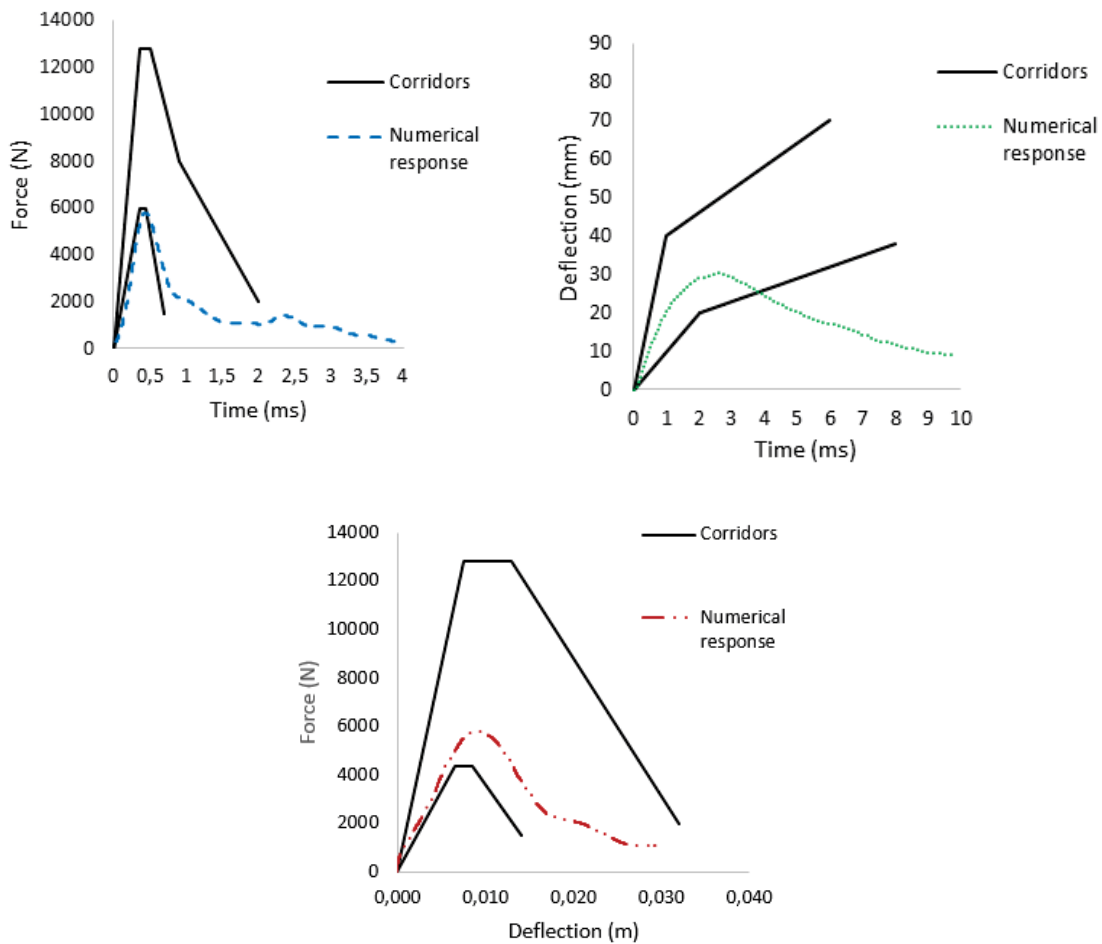


Figure 3.23 – Réponses numériques comparées aux résultats des tests expérimentaux de Bir pour la condition d'impact B

3.3. Utilisation de la loi hydrodynamique pour les tissus mous

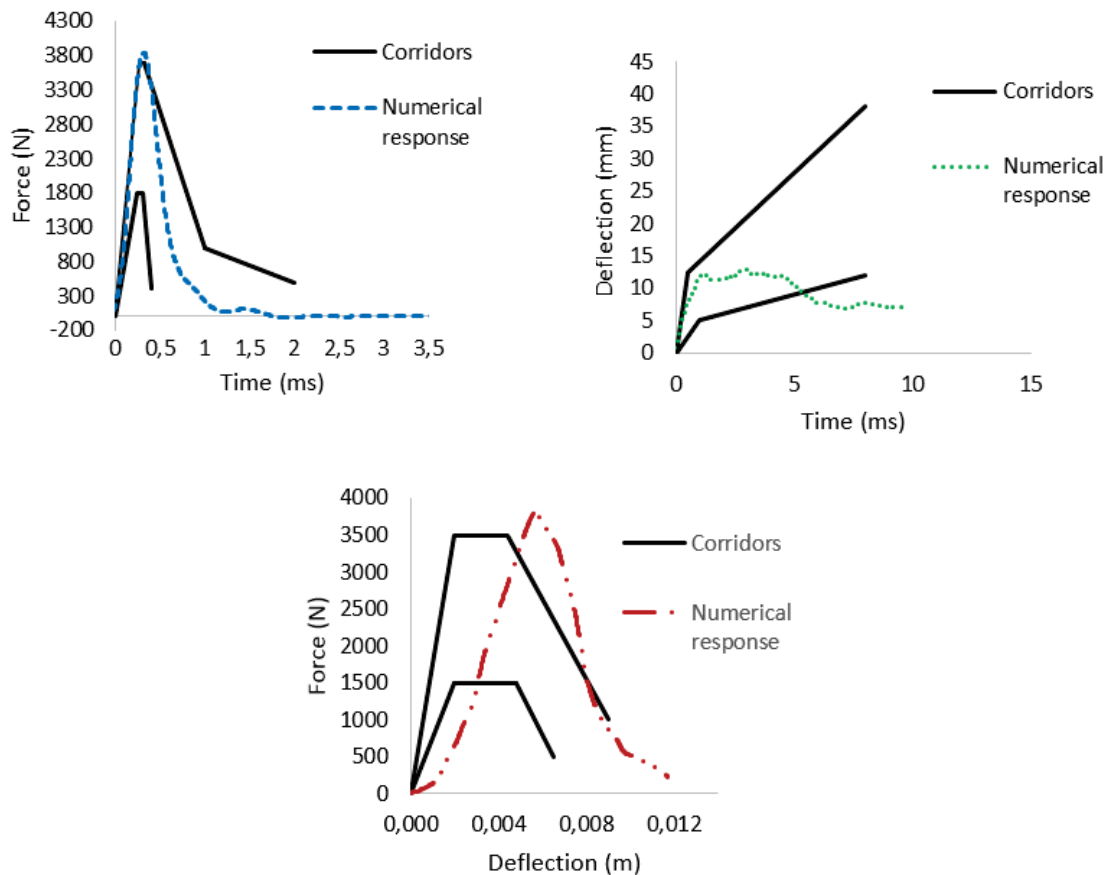


Figure 3.24 – Réponses numériques comparées aux résultats des tests expérimentaux de Bir pour la condition d’impact C

Ces réponses en termes de force/temps, déflexion/temps et force/déflexion sont globalement dans les corridors définis par Bir. Ces courbes valident ainsi l’utilisation de la loi hydrodynamique pour les tissus mous et confirment les réponses biofidèles du modèle HUByx pour les impacts balistiques non-pénétrants.

3.3.3.1.2 La réponse en termes de critère visqueux

le VC_{max} numérique a été évalué dans notre simulation en utilisant la valeur maximum du produit de la compression relative du nœud où la déflexion est maximum dans la zone impactée du thorax, et la vitesse du nœud où la déflexion est maximum. L’épaisseur initiale du thorax a été prise égale à 236mm .

Les valeurs de VC_{max} obtenues des simulations numériques sont données dans le Tableau 3.9.

Les valeurs numériques de VC_{max} sont comprises entre les valeurs Min et Max obtenues par Bir (voir Tableau 3.8).

En traçant les valeurs numériques de VC_{max} obtenues sur la courbe de risque de blessure

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

	VC_{max}		
	Min	Max	Numerical values
Condition d'impact A	0.24	0.51	0.36
Condition d'impact B	0.65	2.35	1.33
Condition d'impact C	0.14	0.60	0.27

Table 3.9 – VC_{max} obtenus suite aux simulations numériques.

d' $AIS \geq 2$ en fonction des VC_{max} déterminée par une analyse de régression logistique à partir des données expérimentales de cadavres [20], on peut remarquer que:

- Concernant la condition d'impact A, la probabilité d'avoir un $AIS \geq 2$ est d'environ 11%
- Concernant la condition d'impact B, la probabilité d'avoir un $AIS \geq 2$ est d'environ 98%
- Concernant la condition d'impact C, la probabilité d'avoir un $AIS \geq 2$ est d'environ 8%

Ces résultats sont cohérents avec la Figure 3.21 qui présente les valeurs expérimentales d'AIS et de VC_{max} .

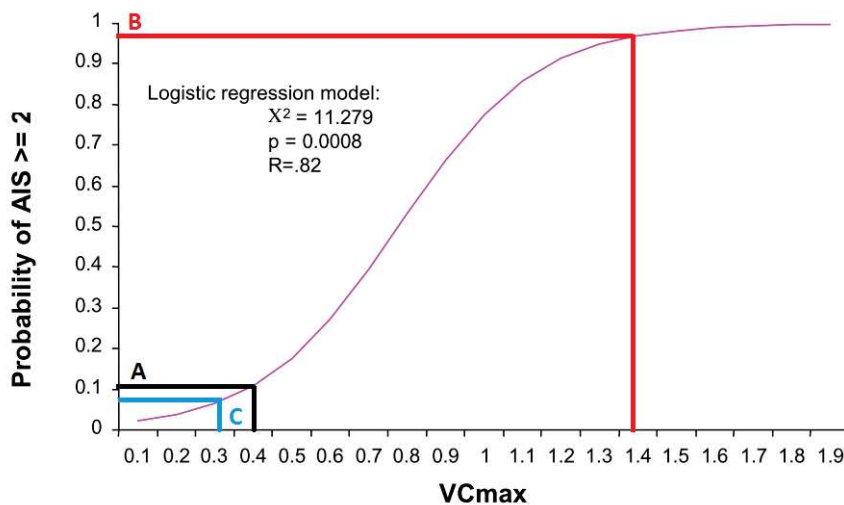


Figure 3.25 – Tracé des valeurs numériques de VC_{max} sur la courbe de risque de blessure d' $AIS \geq 2$ en fonction des VC_{max} . Cette courbe a été déterminée par analyse de régression logistique à partir des données expérimentales de cadavres [20]

3.3.3.2 Réponses mécaniques d'HUByx - Critères locaux

En plus de l'investigation des critères globaux, cette étude va plus loin pour estimer les risques de blessure pulmonaire. Ainsi, la pression dans les poumons, résultant de la simulation

3.3. Utilisation de la loi hydrodynamique pour les tissus mous

numérique a été analysée.

La pression maximum considérée dans ce cas d'étude est une valeur moyenne sur la zone maximum de pression.

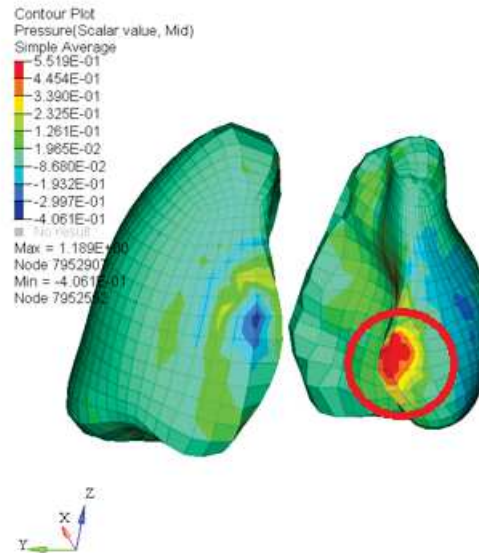


Figure 3.26 – Zone de pression maximum (Condition d'impact B)

Les résultats obtenus en termes de pic de pression (valeur moyenne de la zone maximale de pression) et de la durée du pic de pression sont données dans le Tableau 3.10, pour les trois conditions d'impact (P_{max} est la valeur moyenne de pression dans la zone de pression maximale).

	$P_{max}(MPa)$	Durée du pic (ms)	$P_{max}(psi)$
Condition d'impact A	0.118	1.5	17.1
Condition d'impact B	0.552	1.5	80.0
Condition d'impact C	0.102	1	14.8

Table 3.10 – Pressions pulmonaires résultant de la simulation numérique

Les expérimentations de Bir ont été réalisées sur des SHPM, les blessures pulmonaires sont donc difficiles voire impossibles à observer et à caractériser. C'est la plus grande limite des tests de Bir pour l'étude des tissus humains. Les tests de Bowen réalisés sur les animaux vivants anesthésiés deviennent alors intéressants dans l'étude des blessures pulmonaires car les poumons sont encore remplis d'air. sachant que l'AIS (Abbreviate Injury Scale) décrit la gravité des blessures, il semble intéressant d'établir un lien entre les lésions pulmonaires des courbes de Bowen et les valeurs d'AIS obtenues dans les expérimentations de Bir. L'AIS

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalités réduites - Impacts balistiques non pénétrants

3 correspond à 4 fractures de cotes ou plus sur le même côté, 2 - 3 fractures de cotes avec hémotorax ou pneumothorax d'un point de vue squelettal et correspond également à une contusion pulmonaire et une contusion cardiaque mineure d'un point de vue blessures des tissus mous [126] (voir Table 1.1 du chapitre 1). Ainsi, une comparaison entre la courbe de lésion pulmonaire de Bowen et l' AIS 3 est réellement intéressante et permet de caractériser les blessures pulmonaires ce qui pourrait correspondre à la condition d'impact B de Bir.

En plaçant les points provenant des simulations numériques obtenus pour chaque cas d'impact sur les courbes de Bowen, on peut observer que les impacts A et C sont en dessous du seuil de lésion pulmonaire. D'un autre côté, l'impact B est au dessus du seuil de lésion pulmonaire supposant un risque de contusion pulmonaire. La dernière hypothèse est renforcée par le fait que dans l'échelle AIS des tissus mous, une contusion pulmonaire correspond à un AIS 3 [126], ce qui est consistant avec les AIS obtenus par Bir pour la condition d'impact B (voir Figure 3.21).

La Figure 3.27 montre les 3 cas d'impact tracés sur les courbes de Bowen.

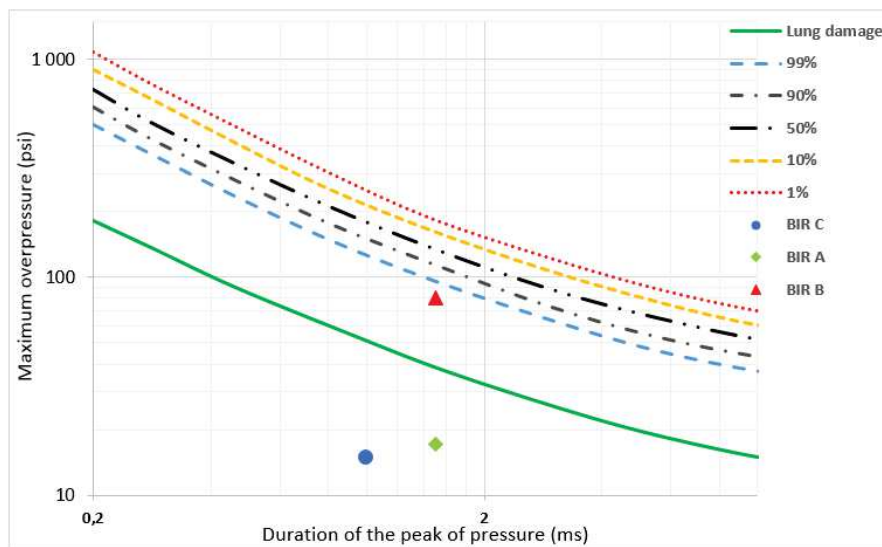


Figure 3.27 – Utilisation des courbes de létalité de Bowen (1% – 10% – 50% – 90% – 99% sont des probabilités de survie.)

3.3.4 Discussion

La réplication numérique des expérimentations de Bir est un point de départ convenable pour étudier les réponses thoraciques humaines à des traumatismes balistiques contondants. La réplication numérique des tests de Bir réalisée, utilise une modélisation spécifique des tissus mous basée sur la gélatine balistique 20% qui est considérée comme un substitut de tissu humain fiable [100, 34, 4]. Cependant, comme mentionné par Nicholas et al. 2004 [100], "bien que la gélatine puisse simuler la densité et la viscosité des tissus humains vivants, elle n'a pas la structure des tissus. La gélatine ne contient ni sang ni nerfs ou vaisseaux sanguins." Ainsi, la gélatine ne peut simuler l'ensemble des composants biologiques. Néanmoins, d'un point de vue numérique et à un niveau macroscopique, les résultats obtenus en termes d'évolution de la force en fonction du temps, de la déflexion en fonction du temps et de la force en fonction de la déflexion sont cohérents avec les corridors expérimentaux de Bir. Bien que les corridors de Bir de force en fonction du temps aient été critiqués pour de possibles erreurs de mesure liées à la non-conservation du moment et de l'énergie [33], les corridors de Bir restent une référence dans le domaine des impacts balistiques non-pénétrants.

En changeant la loi de comportement des tissus mous par une loi hydrodynamique dans la présente étude, on obtient à peu près les mêmes résultats que dans le cas d'utilisation de loi viscoélastique dont les résultats ont été publiés par Roth et al. [120]. Cependant, on peut noter que les propriétés matériaux qui ont le plus d'influence par rapport à la validation de ces cas d'impact balistiques sont certainement les propriétés mécaniques des os, en particulier du sternum. Comme l'objectif était d'étudier les blessures pulmonaires, les propriétés matériaux des poumons sont d'une attention particulière. Pour aller plus loin dans l'exploration des fractures des os, plus d'analyses seraient requises en se concentrant sur la loi constitutive des os.

Il a été montré que pour des vitesses d'impact au dessus de 3m, la tolérance aux blessures devient sensible au taux de déformation [20]. Cela prouve donc que les VC_{max} sont les meilleurs critères de prédiction des blessures dans ces cas d'impacts [77]. Ceci confirme l'idée d'utiliser les courbes de blessure d'AIS en fonction des VC_{max} pour évaluer la probabilité d'avoir des blessures squelettiques d' $AIS \geq 2$ (voir Figure 3.25).

En plus, comme mentionné par Bir [20], "pour des impacts avec des vitesses de déformation au-dessus de 30 m/s, les blessures de blast sont fréquentes dans les poumons". Il semble donc intéressant d'évaluer la probabilité d'apparition des blessures pulmonaires. Ainsi, quand le pic de pression a été tracé sur les courbes de Bowen, il a été trouvé que le cas d'impact B est au-dessus de la limite de lésion pulmonaire contrairement aux cas A et C. Ces résultats sont conformes à ceux obtenus expérimentalement par Bir. En effet, pour le cas d'impact B, un AIS 3 a été relevé et l'AIS peut référer à au moins 3 fractures de côtes avec hémithorax et pneumothorax [126] ce qui peut conduire à des contusions pulmonaires. Le but initial de notre étude a été d'évaluer les blessures pulmonaires, il paraît essentiel d'inclure les fractures des os dans les prochaines études.

Pour résumer, ces résultats contribuent à valider numériquement les expérimentations de Bir

Chapter 3. Evaluation numérique de l'impact thoracique des projectiles à létalité réduite - Impacts balistiques non pénétrants

avec une loi hydrodynamique élasto-plastique pour les tissus mous. En effet, les propriétés matérielles utilisées dans la littérature pour modéliser les impacts pénétrants [8], peuvent être utilisées pour les impacts non-pénétrants, puisque les répliques des tests de Bir donnent des résultats satisfaisants. En plus des répliques numériques de Bir, et des évolutions classiques de force et déplacement en fonction du temps, des études sur des paramètres mécaniques locaux ont été menées, conduisant à des conclusions intéressantes sur la corrélation entre les paramètres AIS et pression en fonction du temps. Les trois cas de Bir ont été tracés de façon significative sur les courbes de Bowen.

Les impacts non létaux sont des chargements spécifiques et soulèvent toujours la question sur leur dangerosité pour le corps humain, et le choix des projectiles pour réduire les risques de blessure. Plusieurs études de la littérature ont étudié ces problèmes, tentant d'explorer leurs impacts sur différentes surfaces, à différentes vitesses [103, 115, 114]. D'un point de vue numérique, le processus de modélisation utilisé dans la présente étude peut être étendu à plusieurs autres projectiles, même ceux qui sont déformables (les projectiles de Bir étant rigides), dans le but d'évaluer leur danger potentiel, et le risque de blessure pour le corps humain lorsqu'il est impacté par ce type de projectiles.

3.3.5 Conclusion

La réplique numérique des cas de référence de Bir est une étape importante dans la validation du modèle numérique de thorax humain HUByx en termes de réponse mécanique sous des impacts balistiques contondants. L'utilisation d'une loi élastoplastique hydrodynamique, déjà validée pour des tissus mous dans le cas de la balistique pénétrante, a été trouvée intéressante pour les impacts balistiques non pénétrants. En effet, des réponses biofidèles du modèle numérique ont été obtenues, en accord avec les corridors expérimentaux de Bir. L'évaluation de ces trois impacts de référence a été aussi menée en utilisant d'autres paramètres mécaniques numériques comme le VC_{max} et la pression en fonction du temps, qui se sont révélés être une manière très intéressante d'estimer la dangerosité de ces impacts. En effet, les valeurs obtenues et comparées à l'échelle AIS donnent des résultats encourageants dans l'investigation des critères thoraciques. Le processus de validation utilisé dans cette étude pourrait être appliqué aux autres types de projectiles, tels que les projectiles déformables pour évaluer le risque de blessures des impacts contondants.

4 Evaluation numérique de la propagation d'une onde de choc issue d'une explosion en champ libre et son interaction avec un modèle biomécanique humain

4.1 Introduction

La détonation d'une charge explosive consiste en une libération soudaine d'énergie générant une onde de souffle appelée en anglais blast, qui se propage à partir de la source d'explosion [126]. Les ondes de souffle s'apparentent à des ondes de chocs se propageant à des vitesses élevées et mettent en évidence des surpressions importantes. La compréhension de ce phénomène non linéaire et son interaction avec le corps humain est donc nécessaire afin de réduire les risques de blessures dans les domaines militaire ou civil.

Les chargements du blast ont commencé à être étudiés depuis le début du siècle dernier, pour explorer les effets des explosifs sur le système nerveux central [92]. Dès lors, d'autres parties du corps humain ont également été investiguées sous l'effet des chargements du blast, notamment les organes contenant du gaz et les interfaces air-fluide pour les effets primaires du blast, explicités dans le premier chapitre de ce manuscrit. Les investigations de ce phénomène dynamique ont donc été rapportés par plusieurs études de la littérature [31, 142, 85, 91, 32, 105, 130, 15, 153].

La complexité accrue du phénomène est due au nombre d'éléments dans la classification du blast, qui ont chacun leur spécificité et des conséquences diverses en termes de physique et aussi des interactions avec l'environnement et les blessures occasionnées sur le corps [74]. En effet, comme vu dans le premier chapitre, les effets de l'explosion sur le corps humain sont généralement classifiés en quatre catégories: le blast primaire dû à la surpression, le blast secondaire lié à la projection et l'accélération des objets de l'environnement de la charge explosive qui peuvent heurter le corps et provoquer des traumatismes contondants ou pénétrants, les effets du blast tertiaire sont dus aux flux d'air chauds et à la propagation des gaz entraînant la projection des victimes à terre ou contre des structures environnantes. Enfin, les effets du blast quaternaire sont essentiellement des brûlures, l'asphyxie, l'inhalation des gaz toxiques [110]. Nous nous intéressons principalement dans cette étude, aux effets du blast primaire liés à l'onde de souffle elle-même et donc à la surpression qui affecte particulièrement les organes contenant du gaz comme les poumons, l'oreille interne et le tube digestif.

Pour étudier les risques de blessures du corps humain suite à l'explosion, la littérature liste un certain nombre d'études qui peuvent être séparées en deux catégories. La première catégorie concerne les tests expérimentaux utilisant des animaux avec des capteurs pour mesurer les paramètres mécaniques [25, 16, 102, 48]. Pour pallier aux problèmes éthiques liés à l'utilisation d'animaux dans les expérimentations, la seconde catégorie concerne à la fois des études expérimentales avec des substituts humains équipés de capteurs pour mesurer la pression [130, 12, 88, 164] et des simulations numériques avec les modélisations de l'environnement explosif (air, eau) couplé à des modèles biomécaniques [91, 143, 56, 23, 68, 79, 116, 132, 149, 69, 148, 55, 167].

Outre ces modèles numériques, des analyses semi-empiriques ont également été développées, permettant de décrire l'onde de souffle. Ces analyses sont basées sur une distance réduite fonction de la distance à l'explosif et de la masse de TNT et prennent en compte des paramètres physiques et mécaniques des configurations de l'explosion, comme le type d'explosif, la masse, la distance à l'explosif, la surpression relative en interaction avec le sol

ou d'autres structures [45]. Plusieurs modèles basés sur la distance réduite ont été proposés dans la littérature pour évaluer les principaux paramètres de l'explosion (pression statique, impulsion spécifique) [26, 61, 14, 99].

En se basant sur la distance réduite et sur les notions de similitude, ce travail consiste à modéliser l'onde de pression en champ libre, par la méthode des éléments finis. L'interaction de l'onde de choc avec un modèle biomécanique du thorax humain HUByx est également modélisée en se basant sur un test expérimental de la littérature. Les résultats sont évalués en termes de pics de pression dans les organes internes qui peuvent être à l'origine de sévères traumatismes thoraciques.

4.2 Méthodes

4.2.1 Onde de pression et similitudes

4.2.1.1 Caractéristiques de l'onde de souffle

La détonation d'une charge explosive produit une onde de choc à une vitesse supersonique. Le terme onde de souffle est utilisé pour décrire l'onde de choc résultant de la détonation d'une charge explosive dans l'air [152]. Plusieurs modèles ont été proposés dans la littérature pour décrire l'évolution spatio-temporelle de l'onde de choc issue d'une détonation. On peut distinguer deux catégories de modèle [46]. La première catégorie concerne des fonctions triangulaires avec un front d'onde raide et une décroissance linéaire. Ces modèles ne considèrent que la phase de surpression. La seconde catégorie de modèles regroupe notamment les modèles de Friedlander (1954) et de Delaroché (1983) [46]. Ces modèles représentent une discontinuité de pression puis une décroissance exponentielle et prennent également en compte la phase négative de l'onde de choc. Le modèle de Friedlander a été choisi ici pour montrer l'évolution spatio-temporelle de la pression. Ainsi, la propagation de l'onde en espace libre (sans obstacle qui pourrait causer une réflexion) peut être représentée par l'équation de Friedlander (Equation 4.1).

$$P = P^+ \cdot \left(1 - \frac{t}{T^+}\right) \cdot e^{\left(\frac{-bt}{T^+}\right)} \quad (4.1)$$

où P est la pression en fonction du temps (t), P^+ est le pic de surpression, T^+ est la durée de la surpression et b une constante. L'évolution de la pression statique en un point de l'espace, au passage de l'onde de blast est donnée par la Figure 4.1.

Comme illustré par la Figure 4.1, i_s^+ représente l'impulsion positive qui est la surface sous la courbe pression-temps depuis l'arrivée de l'onde de choc T_0 jusqu'à la fin de la durée positive de surpression T^+ . La pression (P_0) au temps T_0 est la pression ambiante.

Il est à noter que l'évolution de la pression au cours du temps révèle une phase de surpression

Chapter 4. Evaluation numérique de la propagation d'une onde de choc issue d'une explosion en champ libre et son interaction avec un modèle biomécanique humain

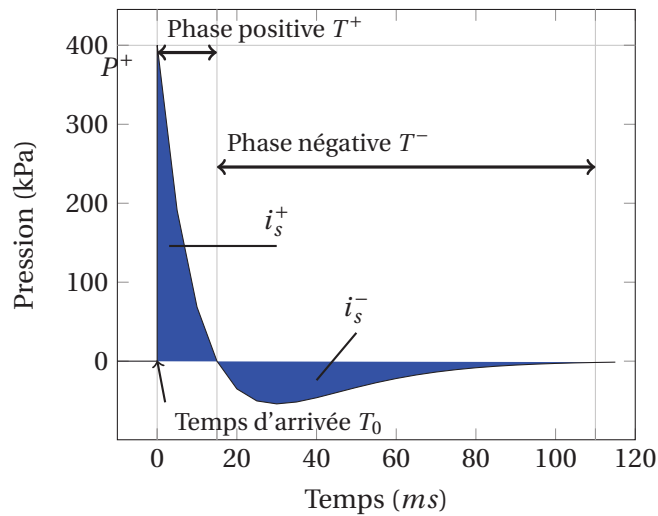


Figure 4.1 – Evolution de pression au passage de l'onde de choc avec $P^+ = 400kPa$, $T = 15ms$ et $b = 1$

suivie par une phase de dépression relatives à la pression atmosphérique P_0 , comme illustré sur la Figure 4.1. Toutes ces caractéristiques du profil de pression induit par une détonation se produisent sous des conditions spécifiques de masse et de distance à l'explosif. Ces deux paramètres permettent de définir les notions de similitudes introduites pour la première fois par Hopkinson.

4.2.1.2 Lois de similitude

Afin de déterminer les caractéristiques d'une onde de choc issue d'une détonation à une échelle réelle en se basant sur des essais effectués à l'échelle réduite, les lois de similitudes sont utilisées. Ces lois ont d'abord été introduites par Hopkinson [13] avant d'être généralisées par Sachs [13]. La similitude de Sachs prend en compte les paramètres de l'environnement (pression atmosphérique P_0 et vitesse du son a_0).

Les règles de similitude de Sachs peuvent être formulées avec des paramètres adimensionnels rappelés dans le Tableau 4.1. La similitude de Sachs peut être utilisée pour déterminer les caractéristiques d'une onde de choc à haute altitude à partir d'essais à la surface de la terre [46]. Les explosions considérées dans cette étude génèrent une onde de choc se propageant dans l'air à la pression atmosphérique. Les variations de la pression atmosphérique à la surface de la terre étant négligeables, par conséquent, c'est la similitude d'Hopkinson qui sera utilisée dans cette étude.

En ce qui concerne la similitude de Hopkinson [152], les conditions de l'air ambiant (pression, température, densité, célérité du son) sont invariables entre l'échelle réelle et l'échelle réduite.

Distance adimensionnelle	$\bar{d} = d \left(\frac{P_0}{E} \right)^{\frac{1}{3}}$
Pression adimensionnelle	$\bar{\Delta P} = \frac{\Delta P}{P_0}$
Impulsion adimensionnelle	$\bar{I} = \frac{I a_0}{E^{\frac{1}{3}} P_0^{\frac{2}{3}}}$
Temps adimensionnel	$\bar{t} = t a_0 \left(\frac{P_0}{E} \right)^{\frac{1}{3}}$

Table 4.1 – Paramètres adimensionnels de la similitude de Sachs [46]

La pression (P), l'impulsion réduite ($\frac{I}{E^{\frac{1}{3}}}$) et la durée réduite ($\frac{t}{E^{\frac{1}{3}}}$) sont des fonctions de la taille réduite de la source ($\frac{R_0}{E^{\frac{1}{3}}}$) et de la distance réduite λ .

$$\lambda = \frac{r}{E^{\frac{1}{3}}} \quad (4.2)$$

La similitude d'Hopkinson est illustrée par la Figure 4.2. Un observateur situé à une distance r du centre de la source sphérique d'explosion d'énergie E et de rayon R_0 , sera soumis à une onde de choc avec les amplitudes ΔP^+ et ΔP^- , de durées positive et négative t^+ et t^- , d'impulsions positive et négative I^+ et I^- . Un observateur placé à la distance kr du centre de la source d'explosion d'énergie $k^3 E$ et de rayon kR_0 sera soumis à une onde de choc avec les mêmes amplitudes ΔP^+ et ΔP^- , de durées positive et négative kt^+ et kt^- et d'impulsions positive et négative kI^+ et kI^- . Les distances et les temps sont multipliés par un même facteur, k . La distance réduite λ (voir Eq 4.2) est souvent introduite comme paramètre de similitude.

Les similitudes d'Hopkinson vont servir de base pour modéliser la configuration réduite d'explosion à partir d'une configuration réelle du test de Merkle et al. [88]. Outre ces similitudes, plusieurs modèles ont été développés permettant de caractériser la surpression maximale générée par la détonation de charges explosives solides, le TNT dans notre cas. Ces modèles ont été établis sous forme d'équation et sont basés sur la distance réduite $Z [m.kg^{\frac{-1}{3}}]$.

$$Z = \frac{r}{W^{\frac{1}{3}}} \quad (4.3)$$

Avec r la distance au centre de la charge explosive et W la masse de charge explosive en kg de TNT.

Chapter 4. Evaluation numérique de la propagation d'une onde de choc issue d'une explosion en champ libre et son interaction avec un modèle biomécanique humain

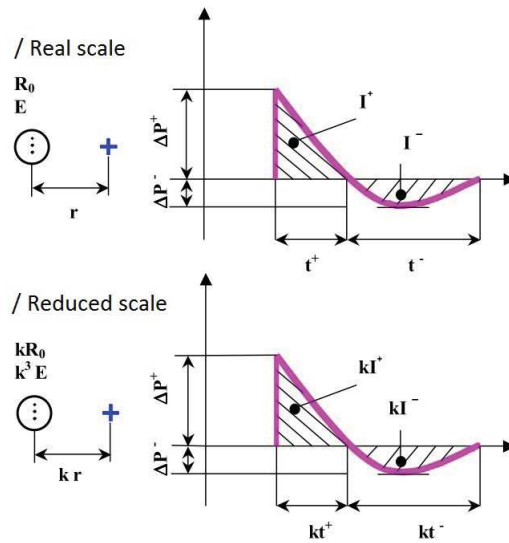


Figure 4.2 – Similitude d'Hopkinson entre une explosion réelle et sa modélisation à échelle réduite, extrait de Trelat [152]

4.2.1.3 Équations semi-empiriques

Il existe plusieurs modèles dans la littérature permettant de caractériser la surpression maximale générée par la détonation de charges explosives solides comme le TNT en champ libre. Ces modèles ont été établis sous forme d'équation dans la littérature, où la variation de la surpression incidente est exprimée en fonction de la distance réduite Z (Equation 4.3). Ces équations sont rappelées ci-après:

Brode (1955) [26] a introduit les équations suivantes pour les champs proches, moyens et lointains:

$$\frac{\Delta P_i^+}{P_0} = \frac{6.7}{Z^3} + 1 \quad \text{bar}; \quad (\Delta P_i^+ \geq 10 \text{ bar}) \quad (4.4)$$

$$\frac{\Delta P_i^+}{P_0} = \frac{0.975}{Z} + \frac{1.455}{Z^2} + \frac{5.85}{Z^3} - 0.019 \quad \text{bar}; \quad (0.1 \leq \Delta P_i^+ \leq 10 \text{ bar}) \quad (4.5)$$

Newmark et Hansen (1961) [99, 45, 11] ont proposé:

$$\frac{\Delta P_i^+}{P_0} = 6784 \cdot \frac{W}{R^3} + 93 \cdot \left(\frac{W}{R^3} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4.6)$$

avec R en m et W en tonnes de TNT.

Henrych (1979) [61] a introduit d'autres expressions:

$$\frac{\Delta P_i^+}{P_0} = \frac{14.072}{Z} + \frac{5.540}{Z^2} - \frac{0.357}{Z^3} + \frac{0.00625}{Z^4} \quad \text{bar}; \quad (0.05 \leq Z(m.kg^{\frac{-1}{3}}) \leq 0.30) \quad (4.7)$$

$$\frac{\Delta P_i^+}{P_0} = \frac{6.194}{Z} - \frac{0.326}{Z^2} + \frac{2.132}{Z^3} \quad \text{bar}; \quad (0.3 \leq Z(m.kg^{\frac{-1}{3}}) \leq 1) \quad (4.8)$$

$$\frac{\Delta P_i^+}{P_0} = \frac{0.662}{Z} + \frac{4.05}{Z^2} + \frac{3.288}{Z^3} \quad \text{bar}; \quad (1 \leq Z(m.kg^{\frac{-1}{3}}) \leq 10) \quad (4.9)$$

Baker(1983)[14] a proposé une approche générale avec les équations suivantes:

$$\frac{\Delta P_i^+}{P_0} = \frac{808 \left[1 + \left(\frac{Z}{4.5} \right)^2 \right]}{\left[1 + \left(\frac{Z}{0.048} \right)^2 \right]^{0.5} \cdot \left[1 + \left(\frac{Z}{0.32} \right)^2 \right]^{0.5} \cdot \left[1 + \left(\frac{Z}{1.35} \right)^2 \right]^{0.5}} \quad \text{bar} \quad (4.10)$$

Mills (1987) [152] a établi la relation suivante:

$$\frac{\Delta P_i^+}{P_0} = \frac{108}{Z} - \frac{114}{Z^2} + \frac{1772}{Z^3} \quad 10^{-2} \text{ bar} \quad (4.11)$$

Les équations 4.4 à 4.11 ont été utilisés pour valider nos résultats numériques de propagation de l'onde de choc en espace libre.

4.2.2 Le modèle expérimental de Merkle

Le modèle expérimental de Merkle [88] est le modèle de référence de la littérature utilisé dans cette étude pour recréer le scénario de propagation de l'onde de choc en champ libre en interaction avec le modèle biomécanique HUByx.

Le modèle de Merkle est basé sur l'utilisation d'un substitut physique du torse humain appelé HSTM (Human Surrogate Torso Model). Il s'agit d'un modèle substitut du torse humain correspondant au 50th percentile mâle, incluant les différents organes moulés grâce à des matériaux biosimulants. Le HSTM comprend donc la structure squelettique du thorax (colonne vertébrale, sternum, côtes, clavicule et omoplates), le coeur, les poumons, le foie, l'estomac, le tractus gastrointestinal et la peau. Le HSTM inclut également une suite d'instrumentations comprenant des capteurs de pression, des accéléromètres et une cellule de chargement. Les capteurs de pression ont été insérés dans chaque organe avec une orientation vers l'avant de

Chapter 4. Evaluation numérique de la propagation d'une onde de choc issue d'une explosion en champ libre et son interaction avec un modèle biomécanique humain

l'organe.

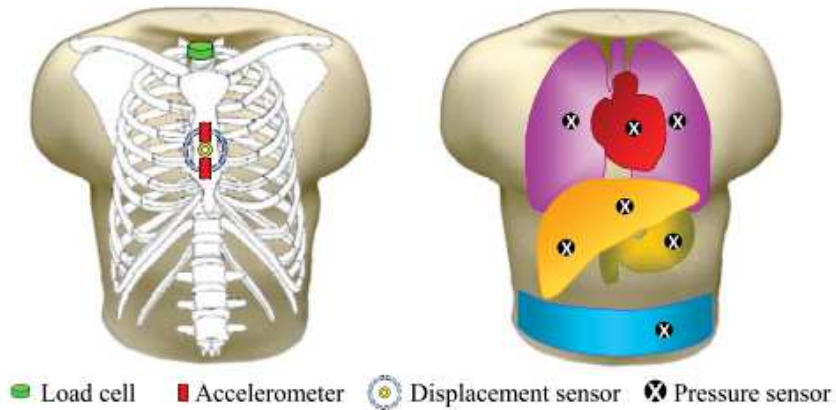


Figure 4.3 – Modèle HSTM et emplacements des capteurs, extrait de Merkle [88]



Figure 4.4 – Position du HSTM, extrait de Merkle [88]

Le HSTM a été exposé à une explosion en champ libre. Le test a été réalisé sur un sol en béton. La charge explosive a été placée à une distance d'environ 2.3m du HSTM et suspendue à 1m du sol ce qui permet d'aligner verticalement la charge explosive avec le sternum. Le HSTM a été orienté de manière à ce que l'avant du thorax soit en face du point de détonation de la charge explosive. Trois différentes charges explosives de C4 (1361g, 1814g et 2268g) ont été choisies de manière à couvrir une gamme de niveaux de blessure pulmonaire prévus. Nous avons choisi de reproduire numériquement le cas le plus défavorable correspondant à la plus grande charge de C4, de masse $m = 2268g$. Les valeurs de pressions mesurées dans le poumon

gauche, l'estomac et le foie gauche (lobes droit et gauche) ont été comparées avec les valeurs numériques de pression dans les mêmes organes.

4.2.3 Modèle éléments finis de la propagation de l'onde pression

4.2.3.1 Propagation en champ libre

Une formulation eulérienne a été utilisée pour la modélisation du milieu aérien afin d'éviter les distorsions du maillage liées à la très forte sollicitation.

La loi hydrodynamique dont l'équation d'état est donnée par la relation 4.12, a été utilisée pour modéliser l'explosif et l'air.

$$P = C_0 + C_1\mu + C_2\mu^2 + C_3\mu^3 + (C_4 + C_5\mu + C_6\mu^2)E \quad (4.12)$$

L'air étant considéré comme un gaz parfait, l'équation 4.12 devient alors:

$$P = (\gamma - 1) \frac{\rho}{\rho_0} E \quad (4.13)$$

avec $\mu = \frac{\rho}{\rho_0} - 1$. E est l'énergie interne massique, ρ et ρ_0 sont les masses volumiques instantanée et initiale.

$C_0 = C_1 = C_2 = C_3 = C_6 = 0$, et $C_4 = C_5 = (\gamma - 1)$. Dans notre simulation, $\gamma = 1.403$, $E = 0.2 \text{ MPa}$ et $\rho_0 = 1.22 \cdot 10^{-6} \text{ g/mm}^3$.

L'explosif a été modélisé avec l'équation d'état de Jones-Wilkins-Lee. Cette équation décrit le phénomène thermomécanique de l'explosion. C'est une équation basée sur une approche, à la fois théorique et empirique, d'approximation des équations de Navier-Stokes [3, 78]. Elle demeure une équation largement utilisée du fait de sa simplicité et de sa capacité à correctement modéliser le comportement des explosifs très réactifs [3, 78]. Elle est donnée par l'équation suivante :

$$P = A \left(1 - \frac{\omega}{R_1 \cdot V} \right) e^{-R_1 \cdot V} + B \left(1 - \frac{\omega}{R_2 \cdot V} \right) e^{-R_2 \cdot V} + \frac{\omega E}{V} \quad (4.14)$$

avec A, B, R_1, R_2 et ω les paramètres de l'équation d'état (obtenus par interpolation des courbes expérimentales). V est le volume relatif et E l'énergie interne de l'explosif par unité de volume.

Le premier objectif étant de comparer les surpressions obtenues avec deux explosifs de masses différentes en équivalent TNT, deux simulations numériques ont donc été réalisées: la première utilise une masse de C4, $m_1 = 2268 \text{ g}$ qui correspond à une masse de 3.039 kg en équiva-

Chapter 4. Evaluation numérique de la propagation d'une onde de choc issue d'une explosion en champ libre et son interaction avec un modèle biomécanique humain

lent TNT. m_1 correspond à la masse de référence utilisée dans l'expérimentation de Merkle et al. [88]. La deuxième simulation à échelle réduite utilise une masse d'explosif $m_2 = 0.098\text{kg}$ de TNT. Les profils de pression seront donnés pour des distances $d_1 = 2.30\text{m}$ pour le modèle à échelle réelle et une distance $d_2 = 0.73\text{m}$ pour le modèle à échelle réduite. Les deux configurations de calcul sont résumées dans le tableau ci-après:

Table 4.2 – Propriétés de l'explosif dans les deux configurations de simulation

	Modèle réel	Modèle réduit
Masse de la charge l'explosif en equivalent TNT (kg)	3.039	0.098
Distance au centre de l'explosif (m)	2.30	0.73

La masse m_2 a été obtenue en utilisant l'équation 4.15, déduite à partir des similitudes de Hopkinson.

$$\frac{d_1}{(m_1)^{\frac{1}{3}}} = \frac{d_2}{(m_2)^{\frac{1}{3}}} \quad (4.15)$$

La Figure 4.5 présente l'environnement de l'explosion en champ libre. Les conditions externes du domaine « air » ont été simulées en utilisant des conditions de « domaine infini ». Les points numérotés sur la Figure 4.5 sont les points de mesure de pression à différentes distances de l'explosif. Les mesures obtenues ont été comparées aux différents modèles semi-empiriques de la littérature.

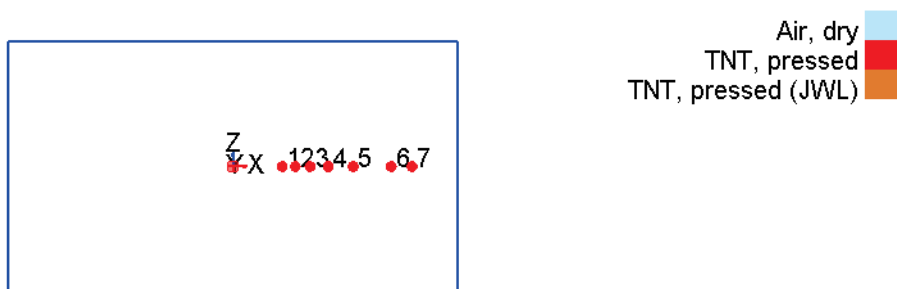


Figure 4.5 – Environnement explosif en espace libre: air et explosif.

4.2.3.2 Interaction avec le modèle biomécanique

Le modèle éléments finis HUByx (Hermaphrodite Universal Biomechanics yx-model) a encore une fois été utilisé pour évaluer le pic de pression dans les différents organes du corps. Comme

nous l'avons vu et rappelé dans les précédents chapitre, le modèle HUByx a déjà été validé pour des impacts automobiles et en balistique grâce à des tests expérimentaux de la littérature [120, 10]. Le profil de pression obtenu lors de la simulation à l'air libre a été utilisé comme chargement pour la reproduction numérique du test de Merkle [88]. Le maillage du domaine "air" consiste en un block fluide de dimension $2.8m * 1.8m * 2.8m$ avec 4 708 440 éléments briques.

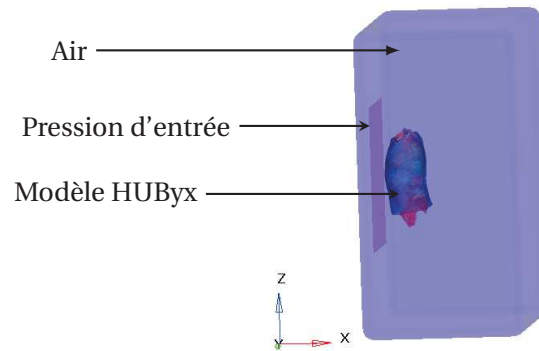


Figure 4.6 – Le modèle HUByx et son environnement

4.3 Résultats

4.3.1 Comparaison de pic de pression pour différentes distances réduites

La Figure 4.7 montre l'évolution de pic de pression en fonction de différentes distances réduites pour les deux configurations d'explosion à l'air libre, présentées dans le tableau 4.2. La courbe en trait plein représente le modèle réel et la courbe en trait discontinu le modèle numérique réduit. Les deux courbes sont superposables.

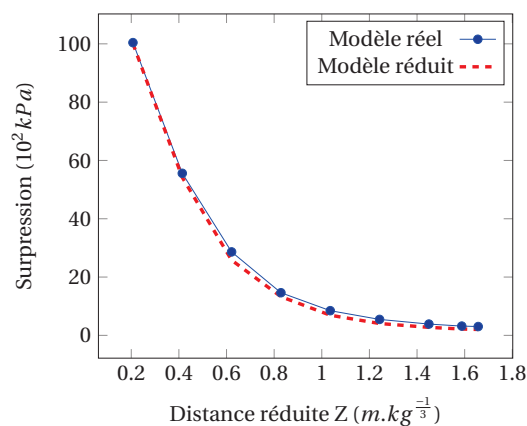


Figure 4.7 – Comparaison entre les modèles numériques réel et réduit basés sur les charges expérimentales de Merkle et al.[88]

Chapter 4. Evaluation numérique de la propagation d'une onde de choc issue d'une explosion en champ libre et son interaction avec un modèle biomécanique humain

4.3.2 Validation de la propagation en champ libre et comparaisons avec les modèles analytiques

La courbe d'évolution du pic de pression en fonction des distances réduites obtenues en figure 4.7 a été tracée avec les courbes issues des équations semi-empiriques de la littérature (Equations 4.4 -4.11).

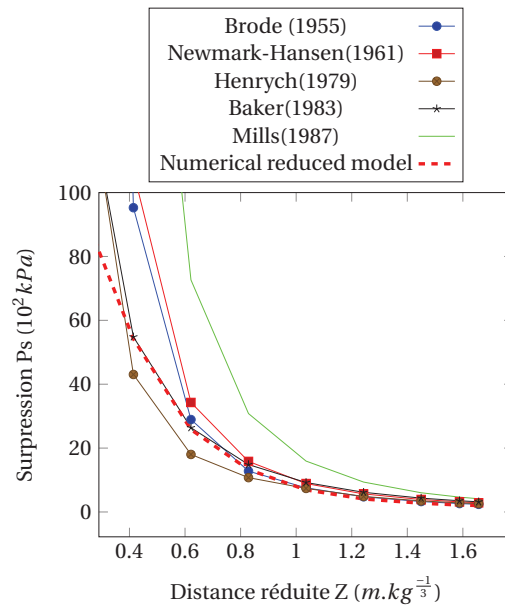


Figure 4.8 – Comparaison du modèle numérique réduit avec les modèles semi-empiriques de la littérature pour les mêmes distances réduites.

Pour les différentes distances réduites représentées, notre modèle numérique se trouve dans les corridors définis par les modèles de la littérature.

4.3.3 Interaction de l'onde de choc avec le modèle HUByx

Le profil de pression résultant de la simulation dans l'air à 2.3 m a été utilisé comme chargement "input" pour simuler l'interaction de l'onde avec le modèle éléments finis HUByx (voir Figure 4.9).

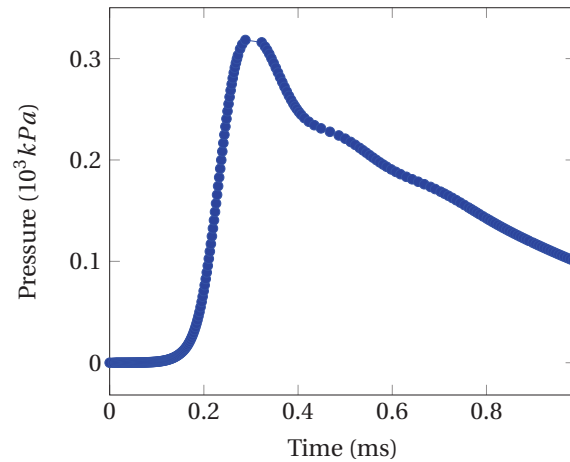


Figure 4.9 – Profil de pression à 2.3 m

L'onde se propage alors dans le modèle biomécanique et les pics de pressions sont mesurés dans le poumon gauche, l'estomac et le foie conformément aux expérimentations de Merkle. Les résultats du pic de surpression dans les organes sont comparés aux résultats expérimentaux de Merkle [88] (Figures 4.10 à 4.13).

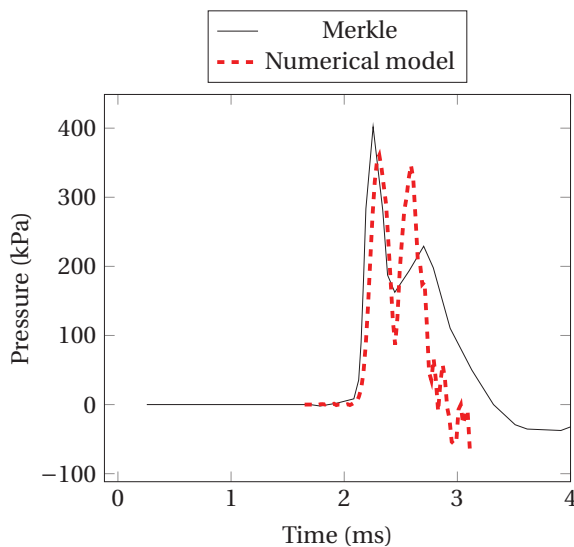


Figure 4.10 – Évolution de la pression dans le poumon gauche en fonction du temps.

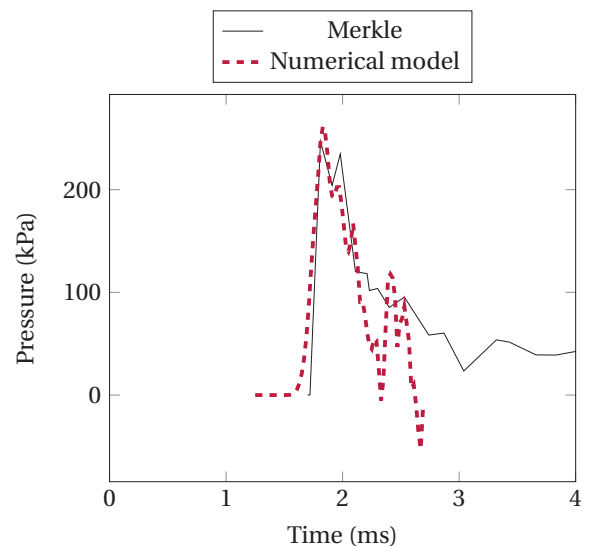


Figure 4.11 – Évolution de la pression dans l'estomac en fonction du temps.

Chapter 4. Evaluation numérique de la propagation d'une onde de choc issue d'une explosion en champ libre et son interaction avec un modèle biomécanique humain

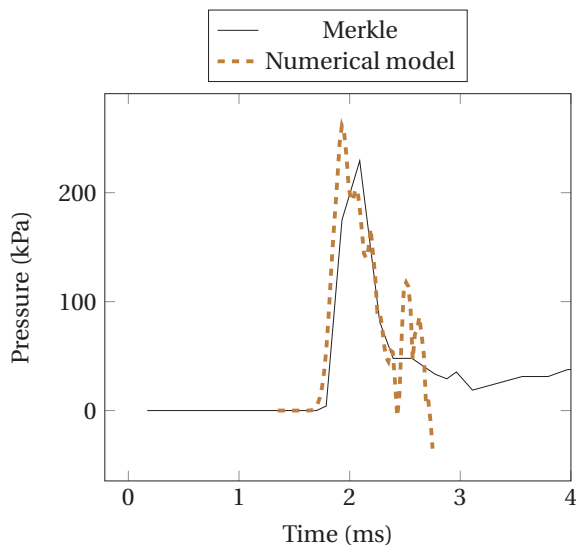


Figure 4.12 – Evolution de la pression dans le côté droit du foie en fonction du temps

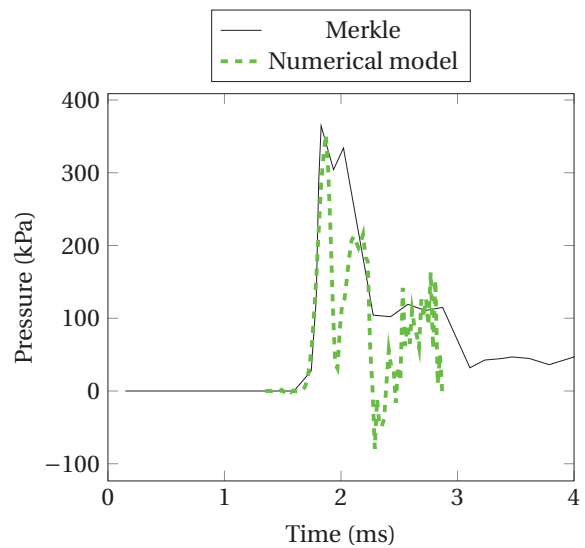


Figure 4.13 – Évolution de la pression dans le côté gauche du foie.

4.4 Discussion

4.4.1 Propagation dans l'air en champ libre

Les solutions numériques ont été étudiées pour le calcul du pic de pression résultant de l'onde de blast en se basant sur la notion de distance réduite [26, 61, 14, 152]. Les résultats obtenus dans la présente étude aident à valider numériquement l'équivalence du pic de pression en fonction de la distance réduite entre deux configurations d'explosion. En effet, les courbes d'évolution du pic de pression en fonction de différentes distances réduites obtenues avec les configurations réelles et réduites d'explosion de TNT sont assez proches comme on peut le voir sur la Figure 4.7. Cela permet de valider numériquement le concept de similitude d'ondes de détonation en champ libre.

Il ressort de la Figure 4.8 qu'il existe une divergence entre les courbes semi-empiriques de la littérature pour des petites distances réduites, mais ces courbes convergent pour des distances réduites plus grandes. En effet, des études de la littérature [152, 46] ont révélé que pour un champ suffisamment éloigné ($Z \geq 4 m.kg^{-\frac{1}{3}}$ dans l'étude de Trelat [152] et $Z \geq 3 m.kg^{-\frac{1}{3}}$ dans l'étude de Duong [46]), les modèles de la littérature se rapprochent par rapport au champ proche où l'écart entre le modèle de Mills (1987) et les autres modèles augmente.

Dans l'étude de Trelat [152], une comparaison entre les résultats de ces modèles semi-empiriques (Equations 4.4 à 4.11) et les résultats obtenus sur Autodyn Version 6 concernant la détonation d'une masse de TNT de 1,27g sur la plage de distances réduites $2 \leq Z(m.kg^{-\frac{1}{3}}) \leq 28,8$ a été réalisée. Cette étude a montré qu'en champ proche, c'est-à-dire pour des distances réduites

inférieures à $4m.kg^{\frac{-1}{3}}$, la surpression incidente chute rapidement, puis au-delà, elle diminue progressivement quand la distance réduite augmente. Les graphiques résultant des équations de Brode (1955), Henrych (1979), Baker (1983) et Mills (1987) se superposent quasiment avec les résultats obtenus sous Autodyn version 6 pour des distances réduites supérieures à $4,7m.kg^{\frac{-1}{3}}$, cependant cette observation n'est pas valable dans le domaine des faibles distances réduites : en effet, pour $Z = 4,7m.kg^{\frac{-1}{3}}$ par exemple, les pressions données par Brode (1995) et Henrych (1979) sont presque trois fois plus grandes que celles calculées sous Autodyn [152]; quant à la formulation de Mills (1987), elle donne une pression quasiment quatre fois plus grande que celle d'Autodyn [152]. On voit donc à travers cette étude de Trelat que les modèles de la littérature dont les courbes ont été tracées à la Figure 4.7 sont très proches pour un champ suffisamment lointain. Cette même observation a été faite dans l'étude de Duong [46]. En champ proche, plus la distance réduite diminue, plus l'écart entre le modèle de Mills (1987) et les autres modèles devient important [46]. Cette dernière remarque s'applique également à la présente étude et peut aisément s'observer à la Figure 4.7. Bien que les simulations numériques de la présente étude concernent de faibles distances réduites ($Z \leq 2m.kg^{\frac{-1}{3}}$), les résultats se situant dans la gamme des courbes semi-empiriques rapportées, peuvent être considérées comme pertinentes. En outre, la distance à laquelle nous nous sommes intéressés est égale à $1,58m.kg^{\frac{-1}{3}}$. À ce point, les courbes semi-empiriques et la courbe numérique convergent. Cela conforte le choix d'utiliser le profil de pression à 2,3 m comme chargement initial pour l'interaction avec le modèle biomécanique.

4.4.2 Interaction avec le modèle biomécanique

En plus de la validation numérique de la propagation de l'onde de choc dans l'air grâce aux modèles semi-empiriques de la littérature, cette étude va plus loin dans le concept de similitude en utilisant la pression obtenue dans une configuration "réduite" (voir Table 4.2) comme chargement lors de l'interaction avec un modèle EF humain. La réalisation de cette interaction s'est faite grâce au test expérimental de Merkle et al.. En effet, Merkle a utilisé un modèle substitut du torse humain (Human Surrogate Torso Model - HSTM) lors d'une charge explosive de C4 et les réponses du HSTM ont été mesurées à l'aide des capteurs de pression dans le poumon gauche, l'estomac et le foie [88].

Nos résultats de simulation s'accordent bien avec les résultats expérimentaux de Merkle aussi bien en termes de pic de pression que de durée de surpression. Il est à noter que nous nous sommes intéressés uniquement au premier pic de pression, sachant qu'il est considéré dans la littérature comme le principal risque du blast primaire [85, 74, 56, 23]. La réflexion de l'onde de pression n'a pas été prise en compte dans cette étude, cet aspect pourrait faire partie d'une étude supplémentaire. L'étude numérique des ondes réfléchies et incidentes, après interaction avec un obstacle (corps humain dans notre cas) constitue une réelle perspective pour nos investigations.

Enfin, toutes les courbes obtenues dans cette étude permettent la validation du concept d'équivalence du pic de surpression aussi bien en champ libre qu'en interaction avec une

Chapter 4. Evaluation numérique de la propagation d'une onde de choc issue d'une explosion en champ libre et son interaction avec un modèle biomécanique humain

structure (modèle biomécanique). Même si cette étude s'intéresse à l'interaction entre une onde de choc et un modèle biomécanique humain, le même principe pourrait très bien s'appliquer à d'autres structures pouvant être soumis à un chargement explosif comme les structures mécaniques ou les bâtiments [45, 43, 90].

4.5 Conclusion

Dans ce chapitre, une étude numérique sur la validation de la propagation de l'onde de choc en espace libre et son interaction avec un modèle du thorax humain a été réalisé. L'utilisation des lois de similitudes a permis de réaliser un modèle de propagation d'onde de choc issue d'une explosion à échelle réduite à partir d'un modèle à échelle réelle. Deux configurations d'explosion en champ libre ont été simulées: deux explosifs de même nature et de charge différente placés à différentes distances du centre de l'explosif. Les résultats obtenus de ces configurations se trouvent dans les corridors définis par les modèles de la littérature et contribuent à valider numériquement le concept de similitude et d'équivalence du pic de surpression en se basant sur la distance réduite.

L'interaction de l'onde de surpression avec le modèle EF HUByx contribue également à valider les notions de similitudes. En effet, une bonne corrélation a été obtenue entre la réplique numérique des expérimentations de Merkle et al. et les données expérimentales. Cette étude est une première approche pour valider le concept de similitude. Les résultats des simulations réalisées ont montré que le pic de pression est équivalent pour une grande distance et une grande charge explosive et pour une petite distance et une petite charge explosive. Cette conclusion peut conduire à améliorer l'efficacité des modèles de blast, permettant de réduire les dimensions du modèle et donc de gagner en temps de calcul tout en conservant des résultats assez précis.

5 Conclusions, limites et perspectives

5.1 Conclusions

Ce travail de thèse de doctorat avait pour but la validation d'un modèle numérique du corps humain destiné à être utilisé dans plusieurs conditions d'impact différentes, et l'amélioration de la biofidélité de ce modèle, ainsi que l'investigation des critères de blessures et seuils de tolérance aux chocs. Ce travail a pu être effectué grâce au choix de la méthode des EF et l'utilisation du code de calculs RADIOSS, qui ont permis d'avoir des études détaillées des géométries complexes et de prendre en compte les interactions de contact entre les différents organes. Les comportements matériels des tissus ont été décrits grâce à des données expérimentales de la littérature. Ce rapport a présenté une étude anatomique de la partie thoracique du corps humain, ainsi qu'une analyse des différentes sollicitations violentes auxquelles le corps peut être soumis ainsi que leurs effets.

Les principaux objectifs auxquels nous nous sommes attachés ont été la compréhension des mécanismes de blessures et la recherche des critères lésionnels lors de la simulation numérique des impacts issus à la fois des domaines militaires et civil. De bonnes concordances ont été obtenues suite à la comparaison entre les résultats numériques et les données expérimentales et analytiques de la littérature. Les différents chapitres de ce manuscrit ont exploré tour à tour la reconstruction numérique des cas d'accidents de chute de personnes, ensuite l'investigation de la réponse du corps aux impacts balistiques non pénétrants de projectiles non létaux, puis une amélioration de la loi de comportement des tissus mous du modèle numérique pouvant être utilisée à la fois pour les impacts balistiques pénétrants et non-pénétrants, enfin, la modélisation du phénomène d'explosion en se basant sur un test expérimental de la littérature et en utilisant les lois de similitudes. Les résultats et conclusions suivants ont été formulés:

L'étude des cas d'accidents réels de chute libre collectés au centre hospitalier de Belfort Montbéliard a permis de mettre en avant la faible capacité de la hauteur de chute à prédire les blessures thoraciques pour des hauteurs de chute inférieures à 5m. Cette étude a également permis de montrer le caractère "incertain" des reconstructions numériques des impacts frontaux et latéraux en fonction de la localisation des impacts. En effet, le positionnement du corps à l'impact joue un rôle très important dans le risque d'apparition des blessures. Cette étude a donc permis d'initier des réflexions sur la recherche d'un critère pouvant prédire l'apparition des lésions thoraciques. Les résultats des simulations ont été placés sur les courbes de Bowen qui prédisent le pourcentage de chance de survie à une onde de blast dont on connaîtrait la valeur du pic de surpression ainsi que la durée de propagation de cette onde. Le positionnement de ces simulations a conforté l'idée d'un critère qui pourrait prédire des traumatismes dus à des chutes libres. Bien que cette étude mérite d'être améliorée en termes de nombre d'accidents afin d'effectuer des études statistiques consistantes, elle s'accorde bien avec les études de la littérature et reste une première étape dans l'évaluation du risque d'apparition des blessures pulmonaires basée sur les accidents réels de la vie courante en utilisant un modèle EF du corps humain.

Concernant les impacts balistiques non-pénétrants, le projectile SIR-X a été modélisé par l'application d'une nouvelle méthode de caractérisation basée à la fois sur des tests expérimentaux dynamiques et sur des calculs numériques. Une bonne corrélation a été obtenue entre les résultats expérimentaux et numériques pour l'impact du projectile sur mur rigide. La simulation de l'impact du projectile SIR sur le modèle thoracique biomécanique a permis d'obtenir des courbes numériques de la déflexion du thorax au cours du temps se trouvant dans les corridors des résultats expérimentaux fournis par l'Ecole Royale Militaire de Belgique. Cependant, même si ces courbes numériques rentraient dans les corridors expérimentaux, les valeurs de VC_{max} obtenues numériquement ne rentraient pas dans les intervalles de valeurs expérimentales définis par l'ERM. Ces résultats nous ont permis de remettre en question le système corridor+ VC_{max} défini par l'ERM, ce qui pose de réels soucis quant à la validation numérique des tirs du projectile sur le thorax. Les résultats obtenus dans cette étude ne remettent donc pas en cause la bio-fidélité du modèle HUByx.

Concernant toujours les impacts balistiques non-pénétrants, une loi de comportement hydrodynamique élastoplastique utilisée préalablement pour modéliser les tissus mous lors d'impacts balistiques pénétrants a été implémentée dans les tissus mous d'HUByx. Des réponses biofidèles du modèle numérique ont été obtenues suite à la réplique numérique des cas de référence de Bir. L'évaluation de ces trois impacts de référence expérimentaux a été aussi menée en utilisant d'autres paramètres mécaniques numériques comme le VC_{max} et la pression en fonction du temps, qui se sont révélés être une manière très intéressante d'estimer la dangerosité de ces impacts. En effet, les valeurs obtenues et comparées à l'échelle AIS donnent des résultats encourageants dans l'investigation des critères thoraciques.

Concernant le phénomène de blast, une étude numérique sur la validation de la propagation de l'onde de surpression en espace libre et son interaction avec un modèle du thorax humain a été réalisée. L'utilisation des lois de similitudes a permis de réaliser un modèle de propagation d'onde de choc issue d'une explosion à échelle réduite à partir d'un modèle à échelle réelle. Les résultats numériques obtenus sont cohérents avec les modèles semi-empiriques de la littérature décrivant l'évolution du pic de pression en fonction de la distance réduite. La modélisation de l'interaction entre l'onde de blast et le modèle HUByx a été également modélisée en se basant sur une étude expérimentale de la littérature, et de bonnes corrélations numériques/expérimentales ont également été obtenues. Ces premières simulations sont très intéressantes, pour des travaux de recherche futurs sur cet axe, et elles apportent un crédit supplémentaire sur l'aptitude du modèle HUByx à donner une réponse bio-fidèle lorsqu'il est soumis à ce type particulier de chargement.

L'ensemble des résultats obtenus ont contribué à renforcer l'aptitude du modèle HUByx à

répondre de manière biofidèle aux différentes sollicitations auxquelles il a été soumis.

5.2 Limites

La validation du modèle numérique biomécanique a été d'une importance cruciale dans cette thèse, mais cela reste une tâche complexe. En effet, malgré la qualité des corrélations entre les valeurs numériques et expérimentales obtenues, ces travaux constituent un premier pas vers un modèle bio-fidèle et la définition de critères de prédiction des traumatismes du corps humain. De ce fait, un certain nombre de limites peut naturellement être énoncées.

Concernant la réplication de cas d'accident, les résultats obtenus lors de l'étude paramétrique sur le rôle du positionnement du corps à l'impact et leurs placements sur la courbe de Bowen permettent d'initier les réflexions sur les critères de blessures notamment l'utilisation des critères du blast pour évaluer les blessures thoraciques lors des impacts de chute. Cependant, le nombre limité de cas reconstruits (cas de chutes à 3 m uniquement) ne permet pas d'avoir une base statistique suffisante pour conclure sur ce résultat et pour proposer un critère de prédiction des blessures fiable. L'étude paramétrique sur le positionnement du corps à l'impact a néanmoins permis de mettre en lumière les incertitudes existant lors d'un travail de réplication, notamment en ce qui concerne la localisation exacte de l'impact.

En ce qui concerne les études balistiques, les principales limitations concernent les lois de comportement. En effet, la loi hydrodynamique-élasto-plastique implémentée dans les tissus mous concerne normalement des impacts à très haute vitesse et devrait intégrer l'influence de la température ainsi que le taux de déformation. Ces derniers paramètres très importants pour des impacts à très grande vitesse n'ont pas été intégrés dans la loi de comportement utilisée dans Radioss. De plus, la validation de la loi hydrodynamique-élasto-plastique en balistique non pénétrante a été ici évaluée à l'aide des corridors de Bir qui sont les corridors de référence de la littérature utilisés pour ce type d'impact. Les réponses données dans ces corridors sont des réponses globales de déplacement en fonction du temps, force en fonction du temps et déplacement en fonction de la force. La déflexion du thorax en fonction du temps correspond à l'enfoncement du sternum par rapport à l'épaisseur du thorax, les paramètres intervenant donc de manière directe dans la réponse thoracique ici devraient être ceux concernant les propriétés mécaniques et morphologiques des os du thorax, comme l'épaisseur de l'os cortical. En effet, de récentes études de la littérature rapportent en effet qu'un sternum avec des épaisseurs variables de l'os cortical serait plus représentatif de la réalité. Un travail est actuellement en cours afin d'améliorer la loi de comportement du sternum.

Concernant l'impact du projectile SIR sur HUByx, une loi d'interface simple basée sur la loi de Coulomb a été utilisée pour modéliser le contact entre les deux corps. Cette loi d'interface pourrait donc être améliorée afin d'améliorer le contact entre le projectile et le modèle biomé-

canique.

Les poumons sont les principaux organes auxquels nous nous sommes intéressés dans cette thèse. La structure actuelle des poumons mérite également d'être améliorée car les poumons représentés actuellement sont "pleins" et modéliser ces organes creux, remplis d'air sous pression, est une piste d'amélioration.

Enfin, en ce qui concerne le contexte du blast, les phénomènes de réflexion d'onde n'ont pas été pris en compte dans cette étude. La modélisation de ce phénomène pourrait améliorer considérablement les résultats et contribuer également à accorder un crédit supplémentaire à la maîtrise de la simulation de l'explosion. De plus, il est également important de souligner que les explosifs considérés dans nos travaux ont une forme parallélépipédique, différentes des formes sphériques usuelles. La forme de l'explosif jouant un rôle dans la propagation de l'onde de pression générée, il est important de prendre en compte ce facteur dans l'analyse des résultats obtenus.

5.3 Perspectives

Suite aux résultats obtenus dans cette étude et aux limites énoncées précédemment, quelques perspectives peuvent être envisagées:

Dans le cadre des études de chutes libres, il serait intéressant de poursuivre les simulations à d'autres hauteurs de chute pour pouvoir faire une étude statistique permettant d'avoir un nombre de cas suffisamment représentatif et prenant en compte la variabilité biologique générale. La réplication de tous les cas d'accidents recueillis permettraient également d'aller plus loin dans la réplication numérique d'accidents réels et dans le développement de mécanismes de blessures et seuils de tolérance.

Dans le cadre des études de la balistique, plusieurs pistes restent à explorer. D'abord, la prise en compte de la variation d'épaisseur corticale du sternum et ensuite, la prise en compte de la température et de la vitesse de déformation dans les lois de comportement des tissus mous. Ce dernier point est notamment dû aux limites du code de calcul Radioss. Afin de contourner ses limites, le développement d'un code numérique est actuellement en cours au sein de l'équipe dans le cadre d'un autre sujet de thèse. Celui-ci sera dans un premier temps dédié à la modélisation d'impact pénétrant dans des modèles représentatifs de tissus mous. En ce qui concerne les impacts pénétrants, non abordés dans la présente thèse, il serait également intéressant d'y retravailler afin d'améliorer la loi de comportement des tissus. En effet la loi hydrodynamique élastoplastique utilisée jusque là dérive de la gélatine balistique 20%. Or, de

Chapter 5. Conclusions, limites et perspectives

nombreuses études de la littérature ont mis en avant l'aptitude de la gélatine balistique 10% à être un meilleur simulant, plus proche du comportement des tissus mous humains. A cet effet, des études expérimentales que j'ai réalisées dans le cadre d'un stage scientifique en fin de thèse dans le laboratoire Biomechanics Injury Research (BIR Lab) de l'USC (University of Southern California) à Los Angeles en Californie, pourraient être d'une grande utilité.

Bibliography

- [1] RADIOSS Theory manual 14.0 version - Large Displacement Finite Element Analysis PART 2 - chapter 9. Technical report, Altair Engineering, Inc., 2015.
- [2] B. Aldman. Synthesis report of the EEC biomechanics program. Biomechanics of impacts in road accidents. In *Commission of the European Communities*, pages 487–539, Brussels, 21-23 march 1983, 1983. European Communities Office for Official Publicati.
- [3] A. Alia and M. Souli. High explosive simulation using multi-material formulations. *Applied Thermal Engineering*, 26(10):1032–1042, 2006.
- [4] G J Appleby-Thomas, P J Hazell, R P Sheldon, C Stennett, A Hameed, and J M Wilgeroth. The high strain-rate behaviour of selected tissue analogues. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 33:124–135, 2014.
- [5] G J Appleby-Thomas, Paul Hazell, Christopher J Shepherd, D C Wood, and A Roberts. On the dynamic behavior of three readily available soft tissue simulants. *Journal of Applied Physics*, 109(April 2011):1–6, 2011.
- [6] Tatjana C Atanasijevic, Slobodan N Savic, Slobodan D Nikolic, and Vesna M Djoki. Frequency and severity of injuries in correlation with the height of fall. *Journal of forensic sciences*, 50(3):608–612, 2005.
- [7] Ismael Auñón-Martín, Pedro Caba Doussoux, Jose Luís León Baltasar, Elena Polentinos-Castro, Juan Pretell Mazzini, and Carlos Resines Erasun. Correlation between pattern and mechanism of injury of free fall. *Strategies in trauma and limb reconstruction (Online)*, 7(3):141–5, nov 2012.
- [8] A. Awoukeng-Goumtcha, L. Taddei, F. Tostain, and S. Roth. Investigations of impact biomechanics for penetrating ballistic cases. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 24(6):2331–2339, 2014.
- [9] Aristide Awoukeng Goumtcha. *Modélisation centrée sur l’homme par la méthode des Eléments Finis*. PhD thesis, Université de Technologie de Belfort-Montbéliard, 2015.
- [10] Aristide Awoukeng Goumtcha, Michèle Bodo, Lorenzo Taddei, and Sébastien Roth. From military to civil loadings: Preliminary numerical-based thorax injury criteria

Bibliography

- investigations. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 32(3), jul 2015.
- [11] Aristide Awoukeng-goumtcha, Karine Thorat-pierre, and Sébastien Roth. Toward a powerful tool for the prediction of human body trauma under extreme loadings through finite element simulations. *Proceedings of Personal Armour System Symposium (PASS) 2014, Cambridge, UK*, 2014.
- [12] H Axelsson and J T Yelverton. Chest wall velocity as a predictor of nonauditory blast injury in a complex wave environment. *The Journal of trauma*, 40(3):S31–7, mar 1996.
- [13] Patrice Bailly. *Chocs et impacts sur les matériaux et les structures*. Lavoisier edition, 2013.
- [14] Wilfried E. Baker, P.A. Cox, P.S. Westine, J.J Kulesz, and R.A. Strehlow. Explosion hazards and evaluation. *Fundamental Studies in Engineering*, Elsevier, 1983.
- [15] F A Bandak, G Ling, A Bandak, and N C De. *Injury biomechanics , neuropathology , and simplified physics of explosive blast and impact mild traumatic brain injury*, volume 127. Elsevier B.V., 1 edition, 2015.
- [16] C R Bass, K A Rafaels, and R S Salzar. Pulmonary injury risk assessment for short-duration blasts. *J Trauma*, 65(3):604–615, 2008.
- [17] Klaus-Jurgen Bathe. *Finite Element Procedures*. Prentice-Hall Inc, 1996.
- [18] J P Beale, J P Wyatt, D Beard, a Busuttil, and C a Graham. A five year study of high falls in Edinburgh. *Injury*, 31(January 1993):503–508, 2000.
- [19] G Beurier. Le modèle numérique de l’homme : un outil pour la conception de produits. In *Workshop EVEN, INRETS*, Nantes, 2002.
- [20] Cynthia Bir. *The evaluation of blunt ballistic impacts of thorax*. PhD thesis, Wayne State University, 2000.
- [21] Cynthia Bir, David Viano, and Albert King. Development of biomechanical response corridors of the thorax to blunt ballistic impacts. *Journal of Biomechanics*, 37(1):73–79, jan 2004.
- [22] Michèle Bodo and Sébastien Roth. Uncertainties of Impact Configuration for Numerical Replications of Real-World Trauma: a FE Analysis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 16(08), 2016.
- [23] A Bouamoul and K Williams. Effect of human and sheep lung orientation on primary blast injury induced by single blast. In *Personal Armour Systems Symposium (PASS)*, pages 149–156, Quebec City, Canada, 2010.
- [24] Robert Bouquet, Michelle Ramet, François Bermond, and Dominique Cesari. Thoracic and pelvis human response to impact. In *14th International Technical Conference on Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, pages 100–109, 1994.

-
- [25] I. Gerald Bowen, E. Royce Fletcher, and Donald R. Richmond. Estimate of Man's tolerance to the direct effects of air blast. Technical report, Lovelace Foundation for Medical Education and Research Albuquerque, New Mexico, 1968.
- [26] Harold L Brode. Numerical Solutions of Spherical Blast Waves. *Journal of Applied Physics*, 26(6):766–775, 1955.
- [27] Karyn L. Butler, Ernest E. Moore, and Alden H. Harken. Traumatic Rupture of the Descending Thoracic Aorta. *AORN Journal*, 63(5):917–925, 1996.
- [28] Philippe Chaffanjon. La paroi thoracique UE5 -Anatomie du thorax. Technical report, Université Joseph Fourier de Grenoble, 2010.
- [29] Philippe G. Ciarlet and Nicholas. Ayache. *Essential computational modeling for the human body*. Elsevier, 2011.
- [30] Lenka Číhalová. Development of biomechanical deformable thoracic model. *Engineering MECHANICS*, 13(6):453–465, 2006.
- [31] G. J. Cooper, D. J. Townend, S. R. Cater, and B. P. Pearce. The role of stress waves in thoracic visceral injury from blast loading: Modification of stress transmission by foams and high-density materials. *Journal of Biomechanics*, 24(5):273–285, 1991.
- [32] A C Courtney and M W Courtney. A thoracic mechanism of mild traumatic brain injury due to blast pressure waves. *Medical Hypotheses*, 72(1):76–83, 2009.
- [33] Michael W. Courtney and Amy C. Courtney. Apparent measurement errors in “Development of biomechanical response corridors of the thorax to blunt ballistic impacts”. *Journal of Biomechanics*, 41:486–487, 2008.
- [34] D S Cronin and C Falzon. Dynamic Characterization and Simulation of Ballistic Gelatin. In *Proceedings of the SEM Annual Conference*, Albuquerque New Mexico USA, 2009.
- [35] D S Cronin and C Falzon. Characterization of 10 % Ballistic Gelatin to Evaluate Temperature, Aging and Strain Rate Effects. *Experimental Mechanics*, 51(7):1197–1206, 2011.
- [36] D.S. Cronin, C.P. Salisbury, and C.R Horst. High rate characterization of low impedance materials using a polymeric split Hopkinson pressure bar. *Proceedings of the SEM Annual Conference*, 2006.
- [37] Jean-Paul Cuq-Ielandais, Michel Boustie, and Thibaut De Resseguier. Utilisation de la suite HYPERWORKS V 9.0 pour la modélisation de phénomènes de dynamique rapide avec RADIOSS. Technical report, Altair Engineering, 2010.
- [38] Neil Davison. *'Non-Lethal' Weapons*. Palgrave Macmillan, global iss edition, 2009.

Bibliography

- [39] Dirk de Brito, Kathryn R. Challoner, Ashish Sehgal, and William Mallon. The injury pattern of a new law enforcement weapon: The police bean bag. *Annals of Emergency Medicine*, 38(4):383–390, 2001.
- [40] H. De Haven. Mechanical analysis of survival in falls from heights of fifty to one hundred and fifty feet. *Injury Prevention*, 6(1):62–b–68, mar 2000.
- [41] Yih-Charng Deng, Wayne Kong, and Henjen Ho. Development of a Finite Element Human Thorax Model for Impact Injury Studies. Technical report, No. 1999-01-0715. SAE Technical Paper, mar 1999.
- [42] Ralph G. DePalma, David G. Burris, Howard R. Champion, and Michael J Hodgson. Blast Injuries. *The New Enngland Journal of Medecine*, 352:1335–1342, 2005.
- [43] Chao Ding, Tuan Ngo, Priyan Mendis, Raymond Lumantarna, and Marc Zobec. Dynamic response of double skin façades under blast loads. *Engineering Structures*, 123:155–165, 2016.
- [44] Jean-Philippe Dionne, M Cheng, J Levine, and A Makris. Tertiary Blast Injury and the Need for Impact Protection. In *Personal Armour Systems Symposium (PASS)*, Amsterdam, 2016.
- [45] Hrvoje Draganić and Vladimir Sigmund. Blast loading on structures. *Tehnički vjesnik*, 19(3):643–652, 2012.
- [46] Duy-Hung Duong. *Etude de la vulnérabilité de structures cylindriques soumises à une forte explosion externe*. PhD thesis, Université d’Orléans, 2012.
- [47] G. Dyckmans, N. Ndompetelo, and A. Chabotier. Numerical and experimental study of the impact of small caliber projectiles on ballistic soap. *Journal de Physique IV (Proceedings)*, 110:627–632, sep 2003.
- [48] Theofano Eftaxiopoulou, Ashton Barnett-vanes, Hari Arora, Warren Macdonald, Thuy-tien N. Nguyen, Mako Itadani, Anna E. Sharrock, David Britzman, William G. Proud, Anthony M.J. J Bull, and Sara M. Rankin. Prolonged but not short-duration blast waves elicit acute inflammation in a rodent model of primary blast limb trauma. *Injury*, 47(3):625–632, mar 2016.
- [49] C Ehrnthaller and F Gebhard. 35 m Vertical Free Fall: How Impact Surface Influences Survival. *Case reports in orthopedics*, 2014, jan 2014.
- [50] ETD. Dispositifs d’Essais Anthropomorphiques - Site internet <http://anthropomorphic-test-device.com/fr>, 2017.
- [51] M L Fackler and J A Malinowski. The wound profile: a visual method for quantifying gunshot wound components. *The Journal of trauma*, 25(6):522–9, jun 1985.

- [52] Harold Franck and Darren Franck. *Mathematical Methods for Accident Reconstruction: A Forensic Engineering Perspective*. 2009.
- [53] Joyce Glasner. *The Halifax explosion : surviving the blast that shook a nation*. Alberta Altitude Publishing, Canmore, 2007.
- [54] S Goodacre, M Than, E C Goyder, and A P Joseph. Can the distance fallen predict serious injury after a fall from a height? *The Journal of trauma*, 46(6):1055–8, jun 1999.
- [55] Aristide Awoukeng Goumtcha, Karine Thorat-Pierre, and Sébastien Roth. Biomechanical model of the thorax under blast loading: a three dimensional numerical study. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 30(12):1667–1678, dec 2014.
- [56] Alexander Greer, D Cronin, C Salisbury, and K Williams. Finite element modeling for the prediction of blast trauma. In *IUTAM Symposium on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications*. Springer Netherlands, pages 263–271, 2005.
- [57] Groupement Français de Combustion. Définition de l'explosion, 2017.
- [58] Tyler N. Haladuick, Duane S. Cronin, Philip A Lockhart, Dilaver Singh, Amal Bouamoul, Jean-Philippe Dionne, and Simon Ouellet. Head kinematics resulting from simulated blast loading scenarios. In *Personal Armour Systems Symposium (PASS)*, Nuremberg, Germany, 2012.
- [59] W N Hardy, L W Schneider, and S W Rouhana. Abdominal impact response to rigid-bar, seatbelt, and airbag loading. *Stapp car crash journal*, 45:1–32, nov 2001.
- [60] Eberhard Haug, Hyung-Yun Choi, Stéphane Robin, and Muriel Beaugonin. Human Models for Crash and Impact Simulation. In *Essential Computational Modeling for the Human Body*, pages 231–452. 2004.
- [61] Josef Henrych and Rudolf Major. *The Dynamics of Explosion and Its Use*. Elsevier, No(Amsterdam), 1979.
- [62] Ken Hubbs and David Klinger. Impact Munitions Data Base of Use and Effects. Technical report, U.S. Departement of Justice, National Institute of Justice, 2004.
- [63] D Hughes, K Maguire, F Dunn, S Fitzpatrick, L G Rocke, and Mr K Maguire. Plastic baton round injuries. *Emerg Med J*, 22:111–112, 2005.
- [64] Innovation Humanetics. Hybrid-III 50th Male Dummy 78051-218-H FMVSS208, 49CFR Part 572, Subpart E - Site internet <http://www.humaneticsatd.com/>, 2016.
- [65] Ronald L. Huston. *Principles of biomechanics*. CRC Press, 2009.
- [66] Johannes E. Jolly and Young W. Kwon. Computer modeling and simulation of bullet impact to the human thorax. Technical report, No. NPS-ME-00-002. Naval Postgraduate School Monterey CA Dept of Mechanical Engineering, 2000.

Bibliography

- [67] Jorma Jussila, Ari Leppäniemi, Mikael Paronen, Erkki Kulomäki, R.M. Coupland, J. Missliwetz, J. Sperrazza, W. Kokinakis, V.J. DiMaio, K.G. Sellier, B.P. Kneubuehl, B.N. Mattoo, D. Tausch, W. Sattler, G. Wehrfritz, H.-J. Wagner, V.J. DiMaio, A.R. Copeland, P.E. Besant-Matthews, L.A. Fletcher, A. Jones, M. Jauhari, A. Bandyopadhyay, M. Jauhari, P. Mahanta, M.M. Ali, V.P. Singh, N. Parrey, C. Edwards, R. Marks, H. Holzmann, G.W. Korting, D. Kobelt, H.G. Vogel, T.H. Bartell, T.A. Mustoe, T. Sugihara, T. Ohura, K. Homma, H.H. Igawa, H.G. Vogel, D.L. Bader, P. Bowker, and C.H. Daly. Ballistic skin simulant. *Forensic science international*, 150(1):63–71, may 2005.
- [68] R. Kannan and A. Przekwas. A computational model to detect and quantify a primary blast lung injury using near-infrared optical tomography. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 27(1):13–28, jan 2011.
- [69] R Kannan and Andrzej J Przekwas. A near-infrared spectroscopy computational model for cerebral hemodynamics. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 28(11):1093–1106, 2012.
- [70] Svein Kleiven. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions. *Stapp car crash journal*, 51:81–114, oct 2007.
- [71] Charles K. Kroell, Dennis C. Schneider, and Alan M. Nahum. Impact Tolerance and Response of the Human Thorax. In *Proceedings of 15th Stapp car crash conference*, pages 84–134, 1971.
- [72] Charles K. Kroell, Dennis C. Schneider, and Alan M. Nahum. Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II. In *8th Stapp car crash conference*, pages 383–457, 1974.
- [73] J V Kiran Kumar and A K Srivastava. Pattern of Injuries in fall from Height. *J Indian Acad Forensic Med.*, 35(1):47–50, 2013.
- [74] M Kumar. Blast Injuries. *Medical Journal Armed Forces India*, 66(4):309–311, 2010.
- [75] Michael Lamy, Daniel Baumgartner, Remy Willinger, Narayan Yoganandan, and Brian D Stemper. Study of mild traumatic brain injuries using experiments and finite element modeling. *Annals of advances in automotive medicine / Annual Scientific Conference ... Association for the Advancement of Automotive Medicine. Association for the Advancement of Automotive Medicine. Scientific Conference*, 55(October):125–35, jan 2011.
- [76] Larousse. Encyclopédie Larousse en ligne - Poumon.
- [77] Ian V. Lau and David C. Viano. The viscous criterion—A new index of injury induced by high speed impact. *Journal of Biomechanics*, 19(6):485, jan 1986.
- [78] E. L. Lee, H. C. Hornig, and J. W. Kury. Adiabatic Expansion Of High Explosive Detonation Products. Technical report, California Univ., Livermore. Lawrence Radiation Lab, Livermore, CA (United States), may 1968.

- [79] Tao Lei, Liangxian Xie, Wenbing Tu, Yubin Chen, Zhen Tang, and Yinghui Tan. Blast injuries to the human mandible : Development of a finite element model and a preliminary finite element analysis. *Injury*, 43(11):1850–1855, 2012.
- [80] G R Liu and M B Liu. *Smoothed Particle Hydrodynamics: a meshfree particle method*. World Scientific, oct 2003.
- [81] Steven R Lowenstein, Michael Yaron, Rosanne Carrero, Dennis Devereux, and Lenworth M Jacobs. Vertical Trauma: Injuries to Patients Who Fall and Land on Their Feet. *Annals of Emergency Medicine*, 18(2):161–165, 1989.
- [82] Ahmad Mahajna, Nabil Aboud, Ibrahim Harbaji, Afo Agbaria, Zvi Lankovsky, Moshe Michaelson, Doron Fisher, and Michael M Krausz. Blunt and penetrating injuries caused by rubber bullets during the Israeli-Arab conflict in October, 2000: a retrospective study. *The Lancet*, 359(9320):1795–1800, may 2002.
- [83] Luc Mampaey. Les armes non létales, une nouvelle course aux armements. Technical report, GRIP (Groupe de Recherche et d’Information sur la Paix et la Sécurité), 1999.
- [84] Barry J. Maron, Liviu C. Poliac, James A. Kaplan, and Frederick O. Mueller. Blunt Impact to the Chest Leading to Sudden Death from Cardiac Arrest during Sports Activities. *New England Journal of Medicine*, 333(6):337–342, aug 1995.
- [85] Maria a. Mayorga. The pathology of primary blast overpressure injury. *Toxicology*, 121(1):17–28, 1997.
- [86] James H McElhaney. Dynamic response of bone and muscle tissue. *Journal of Applied Physiology*, 21(4):1231–1236, 1966.
- [87] John W. Melvin, Dinesh Mohan, and Richard L. Stalnaker. Occupant Injury Assessment Criteria. Technical report, No. 750914. SAE Technical Paper, feb 1975.
- [88] Andrew Merkle, J. Roberts, Alexis Wickwire, I. Wing, M. Carboni, B. DeCristofano, and M. Maffeo. Evaluation of the human surrogate torso model response to ideal and complex blast loading conditions. In *Personal Armour Systems Symposium (PASS)*, pages 678–687, Quebec City, Canada, 2010.
- [89] Preston R Miller, Martin A Croce, Tiffany K Bee, Waleed G Qaisi, Chad P Smith, Gordon L Collins, and Timothy C Fabian. ARDS after Pulmonary Contusion : Accurate Measurement of Contusion Volume Identifies High-Risk Patients. *Journal of Trauma*, 51(2):221–230, 2001.
- [90] Vaibhav Mittal, Tanusree Chakraborty, and Vasant Matsagar. Dynamic analysis of liquid storage tank under blast using coupled Euler–Lagrange formulation. *Thin-Walled Structures*, 84:91–111, 2014.

Bibliography

- [91] David F Moore, Antoine Jérusalem, Michelle Nyein, Ludovic Noels, Michael S Jaffee, and Raul A Radovitzky. Computational biology — Modeling of primary blast effects on the central nervous system. *NeuroImage*, 47:T10 – T20, 2009.
- [92] Frederick W. Mott. The effects of high explosives upon the central nervous system. *Lancet*, 1(12):331–338, 1916.
- [93] K Nagayama, Y Mori, Y Motegi, and M Nakahara. Shock Hugoniot for biological materials. *Shock Waves*, 15(3):267–275, 2006.
- [94] Alan M. Nahum and John W. Melvin. *Accidental Injury : Biomechanics and Prevention*. Springer New York, 2002.
- [95] NASA. Anthropometry and Biomechanics, Vol I, section3 - Site internet <https://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm>.
- [96] NATO. Non-Lethal Weapons Effectiveness Assessment Development and Verification Study (Etude d'évaluation, de développement et de vérification de l'efficacité des armes non létales). Technical report, North Atlantic Treaty - Research and Technology Organisation, 2009.
- [97] M. Wolf Nelson. Underwater blast injury - A review of the literature. Technical report, Report number 646, Bureau of Medicine and Surgery, Navy Department Research Work Unit MF099, 1970.
- [98] T Ngo, P Mendis, A Gupta, and J Ramsay. Blast Loading and Blast Effects on Structures - An overview. *Electronic Journal of Structural Engineering*, 7:76–91, 2007.
- [99] T Ngo, P Mendis, A Gupta, and J Ramsay. Blast loading and blast effects on structures — an overview. *Electronic Journal of Structural Engineering*, 7:76–91, 2007.
- [100] N. C. Nicholas and J. R. Welsch. Ballistic Gelatin. Technical report, Institute for Non-Lethal Defense Technologies Applied Research - The Pennsylvania State University, 2004.
- [101] S Nicolle, P Vezin, and J-F Paliarne. A strain-hardening bi-power law for the nonlinear behaviour of biological soft tissues. *Journal of biomechanics*, 43(5):927–32, mar 2010.
- [102] Ya-lei Ning and Yuan-guo Zhou. Shock tubes and blast injury modeling. *Chinese Journal of Traumatology*, 18(4):187–193, 2015.
- [103] Ndompetelo Nsiampa. *Numerical Assessment of Non-Lethal Projectile Thoracic Impacts*. PhD thesis, Université de Liège, 2016.
- [104] Nestor Nsiampa, Gunther Dyckmans, and André Chabotier. Numerical simulation of the tumbling effect of small caliber projectiles into ballistic soap. In *8th. World Congress on Computational Mechanics (WCCM8)*, Venice, 2008.

- [105] J M Ortega. Non-lethal blast wave interactions with a human head. *Computers and Fluids*, 52:92–103, 2011.
- [106] Matthew B. Panzer, Cameron R. ‘Dale’ Bass, Karin a. Rafaels, Jay Shridharani, and Bruce P. Capehart. Primary Blast Survival and Injury Risk Assessment for Repeated Blast Exposures. *Journal of trauma and acute care surgery*, 72(2):454–466, 2012.
- [107] Julien Pavier, André Langlet, Nicolas Eches, Nicolas Prat, Patrice Bailly, and Jean François Jacquet. Experimental study of the coupling parameters influencing the terminal effects of thoracic blunt ballistic impacts. *Forensic Science International*, 252:39–51, 2015.
- [108] Anja Petaros, Mario Slaus, Miran Coklo, Ivan Sosa, Morana Cengija, and Alan Bosnar. Retrospective analysis of free-fall fractures with regard to height and cause of fall. *Forensic Science International*, 226(1-3):290–295, 2013.
- [109] Y Y Phillips. Primary blast injuries. *Annals of emergency medicine*, 15(12):1446–50, dec 1986.
- [110] CDC Injury Prevention. Explosions and Blast Injuries : A Primer for Clinicians. Technical report, Department of health & Human Services - USA CDC Injury Prevention, 2003.
- [111] Joao Rezende-Neto, Fabriccio Df Silva, Leonardo Bo Porto, Luiz C Teixeira, Homer Tien, and Sandro B Rizoli. Penetrating injury to the chest by an attenuated energy projectile: a case report and literature review of thoracic injuries caused by "less-lethal" munitions. *World journal of emergency surgery : WJES*, 4:26, jun 2009.
- [112] D. Richter, M.P. Hahn, P.A.W. Ostermann, A. Ekkernkamp, and G. Muhr. Vertical deceleration injuries: a comparative study of the injury patterns of 101 patients after accidental and intentional high falls. *Injury*, 27(9):655–659, nov 1996.
- [113] A J Ritchie. Plastic bullets: significant risk of serious injury above the diaphragm. *Injury*, 23(4):265–6, 1992.
- [114] Cyril Robbe. *Evaluation expérimentale de l’impact thoracique des projectiles non-létaux*. PhD thesis, Ecole Royale Militaire, Université de Liège, 2013.
- [115] Cyril Robbe, Nestor Nsiampa, Alexandre Papy, and Amar Oukara. A new thoracic surrogate for assessing the impact of kinetic energy non-lethal projectiles. In *Proceedings of Personal Armour System Symposium (PASS)*, Cambridge, UK, 2014.
- [116] J C Roberts, T P Harrigan, E E Ward, T M Taylor, M S Annett, and A C Merkle. Human head – neck computational model for assessing blast injury. *Journal of Biomechanics*, 45(16):2899–2906, 2012.
- [117] J. C. Roberts, a. C. Merkle, P. J. Biermann, E. E. Ward, B. G. Carkhuff, R. P. Cain, and J. V. O’Connor. Computational and experimental models of the human torso for non-penetrating ballistic impact. *Journal of Biomechanics*, 40:125–136, 2007.

Bibliography

- [118] Kenneth P. Roberts and Anthony J. Weinhaus. Anatomy of the Thoracic Wall, Pulmonary Cavities, and Mediastinum. In Paul A. Laizzo, editor, *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*, pages 25–50. Springer International Publishing, 2015.
- [119] H T Robertson, S Lakshminarayan, and L D Hudson. Lung injury following a 50-metre fall into water. *Thorax*, 33(3):175–180, 1978.
- [120] Sébastien Roth, Fabien Torres, Philippe Feuerstein, and Karine Thorat-Pierre. Anthropometric dependence of the response of a Thorax FE model under high speed loading: Validation and real world accident replication. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 110(2):160–170, 2013.
- [121] Henri Rouviere and Andre Delmas. *Anatomie humaine : descriptive, topographique et fonctionnelle. Tome 2, Tronc*. Masson, 1992.
- [122] Robert B. M.D Rutherford and Jiri M.D Valenta. An experimental study of "Traumatic wet lung". *Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care*, 11(2):146–166, 1971.
- [123] J.M. Saïssy. Blast injuries. *Current Anaesthesia & Critical Care*, 9(2):58–65, apr 1998.
- [124] Jean Salençon. *Viscoélasticité pour le calcul des structures*. Editions Ecole Polytechnique, 2009.
- [125] H Saraf, K T Ramesh, A M Lennon, A C Merkle, and J C Roberts. Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading. *Journal of Biomechanics*, 40(9):1960–1967, 2007.
- [126] Kai-Uwe Schmitt, Peter F. Niederer, Duane S. Cronin, Markus H. Muser, and Felix Walz. *Trauma Biomechanics: An Introduction to Injury Biomechanics*. Springer Science & Business Media, 2014.
- [127] Karl G. Sellier and Beat P. Kneubuehl. *Wound ballistics and the scientific background*. Elsevier, Amsterdam, 1994.
- [128] Weixin Shen, Yuqing Niu, Robert F Mattrey, Adam Fournier, Jackie Corbeil, Yuko Kono, and James H Stuhmiller. Development and Validation of Subject-Specific Finite Element Models for Blunt Trauma Study. *Journal of biomechanical engineering*, 130(2):021022, 2008.
- [129] C J Shepherd, G.J. Appleby-Thomas, P J Hazell, and D F Allsop. The dynamic behaviour of ballistic gelatin. In *AIP Conference Proceedings Volume 1195*, pages 1399–1402, Nashville, TN; United States, 2009.
- [130] N Shewchenko, E Fournier, and C Quenneville. ATD Lower Leg Surrogate Selection and the Effects on the Evaluation of Blast Energy Attenuating Floor Mats. In *Personal Armour Systems Symposium*, pages 1–8, dec 2014.

- [131] Kenji Shigeta, Yuichi Kitagawa, and Tsuyoshi Yasuki. Development of next generation Human FE Model Capable of Organ Injury Prediction (Paper number 09-0111). In *21st International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, June 15–19, Stuttgart, Germany, 2009*.
- [132] D. Singh, DS Cronin, P.A. Lockhart, T.N. Haladuick, A. Bouamoul, and J-P. Dionne. Evaluation of head response to blast using sagittal and transverse Finite Element Head Model. In *Personal Armour Systems Symposium (PASS)*, pages 68–77, Nuremberg, Germany, 2012.
- [133] MD Smith, JD Burrington, and AD Woolf. Injuries in children sustained in free falls: an analysis of 66 cases. *Journal of Trauma*, 15(11):987–991, 1975.
- [134] R S Smith and F C Chang. Traumatic rupture of the aorta: still a lethal injury. *American journal of surgery*, 152(6):660–3, dec 1986.
- [135] R G Snyder and C C Snow. Fatal injuries resulting from extreme water impact. *Aerospace medicine*, 38(8):779–783, 1967.
- [136] Richard G. Snyder. Human Tolerances to Extreme Impacts in Free-Fall. *Aerospace Medicine*, pages 695–709, 1963.
- [137] Richard G Snyder, David R Foust, and Bruce M Bowman. Study of impact tolerance through free-fall investigations. *Report to the Insurance Institute for Highway Safety, Washington DC*, page 324, 1977.
- [138] R. L. Stalnaker and D. Mohan. Human Chest Impact Protection Criteria. In *3rd International Conference on occupant protection*, pages 384–393, feb 1974.
- [139] J. Stephan Stapczynski. Blast injuries. *Annals of Emergency Medicine*, 11(12):687–694, dec 1982.
- [140] David J Steedman. Severity of free-fall injury. *Injury*, 20:259–261, 1989.
- [141] J A Steele, S J McBride, J Kelly, C H Dearden, and L G Rocke. Plastic bullet injuries in Northern Ireland: experiences during a week of civil disturbance. *The Journal of trauma*, 46(4):711–4, apr 1999.
- [142] H Stuhmiller, Kevin H Ho, Michael J Vander Vorst, Kenneth T Dodd, and Maria Mayorgat. A Model of blast overpressure injury to the lung. *Journal of Biomechanics*, 29(2):227–234, 1996.
- [143] James H. Stuhmiller, C.J. Chuong, MAJ P Y.Y. PHILLIPS, and K.T. DODD. Computer modeling of thoracic response to blast. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 28(1):S132–S139, 1988.

Bibliography

- [144] James H Stuhmiller, Yancy Y Phillips, and Donald R Richmond. The physics and mechanisms of primary blast injury. *Textbook of Military Medicine – Conventional Warfare: Ballistic, Blast, and Burn Injuries*. Washington, DC: Department of the Army, Office of the Surgeon General, 5:241–270, 1990.
- [145] Joe Suyama, Peter D. Panagos, Matthew D. Sztajnkrzyer, Denis J. FitzGerald, and Dawn Barnes. Injury patterns related to use of less-lethal weapons during a period of civil unrest. *Journal of Emergency Medicine*, 25(2):219–227, 2003.
- [146] L Taddei, A Awoukeng Goumtcha, and S Roth. Smoothed particle hydrodynamics formulation for penetrating impacts on ballistic gelatine. *Mechanics Research Communications*, 70:94–101, 2015.
- [147] S Tan and K Porter. Free fall trauma. *Trauma*, 8(3):157–167, 2006.
- [148] X G Tan, R Kannan, and Andrzej J Przekwas. A Comparative Study of the Human Body Finite Element Model Under Blast Loadings. In *ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, number November, pages 829–836, Houston, Texas (USA), 2012.
- [149] X.G. Tan, R Kannan, Andrzej J Przekwas, Kyle Ott, Tim Harrigan, Jack Roberts, and Andrew Merkle. An Enhanced Articulated Human Body Model Under C4 Blast Loadings. In *International Mechanical Engineering Congress and Exposition - IMECE2012-89067*, pages 821–828, 2012.
- [150] J a Teland and J C a M Van Doormaal. Blast wave injury prediction models for complex scenarios. In *22nd MABS-Military Aspects of Blast and Shock*, Bourges, France, 2012.
- [151] E Tentillier, K Sénamaud, P Lassié, M Thicoïpé, and P Dabadie. Biomécanique : critères prédictifs de gravité. *Médecine d'urgence*, pages 7–20, 2002.
- [152] Sophie Trelat. *Impact de fortes explosions sur les bâtiments représentatifs d'une installation industrielle*. PhD thesis, Université d'Orléans, 2006.
- [153] M.M. van der Voort, K.B. B Holm, P.O. O Kummer, J.A. A Teland, J.C.A.M. van Doormaal, H.P.A. P A Dijkers, M M Van Der Voort, K.B. B Holm, P.O. O Kummer, J.A. A Teland, J C A M Van Doormaal, and H.P.A. P A Dijkers. A new standard for predicting lung injury inflicted by Friedlander blast waves. *Journal of Loss Prevention in the Process Industries*, 40:396–405, mar 2016.
- [154] George C. Velmahos, Demetrios Demetriades, Demetrios Theodorou, Edward E. Cornwell, Howard Belzberg, Juan Asensio, James Murray, and Thomas V. Berne. Patterns of injury in victims of urban free-falls. *World Journal of Surgery*, 21:816–821, 1997.
- [155] David C. Viano. Biomechanical Responses and Injuries in Blunt Lateral Impact. In *33rd Stapp Car Crash Conference*. No. 892432. SAE Technical Paper, 1989.

- [156] David C. Viano, Albert I. King, John W. Melvin, and Kathleen Weber. Injury biomechanics research: An essential element in the prevention of trauma. *Journal of Biomechanics*, 22(5):403–417, jan 1989.
- [157] Kenneth G Warner and Robert H Demling. The pathophysiology of free-fall injury. *Annals of Emergency Medicine*, 15(9):1088–1093, sep 1986.
- [158] WHO (World Health Organization). International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems 10th Revision.
- [159] John M. Wightman and Sheri L. Gladish. Explosions and blast injuries. *Annals of Emergency Medicine*, 37(6):664–678, 2001.
- [160] Stephen J Wolf, Vikhyat S Bebarta, Carl J Bonnett, Peter T Pons, and Stephen V Cantrill. Blast injuries. *The Lancet*, 374:405–415, 2009.
- [161] WSU. Computational modeling - Biomedical Engineering - Wayne State University - site internet, 2017.
- [162] Hiroshi Yamada. *Strength of biological materials*. Williams & Wilkins, Baltimore, 1970.
- [163] King H Yang, Jingwen Hu, Nicholas A. White, and Albert I. King. Development of Numerical Models for Injury Biomechanics Research: A Review of 50 years of Publications in the Stapp Car Crash Conference. *Stapp car crash journal*, 50:429–490, 2006.
- [164] Narayan Yoganandan, Frank A. Pintar, Michael Schlick, John R. Humm, Liming Voo, Andrew Merkle, and Michael Kleinberger. Vertical accelerator device to apply loads simulating blast environments in the military to human surrogates. *Journal of Biomechanics*, 48(12):3534–3538, sep 2015.
- [165] K F Yuen and D S Cronin. Comparison of Lung Response and Thoracic Injury Metrics. In *International Federation for Medical and Biological Engineering, IFMBE*, pages 501–504, 2010.
- [166] Jay Zhijian Zhao and Gopal Narwani. Development of a Human Body Finite Element Model for Restraint System R & D Applications. In *The 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. Paper No. 05-0399, 2005.
- [167] Jie Zhou and Gang Tao. Biomechanical modeling for the response of human thorax to blast waves. *Acta Mechanica Sinica*, 31(4):589–598, jul 2015.
- [168] Jonas A. Zukas and W. P. (William P.) Walters. *Explosive effects and applications*. Springer Science & Business Media, 2002.

Résumé :

L'étude des seuils de tolérance du corps humain aux impacts requiert des expérimentations sur des sujets humains vivants ou post-mortem, ce qui soulève naturellement des questions d'éthique. Pour pallier à ces limitations, le développement des outils numériques a conduit, au fil des dernières années à la mise en place des mannequins numériques plus ou moins capables de reproduire fidèlement le comportement mécanique du corps humain lorsqu'ils sont soumis à divers types de sollicitations. C'est dans ce contexte que le modèle de mannequin numérique HUByx (Hermaphrodite Biomechanics yx-model) a été développé au sein du département de recherche COMM du laboratoire ICB à l'UTBM.

Ce travail de thèse a pour but la validation et l'amélioration de la biofidélité de la partie thoracique du modèle HUByx, et vise à comprendre les mécanismes de lésions et à rechercher des critères de prédiction des lésions thoraciques à travers la reconstruction numérique des chargements violents dans des contextes civils et militaires. Des simulations numériques ont été réalisées dans le cadre des études de chutes libres de personnes, des impacts balistiques non-pénétrants de projectiles non létaux et dans le cadre du phénomène de l'explosion. De bonnes corrélations ont été obtenues entre les résultats numériques et expérimentaux, contribuant ainsi à renforcer la capacité du modèle HUByx à répondre de manière biofidèle aux différentes sollicitations auxquelles il est soumis.

Mots-clés : Biomécanique d'impacts, éléments finis, blessures thoraciques, critère visqueux, reconstruction d'accident, chutes libres, balistique, explosion.

Abstract:

The study of human tolerance thresholds to impacts requires experiments on living or post mortem human subjects, which naturally raises ethical questions. To overcome these limitations, the development of numerical tools has led over the last few years to the implementation of numerical models more or less capable to accurately reproduce the mechanical behavior of the human body when subjected to various types of stresses. It is in this context that the numerical model HUByx (Hermaphrodite Biomechanics yx-model) has been developed within the research department COMM of the ICB lab at UTBM.

This PhD work aims at validating and improving the biofidelity of the thoracic part of the HUByx model and also aims to understand the mechanisms of lesions and to seek criteria for the thoracic injury prediction through the numerical reconstruction of violent loadings in civil and military contexts. Numerical simulations were carried out in the framework of human free falls studies, non-penetrating ballistic impacts of non-lethal projectiles and finally in the context of explosion phenomenon. Good correlations were obtained between the numerical and experimental results, thus contributing to reinforce the capacity of the HUByx model to respond in a biofidelic manner to the different stresses to which it is subjected.

Keywords: Impact biomechanics, finite elements, thoracic injuries, viscous criterion, accident reconstruction, free falls, ballistics, explosion.

The logo for SPIM (École doctorale SPIM) features the letters 'S', 'P', 'I', and 'M' in a large, white, sans-serif font. The 'S' is stylized with a blue horizontal bar to its left.

■ École doctorale SPIM - Université de Technologie Belfort-Montbéliard

F - 90010 Belfort Cedex ■ tél. +33 (0)3 84 58 31 39

■ ed-spim@univ-fcomte.fr ■ www.ed-spim.univ-fcomte.fr

