Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis

Thèse de doctorat

Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université de

VALENCIENNES ET DU HAINAUT-CAMBRESIS

Discipline, spécialité selon la liste des spécialités pour lesquelles l'École Doctorale est accréditée :

MÉCANIQUE

Présentée et soutenue publiquement par Anthony BRACQ

Le 05/07/2018, à Valenciennes

École doctorale : Sciences Pour l'Ingénieur (SPI), Lille Nord-de-France
N° d'ordre : 18/18
Équipe de recherche, Laboratoire : Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH)

Contribution à la prédiction du risque lésionnel thoracique lors de chocs localisés à travers la caractérisation et la modélisation d'impacts balistiques non pénétrants

JURY

Mme Cynthia Bir, Professeur, USC, Los Angeles	Président
Mme Nadia Bahlouli, Professeur, Université de Strasbourg, Strasbourg	Rapporteur
M. Sébastien Laporte, Professeur, ENSAM, Paris	Rapporteur
M. Alexandre Papy, Maître de conférences, ERM, Bruxelles	Examinateur
M. Grégory Haugou, Maître de conférences, UVHC, Valenciennes	Co-encadrant de thèse
M. Christophe Maréchal, Maître de conférences, UVHC, Valenciennes	Co-encadrant de thèse
M. Franck Lauro, Professeur, UVHC, Valenciennes	Directeur de thèse
M. Sébastien Roth, Maître de conférences HDR, UTBM, Belfort	Co-directeur de thèse
M. Benjamin Bourel, Ingénieur de recherche, UVHC, Valenciennes	Invité
M. Rémi Delille, Ingénieur de recherche, UVHC, Valenciennes	Invité
M. Olivier Mauzac, Docteur, CREL, Ministère de l'Intérieur, Paris	Invité
M. Olivier Le Roux, Directeur, CREL, Ministère de l'Intérieur, Paris	Invité

Remerciements

Ces travaux de thèse sont le fruit le d'une collaboration entre le Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH) de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, l'Université de Technologie de Belfort-Montbéliard (UTBM) et le Centre de Recherche, d'Expertise et d'appui Logistique (CREL) du Ministère de l'Intérieur français. Je tiens donc à remercier M. Olivier Le Roux, directeur du CREL et Dr Olivier Mauzac, chef du département physique des matériaux du CREL pour leur confiance et leur suivi durant ces trois années de thèse.

Je souhaite remercier chaleureusement mes directeurs de thèse, le Pr Franck Lauro et M. Sébastien Roth, Maître de Conférences Habilité à Diriger des Recherches, pour leur bonne humeur ainsi que le soutien, les conseils et la confiance qu'ils ont su m'apporter tout au long de cette thèse.

J'adresse également mes remerciements aux Prs Nadia Bahlouli, Sébastien Laporte et Alexandre Papy pour avoir rapporté et examiné mon travail et également au Pr Cynthia Bir pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury. J'espère sincèrement que nous aurons l'occasion de poursuivre nos discussions lors de conférences et collaborations.

Ce mémoire de thèse représente avant tout un travail d'une excellente équipe qui partage de fortes qualités humaines et scientifiques. Je tiens donc à exprimer toute ma reconnaissance au Dr Grégory Haugou pour son aide sur les essais de caractérisation mécanique en dynamique, aux Drs Rémi Delille et Christophe Maréchal pour l'aspect biomécanique, au Dr Benjamin Bourel pour l'aspect numérique et son expertise sur le logiciel MATLAB ainsi qu'à M. Bruno Laurent et M. Laurent Watremez pour la fabrication de pièces spécifiques dans un temps record. Je souhaite également exprimer toute ma sympathie aux Drs Hervé Morvan, Frédéric Robache, Bruno Bennani, Michel Watremez, Cédric Hubert, M. Denis Lesueur, M. Thierry Garçon, Drs Fahmi Chaari, Fabien Béchet et Delphine Notta-Cuvier ainsi qu'à Mme Catherine Foucart et Mme Sabine Guilain-Houvenaghel. Merci pour votre disponibilité, votre gentillesse et la bonne ambiance au sein du laboratoire.

Je tiens à remercier profondément mes amis et collègues docteurs et futurs docteurs du LAMIH : Alexandre Hiricoiu, Kevin Le Mercier, Julie Chalon, Jérémy Wouts, Andrés Malo Estepa, Kossiga Agboka, Tu Doan Van, Hans Boungomba, Xavier Roothaer, Ruqing Bai, Oussama Filali, Rim Chtourou, Mariem Nciri, Sylvain Treutenaere, Ludovic Dufour, Camille Durand, Colin Debras et également l'apprenti Maximilien Bigerelle. Grâce à vous, ces trois années de thèse ont été un pur moment de bonheur.

Je voudrais remercier infiniment mes parents et mon frère Guillaume qui me soutiennent depuis toujours. Sans vous, je ne serais pas l'homme, le fils et le frère que je suis. Je vous en serai toujours reconnaissant. Un grand merci à Chantal et Léa pour être venues assister à ma soutenance de thèse. Enfin, un immense merci à Chloé pour son soutien, sa patience et tous ces moments de complicité que nous partageons ensemble depuis maintenant quelques années.

Table des matières

Remerciements **iii**

Table des matières **v**

Liste des figures **vii**

Liste des tableaux **xv**

Liste des acronymes **xix**

Liste des symboles **xxi**

Introduction générale **1**

1 Balistique lésionnelle : un état de l'art **5**

1.1 Caractéristiques de l'impact balistique non pénétrant 7

1.1.1 Impacts associés à l'emploi d'armes à létalité réduite 7

1.1.2 Impacts associés à l'emploi d'armes à feu et de gilets pare-balles 9

1.2 Biomécanique de l'impact balistique non-pénétrant 13

1.2.1 Anatomie du thorax humain, échelles, critères et mécanismes lésionnels 13

1.2.2 Les rapports de cas sur sujets humains 20

1.2.3 Synthèse et exploitation des travaux 34

1.3 Description des substituts expérimentaux utilisés dans la littérature 35

1.3.1 Les modèles physiques du thorax humain 35

1.3.2 La plastiline 36

1.3.3 La gélatine balistique 37

1.3.4 Le gel polymère SEBS 38

1.4 Caractérisation et modélisation d'impacts sur substituts physiques et humains 41

1.4.1 Modélisation des projectiles et des éléments de protection 41

1.4.2 Modélisation des substituts mous 47

1.4.3 Modélisation du thorax humain 50

1.5 Synthèse de l'étude bibliographique 53

2 Caractérisation et modélisation du gel SEBS lors d'impacts balistiques 59
2.1 Caractérisation du comportement mécanique sous sollicitations statiques à dynamiques 61
2.1.1 Matériau et préparation des échantillons . . . 61
2.1.2 Essais de traction . . . 61
2.1.3 Essais de compression . . . 66
2.2 Modélisation du comportement . . . 77
2.2.1 Loi visco-hyperélastique . . . 77
2.2.2 Identification des paramètres du modèle . . . 80
2.2.3 Simulation d'impacts non pénétrants et validation du modèle . . . 88
2.3 Conclusions . . . 93

3 Caractérisation d'impacts balistiques par méthodologie inverse 95
3.1 Impacts de projectiles à létalité réduite déformables . . . 97
3.1.1 Procédure d'identification et description du modèle numérique . . . 97
3.1.2 Application de la procédure d'identification . . . 99
3.1.3 Validation de l'approche . . . 102
3.2 Impacts de projectiles d'armes à feu sur gilets pare-balles . . . 108
3.2.1 Procédure d'identification et description du modèle numérique . . . 108
3.2.2 Application de la procédure d'identification . . . 112
3.2.3 Validation de l'approche . . . 118
3.3 Conclusions . . . 125

4 Prédiction du risque lésionnel lors d'impacts balistiques non pénétrants 129
4.1 Description de la méthodologie à travers une approche statistique . . . 131
4.1.1 Méthodologie développée . . . 131
4.1.2 Données expérimentales résultant d'un essai d'impact sur bloc de gel SEBS . . 132
4.1.3 Données numériques résultant d'un essai d'impact sur HUByx . . . 132
4.2 Développement d'un outil expérimental de prédiction lésionnelle . . . 135
4.2.1 Analyse des corrélations entre le gel SEBS et HUByx lors d'impacts sternaux . 135
4.2.2 Analyse des relations entre HUByx et le risque lésionnel lors d'impacts thoraciques 143
4.2.3 Détermination du risque lésionnel à partir d'un essai sur bloc de gel . . . 148
4.3 Fiabilité de l'outil expérimental de prédiction lésionnelle . . . 153
4.3.1 Étude des rapports de cas de Riffault . . . 153
4.3.2 Étude du rapport de cas de Kobayashi et Mellen . . . 158
4.4 Conclusions . . . 160

Conclusion générale 163

Bibliographie 173

Publications et communications réalisées dans le cadre de cette thèse 193

Liste des figures

1.1 L'arme Flash-Ball® (a) et munitions en caoutchouc de diamètre 44 mm et de masse 28 g (b). Illustrations et informations fournies par le manufacturier Verney-Carron, St-Etienne, France. 7

1.2 Projectiles cylindriques de diamètre 37 mm, de gauche à droite, en caoutchouc, en bois, en plastique (a), différents projectiles hybrides de diamètre 40 mm constitués d'un nez déformable (mousse, caoutchouc) et d'une partie arrière rigide en plastique (b), projectiles en sachets contenant de la grenaille de plomb (c) [1, 2]. 8

1.3 Zones d'intérêts d'impacts non pénétrants en fonction de la masse et de la vitesse du projectile. La région des projectiles à létalité réduite implique de faibles masses et des vitesses élevées en contraste avec les impacts automobiles, illustration adaptée de Bir *et al.* [3]. 8

1.4 Schématisation d'une cartouche pour arme à feu : 1 balle, 2 douille ou étui, 3 charge explosive, 4 culot, 5 amorce (a) et une cartouche de 9 x 19 mm Parabellum (b). 9

1.5 Exemple de gilet pare-balles souple porté par les forces de police. 10

1.6 Principe de la déformation arrière du gilet pare-balles causant des lésions possibles sur le corps humain, adaptée de Hewins [7]. 11

1.7 Zones d'intérêts d'impacts non pénétrants en fonction de la masse et de la vitesse du projectile. Les régions des projectiles pénétrants et des projectiles à létalité réduite impliquent de faibles masses et des vitesses élevées en contraste avec les impacts automobiles, illustration adaptée de Bir *et al.* [3]. 12

1.8 Anatomie du thorax humain représentée par la cage thoracique (a) et les principaux organes du système cardio-respiratoire (b). 14

1.9 Description des mécanismes intervenant dans le calcul du *Viscous criterion*, illustration adaptée de Robbe [1]. 17

1.10 Mécanismes lésionnels apparaissant lors d'impacts non pénétrants, illustration adaptée de Hewins [7]. 18

1.11 Superposition de quatre clichés successifs à partir d'une radiographie éclair d'un impact d'une balle sur un gilet pare-balles. Le tracé en pointillé délimite un cône dynamique causé par la déformation arrière du gilet [28]. 19

1.12 Photographie de la poitrine d'un patient présentant une contusion de la peau dans la région cardiaque causée par un projectile en caoutchouc de diamètre 44 mm [39]. . . . 22

1.13 Projectile hybride (nez en mousse et sabot en plastique) impliqué dans le rapport de cas (a) et une photographie d'une contusion pulmonaire circulaire lors de l'autopsie du patient (b) [40]. 23

1.14 Photographie de la poitrine du premier cas rapporté dans le tableau 1.5 présentant des contusions et lacérations de la peau [23]. 25

1.15 Projectiles utilisés pour les conditions d'impact A, B et C (a) et mise en place des essais expérimentaux sur SHPM (b) [44]. 28

1.16 Corridors biomécaniques thoraciques déplacement-temps (a) et effort-temps (b) correspondant à la condition d'impact A - 140 g à 20 $m.s^{-1}$, illustration adaptée de Bir *et al.* [3]. 29

1.17 Corridors biomécaniques thoraciques déplacement-temps (a) et effort-temps (b) correspondant à la condition d'impact B - 140 g à 40 $m.s^{-1}$, illustration adaptée de Bir *et al.* [3]. 29

1.18 Corridors biomécaniques thoraciques déplacement-temps (a) et effort-temps (b) correspondant à la condition d'impact C - 30 g à 60 $m.s^{-1}$, illustration adaptée de Bir *et al.* [3]. 29

1.19 Courbes de probabilité lésionnelle obtenues à partir d'une analyse de régression logistique en fonction du *Blunt criterion* (a) et du *Viscous criterion* (b) [45]. 31

1.20 Lieux des impacts non pénétrants au regard de la cage thoracique (a) et des principaux organes du système cardio-respiratoire (b) [46, 47]. 32

1.21 Photographie de la structure 3-RCS pour simuler le comportement thoracique lors d'impacts balistiques non pénétrants [44]. 35

1.22 Substitut physique *HSTM* incluant le squelette et les organes internes (a) ainsi que la peau et les muscles (b) [61]. 36

1.23 Empreintes dans l'argile causées par des impacts sur un gilet pare-balles [59]. 37

1.24 Dispositif expérimental d'essais balistiques sur un bloc de gel SEBS protégé par un gilet pare-balles (a) et image du cône d'enfoncement sur le gel créé par la déformation arrière de la protection balistique (b), illustrations adaptées de Mauzac *et al.* [86]. . . 39

1.25 Exemple d'une analyse d'un essai du cône dynamique d'enfoncement lors d'un impact balistique sur un gilet souple : visualisation du profil 2D du déplacement (a), le déplacement maximal de la paroi du gel en fonction du temps (b), l'évolution temporelle du paramètre ETP (c) ainsi que le volume et le débit volumique en fonction du temps (d). Données provenant du CREL 40

1.26 Principe d'un essai d'impact de Taylor appliqué aux projectiles à létalité réduite. . . 42

1.27 Procédure d'identification des paramètres de la loi de comportement d'un projectile déformable par méthodologie inverse. 43

1.28 Exemple de balle chemisée (FMJ) comportant un noyau en plomb encastré dans une chemise en cuivre ou laiton. 44

1.29 Représentation des fils de chaîne et de trame formant un tissu en armure toile (a), panier (b) et serge (c). 45

1.30 Modélisation mésoscopique du textile en armure toile par des éléments volumiques (a) et surfaciques (b) ainsi qu'une modélisation macroscopique du tissu par des éléments surfaciques (c). 46

1.31 Photographies d'un essai de traction au cours du temps. Les lignes verticales rouges permettent la mesure de la déformation longitudinale [84]. 48

1.32 Description du modèle EF du thorax humain HUByx illustrant la peau (a) ainsi que les organes internes et le squelette (b), illustrations adaptées de Roth *et al.* [165]. . . 51

1.33 Valeurs de VC_{max} déterminées sur des SHPM par Bir et Viano [45] et numériquement sur HUByx pour trois conditions d'impact (a) et tracé des valeurs numériques VC_{max} prédites par HUByx sur la courbe de probabilité d'un score AIS=2-3 pour ces trois configurations d'impact [45, 167]. 53

1.34 Synthèse des rapports de cas exploitables de la littérature pour des impacts balistiques non pénétrants associés aux projectiles à létalité réduite et aux projectiles / gilets pare-balles. 54

1.35 Synthèse des avantages et possibilités d'un substitut physique (gel SEBS) et d'un modèle numérique du thorax (HUByx) mis à disposition dans ces travaux. La limitation de l'essai balistique et le besoin de modélisation de l'impacteur sont également indiqués. 55

1.36 Synthèse des approches pour la modélisation de projectiles ALR déformables, de projectiles pénétrants et de gilets pare-balles. La nécessité de la modélisation du gel SEBS est spécifiée. 56

1.37 Représentation de la démarche scientifique proposée pour répondre à la problématique de thèse. 57

2.1 Mors spécifiques en aluminium pour les essais de traction (a) et dimensions de l'éprouvette avec le tracé de marqueurs ou mires pour la mesure locale de la déformation (b). 62

2.2 Photographies d'un essai de traction à différentes phases de déformation. La mesure locale de la déformation est basée sur l'analyse des longueurs des croix rouges. 63

2.3 Courbes de contrainte-déformation vraie en traction pour trois mires circulaires (a) et courbes de contrainte-déformation vraie pour cinq essais de traction effectués à une vitesse de déplacement de 400 mm.s^{-1} (b). 63

2.4 Courbes de contrainte-déformation vraie déterminées à partir du suivi de mires et du déplacement machine correspondant à une vitesse de déplacement de 400 mm.s^{-1}. . . 64

2.5 Courbes de déformation nominale en fonction du temps pour diverses vitesses de déplacement permettant la détermination des vitesses de déformation nominale lors des essais de traction. 65

2.6 Courbes de contrainte-déformation vraie déterminées lors d'essais de traction à plusieurs vitesses de déformation nominale. 65

2.7 Schéma du dispositif des barres de compression de Hopkinson. 68

2.8 Courbes de contrainte-déformation nominale en compression pour cinq essais effectués à une vitesse de déformation de 0.18 s^{-1} (a) et courbes de contrainte-déformation nominale pour trois vitesses de déformation quasi-statiques. 70

2.9 Courbes de contrainte-déformation nominale en compression à 0.18 s^{-1} obtenues à partir de deux dispositifs d'essais. 70

2.10 Équilibre des efforts d'entrée et de sortie lors d'essais de compressions à des vitesses de déformation intermédiaires. 71

2.11 Photographies d'un essai de compression à différentes phases de déformation correspondant à un essai à 14.7 s^{-1}. Un effet tonneau apparait au-delà de 27 ms (40 % de déformation). 71

2.12 Courbes de contrainte-déformation nominale en compression pour cinq essais effectués à une vitesse de déformation de 14.7 s^{-1}. 72

2.13 Courbes de contrainte-déformation nominale pour les quatre vitesses de déformation intermédiaires et une vitesse en régime quasi-statique. 72

2.14 Signaux bruts caractéristiques des jauges de déformation obtenus lors d'un essai de compression dynamique (a) et les signaux après corrections (b). 73

2.15 Évolution temporelle de la déformation nominale déterminée par le traitement des signaux des jauges et par imagerie ultra-rapide pour des vitesses de déformation dynamiques. 74

2.16 Influence de la vitesse de déformation sur le profil de déformation de l'échantillon lors d'essais de compression dynamiques : (a) 490 s^{-1}, (b) 630 s^{-1}, (c) 820 s^{-1}, (d) 1260 s^{-1}, (e) 1520 s^{-1}. 75

2.17 Courbes de contrainte-déformation nominale pour cinq essais de compression dynamiques effectués à une même vitesse de sollicitation de 1520 s^{-1}. 75

2.18 Courbes de contrainte-déformation nominale associées aux essais de compression dynamiques pour diverses vitesses de déformation (a) et courbes de contrainte-déformation nominale couvrant le régime quasi-statique (0.0018 s^{-1}) à dynamique (1520 s^{-1}) (b). . 76

2.19 Tracé des fonctions $g_1(\mu_1, \lambda_{xx})$ et $g_2(\mu_2, \lambda_{xx})$ influant sur la contrainte vraie uniaxiale d'un modèle de Mooney-Rivlin. 80

2.20 Principe de la résolution numérique d'un problème inverse. 82

2.21 Courbes d'effort-déplacement expérimentales et numériques lors d'essais de compression à des vitesses de déformation quasi-statiques (b) et intermédiaires (b). 83

2.22 Évolution de la déformation expérimentale et numérique de l'échantillon lors d'un essai de compression à 14.7 s^{-1}. 83

2.23 Représentation du maillage EF développé pour la modélisation des essais dynamiques de compression sur barres de Hopkinson. 84

2.24 Corrélation entre les signaux de déformation expérimentaux et numériques au cours du temps pour plusieurs vitesses de déformation. 85

2.25 Évolution de la déformation expérimentale et numérique de l'échantillon lors d'un essai de compression à 1520 s^{-1}. 86

2.26 Valeurs du paramètre μ_2 en fonction de la vitesse de déformation et sa fonction puissance ajustée. 87

2.27 Réponse uniaxiale du gel SEBS donnée par la loi visco-hyperélastique pour différentes vitesses de déformation. 87

2.28 Dispositif expérimental d'essais balistiques sur un bloc de gel SEBS. 88

2.29 Photographie du déplacement du gel causé par l'impact d'un projectile rigide (a) et courbes de déplacement maximal du gel en fonction du temps pour cinq essais d'impact pour une vitesse initiale du projectile de 20 $m.s^{-1}$ (b). 88

2.30 Représentation du modèle EF du bloc de gel lors de la modélisation d'impacts non pénétrants. 89

2.31 Courbes de déplacement expérimental et numérique du gel en fonction du temps pour trois vitesses d'impact. 90

2.32 Profils 2D mesurés et prédits du déplacement du gel à différents instants pour une vitesse initiale du projectile de 20 $m.s^{-1}$. 91

2.33 Volume déplacé du gel en fonction du temps déterminé expérimentalement et numériquement pour trois vitesses d'impact. 91

2.34 Déplacement expérimental et numérique du gel au cours du temps lors d'un impact d'un projectile rigide à une vitesse de 20 $m.s^{-1}$. 92

3.1 Dispositif expérimental d'essais d'impact sur mur de force. 97
3.2 Images d'un projectile déformable impactant le mur de force. L'épaisseur et le diamètre du nez sont mesurables par analyse d'images. 98
3.3 Procédure d'identification des paramètres de la loi de comportement d'un projectile déformable par méthodologie inverse. 99
3.4 Efforts moyens et dispersions mesurés lors d'impacts sur mur de force (a), diamètre maximal, épaisseur minimale du nez et leur dispersion respective mesurés par analyse d'images (b) du projectile B&T impacté à 105 m.s^{-1}. 100
3.5 Reconstruction géométrique et modélisation EF de différents projectiles ALR déformables. 101
3.6 Courbes d'effort expérimental et numérique (a), diamètre maximal et épaisseur minimale expérimentaux et numériques (b) correspondant à l'impact sur mur de force du projectile B&T à une vitesse moyenne de 105 m.s^{-1}. 101
3.7 Comparaison des écrasements maximaux du projectile B&T observés expérimentalement et numériquement correspondant à une vitesse d'impact de 105 m.s^{-1}. 102
3.8 Courbes d'effort expérimental et numérique (a), diamètre maximal et épaisseur minimale expérimentaux et numériques (b) pour plusieurs vitesses d'impact correspondant au projectile B&T. 104
3.9 Comparaison des écrasements maximaux des projectiles observés expérimentalement et numériquement pour chaque vitesse d'impact étudiée. 104
3.10 Reconstruction géométrique et modélisation EF de différents projectiles ALR déformables. 105
3.11 Courbes d'effort expérimental et numérique (a), diamètre maximal et épaisseur minimale expérimentaux et numériques (b) pour plusieurs vitesses d'impact correspondant au projectile CTS4557. 106
3.12 Courbes d'effort expérimental et numérique (a), diamètre maximal et épaisseur minimale expérimentaux et numériques (b) pour plusieurs vitesses d'impact correspondant au projectile ALX2015. 106
3.13 Courbes d'effort expérimental et numérique (a), diamètre maximal et épaisseur minimale expérimentaux et numériques (b) pour plusieurs vitesses d'impact correspondant au projectile eXact iMpact. 106
3.14 Comparaison des écrasements maximaux des projectiles observés expérimentalement et numériquement pour chaque vitesse d'impact étudiée. 107
3.15 Représentation des phénomènes physiques produits lors de l'impact d'un projectile sur un bloc de gel protégé par un gilet pare-balles (a) et représentation équivalente de l'impact (b). 109
3.16 Représentation de la réponse mécanique du modèle hyperélastique anisotrope en fonction d'une déformation uniaxiale (a) et d'un angle de cisaillement (b). 109
3.17 Représentation du modèle EF développé lors de la simulation d'impacts non pénétrants utilisant des plans de symétrie (a) ou une modélisation complète (b) suivant les lieux d'impact sur le gilet pare-balles. 111
3.18 Procédure d'identification par méthodologie inverse des paramètres du modèle équivalent projectile/gilet pare-balles. 111
3.19 Photographie du cône maximal d'enfoncement du gel causé par la déformation arrière du gilet pare-balles (a) et l'évolution temporelle du profil 2D du déplacement du gel (b). 112
3.20 Courbes moyennes et dispersions associées respectivement au déplacement du gel (a) et au volume d'enfoncement (b) en fonction du temps pour l'impact n° 1. 113

3.21 Mesures du diamètre maximal et de l'épaisseur minimale du projectile 9 mm (a) et délimitation du profil 2D du déplacement du gel utilisée pour la reconstruction géométrique du projectile équivalent (b). 114

3.22 Superposition des courbes de profil avant du projectile équivalent (gris) et tracé de la moyenne (noir) (a) et représentation du modèle EF du projectile (b). 114

3.23 Étude de sensibilité des paramètres du modèle sur le déplacement du gel à différents instants. Les valeurs de ces paramètres sont variées de manière indépendante de -40 à 40 %. 115

3.24 Étude de sensibilité des paramètres du modèle sur le volume maximal d'enfoncement du gel. Les valeurs de ces paramètres sont variées de manière indépendante de -40 à 40 %.116

3.25 Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b). 116

3.26 Cône maximal d'enfoncement du gel obtenu expérimentalement (gauche) et numériquement (droite). 117

3.27 Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b). 119

3.28 Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 2. 120

3.29 Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 3. 120

3.30 Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 260-2.123

3.31 Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 260-2b. 123

3.32 Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 287. 124

3.33 Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 287b.125

4.1 Représentation de la méthodologie développée pour répondre à la problématique de thèse.131

4.2 Modélisation EF d'un impact balistique non pénétrant sur le sternum d'HUByx causé par un projectile ALR déformable (a) et un projectile d'armes à feu déformant un gilet pare-balles (b). 133

4.3 Représentation de l'orientation des impacts balistiques sur HUByx suivant l'axe Y (a) et l'axe Z (b). 133

4.4 Représentation du champ d'énergie spécifique de l'os cortical des côtes lors d'un impact sur le sternum d'HUByx. 134

4.5 Données expérimentales et modèles d'ajustement associés aux paramètres expérimentaux ETP_{max} (a) et x (b) en fonction de VC_{max}. 141

4.6 Données expérimentales et modèle d'ajustement associés au paramètre expérimental ETP_{max} en fonction de VC_{max}. 143

4.7 Courbe de probabilité lésionnelle obtenue à partir d'une analyse de régression logistique en fonction du critère lésionnel VC_{max} [45]. 144

4.8 Données numériques et modèles d'ajustement associés aux paramètres E_{spec} (a) et σ_{vM} (b) en fonction de VC_{max}. 146

4.9 Données numériques et modèle d'ajustement associés au paramètre numérique E_{spec} en fonction de VC_{max}. 147

4.10 Courbe de probabilité lésionnelle fonction du paramètre numérique E_{spec} et intervalle de confiance à 95 %. 148

4.11 Courbe de probabilité lésionnelle fonction du paramètre numérique ETP_{max} et intervalle de confiance à 95 %. 149

4.12 Lieux d'impact étudiés pour la mise en place d'une cartographie du risque lésionnel thoracique. 150

4.13 Cartographie du risque de fractures costales (score AIS=2-3) lors d'impacts thoraciques pour différentes valeurs du paramètre expérimental ETP_{max}. 152

4.14 Outil de prédiction appliqué à l'essai n° 260-2 : courbe de risque lésionnel et intervalle de confiance fonctions du paramètre expérimental ETP_{max} correspondant à un impact en haut du sternum. 154

4.15 Courbe de risque lésionnel et intervalle de confiance fonctions du paramètre numérique E_{spec} (a) et du paramètre expérimental ETP_{max} (b) appliquée au cas d'impact n° 260-2 exploitant l'outil de prédiction et le mannequin numérique HUByx mis à l'échelle avec un $5^{\text{ème}}$ percentile féminin. 155

4.16 Courbe de risque lésionnel et intervalle de confiance fonctions du paramètre expérimental ETP_{max} exploitant l'outil de prédiction appliquée au cas d'impact n° 264-2. 156

4.17 Photographie de la contusion pulmonaire puis mesures du diamètre de la blessure et de la distance intercostale [40]. 159

4.18 Courbe de risque lésionnel et intervalle de confiance fonctions du paramètre numérique E_{spec} appliquée au cas d'impact de Kobayashi et Mellen exploitant le mannequin numérique HUByx dimensionné par rapport à l'espace intercostal réel de l'individu [40]. 160

I Représentation du champ de pression dans le poumon gauche lors d'un impact sur HUByx. 169

II Cartographie du champ de pression maximale dans les poumons lors d'impacts thoraciques pour différentes valeurs du paramètre expérimental ETP_{max}. 170

Liste des tableaux

1.1 Standards de performance des gilets pare-balles en fonction des munitions stoppées promulgués par le *National Institute of Justice* [6]. 11

1.2 Exemple de scores AIS affectés à la région anatomique touchée et description des lésions associées [12]. Note : * SAP : Sans Autre Précision 15

1.3 Données clés des études rétrospectives de la littérature focalisées sur les impacts non pénétrants thoraciques (nm : non mentionné). FC : fracture costale, CP : contusions pulmonaires, CC : contusions cardiaques, C/A : contusion/abrasion, C/L : contusion/-lacération 21

1.4 Données clés des rapports de cas associés aux impacts non pénétrants de projectiles à énergie cinétique dans la région thoracique (nm : non mentionné) 24

1.5 Données clés des rapports des cas détaillant les conditions d'impact et les BABT (nm : non mentionné). C/L : contusion/lacération, L/A : lacération/abrasion, C/A : contusion/abrasion, PO : plaie ouverte EIC : espace intercostal, FC : fracture costale, CP : contusion pulmonaire, BC : blessure cardiaque 26

1.6 Données relatives aux essais sur SHPM permettant le calcul des valeurs de BC et VC_{max} associées aux scores AIS [45]. 30

1.7 Données résultant de l'analyse de régression logistique pour les critères lésionnels BC et VC_{max} [45]. 31

1.8 Synthèse des impacts thoraciques indiquant les conditions d'impact et le bilan lésionnel [46, 47]. FC : fracture costale, FS : fracture sternale, CM : contusion myocardique, Ecc : ecchymose, Ad : auricule droite, Og : oreillette gauche 33

1.9 Lois de comportement et paramètres matériaux pour la modélisation d'HUByx [165, 167] 52

1.10 Paramètres de la loi élasto-plastique utilisés pour la modélisation des tissus mous dans HUByx [167, 170] 52

1.11 Paramètres de la loi hydrodynamique utilisés pour la modélisation des tissus mous dans HUByx [167, 170] 52

2.1 Caractéristiques des barres de Hopkinson 68

2.2 Étapes de calcul programmées dans la loi utilisateur pour la détermination du tenseur $\boldsymbol{\sigma}$ à chaque instant t (dt : pas de temps, F_{cut} : fréquence de coupure) 79

2.3 Valeurs des paramètres optimisés lors de la modélisation des essais de compression à des vitesses quasi-statiques et intermédiaires. 83

2.4 Valeurs des paramètres optimisés lors de la modélisation des essais de compression à des vitesses dynamiques. 86

3.1 Description et caractéristiques du projectile B&T. 99

3.2 Paramètres matériaux du projectile B&T identifiés pour une vitesses d'impact de 105 $m.s^{-1}$ sur un mur de force. 102

3.3 Description et caractéristiques des projectiles ALR déformables utilisés lors des essais d'impact. 103

3.4 Paramètres matériaux des projectiles ALR déformables étudiés. 107

3.5 Données caractéristiques des conditions d'impact et des propriétés du gilet de protection. 112

3.6 Valeurs caractéristiques du modèle équivalent projectile/gilet pare-balles associé à l'impact n° 1. 117

3.7 Données caractéristiques des conditions d'impact et des propriétés des gilets de protection lors de différents essais balistiques (* : identification des paramètres par méthodologie inverse). 119

3.8 Valeurs caractéristiques des modèles équivalents projectile/gilet pare-balles associées aux impacts n° 2 et 3. 121

3.9 Données caractéristiques des conditions d'impact et des propriétés des gilets de protection lors de différents essais balistiques (* : identification des paramètres par méthodologie inverse, ** : validation de l'approche à la fois en conservant les paramètres du modèle du gilet pare-balles identifiés lors du cas précédent et en modifiant les conditions d'impact). 122

3.10 Valeurs caractéristiques des modèles équivalents projectile/gilet pare-balles associées aux impacts n° 260-2 et 260-2b. 124

3.11 Valeurs caractéristiques des modèles équivalents projectile/gilet pare-balles associés aux impacts n° 287 et 287b. 125

4.1 Description des conditions d'impact de projectiles ALR rigides sur un bloc de gel SEBS et sur le sternum d'HUByx. Les moyennes et les écarts-types (en indice) des paramètres expérimentaux sont indiqués pour chaque condition ainsi que la valeur numérique de VC_{max}. (_ : nombre d'essais insuffisant pour le calcul de l'écart-type) 136

4.2 Description des conditions d'impact de projectiles ALR déformables et de projectiles/-gilets pare-balles sur un bloc de gel SEBS et sur le sternum d'HUByx. Les moyennes et les écarts-types (en indice) des paramètres expérimentaux sont indiqués pour chaque condition ainsi que la valeur numérique de VC_{max}. (_ : nombre d'essais insuffisant pour le calcul de l'écart-type) 137

4.3 Matrice de corrélation de Pearson et détermination du degré de significativité. N : nombre d'observations et p : *p - value* 140

4.4 Description des conditions d'impact de projectiles ALR déformables et de projectiles/-gilets pare-balles sur un bloc de gel SEBS et sur le sternum d'HUByx. Les moyennes et les écarts-types (en indice) des paramètres expérimentaux sont indiqués pour chaque condition ainsi que la valeur numérique de VC_{max}. (_ : nombre d'essais insuffisant pour le calcul de l'écart-type) 142

4.5 Matrice de corrélation de Pearson et détermination du degré de significativité. N : nombre d'observations et p : *p - value* 144

4.6 Description des conditions d'impact simulées sur le sternum d'HUByx et présentation des valeurs des paramètres numériques. 145

4.7 Description des conditions d'impact simulées sur le sternum d'HUByx et présentation des valeurs des paramètres numériques. 147

4.8 Données statistiques de la loi de régression logistique de probabilité lésionnelle fonction du paramètre numérique E_{spec}. IC : intervalle de confiance 148

4.9 Données statistiques de la loi de régression logistique de probabilité lésionnelle fonction du paramètre expérimental ETP_{max} valable lors d'un impact situé au milieu du sternum. IC : intervalle de confiance 149

4.10 Données statistiques des fonctions de transfert pour chaque lieu d'impact permettant le développement d'un outil expérimental de prédiction lésionnelle. IC : intervalle de confiance 151

4.11 Caractéristiques de l'essai cadavérique n° 260-2, mesure moyenne et dispersion du paramètre expérimental ETP_{max}. 153

4.12 Caractéristiques de l'essai cadavérique n° 264-2, mesure moyenne et dispersion du paramètre expérimental ETP_{max}. 155

4.13 Caractéristiques de l'essai cadavérique n° 283, mesure moyenne et dispersion du paramètre expérimental ETP_{max}. 157

4.14 Caractéristiques de l'essai cadavérique n° 287, mesure moyenne et dispersion du paramètre expérimental ETP_{max}. EIC : espace intercostal 158

4.15 Caractéristiques de l'impact sur un sujet vivant, mesure moyenne et dispersion du paramètre expérimental ETP_{max}. EIC : espace intercostal 159

Liste des acronymes

ACP	**A**utomatic **C**olt **P**istol
AIS	**A**bbreviated **I**njury **S**cale
ALR	**A**rmes à **L**étalité **R**éduite
BABT	**B**ehind **A**rmor **B**lunt **T**rauma
CDE	**C**ône **D**ynamique d'**E**nfoncement
CREL	**C**entre de **R**echerche, d'**E**xpertise et d'appui **L**ogistique
FMJ	**F**ull **M**etal **J**acket
GHBMC	**G**lobal **H**uman **B**ody **M**odels **C**onsortium
HSTM	**H**uman **S**urrogate **T**orso **M**odel
HTFEM	**H**uman **T**orso **F**inite **E**lement **M**odel
HUByx	**H**ermaphrodite **U**niversal **B**iomechanics **yx**
HUMOS	**HU**man **MO**del for **S**afety
ISS	**I**njury **S**everity **S**core
MCIS	**M**ilitary **C**ombat **I**njury **S**cale
MEF	**M**éthode des **É**léments **F**inis
MFIS	**M**ilitary **F**unctional **I**ncapacity **S**cale
mISS	**M**ilitary **I**njury **S**everity **S**core
NIJ	**N**ational **I**nstitute of **J**ustice
OTAN	**O**rganisation du **T**raité de l'**A**tlantique **N**ord
SEBS	**S**tyrène **É**thylène **B**utylène **S**tyrène
SHPM	**S**ujet **H**umain **P**ost **M**ortem
SPH	**S**moothed **P**article **H**ydrodynamics
THUMS	**T**otal **HU**man **M**odel for **S**afety
TTI	**T**horacic **T**rauma **I**ndex
UTBM	**U**niversité **T**echnologique de **B**elfort-**M**ontbéliard

Liste des symboles

$\boldsymbol{B}$	Tenseur de déformation de Cauchy-Green gauche [-]
BC	Blunt Criterion [-]
C	Vitesse du son dans le matériau [m.s^{-1}]
$\boldsymbol{C}$	Tenseur de déformation de Cauchy-Green droit [-]
e	Épaisseur [mm]
E	Module de rigidité ou module de Young [MPa]
E_{spec}	Énergie spécifique [J.kg^{-1}]
ETP	Energy transfer parameter [m.s^{-1}]
$\boldsymbol{F}$	Tenseur gradient de déformation [-]
F_{cut}	Fréquence de coupure [Hz]
G	Module de cisaillement [MPa]
J	Déterminant du tenseur $\boldsymbol{F}$ [-]
K	Module d'élasticité isostatique [MPa]
P	Pression [MPa]
$P_{AIS=x}$	Probabilité d'un score AIS=x [-]
p - *value*	Mesure de significativité satistique [-]
R	Coefficient de corrélation linéaire de Pearson [-]
R^2	Coefficient de détermination [-]
Re	Limite élastique [MPa]
S	Surface [mm^2]
v	Vitesse courante [m.s^{-1}]
V	Vitesse initiale [m.s^{-1}]
VC	Viscous Criterion [m.s^{-1}]
VOL	Volume [cm^3]
VGR	Taux d'accroissement volumique [cm^3.ms^{-1}]
W	Densité énergétique de déformation [MPa]

x	Déplacement [mm]
ε	Déformation nominale [-]
ε_{pl}	Déformation plastique [-]
Γ_0	Paramètre de GRÜNEISEN [-]
λ	Stretch ratios ou élongation principal [-]
ν	Coefficient de POISSON [-]
ρ	Masse volumique [kg.m^{-3}]
σ	Contrainte de CAUCHY [MPa]
$\boldsymbol{\sigma}$	Tenseur des contraintes de CAUCHY [-]
σ_{vM}	Contrainte de VON MISES [MPa]
Φ	Diamètre [mm]

Introduction générale

« Dans la vie, rien est à craindre, tout est à comprendre. »

— Marie Curie

Depuis la deuxième moitié du XXème, les pays occidentaux sont marqués par la modernisation des conflits où l'emploi d'armes létales n'est pas adapté. En effet, les forces de police ou les forces armées peuvent intervenir lors d'émeutes, d'opérations de maintien de la paix ou encore lors de missions humanitaires. L'utilisation de la force létale n'est alors ni nécessaire ni appropriée. Les armes à létalité réduite (ALR) à énergie cinétique apparaissent aux forces de l'ordre comme une solution intermédiaire entre la présence physique ou verbale et la force létale. Ces armes consistent à propulser un projectile non pénétrant sur le tronc humain, touchant plus généralement le thorax. Le choix de l'arme et du projectile associé réside à la fois dans son efficacité à stopper un individu et dans sa minimisation du risque de blessures graves ou permanentes. Il est ainsi indispensable d'évaluer le potentiel lésionnel de ces armes à létalité réduite avant leur utilisation sur le « terrain ».

Les forces de maintien de la paix peuvent elles-mêmes être soumises à des impacts non pénétrants. De nos jours, le port du gilet pare-balles entraine un risque infime de blessures liées à la perforation de celui-ci et des tissus humains sous-jacents. Néanmoins, leur utilisation, non plus ponctuelle, requiert la prise en compte de plusieurs facteurs tels que le poids du gilet pare-balles, la mobilité et le confort de l'utilisateur. Ainsi, face à des menaces d'armes de petit à moyen calibre, le gilet pare-balles est constitué de couches multiples de textiles tissés composés de fibres à hautes résistances mécaniques comme le Kevlar®. Il peut également être formé d'une structure composite stratifiée composée de plis unidirectionnels. Améliorer la souplesse et diminuer le poids de ce type de protection tendent à augmenter le risque de lésions liées à la déformation dynamique arrière du gilet pare-balles. Ces traumatismes sont plus communément appelés *Behind Armor Blunt Trauma* (BABT). Tout comme le risque associé à l'impact de projectiles ALR à énergie cinétique, le risque de BABT nécessite la mise en place d'une méthode d'évaluation des gilets de protection avant d'en équiper les forces de l'ordre.

L'établissement de standards d'évaluation s'effectue majoritairement à l'aide d'impacts expérimentaux sur des substituts de l'être vivant. Les études cliniques sur des sujets humains post-mortem sont les plus représentatives et permettent de définir des tolérances lésionnelles. Les travaux de Bir à l'université Wayne State, disponibles dans la littérature, sur les impacts de projectiles ALR rigides sur le thorax humain en sont un exemple à caractère unique. Le sujet animal ou encore des modèles physiques du thorax humain présentent des inconvénients rédhibitoires pour des aspects éthique et pratique. C'est pourquoi, la littérature scientifique souligne l'intérêt porté aux substituts homogènes permettant, de manière simple et reproductible, l'analyse d'impacts balistiques.

Depuis plusieurs années, le centre de recherche et d'expertise et d'appui logistique (CREL) du Ministère de l'Intérieur français a développé un dispositif d'essais d'impact sur un bloc de gel synthétique. Ses propriétés de transparence permettent la mesure directe du processus dynamique de déformation. L'analyse du cône dynamique d'enfoncement, créé lors de l'impact sur le gel, semble à ce jour constituer une des méthodes les plus prometteuses pour l'évaluation du risque lésionnel sous l'effet de chocs localisés. Cependant, à l'heure actuelle, les résultats reposent sur des étalonnages obtenus à partir d'essais sur des équipements connus (projectiles ALR et gilets pare-balles). De ce fait, ils restent essentiellement comparatifs.

La simulation numérique, notamment par la méthode des éléments finis, constitue une approche complémentaire aux essais expérimentaux. Depuis plusieurs dizaines d'années, cette voie est explorée et a abouti au développement de divers modèles numériques du corps humain. Parmi ces modèles, on y retrouve le modèle numérique du thorax humain *Hermaphrodite Universal Biomechanics yx* (HUByx) développé conjointement par le CEDREM et l'université technologique de Belfort-Montbéliard (UTBM). La biofidélité de ce mannequin numérique est validée pour des impacts thoraciques. Il lui confère donc un certain pouvoir de prédiction du risque lésionnel associé à des conditions d'impacts connues et modélisables.

La volonté d'évaluer les projectiles ALR et les gilets pare-balles avant leur mise en service soulève une question fondamentale : comment peut-on allier les approches expérimentales et numériques afin de développer un outil de prédiction lésionnelle thoracique uniquement fondé sur l'interprétation d'un essai d'impact sur un bloc de gel synthétique ? Cette interrogation constitue la base des travaux présentés ici.

Afin de situer le contexte lié à cette problématique, ce mémoire de thèse débute par un état de l'art sur les recherches associées aux impacts balistiques non pénétrants et aux lésions qu'ils peuvent causer sur le thorax humain. Au terme de ce premier chapitre, une démarche scientifique est proposée permettant de répondre à la problématique de thèse. Elle est alors composée de trois chapitres et est

structurée de la manière suivante. Le deuxième chapitre est dédié à la caractérisation mécanique et à la modélisation d'un gel synthétique lors d'impacts balistiques non pénétrants. Le troisième chapitre est fondé sur la caractérisation et la modélisation de chargements complexes (projectiles ALR déformables et gilets pare-balles) par l'application d'une méthodologie inverse. Le quatrième et dernier chapitre de ce mémoire repose sur le développement d'un outil expérimental de prédiction lésionnelle lors d'impacts balistiques non pénétrants sur le thorax humain. Enfin, une conclusion propose des pistes d'amélioration aux développements réalisés ainsi que des nouvelles perspectives d'étude.

Chapitre 1

Balistique lésionnelle : un état de l'art

Sommaire

1.1 Caractéristiques de l'impact balistique non pénétrant 7

1.1.1 Impacts associés à l'emploi d'armes à létalité réduite 7

1.1.2 Impacts associés à l'emploi d'armes à feu et de gilets pare-balles 9

1.2 Biomécanique de l'impact balistique non-pénétrant 13

1.2.1 Anatomie du thorax humain, échelles, critères et mécanismes lésionnels . . . 13

1.2.1.1 Thorax 13

1.2.1.2 Échelles et critères lésionnels 14

1.2.1.3 Mécanismes lésionnels 17

1.2.2 Les rapports de cas sur sujets humains 20

1.2.2.1 Les études de terrain mentionnées dans la littérature 20

1.2.2.2 L'étude clinique de Bir à l'université Wayne State 27

1.2.2.3 L'étude clinique du Ministère de l'Intérieur 31

1.2.3 Synthèse et exploitation des travaux 34

1.3 Description des substituts expérimentaux utilisés dans la littérature . . 35

1.3.1 Les modèles physiques du thorax humain 35

1.3.2 La plastiline 36

1.3.3 La gélatine balistique 37

1.3.4 Le gel polymère SEBS 38

1.4 Caractérisation et modélisation d'impacts sur substituts physiques et humains 41

1.4.1 Modélisation des projectiles et des éléments de protection 41

1.4.1.1 Projectiles à létalité réduite 41

1.4.1.2 Projectiles d'armes à feu et gilets pare-balles 44
1.4.2 Modélisation des substituts mous 47
1.4.2.1 Moyens de caractérisation 47
1.4.2.2 Lois de comportement 49
1.4.3 Modélisation du thorax humain 50
1.5 Synthèse de l'étude bibliographique 53

Le premier chapitre de ce mémoire de thèse présente un état de l'art centré sur la balistique lésionnelle. Cette étude bibliographique est décomposée en quatre parties de manière à spécifier les éléments nécessaires à la compréhension de ces travaux. Elle permet d'exposer les recherches liées aux impacts balistiques non pénétrants et aux lésions qu'ils sont susceptibles d'engendrer sur le thorax humain.

Tout d'abord, les caractéristiques de l'impact balistique non pénétrant sont énoncées à travers la présentation des armes à létalité réduite, des armes à feu et des gilets de protection balistique. Ensuite intervient la seconde partie focalisée sur la biomécanique de l'impact balistique non pénétrant. Pour ce faire, l'anatomie du thorax humain est premièrement décrite. Il s'en suit un rappel des échelles, critères et mécanismes lésionnels rencontrés lors de chocs dynamiques localisés. Puis, une présentation exhaustive des rapports de cas sur sujets humains est proposée menant à leur exploitation dans le contexte de la balistique lésionnelle non pénétrante. Afin d'étudier plus en profondeur l'interaction entre le projectile ou la protection balistique et le corps humain, des recherches sont conduites sur le développement et l'utilisation de substituts expérimentaux. Elles sont alors décrites dans la troisième partie de ce chapitre. L'évolution des outils de simulation numérique et des puissances de calcul permet d'amener une nouvelle approche dans l'analyse des impacts balistiques. Par conséquent, la quatrième partie de ce chapitre est dédiée aux travaux et méthodes rencontrés dans la littérature liés à la caractérisation mécanique et à la simulation numérique. Qui plus est, les modèles numériques du thorax humain développés au cours de ces deux dernières décennies sont présentés. Enfin, une synthèse de cet état de l'art conclut à une formulation d'une démarche scientifique ayant pour objectif : le développement d'un outil de prédiction de blessures thoraciques lors d'impacts balistiques non pénétrants à travers l'interprétation de tirs sur un substitut physique adéquat.

1.1 Caractéristiques de l'impact balistique non pénétrant

La balistique lésionnelle est fondée sur l'étude de l'interaction projectile/tissus vivants (IPV). Pour une compréhension des impacts balistiques non pénétrants, les caractéristiques des projectiles à létalité réduite, des projectiles d'armes à feu et des gilets pare-balles sont tout d'abord introduites.

1.1.1 Impacts associés à l'emploi d'armes à létalité réduite

Les notions d'armes non létales et d'armes à létalité réduite (ALR) désignent de la même manière une arme explicitement conçue pour incapaciter un individu tout en minimisant le risque de lésions irréversibles. L'utilisation de ces armes apparait pour la première fois dans les années 1960 aux États-Unis. Elles sont notamment liées à la modernisation des conflits et sont employées lorsque le recours aux armes létales n'est pas approprié. Ces armes peuvent également apporter une solution proportionnée aux forces de maintien de la paix lors de conflits civils.

Parmi les différentes catégories d'armes à létalité réduite se trouvent les armes à énergie cinétique. Elles consistent à propulser un projectile non pénétrant sur un individu afin de le neutraliser. C'est-à-dire que l'impact doit engendrer une douleur suffisamment importante pour empêcher l'individu de continuer son action sans blessures permanentes. Ces projectiles sont constitués de matériaux variés comme le plastique, le bois, le caoutchouc... Leurs géométries ainsi que leurs technologies ont évolué au fil des décennies. En effet, ces projectiles tendent à comporter un nez relativement souple de manière à s'aplatir durant l'impact et ainsi augmenter la surface de contact. Les figures suivantes ont pour objectif d'illustrer quelques armes et projectiles utilisés par les forces de l'ordre autour du globe. La figure 1.1 présente à la fois le lanceur Flash-Ball® du manufacturier Verney-Carron et les projectiles en caoutchouc de diamètre 44 mm et de masse 28 g proposant une énergie cinétique indiquée de l'ordre de 200 J.

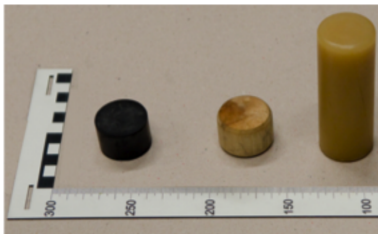
(a) (b)



FIGURE 1.1: L'arme Flash-Ball® (a) et munitions en caoutchouc de diamètre 44 mm et de masse 28 g (b). Illustrations et informations fournies par le manufacturier Verney-Carron, St-Etienne, France.

La figure 1.2 expose une série de projectiles rigides cylindriques de diamètre 37 mm (figure 1.2a), des projectiles de diamètre 40 mm à tête hémisphérique de technologie hybride constitués d'un nez déformable et d'un sabot rigide (figure 1.2b). Enfin, la figure 1.2c illustre les projectiles en sachets de calibre 12, appelés en termes anglo-saxons *bean bags*, contenant de la grenaille de plomb. Ces projectiles parmi tant d'autres sont caractérisés par une masse et une vitesse en sortie de canon définissant l'énergie cinétique de la munition. Elle contribue à la portée du projectile et à son efficacité.

(a)



(b)



(c)

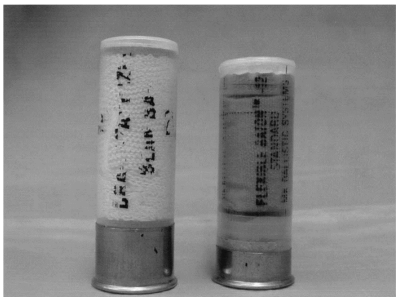


FIGURE 1.2: Projectiles cylindriques de diamètre 37 mm, de gauche à droite, en caoutchouc, en bois, en plastique (a), différents projectiles hybrides de diamètre 40 mm constitués d'un nez déformable (mousse, caoutchouc) et d'une partie arrière rigide en plastique (b), projectiles en sachets contenant de la grenaille de plomb (c) [1, 2].

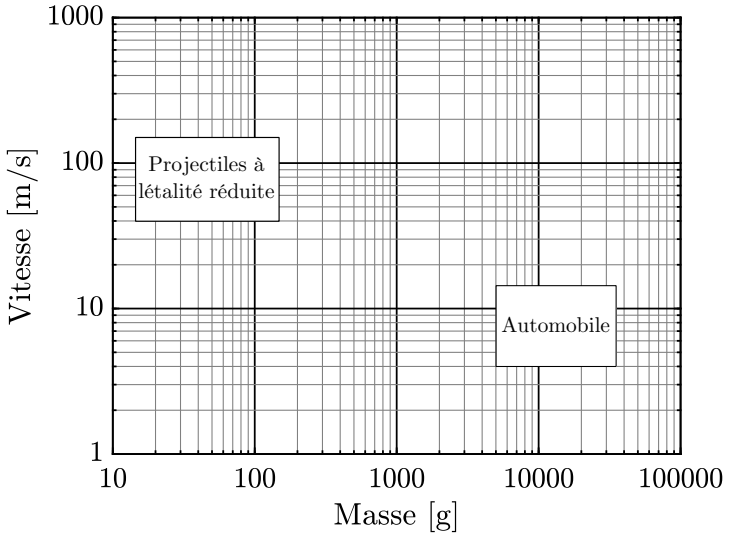


FIGURE 1.3: Zones d'intérêts d'impacts non pénétrants en fonction de la masse et de la vitesse du projectile. La région des projectiles à létalité réduite implique de faibles masses et des vitesses élevées en contraste avec les impacts automobiles, illustration adaptée de BIR *et al.* [3].

Les gammes de vitesse et de masse rencontrées lors d'impacts balistiques non pénétrants impliquant des projectiles à létalité réduite sont représentées à l'aide de la figure 1.3. Ce tracé masse-vitesse définit une région d'intérêt pour ces projectiles avec une masse allant de 15 à 150 g et une vitesse variant de 40 à 150 $m.s^{-1}$. Cette zone s'oppose littéralement aux impacts automobiles impliquant plutôt des masses élevées et des vitesses relativement faibles. Cette figure apporte un argument important quant à la complexité à exploiter les travaux de l'accidentologie automobile pour l'étude du potentiel lésionnel des projectiles à létalité réduite.

1.1.2 Impacts associés à l'emploi d'armes à feu et de gilets pare-balles

Les impacts balistiques non pénétrants peuvent survenir également lors de l'emploi d'armes à feu sur un individu portant un gilet pare-balles. Plus précisément, les armes à feu, apparues pour la première fois au XIVème siècle propulsent des projectiles au moyen de gaz produits par une déflagration (combustion rapide et confinée d'un composé chimique détonnant). Elles sont employées pour tuer un individu contrairement aux armes à létalité réduite. Les munitions ou cartouches utilisées par une arme à feu sont composées de plusieurs éléments schématisés par la figure 1.4a. Plus particulièrement, « 1 » désigne la balle tirée par l'arme et définie par son calibre. Il désigne le diamètre du projectile ou le diamètre intérieur du canon. Par exemple, la figure 1.4b illustre la célèbre cartouche 9 x 19 mm Parabellum de calibre 9 mm et un projectile de masse 8 g.

Plus généralement, les projectiles d'armes à feu développés au cours de ces dernières décennies sont caractérisés par un diamètre inférieur à 20 mm et une vitesse en sortie de canon pouvant atteindre 1000 $m.s^{-1}$. Leur impact entraîne donc une pénétration des tissus humains et un risque élevé de traumatismes lors d'impacts sur les organes vitaux.

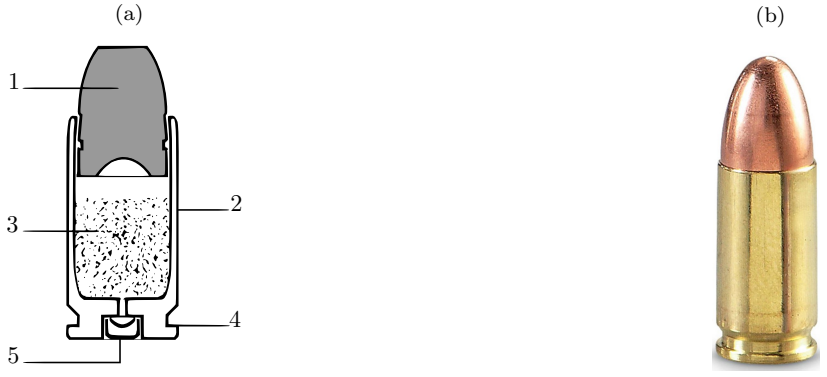


FIGURE 1.4: Schématisation d'une cartouche pour arme à feu : 1 balle, 2 douille ou étui, 3 charge explosive, 4 culot, 5 amorce (a) et une cartouche de 9 x 19 mm Parabellum (b).

Dans le cadre du développement de ces projectiles dont le risque de létalité en cas d'impact est très élevé, des gilets pare-balles ont été parallèlement conçus afin d'empêcher la pénétration du projectile dans le corps humain. Ils sont portés pour prodiguer une protection individuelle du thorax et de l'abdomen face à différents types de projectiles (balle, éclats d'obus, etc.). Par conséquent, les caractéristiques des gilets de protection reposent sur leur capacité à absorber l'énergie induite par le projectile, que ce soit par leur déformation, leur endommagement ou encore leur fracture. De plus, ils doivent permettre une redistribution de l'énergie menant à une réduction de la pression de contact avec le corps humain [4]. Pour ce faire, les matériaux utilisés consistent en des couches multiples de matière textile composées de fibres à hautes résistances mécaniques comme le Kevlar®, Twaron® et le polyéthylène haute densité (Dyneema® et Spectra®). Ces matériaux peuvent également être enrobés dans une résine afin de former une structure composite. Ils suffisent à arrêter des projectiles de faible énergie et sont considérés comme des gilets souples. Des plaques rigides, notamment en céramique ou en acier, sont ajoutées pour stopper des projectiles d'armes de guerre à très haute énergie (ex : 7.62 x 51 mm OTAN). Bien évidemment, les conflits diffèrent entre les forces armées et les forces de police. Il est alors nécessaire d'adapter la puissance de feu, la mobilité et le niveau de protection de l'individu en fonction du contexte. Le terme « triangle de fer du combattant » est alors introduit [5]. Bien que le type de gilet utilisé dépend des missions à remplir, les forces de police porteront généralement des gilets souples (figure 1.5) et les forces armées des gilets lourds impliquant des plaques rigides de fortes épaisseurs.



FIGURE 1.5: Exemple de gilet pare-balles souple porté par les forces de police.

L'institut américain pour la justice (*National Institute of Justice*) a développé une des classifications les plus connues des gilets pare-balles suivant leur niveau de protection [6]. Le tableau 1.1 présente ces différents niveaux suivant le type de munition stoppée ainsi que l'énergie cinétique correspondante. Des gilets de niveaux IIA à IIIA sont attribués plutôt aux forces de police et des gilets

de types III et IV pour les forces armées. La gamme d'énergie cinétique de ces projectiles est très étendue et des impacts d'énergie supérieure à 3500 J peuvent mener à des phénomènes physiques complexes comme la présence d'onde de choc se propageant dans le corps humain sans déformation majeure de la paroi corporelle. Ceci est la raison pour laquelle ces travaux de thèse se focalisent sur des vitesses de projectiles inférieures à 500 $m.s^{-1}$ ou encore des tirs impliquant des gilets pare-balles de niveaux IIA à IIIA. Dans ce cadre d'étude, des similarités peuvent alors être trouvées avec les impacts non pénétrants associés à l'emploi de projectiles à létalité réduite. En effet, ces deux types d'impacts ont la possibilité de causer des lésions contondantes principalement liées à la déformation du corps humain. La figure 1.6 schématise le principe de déformation arrière du gilet pare-balles entrainant un déplacement de la paroi corporelle.

Tableau 1.1: Standards de performance des gilets pare-balles en fonction des munitions stoppées promulgués par le *National Institute of Justice* [6].

Niveau	Munition stoppée	Masse [g]	Vitesse [$m.s^{-1}$]	Énergie cinétique [J]
Type IIA	9 x 19 mm Parabellum FMJ	8	375	560
	.40 S&W	11.7	350	720
	.45 ACP	14.9	275	560
Type II	9 mm FMJ	8	400	640
	.357 Magnum	10.2	436	970
Type IIIA	.357 SIG FMJ	8.1	450	820
	.44 Magnum	15.6	436	1480
Type III	7.62 x 51 mm OTAN	9.6	850	3470
Type IV	.30 anti-blindage	10.8	880	4180

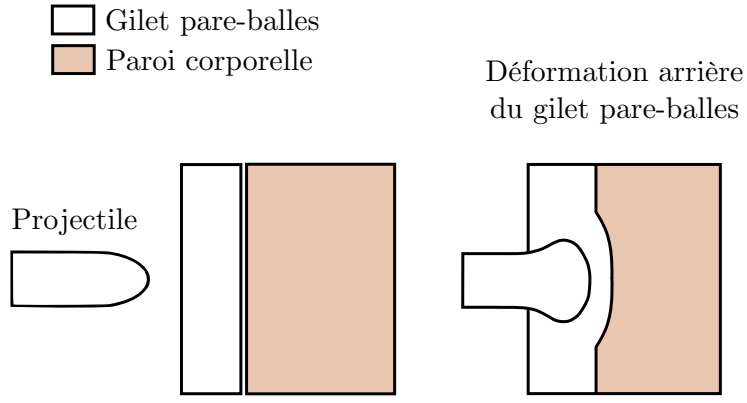


Figure 1.6: Principe de la déformation arrière du gilet pare-balles causant des lésions possibles sur le corps humain, adaptée de Hewins [7].

De la même manière que pour les projectiles à létalité réduite, les masses et les vitesses mises en jeu pour les projectiles d'armes à feu sont représentées par la figure 1.7. À noter que la région masse-vitesse des projectiles pénétrants est limitée par le cadre d'étude. Elle est définie par une masse variant de 2 g à 30 g et une vitesse allant de 250 à 500 m.s^{-1}. Ce tracé amène également une analogie entre les projectiles pénétrants d'armes à feu et les projectiles à létalité réduite. En effet, il peut être supposé que l'action du gilet de protection permette une transmission d'énergie à la cible équivalente ou relativement proche de celle transmise par l'impact de projectiles à létalité réduite sans protection.

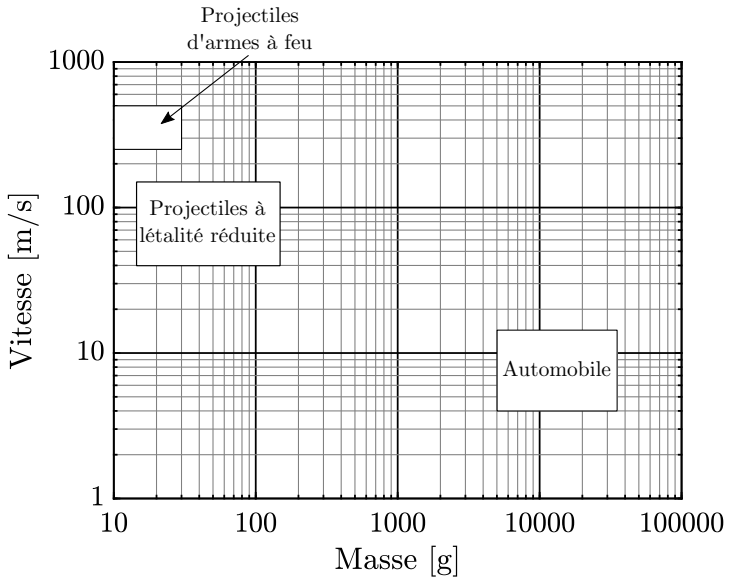


FIGURE 1.7: Zones d'intérêts d'impacts non pénétrants en fonction de la masse et de la vitesse du projectile. Les régions des projectiles pénétrants et des projectiles à létalité réduite impliquent de faibles masses et des vitesses élevées en contraste avec les impacts automobiles, illustration adaptée de BIR *et al.* [3].

Les caractéristiques de l'impact non pénétrant par l'emploi d'armes à létalité réduite et d'armes à feu viennent d'être exposées. Il est indispensable à présent de décrire les phénomènes physiques et les interactions avec le thorax humain induits par ces impacts. Par conséquent, la partie suivante a pour objet la biomécanique de l'impact balistique non pénétrant. En premier lieu, l'anatomie du thorax humain est présentée ainsi que les échelles, critères et mécanismes lésionnels rencontrés dans la littérature. En second lieu, une revue exhaustive des rapports de cas d'impacts balistiques sur sujets humains est établie. En dernier lieu, une synthèse conclut à l'exploitation de ces recherches dans le cadre de cette thèse.

1.2 Biomécanique de l'impact balistique non-pénétrant

1.2.1 Anatomie du thorax humain, échelles, critères et mécanismes lésionnels

1.2.1.1 Thorax

Le thorax représente la région anatomique supérieure du tronc humain située entre le cou et l'abdomen. D'un point de vue squelettal, il est délimité par la première et la douzième paire de côtes formant ainsi la cage thoracique (figure 1.8a). Les dix premières paires de côtes permettent de réaliser la jonction entre le rachis (ou colonne vertébrale) et le sternum par le biais du cartilage costal. Qui plus est, la jonction costo-chondrale désigne la liaison entre les côtes et le cartilage costal. Les onzième et douzième paires de côtes sont appelées côtes flottantes non liées au sternum et observables à la figure 1.8a. Le sternum peut quant à lui, être défini principalement par le manubrium et le corps du sternum. Au regard de la structure osseuse, les côtes et le sternum sont caractérisés par une zone externe de tissus osseux minces (os cortical) et une zone interne de tissus osseux spongieux (os trabéculaire). À l'inverse, le cartilage costal est un tissu conjonctif souple contribuant à l'élasticité de la cage thoracique. En somme, de part sa géométrie et sa constitution, la cage thoracique participe à la protection des organes internes du thorax et au mécanisme respiratoire.

D'un point de vue viscéral, le thorax contient le système respiratoire composé notamment des poumons, de la trachée et du diaphragme schématisés à la figure 1.8b. Succinctement, la trachée permet l'apport nécessaire en air aux poumons lors de la respiration et inversement, l'expulsion d'air lors de l'expiration. Le diaphragme est le principal muscle respiratoire et marque la limite entre la cavité thoracique et la cavité abdominale. Le thorax contient également le cœur situé entre les deux poumons et sous le sternum (figure 1.8b). Il permet le transport du sang vers les extrémités et les divers organes du corps humain et joue de ce fait un rôle essentiel à la vie. À présent, les échelles de blessures et les critères lésionnels définis dans la littérature peuvent être introduits.

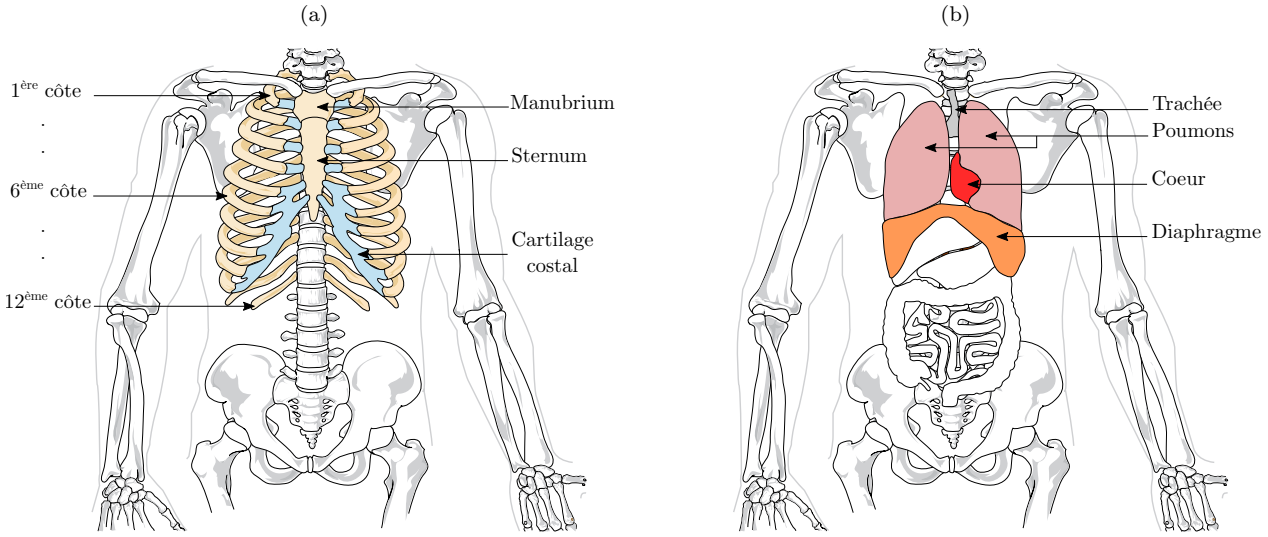


FIGURE 1.8: Anatomie du thorax humain représentée par la cage thoracique (a) et les principaux organes du système cardio-respiratoire (b).

1.2.1.2 Échelles et critères lésionnels

Les travaux sur l'accidentologie automobile au cours des années 1960 ont souligné le besoin d'une classification appropriée des lésions par type et par gravité. L'*American Medical Association*, l'*Association for the Advancement of Automotive Medicine* ainsi que la *Society of Automotive Engineers* ont contribué en 1971 à la première échelle lésionnelle appelée *Abbreviated Injury Scale* (AIS) [8]. Elle utilise une méthode numérique simple afin de hiérarchiser et comparer les blessures par degré de sévérité selon une échelle allant de 1 à 6. En effet, un score minimal de 1 est attribué à une lésion de gravité mineure et un score de 6 pour une gravité maximale. Au fil des années, l'échelle AIS a subi des révisions majeures permettant d'élargir le champ des lésions recensées ne se limitant ainsi plus à la traumatologie routière. Un exemple de scores AIS attribués au sternum, aux côtes, aux poumons et au cœur est présenté à l'aide du tableau 1.2. À l'évidence, les lésions observées requièrent le diagnostic d'un professionnel de la santé. À noter que cette échelle évalue également les lésions cumulées que peut engendrer un accident ou impact par exemple, une fracture costale avec la présence d'un hémo ou pneumothorax. Celles-ci ne sont pas mentionnées dans le tableau 1.2 afin de faciliter sa compréhension. Dans le cadre de ces travaux de thèse, la révision de 1998 de l'échelle AIS, disponible librement et en intégralité, est donc utilisée. Naturellement, une transposition des scores AIS dans la révision de 1998 est effectuée pour exploiter les travaux de la littérature.

Bien que non utilisées, différentes échelles lésionnelles sont présentes. Il existe notamment l'*Injury Severity Score* (ISS) qui évalue la sévérité de blessures multiples sur le corps humain en attribuant

un score de gravité allant de 1 à 6 pour chaque région anatomique [9]. Ensuite, une opération mathématique mène au calcul d'un ISS global. D'autres mesures du risque lésionnel, comme la *Military Combat Injury Scale* (MCIS) ou encore le *Military Injury Severity Score* (mISS), ont été récemment définies afin de mieux prédire le risque de mortalité dans un contexte de combats armés [10, 11]. Le MCIS considère également les capacités du soldat à combattre malgré les blessures à travers la *Military Functional Incapacity Scale* (MFIS).

TABLEAU 1.2: Exemple de scores AIS affectés à la région anatomique touchée et description des lésions associées [12].
Note : * SAP : Sans Autre Précision

Région anatomique	Score AIS	Description de la lésion
Sternum	1	Contusion
	2	Fracture
Côtes	1	Contusion
	1	Côte fracturée = 1
	2	Côtes fracturées = 2-3, quel que soit l'emplacement ou multiples fractures sur une seule côte
	3	Côtes fracturées $>$ 3 d'un côté et $\leq$ 3 de l'autre côté
	3	Ouverte / déplacée / comminutive (i.e comprenant de nombreux fragements d'os) sur au moins 1 côte
	4	Côtes fracturées $>$ 3 de chaque côté
Poumons	3	Contusion (SAP*)
	3	Plaie (SAP*)
Cœur	3	Contusion (SAP*)
	3	Plaie (SAP*)

Par ailleurs, on retrouve dans la littérature des critères lésionnels. Ils représentent un paramètre ou un ensemble de paramètres physiques admettant une corrélation avec la gravité d'une blessure associée à une échelle lésionnelle. De nombreux critères ont pu être définis à la fois en accidentologie automobile et en balistique lésionnelle. Les paragraphes suivants font l'inventaire des critères les plus employés dans la littérature.

Tout d'abord, un critère basé sur l'accélération du thorax, le *Thoracic Trauma Index (TTI)*, a été développé dans le but d'évaluer les impacts latéraux automobiles [13, 14]. L'équation 1.1 définit le calcul de ce critère en fonction de l'âge de la cible (AGE), l'accélération maximale mesurée sur la quatrième ou huitième côte (RIB), l'accélération maximale de la douzième vertèbre (T_{12}), la masse

du sujet (M) et la masse du 50ème percentile humain M_{50}. Par exemple, cette masse médiane est établie à 70 kg pour un homme et à 58 kg pour une femme par le centre américain de contrôle et de prévention des maladies (*Center for Disease Control and Prevention* - CDC) [15].

$$TTI = 1.4AGE + 0.5(RIB + T12)\frac{M}{M_{50}} \tag{1.1}$$

Le *Blunt Criterion* (BC) est cette fois-ci un critère lésionnel mis au point pour le domaine de la balistique contondante [16, 17]. Il est associé plus particulièrement au développement de projectiles non pénétrants. Il correspond à un modèle empirique à cinq paramètres sans dimension physique et est spécifié à l'aide de l'équation 1.2.

$$BC = ln\left(\frac{\frac{1}{2}mV^2}{W^{1/3}TD}\right) \tag{1.2}$$

Où, m désigne la masse du projectile en kg, V sa vitesse en m.s^{-1}, W la masse de la cible en kg, T l'épaisseur de la paroi corporelle en cm et D le diamètre du projectile en cm. Dans le cas où la valeur de T n'est pas mesurée, elle peut être estimée par $T = kW^{1/3}$, où k=0.711 pour un homme et 0.593 pour une femme [17]. Dans l'équation 1.2, le numérateur représente l'énergie cinétique du projectile. Le dénominateur, quant à lui, repose sur la capacité de la cible à absorber l'énergie de l'impact sans causer de lésions majeures. À noter que ce critère considère que l'intégralité de l'énergie cinétique du projectile est transmise à la cible. De plus, le calcul du BC n'est pas fonction de la réponse du corps humain soumis à l'impact. Pour ces raisons, ce critère lésionnel est employé plutôt dans une étape préliminaire de conception de projectiles [18].

Le taux de compression maximal du thorax est également utilisé en tant que critère lésionnel. Il est cependant employé uniquement dans le cadre automobile [19, 20].

Ce critère combiné à la vitesse de compression thoracique forme le *Viscous criterion* (VC) [21]. Il est issu de l'accidentologie automobile mais est aussi exploité en balistique. Plus précisément, il équivaut au produit du taux de compression thoracique et de sa vitesse de compression. Le taux de compression est obtenu en divisant le déplacement de la paroi thoracique par l'épaisseur du thorax. La valeur maximale du *Viscous criterion* VC_{max} est obtenue à partir de l'équation 1.3 ci-contre.

$$VC_{max} = max\left(\frac{C(t)}{C_0}V(t)\right) \tag{1.3}$$

$C(t)$ et $V(t)$ représentent respectivement les évolutions temporelles du déplacement de la paroi thoracique en m et de sa vitesse en m.s^{-1}. C_0 est l'épaisseur du thorax, estimée à 0.236 m pour le 50ème

percentile masculin [22]. *VC* tient compte de la vitesse à laquelle le thorax se déforme. Cette considération est alors prépondérante pour l'application de ce critère dans le domaine balistique. Enfin, la figure 1.9 décrit les mécanismes physiques et les étapes intervenant dans le calcul du *Viscous criterion*.

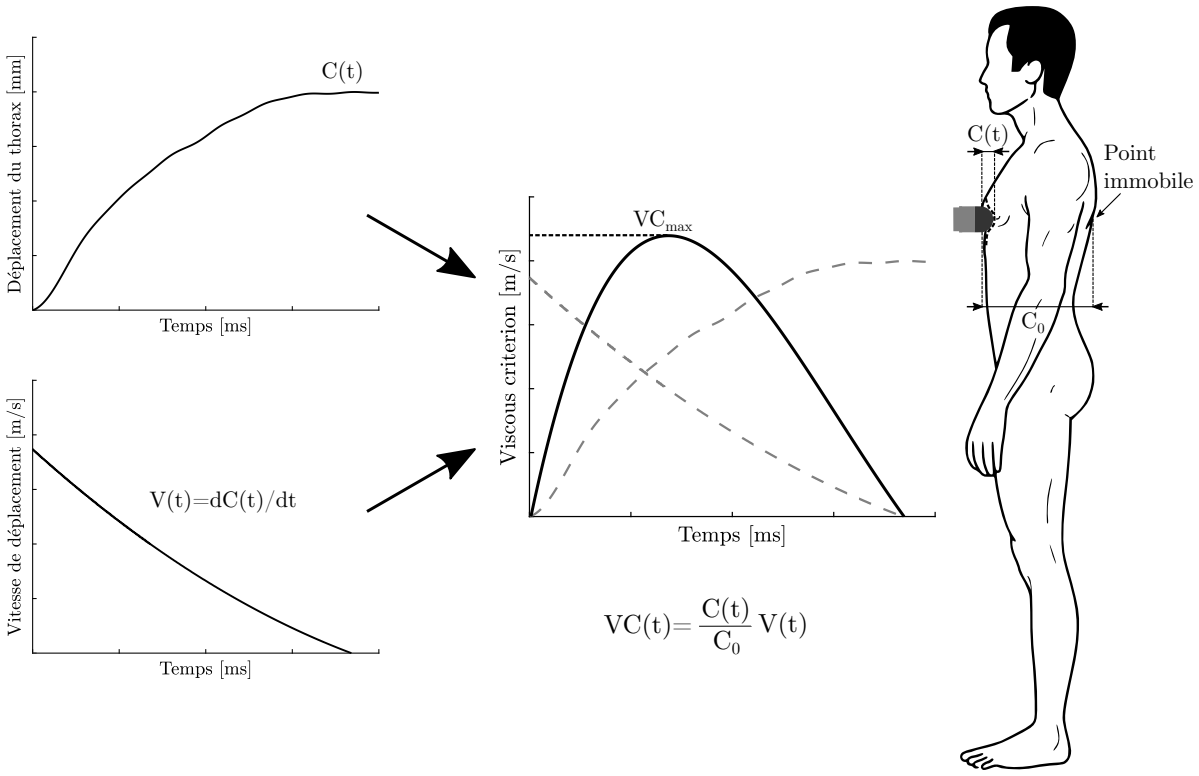


FIGURE 1.9: Description des mécanismes intervenant dans le calcul du *Viscous criterion*, illustration adaptée de ROBBE [1].

Le développement de ces critères est issu principalement de l'accidentologie automobile. Cependant, seul le *Viscous criterion* peut se prévaloir d'être utilisé en balistique non pénétrante. En effet, il considère la vitesse de déformation de la paroi corporelle. Cette prise en compte est prépondérante pour son emploi dans ces travaux de thèse. Il est important à présent de se focaliser sur les mécanismes lésionnels rencontrés lors de chocs localisés.

1.2.1.3 Mécanismes lésionnels

Les impacts balistiques non pénétrants sur le thorax humain induisent des phénomènes physiques et des mécanismes complexes causant diverses lésions dépendant du lieu et de l'énergie d'impact. Dans le cas d'un impact non pénétrant associé à l'emploi d'armes à feu et de gilet de pare-balles, des lésions provoquées par la déformation arrière du gilet pare-balles ont été recensées pour la première fois en 1978 par CARROLL et SODERSTROM [23]. Elles sont connues sous le terme anglo-saxon *Behind Armor Blunt Trauma* (BABT) et ont fait l'objet de nombreuses études afin de comprendre les mécanismes

biophysiques engendrés [5, 7, 24, 25]. Les paragraphes suivants ont donc pour but de renseigner les phénomènes physiques produits sur le corps humain lors d'un impact non pénétrant.

Lors d'un choc localisé sur le corps humain, la paroi corporelle est soumise à une accélération entrainant un effort sur les tissus sous-jacents. En d'autres termes, l'énergie cinétique de l'impacteur, comme un projectile à létalité réduite, est absorbée par le corps humain. Il est également souligné dans la littérature que le type et la sévérité d'une lésion interne sont non seulement dépendants de l'amplitude de la déformation des tissus, mais également de la vitesse à laquelle la déformation apparait [21, 26]. En effet, Cooper et Taylor [26] indiquent qu'un impact à une faible vitesse de déformation génère un large déplacement de la paroi corporelle et des lésions directes et localisées à la zone d'impact. Les impacts à plus hautes vitesses causent plutôt des ondes de contrainte (sous la forme d'ondes de compression) traversant le corps humain et entrainant des déformations importantes des tissus, éloignés du point d'impact [26].

La figure 1.10 permet de distinguer les mécanismes lésionnels gouvernant les impacts non pénétrants. Lors d'un choc balistique, l'impact est concentré sur une zone restreinte du corps humain, en opposition avec les impacts automobiles. Ainsi, on retrouve plus précisément un large cisaillement et déchirement des tissus. De plus, l'énergie d'impact imposée à la cage thoracique peut suffire à fléchir les côtes et entrainer leur rupture [27]. En conséquence, les tissus sous-jacents, comme le cœur et les poumons, sont à même d'être soumis à des contusions et lacérations. Les mécanismes lésionnels, exposés ci-dessus, représentent ceux couverts dans le cadre de cette thèse de doctorat. Cependant, d'autres phénomènes peuvent survenir lors de conditions extrêmes de chargement dynamique liées à l'impact de projectile à très haute énergie (ex : 7.62 x 51 mm OTAN) sur un gilet pare-balles.

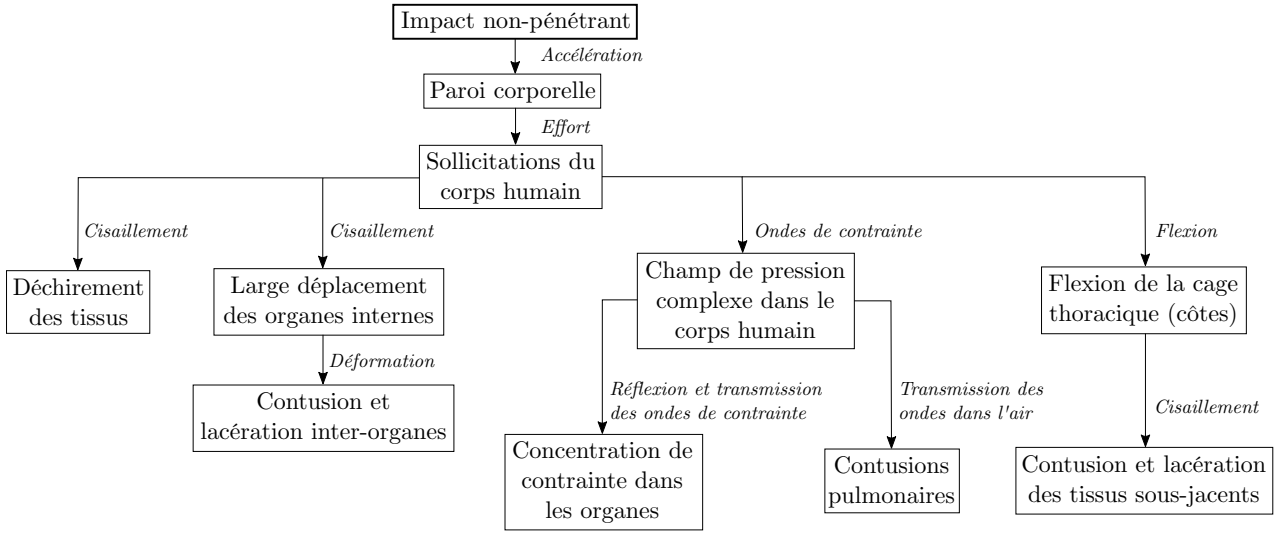


Figure 1.10: Mécanismes lésionnels apparaissant lors d'impacts non pénétrants, illustration adaptée de Hewins [7].

En effet, ce type d'impact peut entrainer des ondes de contraintes se propageant dans chaque tissu du corps humain suivant leur impédance mécanique. Il peut provoquer ainsi des contusions pulmonaires, dues à la propagation d'ondes dans l'air et également des concentrations de contraintes [7, 24] (figure 1.10).

La figure 1.11 illustre l'enfoncement du thorax (tracé en pointillé) causé par la déformation arrière du gilet pare-balles. Elle représente une superposition de quatre clichés successifs obtenus par radiographie éclair. Le tracé en pointillé correspond véritablement à un « cône d'enfoncement » induit par un choc localisé non pénétrant.

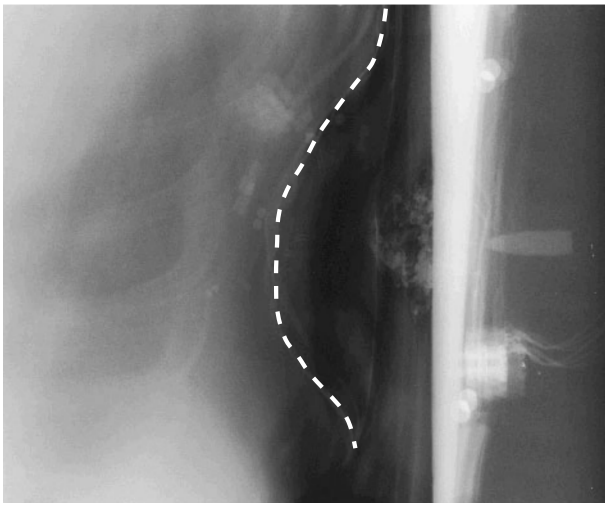


FIGURE 1.11: Superposition de quatre clichés successifs à partir d'une radiographie éclair d'un impact d'une balle sur un gilet pare-balles. Le tracé en pointillé délimite un cône dynamique causé par la déformation arrière du gilet [28].

Afin d'illustrer ces différents mécanismes lésionnels, les rapports de cas d'impacts balistiques provenant de la littérature peuvent être exposés. Dans un premier temps, la fréquence et la gravité des lésions suivant le type d'impact et la zone anatomique touchée peuvent être déterminées à l'aide de rapports de cas dits de « terrain ». Ils consistent à exposer les cas concrets d'impacts balistiques sur sujets humains vivants à travers les données anthropométriques de l'individu touché et par une description des conditions de tir et du bilan lésionnel. Dans un second temps, les études cliniques sur sujets humains post-mortem (SHPM) permettent entre autres de déterminer la réponse mécanique du sujet lors de chocs localisés, les blessures rencontrées ainsi que le potentiel lésionnel d'une arme ou les performances d'un gilet pare-balles. Ces études sont à même de mener au développement de critères lésionnels et de corridors biomécaniques tout en considérant l'âge, l'état cadavérique du sujet ainsi que la variabilité interindividuelle. Les prochains paragraphes ont donc pour but de présenter de façon exhaustive les rapports de cas de la littérature.

1.2.2 Les rapports de cas sur sujets humains

1.2.2.1 Les études de terrain mentionnées dans la littérature

De nombreuses études rétrospectives, menées sur les impacts de projectiles à létalité réduite, ont été effectuées en réponse aux conflits civils dont ont souffert de nombreux pays, des années 1970 aux années 2000. Leurs objectifs sont de référencer le nombre d'individus touchés, les zones d'impact, les types de lésions subies et d'en tirer des conclusions quant au potentiel lésionnel des projectiles utilisés. Ces études permettent de souligner la proportion des impacts non pénétrants dans la région thoracique ainsi que les lésions rencontrées pour différents types de projectiles à létalité réduite. Le tableau 1.3 rapporte ces études de manière exhaustive révélant la proportion des impacts sur le thorax humain et les lésions observées pour différents conflits civils notamment en Irlande du Nord. Il met en relief près de 700 impacts non pénétrants causés par des bâtons en plastique (figure 1.2a), des projectiles en sachets type *Bean Bag* (figure 1.2c) ou encore des projectiles en caoutchouc. Environ 20 % des impacts sont situés dans la région thoracique. Les blessures thoraciques constatées sont des fractures costales, des contusions cardiaques et pulmonaires, des contusions, des lacérations ainsi que des abrasions de la peau.

Une étude se penche précisément sur les dommages infligés au thorax par des projectiles en plastique sur 80 individus. Ils ont été enregistrés aux hôpitaux de Belfast durant des émeutes en Irlande du Nord de 1975 à 1988 [29]. Ces projectiles cylindriques sont en plastique de diamètre 37 mm, de longueur 100 mm et de masse 135 g. La vitesse initiale du projectile en sortie de canon n'est pas indiquée. Parmi les 80 personnes, 4 sont décédées des suites de graves lésions cardiaques. Les 76 personnes restantes ont souffert d'une ou plusieurs lésions suivantes : contusions pulmonaires, pneumothorax, fractures costales et sternales. Une analyse rétrospective a également été entreprise en 2017 sur les décès, blessures et invalidités occasionnés lors de conflits civils impliquant des projectiles à énergie cinétique pour une période de 27 ans entre 1990 et 2017 [30]. Ces travaux répertorient les données lésionnelles sur 1984 personnes. 53 d'entre elles sont décédées des suites de leurs blessures. La moitié est attribuée à des lésions à la tête et au cou et 27 % à des traumas thoraciques et abdominaux. 44 % des décès sont causés par des impacts non pénétrants. Cependant, la proportion des impacts thoraciques non pénétrants ayant entrainé la mort n'est pas mentionnée. Des informations supplémentaires à propos des lésions thoraciques contondantes subies par les individus ne peuvent pas être apportées, puisque non spécifiées dans l'étude.

TABLEAU 1.3: Données clés des études rétrospectives de la littérature focalisées sur les impacts non pénétrants thoraciques (nm : non mentionné). FC : fracture costale, CP : contusions pulmonaires, CC : contusions cardiaques, C/A : contusion/abrasion, C/L : contusion/lacération

		Projectile		Statistique			
Région/Pays	Période	Type	Éner. cin. [J]	Nb. individus/ Nb. impacts	Nb. impacts thoraciques [%]	Lésions	Références
Irlande du N.	1970	Caoutchouc	373	90/95	22	FC - CP C/A de la peau	[31]
Irlande du N.	1975-1989	Bâton plastique	nm	123/126	17	CP C/A de la peau	[32]
Irlande du N.	1981	Bâton plastique Caoutchouc	nm nm	99/nm 90/nm	10 25	FC - CP C/A de la peau	[33]
États-Unis	1996-2000	*Bean Bag*	170	39/99	44	Pneumothorax CC C/A de la peau	[34]
Israël	2000	Caoutchouc : RCC95 MA/RA 88	405 52	93/123	15	C/L de la peau	[35]
États-Unis	2001	*Bean Bag* / Caoutchouc	170 / nm	27/36	14	CP C/A de la peau	[2]
Irlande du N.	2002	Bâton plastique	244	28/30	23	CP C/A de la peau	[36]
Irlande du N.	2005	Bâton plastique	254	14/18	17	Pneumothorax C/A de la peau	[37]

Des articles reportent également des rapports de cas précis d'impacts de projectiles à énergie cinétique entrainant des blessures non pénétrantes et non mortelles sur le thorax. Ces projectiles ont été utilisés par les forces de police lors d'opérations de maintien de l'ordre. Ces rapports de cas sont résumés à l'aide du tableau 1.4. La première étude provient des États-Unis et présente les lésions observées sur un homme de 33 ans lors d'un impact d'un projectile *Bean Bag* sur le flanc gauche du thorax [38]. L'énergie cinétique du projectile est estimée en sortie de canon à 170 J. Cependant, la distance de tir n'est pas connue. Une fracture costale est observée ainsi qu'une abrasion de la peau mesurant 7 x 7 cm. La deuxième étude se déroule en Suisse et rapporte un impact d'un projectile en caoutchouc de diamètre 44 mm tiré par l'arme Flash-Ball® (figure 1.1) dans la région cardiaque d'un homme de 25 ans [39]. La distance de tir est de 2 m et l'énergie cinétique en sortie de canon est estimée à 200 J. Cependant, cette même énergie est indiquée pour une distance de tir de 2.5 et 7 m [39]. Ceci suggère une possible erreur dans l'estimation de la quantité d'énergie et de la vitesse initiale du projectile. La figure 1.12 illustre la contusion causée par le projectile en caoutchouc près de la partie basse du sternum. Cet impact a également entrainé une contusion cardiaque et pulmonaire.



FIGURE 1.12: Photographie de la poitrine d'un patient présentant une contusion de la peau dans la région cardiaque causée par un projectile en caoutchouc de diamètre 44 mm [39].

Le troisième incident rapporté se situe aux États-Unis et représente le rapport de cas le plus complet. Il correspond à un impact d'un projectile hybride illustré par la figure 1.13a sur le thorax droit d'un homme de 36 ans. Le nom commercial du projectile mentionné dans le tableau 1.4 (eXact iMpact® de Defense Technology) est déduit avec une grande certitude à partir des illustrations de l'article considéré et des données techniques du projectile [40]. Le poids, la taille de l'individu ainsi que l'énergie cinétique du projectile avant impact sont mentionnés dans le tableau 1.4. Il est important de souligner que ces données ne sont pas renseignées dans les deux autres cas. L'individu s'est suicidé à travers un coup de feu à la tête après le tir de projectile à énergie cinétique. L'autopsie a révélé

uniquement une contusion de la peau et une contusion pulmonaire. Cette dernière est observable à la figure 1.13b.

(a) (b)

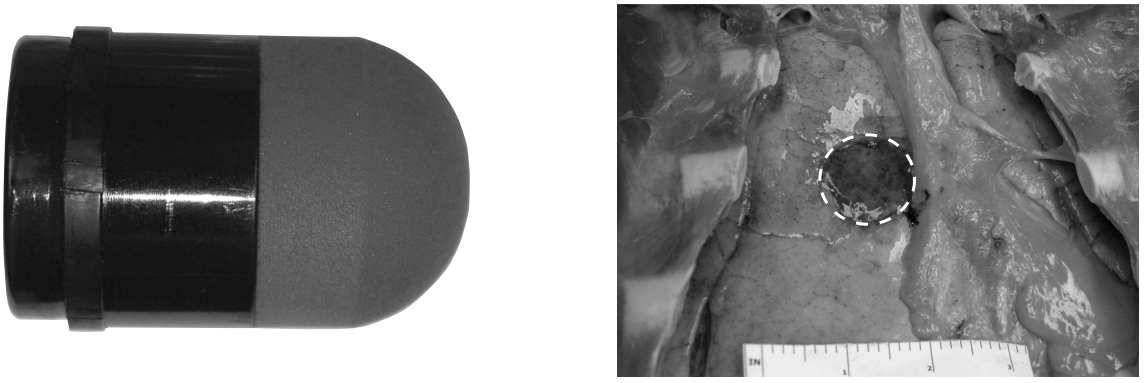


FIGURE 1.13: Projectile hybride (nez en mousse et sabot en plastique) impliqué dans le rapport de cas (a) et une photographie d'une contusion pulmonaire circulaire lors de l'autopsie du patient (b) [40].

L'ensemble des cas mentionnés dans le tableau 1.3 repose sur des études rétrospectives de la littérature. La proportion des impacts thoraciques relative à l'ensemble des impacts dépend de la précision du projectile et de la distance de tir. En effet, une distance de tir est préconisée par le fabricant d'armes afin d'associer précision et efficacité. Cependant, cette distance de tir n'est pas indiquée dans ces travaux. De plus, les lésions observées ainsi que les lieux d'impacts suggèrent que celle-ci n'ait pas été respectée dans de nombreux incidents [30]. Bien que ces études apportent des informations quant aux mécanismes lésionnels et aux blessures thoraciques rencontrés, elles restent difficilement exploitables pour déterminer le potentiel lésionnel de projectiles à létalité réduite.

Au regard des cas décrits dans le tableau 1.4, la distance de tir ainsi que la taille et le poids de l'individu représentent des inconnues pour le premier rapport de cas. Le second cas de WAHL *et al.* indique une certaine mise en garde quant à l'estimation de l'énergie cinétique du projectile [39]. Le troisième et dernier de cas de KOBAYASHI et MELLEN rapporte toutes les informations nécessaires à propos des conditions d'impact et des lésions subies [40]. Il constitue ainsi l'unique cas de « terrain » d'impacts de projectiles à énergie cinétique exploitable dans le cadre de ces travaux de thèse.

Tableau 1.4: Données clés des rapports de cas associés aux impacts non pénétrants de projectiles à énergie cinétique dans la région thoracique (nm : non mentionné)

Projectile				Sujet				Bilan lésionnel	Références
Type	Masse [g]	Vitesse [m.s^{-1}]	Éner. cin. [J]	Sexe	Âge	Taille [cm]	Poids [kg]		
Bean Bag (figure 1.2c)	40	92	170	H	33	nm	nm	Flanc gauche du thorax Fracture de la 8ème côte Abrasion de la peau (7 x 7 cm)	[38]
Flash-Ball® Caoutchouc (figure 1.1)	28	120	200	H	25	nm	nm	Région cardiaque Contusion pulmonaire et cardiaque Contusion de la paroi thoracique (figure 1.12)	[39]
eXact iMpact® Nez en mousse (figure 1.13a)	30	95	135	H	36	182	100	Thorax droit Contusion pulmonaire Abrasion de la peau (figure 1.13b)	[40]

À présent, les rapports de cas de « terrain » impliquant des traumas arrière de gilets pare-balles (BABT) peuvent être présentés. Contrairement aux études d'impacts de projectiles à létalité réduite, la recherche bibliographique est moins fructifiante. En effet, cela s'explique par le nombre très important de tirs de projectiles à énergie cinétique ainsi que le nombre de personnes impliquées lors de conflits civils. Cependant, quelques cas restent disponibles dans la littérature et sont explicités à travers le tableau 1.5. Ici, on se focalise uniquement sur des lésions arrière thoraciques provoquées par la déformation de gilets de protection balistique de type IIA à IIIA. Les conditions d'impact sont résumées en exposant les projectiles ainsi que les types de gilets pare-balles (avec le nombre de couches de tissus). Les lésions observées pour les cinq premiers cas du tableau 1.5 se restreignent uniquement à des lésions de la peau. La figure 1.14 présente une photographie de deux contusions et lacérations de la peau causées par deux impacts non pénétrants thoraciques. Elle correspond aux blessures subies par le premier cas [23]. Au regard du bilan lésionnel, les performances des gilets de protections peuvent être jugées satisfaisantes pour les cinq premiers cas rapportés.



FIGURE 1.14: Photographie de la poitrine du premier cas rapporté dans le tableau 1.5 présentant des contusions et lacérations de la peau [23].

Le sixième cas rapporté est associé à l'impact d'un projectile de calibre 9 mm sur un gilet de protection dont les caractéristiques sont inconnues. Bien que la balle n'ait pas pénétré le gilet, la déformation très localisée du gilet a entrainé une importante plaie ouverte, une fracture costale ainsi qu'une contusion pulmonaire [41]. Cette blessure ouverte correspond à un type particulier de BABT. Il est également appelé par le terme anglo-saxon *pencilling* [7, 41, 42]. Dans ce cas précis, le gilet n'a pas réparti l'énergie sur une surface assez importante entrainant un enfoncement conique très localisé et un déchirement de la peau. Le septième et dernier cas représente l'unique impact non pénétrant ayant causé la mort de l'individu. Un projectile de calibre 45-70 a impacté le thorax du sujet revêtant un gilet en Kevlar (dix-huit couches) de type IIIA (tableau 1.1) [43].

Tableau 1.5: Données clés des rapports des cas détaillant les conditions d'impact et les BABT (nm : non mentionné).
C/L : contusion/lacération, L/A : lacération/abrasion, C/A : contusion/abrasion, PO : plaie ouverte EIC : espace intercostal, FC : fracture costale, CP : contusion pulmonaire, BC : blessure cardiaque

Projectile				Gilet pare-balles	Sujet		Bilan lésionnel	Références
Calibre	Masse [g]	Vitesse [m.s^{-1}]	Éner. cin. [J]	Type	Sexe	Âge		
.38	10.6	260	350	Kevlar (x7)	H	33	30 x 40 mm C/L de la peau (2ème EIC droit) 60 x 40 mm C/L de la peau (4ème EIC gauche)	[23] Fig. 1.14
.22	2.6	350	160	Kevlar (x7)	H	28	20 x 30 mm L/A de la peau (mamelon gauche)	[23]
.38	10	200	430	Kevlar (x14) Nylon balistique (x2)	H	46	Aucune lésion mentionnée	[23]
.38	10.6	260	350	Nylon balistique (x18)	H	30	45 mm C/L circulaire de la peau (bas du sternum)	[23]
.38	8.1	270	305	Kevlar (x15)	H	26	50 x 50 mm C/A de la peau (6ème joint costochondral droit)	[23]
9 mm	nm	nm	nm	nm	F	32	PO (Diam=3 cm, Prof=1.5 cm) 1 FC et 1 CP	[41]
0.45-70	nm	nm	nm	Kevlar (x18-Type IIIA)	nm	nm	41 x 39 mm C/L de la peau 1 FC, 1 CP et BC **Mort du sujet**	[43]

Il a provoqué une large contusion et une lacération de la peau, une fracture costale, une contusion pulmonaire ainsi que le déchirement des vaisseaux sanguins adjacents au cœur. Ces lésions ont entrainé la mort du sujet. Il est tout de fois souligné dans l'étude que le gilet pare-balles mentionné n'est pas conçu pour arrêter ce type de projectile à très haute énergie. Aucune information supplémentaire concernant le sujet, le gilet de protection ou le projectile ne peut être apportée.

La majorité des cas rapportés présente des lésions mineures de la peau. Cependant, des plaies ouvertes, des fractures costales et des contusions pulmonaires peuvent apparaitre. Il est également mentionné qu'aucune mort n'a pu être constatée lors d'impacts non pénétrants sur un gilet pare-balles [25]. Néanmoins, l'optimisation des gilets de protection vise à améliorer la mobilité des policiers ou des militaires à travers la diminution de leur encombrement et de leur masse. En effet, ces gilets peuvent être surdimensionnés. Cependant, cette optimisation peut mener à une diminution de leur efficacité et par conséquent un risque plus élevé de BABT [5, 25].

L'analyse et l'exploitation des rapports de cas présentés dans le tableau 1.5 restent complexes. Les conditions d'impact ne sont pas connues en intégralité. Les caractéristiques précises des gilets de protection, des projectiles, ainsi que l'âge, le poids et la taille des sujets ne sont pas spécifiés. Les enquêtes épidémiologiques exposées dans les paragraphes ci-dessus ne permettent pas d'apprécier avec suffisamment de précision les conséquences d'un impact non pénétrant sur le corps humain ainsi que les performances des éléments de protection. Ces recherches permettent encore moins de définir des tolérances lésionnelles. Pour pallier ces problèmes, quelques chercheurs ont entrepris des études cliniques sur Sujets Humains Post-Mortem (SHPM) permettant à la fois la maitrise les conditions d'essais et la réalisation d'études biomécaniques complexes liées à la balistique lésionnelle non pénétrante. La suite de ce manuscrit est alors dédiée à la présentation de ces travaux singuliers.

1.2.2.2 L'étude clinique de Bir à l'université Wayne State

La première étude clinique repose sur l'évaluation d'impacts de projectiles à énergie cinétique sur le thorax de SHPM. Cette étude, exposée dans les prochains paragraphes, représente une grande partie des travaux de thèse de doctorat de Bir réalisés à l'université Wayne State [44]. À notre connaissance, de telles recherches effectuées sur le thorax de SHPM restent les seules disponibles dans la littérature. Tout d'abord, ces travaux se consacrent à l'analyse de la réponse mécanique du thorax soumis à des impacts non pénétrants de différentes énergies. Deux projectiles cylindriques et rigides en PVC de masses respectives 140 g et 30 g sont utilisés lors de cette étude pour impacter le milieu du sternum des sujets cadavériques. Trois conditions d'impact A, B et C sont définies comme suit :

— condition d'impact A : projectile de 140 g à 20 m.s^{-1} (28 J) ;

— condition d'impact B : projectile de 140 g à 40 m.s^{-1} (112 J) ;

— condition d'impact C : projectile de 30 g à 60 m.s^{-1} (54 J).

La figure 1.15a permet de visualiser les deux projectiles cylindriques de diamètre 37 mm utilisés pour les conditions d'impact A, B et C. La figure 1.15b illustre, quant à elle, le dispositif expérimental mis en place pour la réalisation d'impacts balistiques sur le sternum de SHPM.

(a) (b)

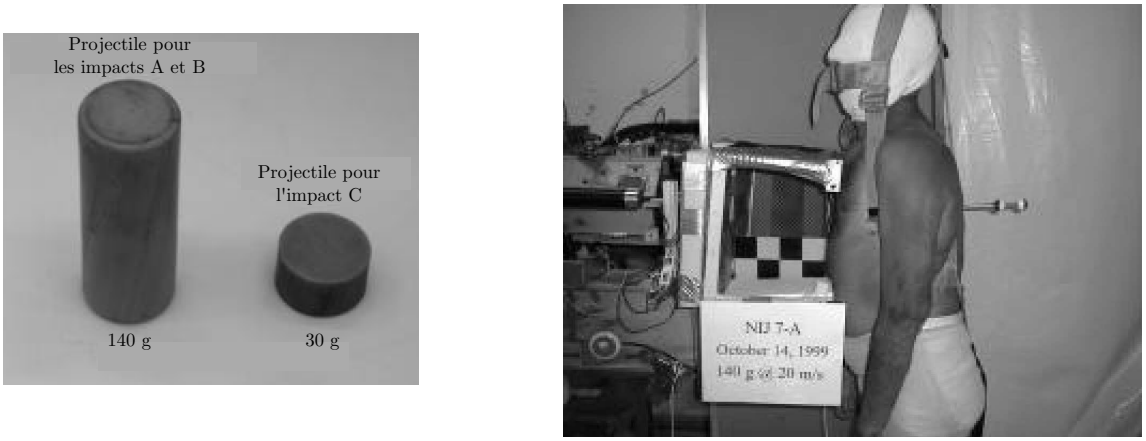


FIGURE 1.15: Projectiles utilisés pour les conditions d'impact A, B et C (a) et mise en place des essais expérimentaux sur SHPM (b) [44].

Treize sujets frais et non embaumés (sept masculins et six féminins) sont utilisés pour cette étude et des mesures anthropométriques sont effectuées afin de déterminer la variabilité des caractéristiques physiques entre sujets. Dans le but de mesurer la réponse mécanique du thorax de chaque SHPM soumis à un impact, les projectiles sont instrumentés d'un accéléromètre et une caméra ultra-rapide est utilisée pour capturer l'événement. Ceci conduit respectivement à la mesure de l'effort d'impact et à la mesure de déplacement du sternum. Ensuite, étant donné la variabilité biomécanique interindividuelle, une procédure de normalisation des essais est entreprise et un facteur de normalisation λ est utilisé [13, 22]. Il correspond à la distance antéro-postérieure ou à la « profondeur » du thorax du 50ème percentile masculin évaluée à 236 mm [22]. Les courbes effort-temps et déplacement-temps pour chaque impact mènent à l'établissement de corridors biomécaniques. Ils représentent des enveloppes dans lesquelles se trouve l'ensemble des réponses biomécaniques individuelles. Les figures 1.16 à 1.18 présentent ces corridors en termes de déplacement-temps et effort-temps pour respectivement les conditions d'impact A, B et C.

L'établissement de ces corridors constitue le résultat majeur de l'étude proposée par BIR *et al.* [3]. Ces corridors apportent des données indispensables pour la validation de substituts expérimentaux et numériques du thorax humain dans le contexte de la balistique non pénétrante.

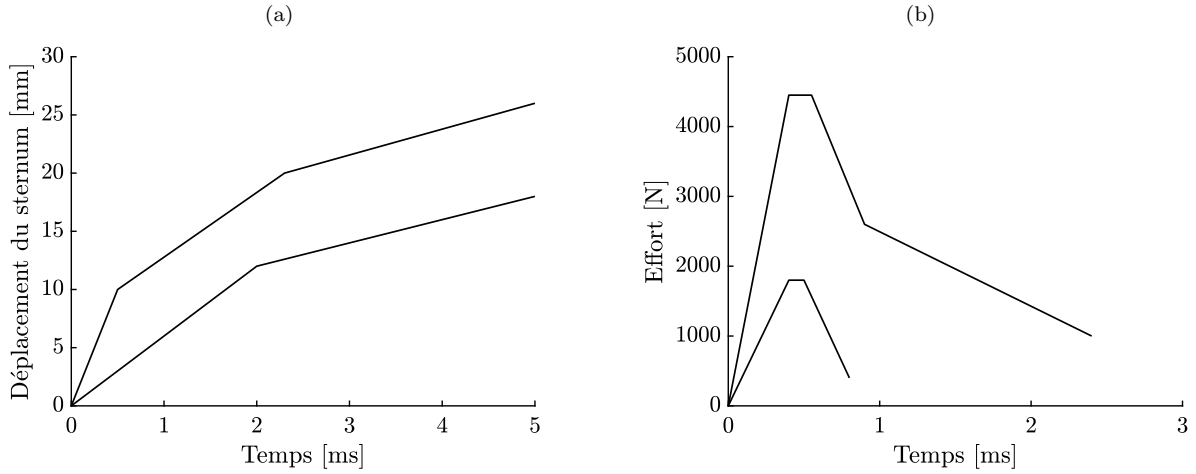


FIGURE 1.16: Corridors biomécaniques thoraciques déplacement-temps (a) et effort-temps (b) correspondant à la condition d'impact A - 140 g à 20 m.s^{-1}, illustration adaptée de BIR *et al.* [3].

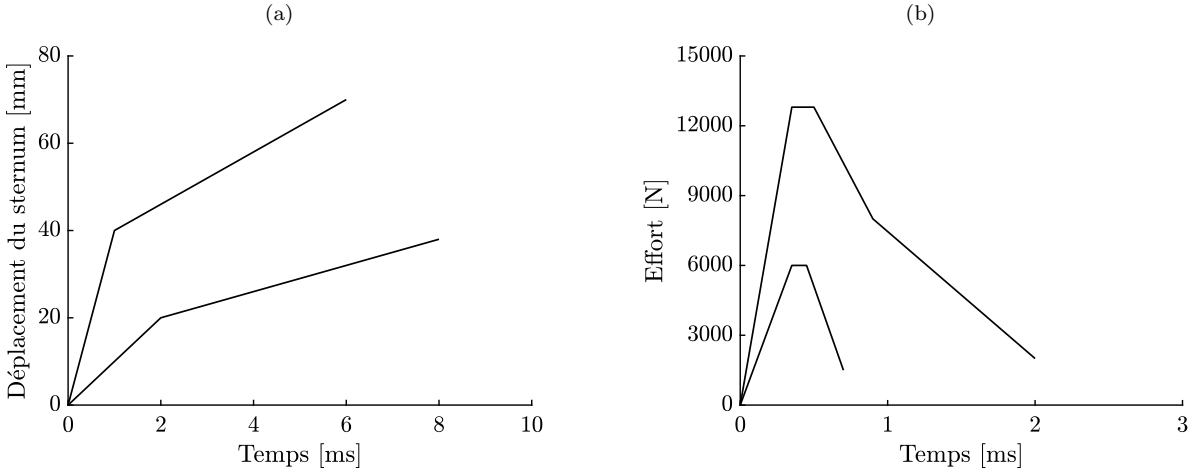


FIGURE 1.17: Corridors biomécaniques thoraciques déplacement-temps (a) et effort-temps (b) correspondant à la condition d'impact B - 140 g à 40 m.s^{-1}, illustration adaptée de BIR *et al.* [3].

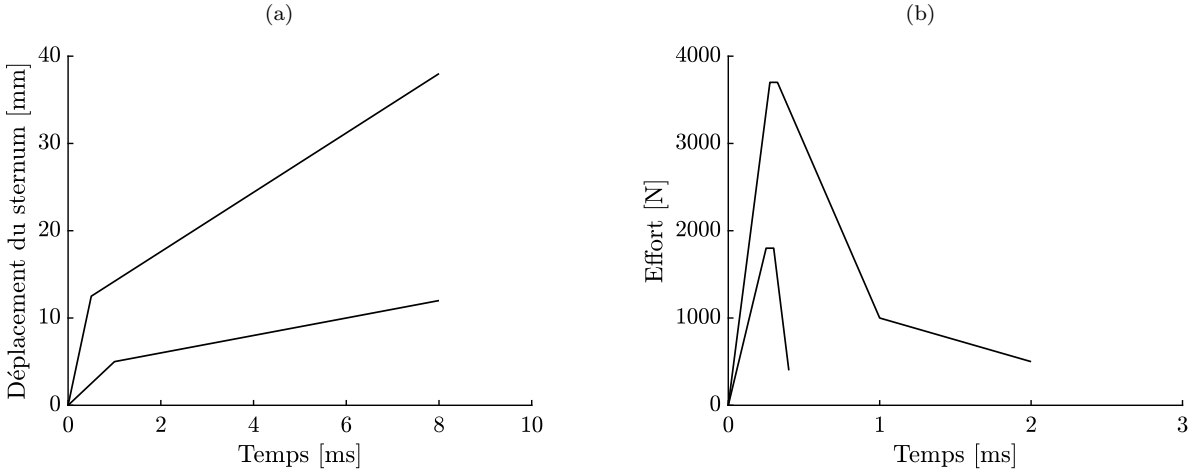


FIGURE 1.18: Corridors biomécaniques thoraciques déplacement-temps (a) et effort-temps (b) correspondant à la condition d'impact C - 30 g à 60 m.s^{-1}, illustration adaptée de BIR *et al.* [3].

Une étude complémentaire a été réalisée par Bir à partir d'essais sur SHPM. Elle repose sur l'analyse du risque lésionnel lors d'impacts de projectiles à énergie cinétique [45]. Pour ce faire, une autopsie est effectuée après chaque essai d'impact. Elle consiste à déterminer la présence de fractures costales et son nombre. Un score AIS est alors attribué pour chaque condition d'essai basé uniquement sur les fractures costales (tableau 1.2). De plus, les critères lésionnels BC et VC_{max} définis précédemment sont évalués pour chaque tir (équations 1.2 et 1.3). L'ensemble des données est résumé à travers le tableau 1.6.

Tableau 1.6: Données relatives aux essais sur SHPM permettant le calcul des valeurs de BC et VC_{max} associées aux scores AIS [45].

Condition d'impact	Vitesse [m.s^{-1}]	Poids des sujets [kg]	Épaisseur de la paroi corporelle [cm]	BC [-]	VC_{max} [m.s^{-1}]	AIS
A	16.8	79	2.54	-0.71	0.51	0
A	19.29	107	3.37	-0.82	0.24	0
A	22.19	72	2.47	-0.1	0.46	0
A	20.82	82	3.09	-0.49	0.24	0
A	18.89	82	3.09	-0.69	0.26	0
A	19.6	67	2.89	-0.44	0.96	0
B	37.78	74	2.98	0.77	1.97	2
B	40.87	82	3.09	0.86	2.35	2
B	43.24	79	2.54	1.18	2.18	2
B	42.19	107	3.37	0.74	1.01	3
B	42.02	82	3.09	0.91	0.65	2
C	62.85	71	2.45	0.46	0.14	0
C	63.48	79	2.54	0.4	0.59	0
C	64.28	107	3.97	-0.12	0.24	0
C	63.01	72	2.47	0.45	0.6	2
C	61.26	82	3.09	0.13	0.3	0

Une analyse de régression logistique est employée afin de déterminer la probabilité de fractures costales ou la probabilité d'un score AIS égal à 2 ou 3 en fonction des critères lésionnels BC et VC_{max}. Ainsi, cette étude statistique contribue à l'identification de deux fonctions de probabilité basées sur une fonction sigmoïde $P_{AIS=2-3}(x) = (1 + exp(-a - bx))^{-1}$, où x représente dans le cas présent le critère lésionnel, a et b les paramètres à identifier. La figure 1.19 expose les courbes de probabilité

obtenues à partir des données expérimentales pour les critères lésionnels BC et VC_{max}. Une valeur de BC égale à 0.46 et une valeur de VC_{max} égale à 0.78 aboutissent à une probabilité de 50 % d'obtenir un score AIS égal à 2 ou 3. Le tableau 1.7 apporte les données statistiques de l'analyse de régression logistique pour les deux fonctions risques. Leur robustesse statistique est évaluée à partir de χ^2 (test du χ^2 de Pearson), de la p - *value* (significativité statistique) et R le coefficient de corrélation.

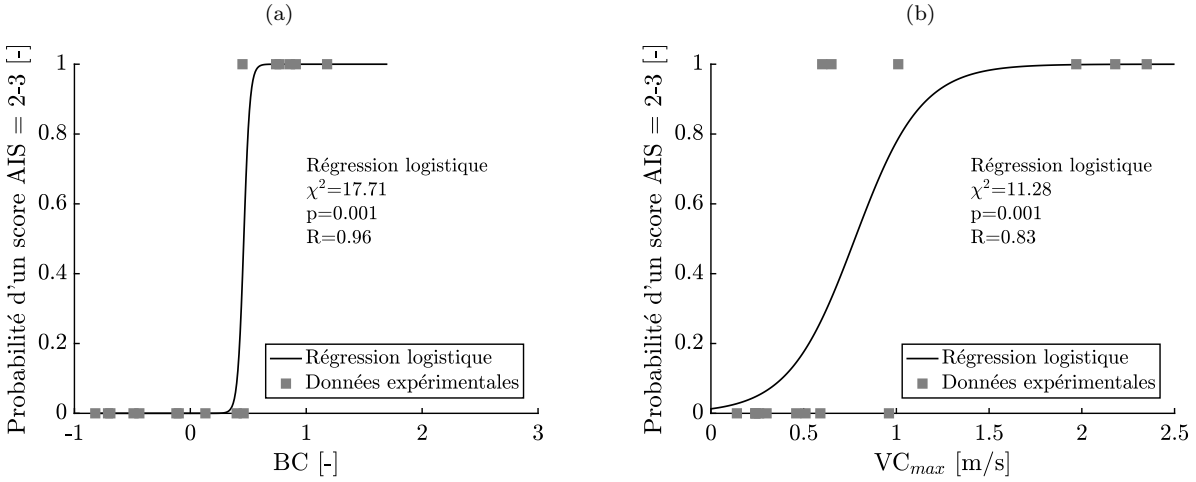


Figure 1.19: Courbes de probabilité lésionnelle obtenues à partir d'une analyse de régression logistique en fonction du *Blunt criterion* (a) et du *Viscous criterion* (b) [45].

Tableau 1.7: Données résultant de l'analyse de régression logistique pour les critères lésionnels BC et VC_{max} [45].

	a	b	χ^2	p - *value*	R
BC	-17.76	38.5	17.71	0.001	0.96
VC_{max}	-4.34	5.59	11.28	0.001	0.83

Il est important de rappeler que le critère BC est utilisé pour une étude préliminaire de conception de projectile à énergie cinétique. Le critère lésionnel VC_{max} nécessite la mesure du déplacement du sternum en fonction du temps. Il est alors employé à posteriori de l'étude biomécanique [45]. L'établissement de ces courbes de probabilité et des corridors biomécaniques constitue l'aboutissement des travaux de thèse de Bir focalisés sur la réponse du thorax humain soumis à des impacts balistiques non pénétrants [44]. La suite de cet état de l'art peut alors s'attarder sur une étude clinique axée sur les traumas arrière de gilets de protection balistique.

1.2.2.3 L'étude clinique du Ministère de l'Intérieur

Une étude clinique a été réalisée par le Ministère de l'Intérieur français en 1976. Un des objectifs était de mieux appréhender les phénomènes biophysiques engendrés lors de l'impact de projectiles sur

l'être humain équipé d'éléments de protection. Les principaux résultats de cette étude sont accessibles dans une synthèse rédigée par Riffault (Ministère de l'Intérieur) en 1983 [46, 47]. L'intégralité de ce rapport est disponible dans le cadre de ces travaux de thèse. Parmi les impacts crâniens, thoraciques, abdominaux et sur le fémur, seuls les essais sur la partie antérieure du thorax humain sont résumés dans les prochains paragraphes.

Les sujets humains sont des cadavres frais, non embaumés et préparés méthodiquement de façon à obtenir des impacts les plus réalistes (mesures anthropométriques, pressurisation du système vasculaire, insufflation d'air dans les poumons ...). Après chaque tir, les sujets sont radiographiés puis autopsiés. Ensuite, un score AIS est attribué à l'essai. Deux projectiles sont utilisés dans cette étude : le calibre 9 mm Parabellum (8.18 g) et le calibre 12 Brenneke (31 g). Les gilets pare-balles sont constitués de dix, seize ou vingt couches de tissu Kevlar 29 (1670 dtex [1], 310 g.m^{-2}). Une plaque de blindage en acier d'épaisseur 2 mm est également employée lors d'un essai en superposition de vingt couches de Kevlar 29. La figure 1.20 indique les lieux des impacts thoraciques recensés. Deux tirs visent le sternum, trois la région cardiaque et deux le poumon droit. Les résultats de ces essais sont résumés dans le tableau 1.8. Il rend compte des conditions d'impact, des performances des gilets pare-balles avec le nombre de plis perforés, des données anthropométriques ainsi que du bilan lésionnel. Les six premiers cas référencés dans le tableau 1.8 impliquent uniquement une protection balistique en Kevlar (dix, seize ou vingt couches). De plus, un score AIS de 1 à 5 est identifié pour ces configurations d'impact. Les lésions observées sont des fractures costales, sternales ainsi que des lésions cutanées et cardiaques. Pour le septième et dernier cas, une plaque en acier est utilisée en supplément d'un pack balistique en Kevlar. Aucune blessure n'a été relevée, avec un score AIS égal à 0.

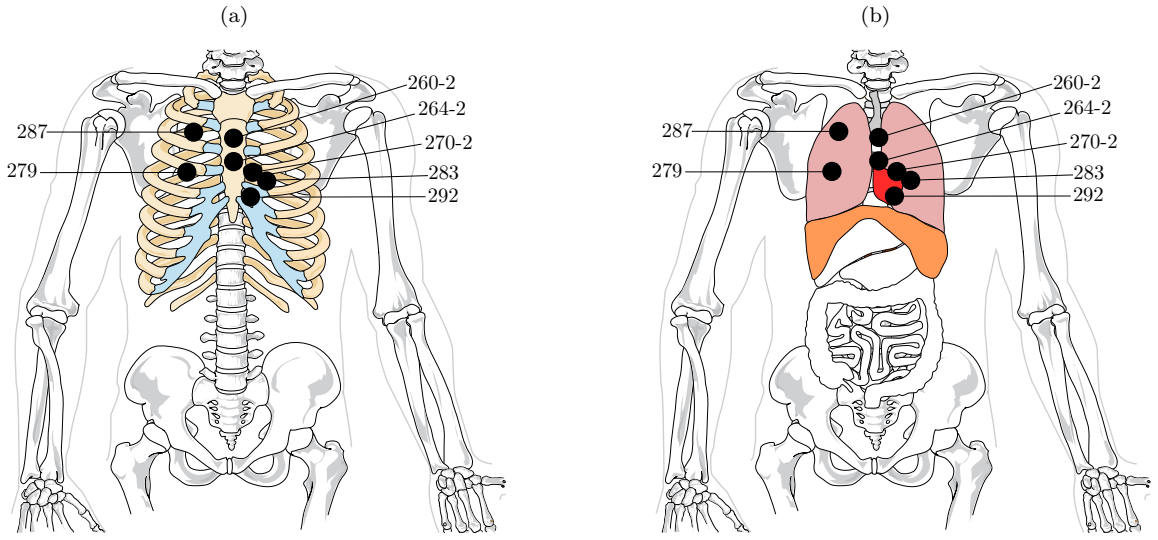


Figure 1.20: Lieux des impacts non pénétrants au regard de la cage thoracique (a) et des principaux organes du système cardio-respiratoire (b) [46, 47].

1. dtex : masse linéaire d'une fibre de 10 000 mètres de longueur

Tableau 1.8: Synthèse des impacts thoraciques indiquant les conditions d'impact et le bilan lésionnel [46, 47].
FC : fracture costale, FS : fracture sternale, CM : contusion myocardique, Ecc : ecchymose, Ad : auricule droite, Og : oreillette gauche

			Projectile			Gilet	
Cas	N° d'essai	Point d'impact	Type	Vitesse [m.s^{-1}]	Éner. cin. [J]	Type	Nb. de plis perforés
1	260-2	Sternum	9mm	378	584	16 plis	2
2	264-2	Sternum	Cal. 12	385	2297	2x10 plis	0
3	270-2	Cœur	Cal. 12	435	2932	2x10 plis	11
4	283	Cœur	Cal. 12	409	2592	20 plis	8
5	287	Poumon droit	9 mm	370	559	20 plis	5
6	279	Poumon droit	9 mm	378	584	10 plis	5
7	292	Cœur	Cal. 12	417	2695	20 plis + 1 plaque acier	0

			Sujet					
Cas	N° d'essai	Point d'impact	Sexe	Âge	Poids [kg]	Taille [cm]	Bilan lésionnel	Score AIS
1	260-2	Sternum	F	52	50	155	2 FC + FS (partielle)	3
2	264-2	Sternum	M	49	72	174	6 FC + FS	3
3	270-2	Cœur	M	62	50	177	1 FC + petite Ecc sur l'Ad et l'Og	3
4	283	Cœur	M	46	88	171	Ecc du péricarde + CM + Plaie cutanée	4-5
5	287	Poumon droit	M	61	47	160	Orifice cutanée	1
6	279	Poumon droit	M	55	52	165	Plaie cutanée	1
7	292	Cœur	M	59	78	176	/	0

Ces travaux constituent des données précieuses dans l'étude des performances des éléments de protection et des traumas à l'arrière des gilets pare-balles (BABT). Une discussion peut maintenant avoir lieu, révélant les travaux les plus pertinents pour la prédiction du risque lésionnel thoracique.

1.2.3 Synthèse et exploitation des travaux

De nombreux travaux sont répertoriés portant sur des études épidémiologiques et cliniques. La question quant aux travaux les plus adéquats pour le développement d'un outil de prédiction lésionnel thoracique se pose alors. Ces études se doivent d'être suffisamment précises en termes de conditions d'impact, de bilan lésionnel et d'analyses biomécaniques éventuelles.

D'une part, les projectiles à létalité réduite ont la possibilité de causer des lésions sérieuses sur le thorax humain. Seul le rapport de cas de « terrain » de Kobayashi et Mellen impliquant une contusion pulmonaire est exploitable [40]. Il en est de même pour l'étude clinique de Bir conduite à l'université Wayne State. En effet, elle apporte des données fondamentales sur la réponse mécanique du thorax humain soumis à un choc localisé et sur la tolérance lésionnelle à travers respectivement, des corridors biomécaniques et des courbes de risque de fractures costales [3, 44, 45].

D'autre part, les traumas associés à la déformation des gilets pare-balles peuvent être tout aussi importants. Parmi les travaux rapportés, l'étude clinique sur sujets cadavériques menée par le Ministère de l'Intérieur français reste la seule recherche qui puisse être mise à profit dans le contexte de BABT. Sept cas sont mentionnés avec des éléments de protection datant de plus de 30 ans. Par conséquent, l'obtention des éléments de protection d'origine afin de reproduire fidèlement les conditions d'impact peut s'avérer complexe. Cependant, des solutions existent comme l'utilisation de tissus actuels en modifiant le nombre de plis afin d'égaler les masses surfaciques mises en jeu lors des impacts.

La mise en place d'un outil de prédiction lésionnel repose sur l'interprétation d'un essai de tir non pénétrant sur un substitut expérimental adéquat. L'approche expérimentale est justifiée pour l'évaluation du potentiel lésionnel de projectiles ALR à énergie cinétique ou des performances de gilets pare-balles avant leur mise en service. Le choix du substitut se fait par différents aspects : simplicité, reproductibilité, éthique et financier. De plus, il doit permettre une mesure directe du processus dynamique de déformation et admettre une certaine biofidélité avec le corps humain. Pour ces raisons, l'utilisation de sujets cadavériques ne peut être adoptée. Il en est de même pour le substitut animal (ex : le cochon), malgré son emploi dans de nombreuses études [7, 21, 48–55]. Pour répondre aux critères de sélection d'un substitut, de nombreux travaux ont été entrepris dans leur développement et leur utilisation. Ils font l'objet de la suite de ce chapitre.

1.3 Description des substituts expérimentaux utilisés dans la littérature

1.3.1 Les modèles physiques du thorax humain

Au cours des dernières décennies, des modèles physiques du thorax humain ont été mis au point en tant que substitut de l'être humain pour l'analyse des impacts balistiques non pénétrants. Leur complexité varie suivant la description du squelette, des organes internes, les matériaux utilisés et enfin les dispositifs de mesure employés. Les prochains paragraphes visent à présenter les modèles les plus rencontrés dans la littérature.

Une structure simplifiée de la cage thoracique nommée *3-RCS* est développée à partir de trois côtes pour simuler le comportement global du thorax lors d'impacts non pénétrants de projectiles à létalité réduite (figure 1.21). Un transducteur de position est monté pour mesurer le déplacement de la côte médiane [44]. Une autre version appelée *3RBID* est également utilisée pour évaluer le potentiel lésionnel des ALR. Ces substituts restent des modèles relativement simplifiés simulant uniquement le squelette humain dont le seul but est de déterminer la valeur du *Viscous criterion* [1, 56].



FIGURE 1.21: Photographie de la structure 3-RCS pour simuler le comportement thoracique lors d'impacts balistiques non pénétrants [44].

Des chercheurs britanniques ont mis au point un modèle physique composé d'un demi-cylindre en caoutchouc siliconé fixé sur une structure en acier. Il est appelé le *BABT Rig*. Il dispose de plusieurs systèmes permettant une mesure locale des champs de déformation, déplacement et vitesse à la partie arrière du cylindre. Il est utilisé à la fois pour évaluer les performances des gilets pare-balles en examinant la déformation arrière et le potentiel lésionnel des projectiles à létalité réduite [57, 58]. Le Département de la Défense Australien a développé *AUSMAN*, un modèle métallique du squelette

humain incluant un simulant du système cardio-pulmonaire. Il est employé pour étudier les BABT [59, 60].

Le substitut physique du corps humain *HSTM* (*human surrogate torso model*) reste, à la connaissance de l'auteur, le plus aboutit dans le contexte de la balistique contondante [61, 62]. Il est fondé sur une géométrie représentative du corps humain. De plus, il est constitué de différents matériaux afin d'assurer une certaine biofidélité avec le squelette, la peau, les muscles ainsi que les organes internes du corps humain (figure 1.22). Des capteurs de pression piézorésistifs sont intégrés dans le cœur, le foie et l'estomac. Des accéléromètres sont placés à l'arrière du sternum et sur la colonne vertébrale. Ce substitut peut permettre une nouvelle compréhension des mécanismes lésionnels engendrés et une amélioration des gilets de protection.

(a) (b)

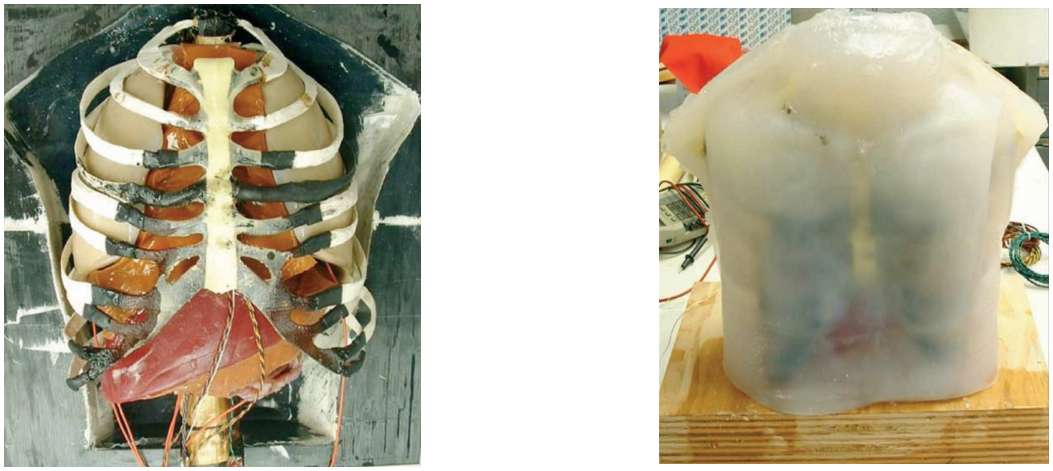


FIGURE 1.22: Substitut physique *HSTM* incluant le squelette et les organes internes (a) ainsi que la peau et les muscles (b) [61].

Les modèles physiques présentés permettent d'apporter des mesures diverses lors d'impacts balistiques non pénétrants comme le déplacement, l'accélération, la pression. Cependant, ils restent limités en matière d'anthropométrie, de biofidélité avec les tissus du corps humain. L'usure des matériaux, la répétabilité et la reproductibilité sont sujettes à considération. Qui plus est, le besoin d'avoir un modèle précis et robuste complexifie son développement et augmente son coût.

1.3.2 La plastiline

La plastiline ou encore de l'argile à modeler (*Roma Plastilina No. 1*) est utilisée comme cible balistique pour la certification des gilets de protection. Le critère de validité repose sur la mesure de la déformation résiduelle sur la plastiline. En effet, la déformation arrière du gilet, qui après un retour élastique plus ou moins important, laisse une empreinte dont les dimensions sont mesurables.

Cette méthode correspond à la norme du *National Institute of Justice* (NIJ Standard No. 0101.04) [63]. Cette norme impose une déformation maximale de 44 mm [63]. Au-delà, le gilet pare-balles est jugé inutilisable. La figure 1.23 illustre des empreintes dans l'argile provoquées par des déformations arrière de gilets pare-balles.

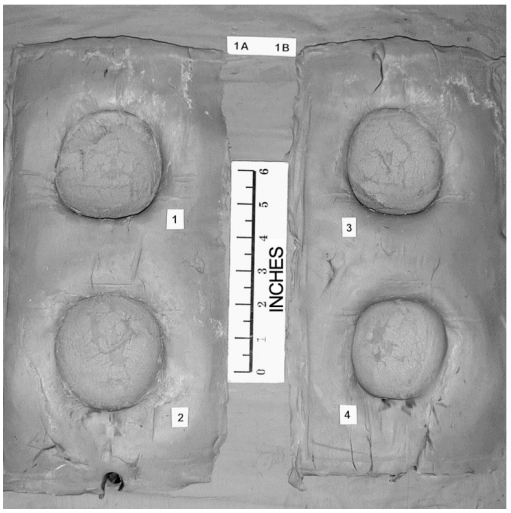


FIGURE 1.23: Empreintes dans l'argile causées par des impacts sur un gilet pare-balles [59].

Ce matériau est employé dans de nombreuses études portées sur les performances des gilets de protection [41, 64–67]. Cependant, il est à noter que les caractéristiques mécaniques de la plastiline ne correspondent pas à celles des tissus humains [5]. De plus, aucune mesure de la déformation dynamique ne peut être effectuée. Elle est toutefois utilisée du fait de la simplicité du protocole expérimental.

1.3.3 La gélatine balistique

La gélatine balistique est connue pour son emploi en tant que substitut des tissus mous du corps humain [68–70]. Suivant les standards, la gélatine est concentrée à 10 ou 20 % en poudre de gélatine, le reste étant de l'eau. La transparence du matériau et ses propriétés mécaniques simulant celles des tissus humains en font une cible pertinente pour analyser les impacts balistiques. La gélatine est employée dans de nombreuses études dans le contexte de la balistique pénétrante. Elles permettent, entre autres, une meilleure compréhension des cavités de déformation créées lors de l'impact et des vitesses des projectiles requises pour pénétrer la gélatine [71–76].

Lors de ces dernières années, quelques travaux se sont penchés sur les impacts balistiques non pénétrants par le biais de la gélatine balistique utilisée comme cible [77–80]. Les cavités temporaires ou encore les déformations dynamiques arrière des gilets de protection sont examinées à l'aide d'imagerie ultra-rapide. De la même manière, ce protocole d'essais est appliqué dans l'étude des déformations causées par l'impact de projectiles à létalité réduite [81].

Bien que l'utilisation de ce matériau puisse apporter des mesures du phénomène produit lors d'un impact, il reste à ce jour qu'un moyen de comparaison dans l'évaluation des gilets pare-balles et des projectiles à létalité réduite. En effet, un essai d'impact sur la gélatine ne permet pas de mener directement à un risque lésionnel. Il est important de souligner que la gélatine balistique présente des inconvénients notables rendant son utilisation complexe. Elle admet une dépendance à la température, au vieillissement ainsi qu'à l'humidité [82, 83]. Ainsi, la difficulté à maintenir un environnement propice peut provoquer une instabilité des propriétés mécaniques et des mesures contestables.

1.3.4 Le gel polymère SEBS

Les inconvénients de la gélatine balistique mentionnés précédemment ont poussé des chercheurs et notamment le centre de recherche, d'expertise et d'appui logistique (CREL) du Ministère de l'Intérieur français à lui trouver un substitut pour l'analyse d'impacts balistiques non pénétrants. Parmi les différents matériaux proposés dans la littérature, le gel polymère SEBS (styrène-éthylène-butylène-styrène), fabriqué à partir de poudre de SEBS et d'huile minérale blanche, présente de nombreuses qualités. En effet, ce matériau est transparent, dispose d'une très faible dépendance à la température entre 0 et 40 °C et est peu coûteux [81, 84]. Ensuite, les propriétés du gel SEBS ne sont pas influencées par le vieillissement. Des essais d'impacts non pénétrants, étalés sur une période de vingt-deux mois, ont révélé des mesures conservatives [85]. De plus, les caractéristiques mécaniques du gel SEBS sont ajustables en modifiant la concentration de polymère SEBS dans le procédé de fabrication [84]. Des conditions d'impact non pénétrant (impliquant des gilets pare-balles ou des projectiles à létalité réduite) ont alors été reproduites à la fois sur la gélatine à 20 % et sur différentes formulations de gel SEBS [80, 81]. La comparaison des mesures de déplacement a permis d'identifier une concentration de 30 % de SEBS et 70 % d'huile minérale pour ce nouveau substitut à la gélatine balistique à 20 % [80, 81]. De plus, le gel SEBS possède une excellente répétabilité et reproductibilité. Des impacts répétés sur un même bloc de gel ainsi que sur différents blocs ont démontré des mesures constantes de déplacement avec une erreur de +/- 5 % [80, 85, 86].

Le protocole expérimental développé par le CREL, utilisant le gel SEBS comme substitut physique, peut être décrit à l'aide des travaux de Mauzac *et al.* [86]. La figure 1.24a illustre le dispositif mis en place pour le test de gilets pare-balles. Un canon est utilisé pour propulser un projectile en plein centre d'un bloc de gel SEBS de 25 cm de côté protégé par un gilet pare-balles. Ces dimensions sont choisies afin de négliger l'influence des effets de bord sur la mesure. Un système d'éclairage, des réglets collés sur une face du bloc ainsi qu'une caméra ultra-rapide (Photron SA5, fréquence d'image jusqu'à 30 000 fps) sont employés pour capturer et mesurer le cône dynamique d'enfoncement (CDE) causé

par la déformation arrière du gilet. Afin d'étudier l'impact direct de projectiles à létalité réduite sur le bloc de gel, le même dispositif est employé en remplaçant le canon par un lanceur pneumatique. La figure 1.24b montre une photographie de la déformation maximale du gel visible par transparence du matériau. Le tracé en pointillé blanc représente le contour du CDE par l'intermédiaire du contraste noir et blanc.

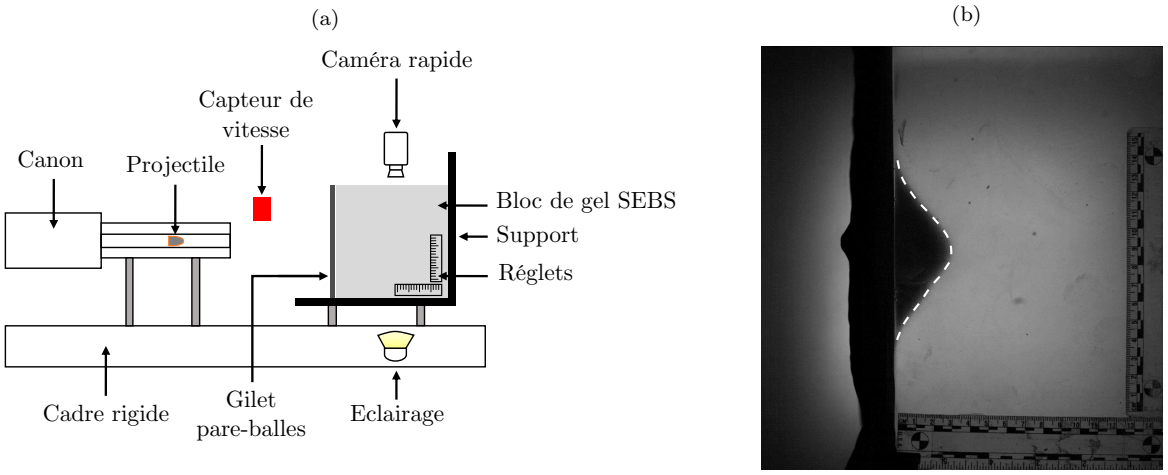


FIGURE 1.24: Dispositif expérimental d'essais balistiques sur un bloc de gel SEBS protégé par un gilet pare-balles (a) et image du cône d'enfoncement sur le gel créé par la déformation arrière de la protection balistique (b), illustrations adaptées de MAUZAC *et al.* [86].

Une routine programmée dans l'environnement MATLAB (MathWorks ©) par le CREL est utilisée pour mesurer le CDE. Les données du CREL et les travaux MAUZAC *et al.* [86] peuvent être utilisés pour présenter un exemple d'analyse du CDE et des principales mesures déduites. Il s'agit d'un impact d'un projectile 9 mm sur un bloc de gel protégé par un gilet souple visible à la figure 1.24b. Pour chaque image capturée par la caméra, le contour 2D du déplacement du gel est identifié. Ainsi, l'évolution temporelle du profil du CDE peut être tracée (figure 1.25a). Le déplacement maximal du gel en est déduit à chaque instant et est exposé à la figure 1.25b. Les phénomènes optiques présents lors des premiers instants de déformation dans le gel peuvent nuire à la mesure du CDE et ce jusqu'à 10 mm d'enfoncement. C'est pourquoi les mesures expérimentales de déformation illustrées à la figure 1.25b débutent à 10 mm. Un modèle mathématique est alors utilisé pour le recalage temporel. Une mesure comparable mathématiquement au *Viscous criterion* appelée *Energy Transfer Parameter* (ETP), exprimée en $\mathrm{m.s^{-1}}$ ou $\mathrm{mm.ms^{-1}}$, est obtenue à partir du déplacement maximal du gel en fonction du temps [86]. Comparativement au *Viscous criterion*, le déplacement et la vitesse de déplacement de la paroi thoracique sont remplacés par ceux du gel pour la détermination de ETP. L'équation 1.4 présente le calcul de ETP, où $x(t)$ est le déplacement du gel en mm. Une constante exprimée en mm est utilisée pour la normalisation et est liée à l'épaisseur du thorax [87]. La figure 1.25c illustre l'évolution de ETP et du modèle associé, identifié grâce au déplacement maximal. Enfin, une analyse

du profil 2D du déplacement permet de calculer le volume d'enfoncement dans le gel ainsi que son débit ou taux d'accroissement volumique à chaque instant (figure 1.25d).

$$ETP(t) = \frac{1}{196.5}\left(x(t)\frac{dx(t)}{dt}\right) \tag{1.4}$$

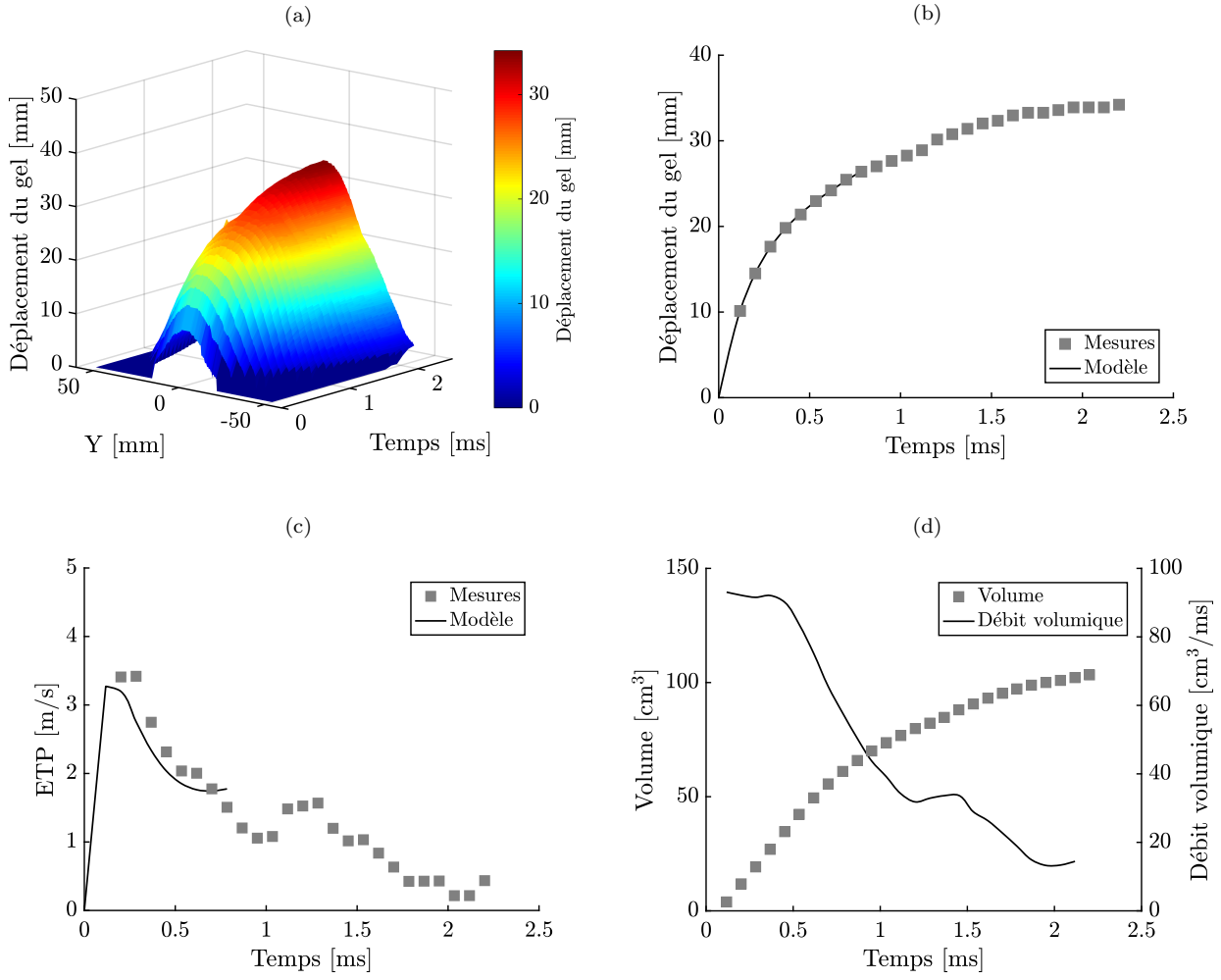


FIGURE 1.25: Exemple d'une analyse d'un essai du cône dynamique d'enfoncement lors d'un impact balistique sur un gilet souple : visualisation du profil 2D du déplacement (a), le déplacement maximal de la paroi du gel en fonction du temps (b), l'évolution temporelle du paramètre ETP (c) ainsi que le volume et le débit volumique en fonction du temps (d). Données provenant du CREL

Les valeurs maximales de déplacement dans le gel, de ETP, du volume et du débit volumique sont exploitées pour l'analyse des essais. Cependant, elles ne permettent que des analyses comparatives de gilets pare-balles ou de projectiles à létalité réduite [86]. Aucun lien ou fonction de transfert n'est établi déterminant le risque lésionnel thoracique à partir d'un seul essai de cône dynamique d'enfoncement sur le gel SEBS.

Les inconvénients liés à l'utilisation de substituts expérimentaux ont favorisé le développement de modèles numériques d'impacts balistiques, particulièrement à l'aide de la méthode des éléments finis

(EF). Tandis que la simulation numérique par EF peut apporter des données locales de vitesse de déformation, d'énergie spécifique, de pression ou simplement des données non mesurables expérimentalement, elle nécessite l'identification d'une loi de comportement pour chaque élément modélisé.

Dans le présent contexte, les éléments à modéliser sont les projectiles, les gilets de protection, les matériaux mous comme la gélatine balistique et le thorax humain. La biofidélité de ces modèles reste à prouver dans un contexte balistique. Ensuite, la détermination d'une loi de comportement précise des matériaux mis en jeux participe à la robustesse du modèle EF. Pour ce faire, des travaux ont été principalement entrepris dans la caractérisation mécanique des matériaux et l'utilisation de méthodes spécifiques d'identification. La partie suivante de ce chapitre traite alors des recherches participant à la caractérisation et la modélisation d'impacts balistiques sur substituts physiques et humains.

1.4 Caractérisation et modélisation d'impacts sur substituts physiques et humains

1.4.1 Modélisation des projectiles et des éléments de protection

Les paragraphes suivants reposent sur la simulation d'impacts balistiques non pénétrants par la modélisation de divers projectiles à létalité réduite retrouvés dans la littérature. Ils traitent également des travaux portés sur la caractérisation et la modélisation par la méthode des éléments finis de projectiles d'armes à feu et de gilets de protection souples.

1.4.1.1 Projectiles à létalité réduite

Il existe un bon nombre de projectiles à létalité réduite, chacun défini par un ou plusieurs matériaux, une géométrie, une conception et une énergie cinétique. Par conséquent, leur modélisation requiert une méthodologie particulière afin d'obtenir une simulation valide de l'impact dans la gamme de vitesse de déformation considérée. En effet, il est nécessaire d'identifier le comportement mécanique des projectiles en régime dynamique, qui peut s'étendre jusqu'à 4000 s^{-1} [88]. Les logiciels de calcul EF nécessitent entre autres, la définition d'une loi de comportement pour le matériau constituant le projectile. Cette loi représente la manière dont le matériau réagit en termes d'effort ou de contrainte lorsqu'il est soumis à un mode de déformation (traction, compression, cisaillement). La précision du modèle matériau identifié gouverne alors la représentativité de la simulation numérique.

Parmi les différents projectiles mentionnés dans la section 1.1.1, on retrouve la modélisation du projectile cylindrique rigide de diamètre 37 mm présenté à la figure 1.2a. La rigidité de ce projectile en plastique simplifie sa modélisation. En effet, il ne se déforme pas ou très peu lors de l'impact sur un corps humain et transmet l'intégralité de son énergie cinétique à la cible [3, 44, 45]. Le même type de matériau thermoplastique rigide est utilisé comme partie arrière de projectiles ALR hybrides (ex : SIR-X, CONDOR NT901 et NS LE 40) constitués d'un nez déformable en mousse ou en caoutchouc [88, 89]. Une loi élastique est notamment utilisée avec un module de YOUNG égal à 2300 MPa et un coefficient de POISSON égal à 0.37 pour modéliser le comportement du polycarbonate [88, 89]. Concernant le nez des projectiles hybrides, il est conçu pour se déformer lors de l'impact sur une cible afin d'augmenter la surface de contact et absorber une partie de l'énergie cinétique contrairement aux projectiles rigides. Ce phénomène a conduit PAVIER *et al.* [90] à conclure que le potentiel lésionnel de projectiles rigides et déformables ne peut être comparé en utilisant l'énergie cinétique.

De nombreux auteurs utilisent l'essai d'impact de TAYLOR [91] pour étudier le comportement des projectiles et leur interaction avec le corps humain [88, 89, 92–94]. L'essai consiste à propulser le projectile considéré sur une plaque rigide (ex : acier) équipée d'une cellule d'effort (figure 1.26). L'utilisation d'une caméra rapide permet de capturer la déformation du projectile lors de l'impact, comme les évolutions temporelles du diamètre et de l'épaisseur du nez.

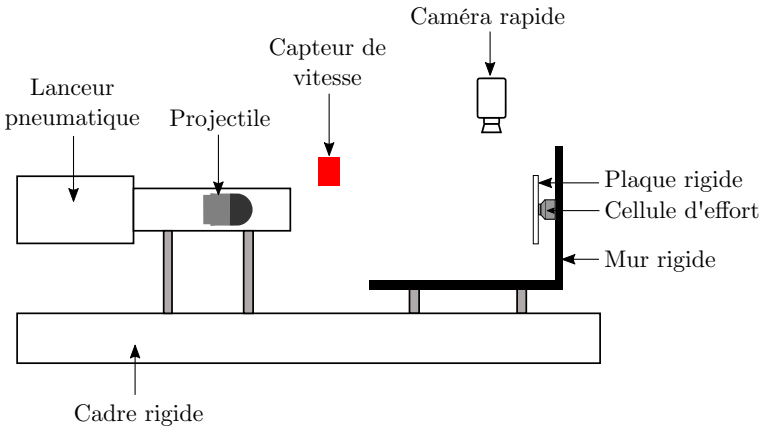


FIGURE 1.26: Principe d'un essai d'impact de TAYLOR appliqué aux projectiles à létalité réduite.

L'essai de TAYLOR permet d'infliger au projectile étudié des conditions de chargement équivalentes à celles rencontrées dans le cas réel en termes de vitesses de déformation et modes de sollicitation. Dans le cas présent, nul besoin d'une géométrie particulière d'échantillon facilitant l'essai et réduisant les coûts. Une modélisation numérique de projectiles, retrouvée dans la littérature, permet une identification par méthodologie inverse en reproduisant numériquement l'impact de TAYLOR et en exploitant les données expérimentales [88, 89, 94]. Ainsi, cette approche permet à la fois la caractérisation de la tête du projectile et sa validation. En effet, NSIAMPA [88] affirme que la réponse du nez du projectile

gouverne l'effort transmis à la cible. Les différentes étapes menant à la modélisation des projectiles sont illustrées à la figure 1.27 et explicitées ci-dessous :

— modélisation géométrique et maillage du projectile ;

— choix du modèle matériau pour le nez du projectile (élastique, hyperélastique ...) ;

— optimisation des paramètres du modèle jusqu'à la corrélation entre les résultats expérimentaux et numériques (effort et déformation du projectile en fonction du temps).

Le choix du modèle matériau est essentiel afin d'identifier le comportement réel du projectile. Le matériau utilisé (mousse, caoutchouc) et l'observation de la déformation du projectile par caméra rapide prédéterminent la compressibilité ou l'incompressibilité du matériau. L'effort mesuré, quant à lui, indique le comportement linéaire (élastique) ou non linéaire (hyperélastique) du matériau soumis à un chargement. On retrouve, parmi les modèles hyperélastiques, les lois d'Ogden [95] et de Mooney-Rivlin [96] principalement utilisées pour les matériaux mis en jeu [89, 92, 97, 98]. Elles sont explicitées dans la suite de ce chapitre.

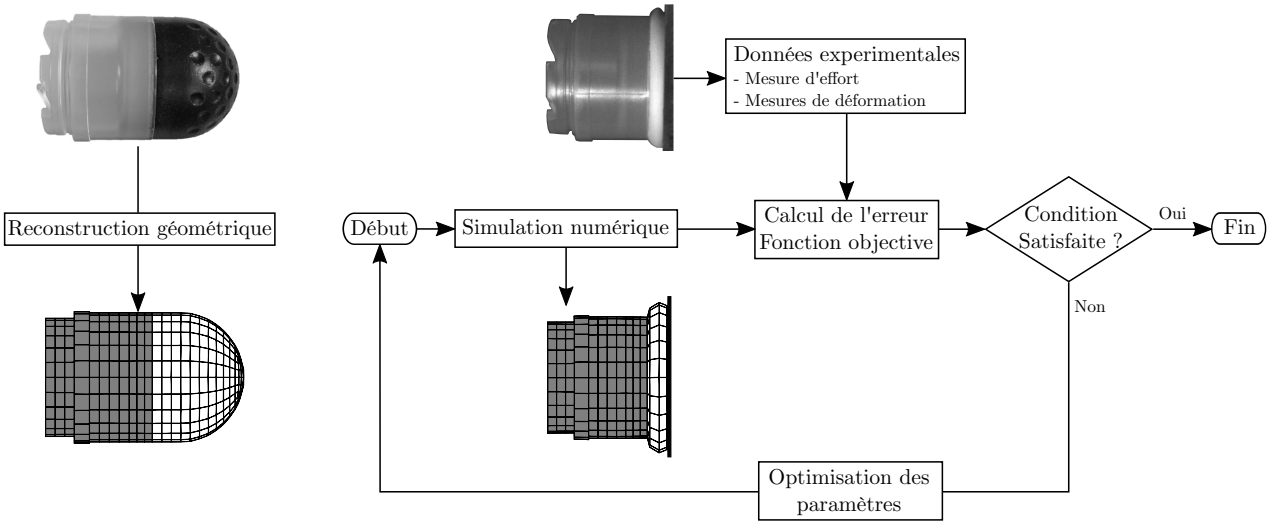


Figure 1.27: Procédure d'identification des paramètres de la loi de comportement d'un projectile déformable par méthodologie inverse.

Malgré les divers projectiles modélisés retrouvés dans la littérature, aucune étude, à la connaissance de l'auteur, ne se focalise sur la modélisation du projectile eXact iMpact®. Ce dernier, mentionné dans le rapport de cas de Kobayashi et Mellen, a induit une contusion pulmonaire[40].

Une procédure de caractérisation et de simulation numérique de projectiles ALR déformables a été exposée. Où en sont en revanche les travaux effectués pour simuler l'impact d'un projectile d'une arme à feu sur un gilet pare-balles souple ?

1.4.1.2 Projectiles d'armes à feu et gilets pare-balles

Les projectiles d'armes à feu concernent ici les munitions d'armes de poing, stoppés par des gilets de protection de types IIA à IIIA. Parmi les différentes munitions existantes, on retrouve la balle chemisée (FMJ) comme le calibre 9 mm Parabellum. Elle comporte un noyau en plomb encastré dans une chemise en cuivre ou laiton (figure 1.28). Ces matériaux, ajoutés à l'acier, sont majoritairement utilisés comme projectiles. L'étude de leur comportement mécanique a fait l'objet de nombreux travaux au cours des dernières décennies [9, 65, 75]. Outre les essais classiques de caractérisation à faibles vitesses de déformation, les barres de Hopkinson ou Kolsky [99] sont principalement utilisées pour caractériser ces matériaux dans un régime dynamique [100, 101]. La description de ce dispositif est présentée dans la suite de ce mémoire. Ces essais sont principalement utilisés pour déterminer les propriétés mécaniques du matériau en tenant compte de la vitesse de déformation et de la température. Les modèles matériaux employés, caractérisant ce comportement spécifique, sont les modèles de Johnson-Cook (JC) [102] et Cowper-Symonds (CS) [103]. La modélisation des projectiles, soumis à de grandes déformations lors d'impacts sur un gilet de protection, se doit de considérer les phénomènes d'endommagement et de rupture complexifiant la simulation EF.

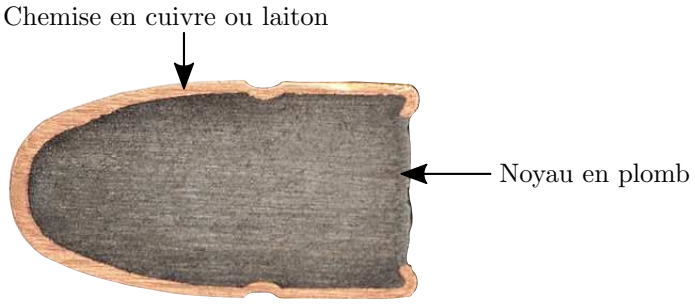


Figure 1.28: Exemple de balle chemisée (FMJ) comportant un noyau en plomb encastré dans une chemise en cuivre ou laiton.

Une fois le projectile modélisé, l'interaction projectile/gilet pare-balles peut être simulée à l'aide d'une modélisation des matériaux constituant le pack de protection balistique. En effet, les gilets pare-balles souples peuvent se composer d'une superposition de textiles tissés à hautes résistances mécaniques comme le Kevlar®. Ils peuvent également être composés d'une structure composite stratifiée formée de plis unidirectionnels (UD) empilées croisées 0 °/90 °. Les prochains paragraphes visent principalement les approches de modélisation des textiles rencontrées dans la littérature. Cet état de l'art, non exhaustif, s'appuie sur les revues de Vidal-Salle et Boisse [104], Tabiei et Nilakantan [105], le rapport de Cavallaro [106] ainsi que sur des articles publiés après 2005.

Les années 1960 ont offert une nouvelle ère dans l'utilisation de gilet pare-balles en matière textile à travers le développement de fibres à hautes propriétés mécaniques. Le tissu est caractérisé comme

un matériau multi-échelles. Les fibres ($\sim 10^{-6}$ m) forment des fils ($\sim 10^{-3}$ m). Ces derniers, appelés fils de chaîne et fils de trame, sont entrelacés pour former le tissage du textile (~ 1 m) et des propriétés mécaniques spécifiques. Le mode d'entrelacement représente l'armure du textile. Il en existe trois principaux : la toile, le serge, le panier (figure 1.29). Bien sûr, de multiples combinaisons de tissage sont possibles offrant ainsi une large variété de propriétés.

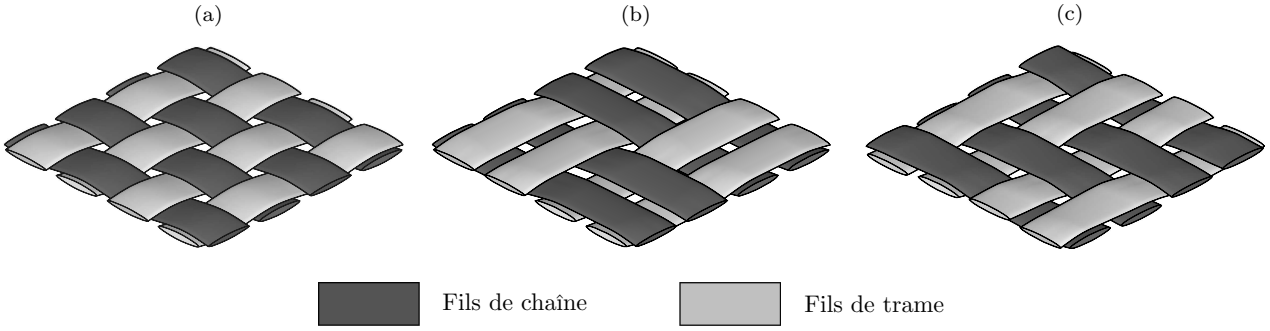


FIGURE 1.29: Représentation des fils de chaîne et de trame formant un tissu en armure toile (a), panier (b) et serge (c).

On retrouve trois échelles d'étude pour la modélisation d'un tissu : microscopique, mésoscopique et macroscopique. L'échelle microscopique est non envisagée dans le cadre de cette thèse. L'approche mésoscopique est considérée dans de nombreuses études par la modélisation de fils tissés à l'aide d'éléments volumiques (figure 1.30a) ou surfaciques (figure 1.30b) [107–110]. Le fil est considéré dans ce cas comme un milieu continu. Cette modélisation permet de tenir compte de la géométrie du fil, du frottement inter-fils, du mode d'entrelacement, de l'ondulation ainsi que du comportement orthotropique du fil. Plus précisément, l'influence du frottement sur le comportement du tissu a fait l'objet d'études expérimentales et numériques à part entière [111, 112], de même pour l'armure du textile [109, 113] et l'orientation des plis [75]. Le frottement inter-fils joue un rôle majeur dans la dissipation d'énergie cinétique en augmentant le nombre de fils impliqués dans la résistance du matériau. Cependant, des conditions de frottement trop importantes peuvent causer des concentrations de contrainte et une rupture prématurée des fibres lors d'impacts balistiques. Ensuite, l'armure toile présente de meilleures capacités d'absorption d'énergie comparée à l'armure serge, panier et satin. Néanmoins, cette différence est moindre lors de la modélisation de plusieurs couches de tissus. Enfin, l'orientation des plis peut être optimisée afin d'améliorer les performances du matériau textile.

La modélisation du comportement des fils composant le textile est alimentée par des essais de caractérisation mécanique. Ces essais, à l'échelle mésoscopique, indiquent un comportement viscoélastique orthotrope pour différents types de para-aramides [105, 114]. Cette caractéristique est prise en compte dans les études de [108] et [115]. Cependant, une loi élastique orthotrope est plus généralement utilisée, donnant des résultats satisfaisants [107, 109–113]. Cette approche mésoscopique pour

la modélisation d'impact sur un gilet pare-balles entier n'est pas viable en termes de temps de calcul. C'est pourquoi de nombreux chercheurs ont ciblé leurs travaux sur une modélisation multi-échelles afin de trouver le meilleur compromis entre temps de calcul et représentativité [116–120]. Elle consiste à limiter la modélisation mésoscopique uniquement autour du lieu d'impact par l'utilisation d'éléments 3D ou 2D. Le fil est considéré comme un milieu continu. Ensuite, un maillage grossier en 2D est utilisé pour modéliser cette fois-ci le tissu à l'échelle macroscopique (figure 1.30c). Le tissu représente dans ce cas un milieu continu.

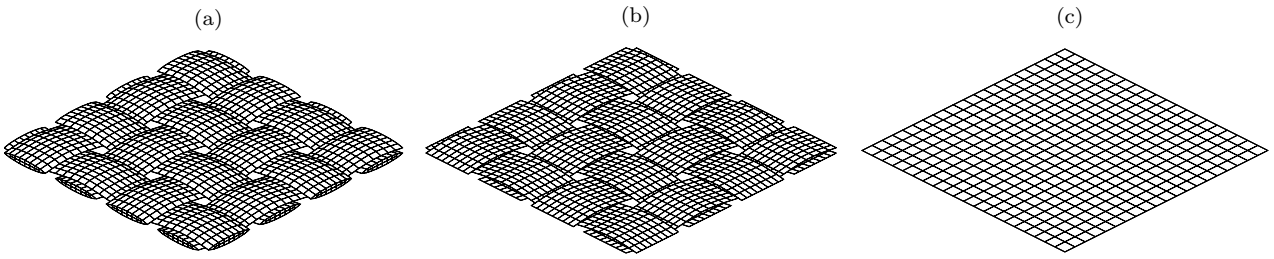


FIGURE 1.30: Modélisation mésoscopique du textile en armure toile par des éléments volumiques (a) et surfaciques (b) ainsi qu'une modélisation macroscopique du tissu par des éléments surfaciques (c).

L'approche macroscopique ne peut tenir compte du frottement inter-fils, l'ondulation et du mode d'entrelacement. Néanmoins, elle permet de réduire les temps de calcul de façon conséquente. Cette approche évite les modélisations géométriques et EF complexes du textile tissé malgré l'existence d'outils dédiés comme TexGen [121] ou WiseTex [122]. Par conséquent, elle a fait l'objet d'études expérimentales afin de caractériser le comportement macroscopique du tissu et principalement l'armure toile [123–128]. Des essais de traction uni et bi-axiaux mais aussi de cisaillement démontrent un comportement non linéaire anisotrope en grande déformation. Ce dernier dérive du comportement mésoscopique du tissu. En effet, cette non-linéarité considère les phénomènes d'ondulation, de pré-tension des fils, la friction et le mode d'entrecroisement. Quelques auteurs se sont alors penchés sur la modélisation du comportement hyperélastique anisotrope des tissus à l'aide d'une fonction de densité énergétique de déformation [127–131]. Il peut être conjecturer que le comportement des UD peut être décrit par la même approche, mais où les non-linéarités sont moins importantes. La robustesse de cette loi de comportement est prouvée par la comparaison avec différents essais expérimentaux. Néanmoins, à la connaissance de l'auteur, ce type de modélisation n'est pas employé dans la modélisation d'impacts balistiques malgré le gain en temps de calcul, la simplicité de la modélisation et la représentativité du modèle hyperélastique anisotrope.

Malgré la finesse de l'approche mésoscopique, celle-ci n'est pas applicable dans ces travaux de thèse. De nombreux gilets pare-balles sont à modéliser et toutes leurs caractéristiques ne sont, ni connues, ni identifiables. L'approche macroscopique reste la seule envisageable dans le cadre de ces travaux.

1.4.2 Modélisation des substituts mous

1.4.2.1 Moyens de caractérisation

La modélisation de matériaux mous dans un contexte balistique, comme la gélatine balistique ou le gel polymère SEBS, nécessite des essais de caractérisation mécanique couvrant une large gamme de vitesses de déformation. L'isotropie de ce type de matériau réduit l'étude expérimentale par l'unique besoins d'essais uniaxiaux.

Dans un premier temps, des essais de compression à des vitesses de déformation inférieures à 100 s^{-1} peuvent être effectués avec des machines standards. À ces vitesses, l'équilibre des contraintes est assuré dans l'échantillon et les courbes contrainte-déformation sont obtenues à l'aide des mesures d'effort et de déplacement. Les matériaux mous étudiés sont incompressibles. Lors de la compression, l'échantillon subit également une grande déformation transverse et l'effet « tonneau » ou *barreling* peut donc apparaître si le glissement entre les plaques et l'échantillon n'est pas assuré. En cas de frottement important, l'état de contrainte uniaxial ne peut pas être affirmé.

Dans un second temps, des essais de traction sur un matériau comme la gélatine ou le gel SEBS présentent quelques verrous techniques à lever. En effet, les mors traditionnels ne sont pas utilisables pour maintenir la pièce. Ces mors imposent au spécimen étudié une pré-charge ainsi qu'une rupture précipitée loin de la zone utile. Quelques auteurs ont alors conçu un support venant épauler la courbure de l'échantillon [84, 132, 133]. Ils permettent de favoriser une déformation homogène du spécimen dans la zone utile tout en appliquant aucune pré-charge sur la pièce. Malgré l'utilisation de ce type de support, la mesure du déplacement de la traverse ne peut être employée pour déterminer la déformation de la pièce. Des outils de mesure locale de la déformation sont alors utilisés. On retrouve la méthode de corrélation d'images numériques (*digital image correlation*) pour la mesure du champ de déformation dans la gélatine balistique dans les études de Moy *et al.* [132, 133]. Cette méthode consiste à analyser la déformation d'un mouchetis appliqué sur la zone utile de l'échantillon au cours de la déformation. Ensuite, Mrozek *et al.* [84] appliquent des traits horizontaux sur l'échantillon. La déformation de ces traits mène à la mesure de la déformation (figure 1.31). Une autre technique consiste à suivre le déplacement relatif de sept points tracés sur la surface du spécimen (VideoTraction ©) [134].

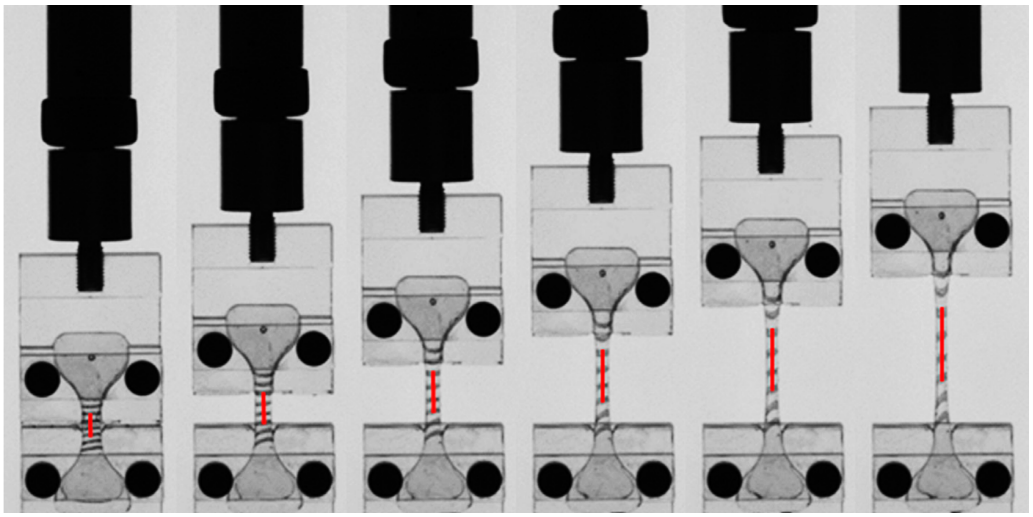


FIGURE 1.31: Photographies d'un essai de traction au cours du temps. Les lignes verticales rouges permettent la mesure de la déformation longitudinale [84].

Dans un troisième temps, les matériaux mous sont caractérisés en régime dynamique à l'aide de barres de HOPKINSON ou KOLSKY [99, 135, 136]. La compression étant le principal mode de sollicitation durant un impact balistique, quelques travaux sont fondés sur la caractérisation de la gélatine balistique à l'aide de barres de compression de HOPKINSON [137, 138].

La caractérisation de matériaux à faibles impédances mène à l'utilisation de barres de HOPKINSON polymériques afin de maximiser le rapport signal/bruit mesuré par les jauges de déformations [137, 138]. Cependant, ces barres sont viscoélastiques. Cette propriété entraîne la correction des signaux de déformation par la prise en compte de l'amortissement et de la dispersion géométrique. Différentes méthodes existent dont celle de ZHAO *et al.* apportant une solution analytique 3D de la propagation d'onde longitudinale dans une barre viscoélastique à partir d'une analyse harmonique de FOURIER [139].

Quelques critères sont également soulignés dans la littérature afin d'obtenir des mesures exploitables pour la caractérisation de matériaux mous. L'hypothèse d'un minima de trois à cinq réflexions de l'onde dans le spécimen est à assurer pour atteindre l'équilibre dynamique [140]. Ensuite des précautions sont à prendre quant au choix des dimensions de l'éprouvette pour à la fois minimiser l'effet d'inertie dans l'échantillon, le frottement et maximiser le signal transmis dans la barre de sortie [138, 141, 142]. Un rapport d'aspect (longueur/diamètre) inférieur à 0.63 est préconisé par VAN SLIGTENHORST *et al.* pour assurer une déformation homogène durant la compression [138].

Les moyens de caractérisation cités ci-dessus ont démontré un comportement visco-hyperélastique de la gélatine balistique pour des vitesses de déformation statique à dynamique [137, 143–146]. En revanche, uniquement des essais de traction et de compression en régime quasi-statique ont été effectués sur le gel SEBS concentré à 30% de polymère [84]. Cette même concentration est utilisée lors d'essais

balistiques par l'équipe de Mauzac (CREL/Ministère de l'Intérieur) [81, 85, 86]. Ces essais ont révélé un comportement hyperélastique avec une légère dépendance à la vitesse de déformation.

La suite de ce chapitre repose alors sur les lois de comportement les plus fréquemment rencontrées pour modéliser les matériaux mous.

1.4.2.2 Lois de comportement

Ces matériaux présentent avant tout un comportement non linéaire en grande déformation. Il peut être décrit par une fonction de densité énergétique de déformation W. Le lecteur est invité à considérer les travaux de Holzapfel [147] pour la description de l'hyperélasticité en mécanique des milieux continus. Le tenseur de contrainte de Cauchy $\boldsymbol{\sigma}$ peut être calculé à partir de W :

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{2}{J}\boldsymbol{F}\frac{\partial W}{\partial \boldsymbol{C}}\boldsymbol{F}^T, \tag{1.5}$$

où $\boldsymbol{F}$ est le tenseur gradient de déformation, J son déterminant et $\boldsymbol{C}$ le tenseur de Cauchy-Green droit défini par $\boldsymbol{C} = \boldsymbol{F}^T\boldsymbol{F}$. La littérature mentionne de nombreuses fonctions W permettant la description du comportement hyperélastique d'un matériau. On retrouve notamment les modèles de Arruda-Boyce [148], Yeoh [149] et Gent [150]. Cependant, les modèles de Mooney-Rivlin [96] et de Ogden [95] restent les plus employés pour modéliser le comportement de tissus mous comme la gélatine balistique ou le gel Sylgard ® [144, 151, 152]. Le modèle de Mooney-Rivlin est défini par l'équation 1.6, où C_{10} et C_{01} sont des constantes matérielles à identifier, I_1 et I_2 sont respectivement le premier et le deuxième invariant du tenseur $\boldsymbol{C}$.

$$W(I_1, I_2) = C_{10}\,(I_1 - 3) + C_{01}\,(I_2 - 3) \tag{1.6}$$

Le modèle de Ogden, quant à lui spécifié par l'équation 1.7, est fonction des principaux *stretch ratios* λ_i. N, μ_k et α_k représentent les constantes matérielles.

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{k=1}^{N} \frac{\mu_k}{\alpha_k}\,(\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} - 3) \tag{1.7}$$

Le comportement visqueux de la gélatine balistique peut être considéré par le modèle généralisé de Maxwell utilisant les séries de Prony suivant une gamme spécifique de vitesses de déformation [144, 146]. Yang *et al.* [153] indiquent qu'un nombre suffisant de temps de relaxation est nécessaire pour couvrir des vitesses de déformation statiques à dynamiques. Cette conclusion est soutenue par Cronin [144], ce qui complexifie l'identification des paramètres du modèle. Par conséquent, quelques

auteurs ont utilisé des données tabulées venant des essais de compression pour couvrir une large gamme de vitesses de déformation [77, 144, 154]. Cette méthode donne des résultats cohérents et simplifie la modélisation d'un matériau visco-hyperélastique. Cependant, il nécessite des courbes de comportement contrainte-déformation uniaxiales, où l'équilibre des contraintes dans le matériau et l'homogénéité de la déformation sont à assurer. Enfin, une méthodologie inverse est applicable, permettant de reproduire les conditions réelles de sollicitation (frottement, chargement dynamique, etc.) afin d'identifier les paramètres du modèle considéré [155–157]. A présent, la suite de ce chapitre s'attarde sur les modèles numériques du thorax présents dans la littérature.

1.4.3 Modélisation du thorax humain

L'intérêt porté au développement de modèles numériques du thorax humain a débuté dans les années 1960 et s'inscrit dans le contexte du crash automobile [158]. Ceci, dans le but de prédire le comportement des automobilistes et améliorer la sécurité des véhicules lors de chocs routiers. Lors de ces dernières années, la réduction des temps de calcul numérique, l'optimisation des outils d'imagerie médicale et les connaissances acquises sur le comportement du corps humain soumis à divers chargements ont permis d'aboutir à des modèles EF complets du corps humain. Parmi ces modèles, on retrouve le *Total Human Model for Safety* (THUMS) développé par le constructeur automobile Toyota [158, 159]. On peut ajouter également le *Human Model for Safety* (HUMOS) conçu dans le cadre d'un projet européen et le *Global Human Body Models Consortium* (GHBMC) conçu à partir d'un consortium international [160–162]. Ces modèles ont la possibilité d'adapter leur morphologie afin d'obtenir par exemple : un $5^{\text{ème}}$ percentile féminin, $50^{\text{ème}}$ percentile masculin ou encore un $95^{\text{ème}}$ percentile masculin. Cependant, ils sont validés uniquement à partir de corridors biomécaniques obtenus sur sujets cadavériques lors de chargements impliquant des vitesses faibles et masses élevées. Ces conditions s'opposent directement aux chargements rencontrés en balistique où la vitesse de déformation joue un rôle prépondérant dans le risque lésionnel.

Dans le cadre de la balistique non pénétrante, des modèles numériques du thorax humain ont été développés et employés pour évaluer les performances des gilets de protection. Roberts *et al.* [62] ont construit le *Human Torso Finite Element Model* (HTFEM) en analogie avec le modèle physique du thorax humain (HSTM) présenté à la figure 1.22. Le HTFEM, protégé par des gilets pare-balles souples de différentes catégories, est soumis à des impacts de projectiles 9 mm [67, 163]. Le modèle permet de capturer les différences de pression et de déplacement suivant le lieu d'impact, le niveau de protection et l'organe considéré. Roberts *et al.* [67] ont révélé que la norme NIJ No. 0101.04 pourrait représenter un bon indicateur de rupture de gilets pare-balles souples. En revanche, il ne

serait pas capable d'évaluer les BABT. Des travaux similaires ont été menés à travers l'étude de l'interaction entre une balle de 9 mm, un gilet souple et un thorax numérique [65, 164]. Des analogies sont présentées entre les pics de pression numérique relevés dans les organes vitaux et les données de la littérature. Elles restent cependant limitées et difficilement exploitables du fait de la comparaison avec des mesures de pression effectuées lors d'essais expérimentaux sur animaux ou sur substituts physiques humains [164].

On peut s'attarder à présent sur le modèle numérique du tronc humain *Hermaphrodite Universal Biomechanics yx* (HUByx). Il est développé conjointement par le CEDREM et l'UTBM [165]. Il est à la fois utilisé dans un contexte automobile et balistique [97, 166]. Comme l'ensemble des modèles du thorax humain exposé ci-dessus, HUByx est basé sur une reconstruction 3D d'une géométrie du tronc humain incluant le thorax, l'abdomen, le pelvis et les organes internes associés. Le logiciel EF HyperMesh (Altair HyperWorks ©) est utilisé pour construire le modèle final correspondant à un $50^{\text{ème}}$ percentile masculin. HUByx est illustré à travers les figures 1.32a et 1.32b. La discrétisation du maillage peut être distinguée pour la peau et les muscles ainsi que pour les organes internes et le squelette. Plus précisément, HUByx est constitué de 37 861 éléments hexaédriques à huit nœuds et 77 711 éléments coques à quatre nœuds. Afin de combler l'espace entre les organes et leur assurer une interaction correcte, 109 809 particules hydrodynamiques sont utilisées. Elles ne sont cependant pas représentées aux figures 1.32a et 1.32b. Le tableau 1.9 résume les lois de comportement et paramètres matériaux utilisés pour chaque partie anatomique d'HUByx. Les tableaux 1.10 et 1.11 apportent, quant à eux, des précisions sur la loi élasto-plastique hydrodynamique modélisant le comportement des tissus mous dans HUByx.

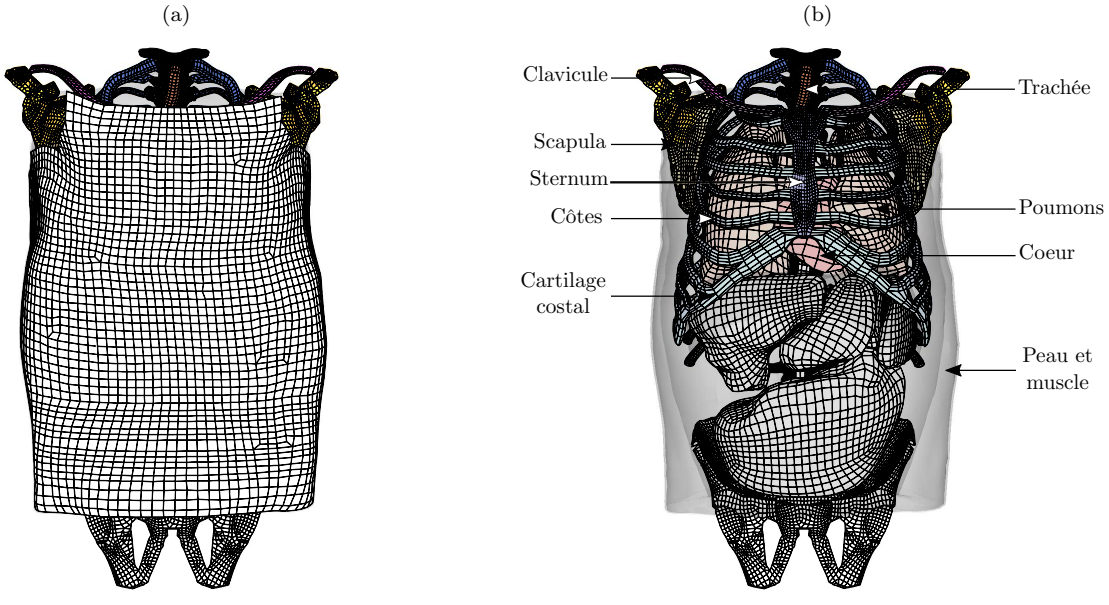


FIGURE 1.32: Description du modèle EF du thorax humain HUByx illustrant la peau (a) ainsi que les organes internes et le squelette (b), illustrations adaptées de ROTH *et al.* [165].

TABLEAU 1.9: Lois de comportement et paramètres matériaux pour la modélisation d'HUByx [165, 167]

Tissu	Modèle matériau	ρ [kg.m^{-3}]	E [MPa]	ν [-]	Re [MPa]	ε_{max} [-]	Références
Aorte	Élastique	1000	25	0.3			[158, 168]
Trachée	Élastique	1000	25	0.3			[158, 168]
Diaphragme	Élastique	1000	3	0.3			[158, 168]
Muscle	Élastique	1000	1-10	0.3			[158]
Peau	Élastique	1000	31.5	0.45			[158]
Espace inter-organes graisse	Elastique	0.001	0.5	0.45			[62, 168]
Os spongieux	Élastique	1000	50	0.4			[158]
Os cortical	Élasto-plastique	1000	14000	0.3	70	0.04	[158, 169]
Cartilage costal	Élastique	1000	50	0.3			[62]
Disque intervertébral	Élastique	1250	5	0.3			[168]

TABLEAU 1.10: Paramètres de la loi élasto-plastique utilisés pour la modélisation des tissus mous dans HUByx [167, 170]

ρ [kg.m^{-3}]	E [MPa]	ν [-]	Re [MPa]	ε_{max} [-]
1060	50	0.499	3	0.2

TABLEAU 1.11: Paramètres de la loi hydrodynamique utilisés pour la modélisation des tissus mous dans HUByx [167, 170]

E_{v0} [mJ.mm^{-3}]	C_1 [MPa]	C_2 [MPa]	C_3 [MPa]	Γ_0 [-]	P_0 [MPa]
0.5882	2449	6502.2	9251.9	0.17	-0.1

Le critère de rupture en déformation maximale ε_{max}, utilisé pour les lois élasto-plastiques de l'os cortical et des tissus mous, est respecté en supprimant les éléments du modèle dépassant les valeurs seuils indiquées. Le solveur explicite Radioss (Altair HyperWorks ©) est utilisé pour reproduire divers cas de chargement sur HUByx. Des conditions d'impact automobile ont été reproduites sur HUByx [165]. Les simulations ont permis de valider le modèle, se trouvant dans les corridors biomécaniques (effort-déflection-temps) obtenus lors de mêmes impacts sur des sujets cadavériques [20, 171, 172]. Plus intéressant encore, les trois conditions d'impact testées dans l'étude de BIR *et al.* [3] ont été reproduites sur HUByx. Les projectiles rigides à énergie cinétique sont modélisés et propulsés sur le milieu du sternum du mannequin numérique. L'effort d'impact et le déplacement du sternum au cours du temps sont mesurés numériquement et comparés aux corridors biomécaniques établis par BIR *et al.* [3] (figures 1.16 à 1.18). Cette corrélation calculs/essais révèle une bonne représentativité du mannequin numérique pour les trois configurations d'impact [165]. BODO *et al.* [167] souligne la

capacité d'HUByx à prédire la valeur du VC_{max} relativement aux valeurs déterminées par Bir et Viano [45] (figure 1.33a). De plus, HUByx permet d'évaluer la probabilité d'un score AIS égal à 2 ou 3 pour ces trois conditions de tir (figure 1.33b) en exploitant la courbe de risque établie par Bir et Viano [45] (figure 1.19a). Thoral-Pierre *et al.* [173] a mis en évidence la possibilité de modéliser l'impact de projectile sur le sternum d'HUByx portant un gilet pare-balles en Kevlar. Néanmoins, des travaux restent à effectuer pour l'évaluation des performances de systèmes de protection à travers l'utilisation d'HUByx [173].

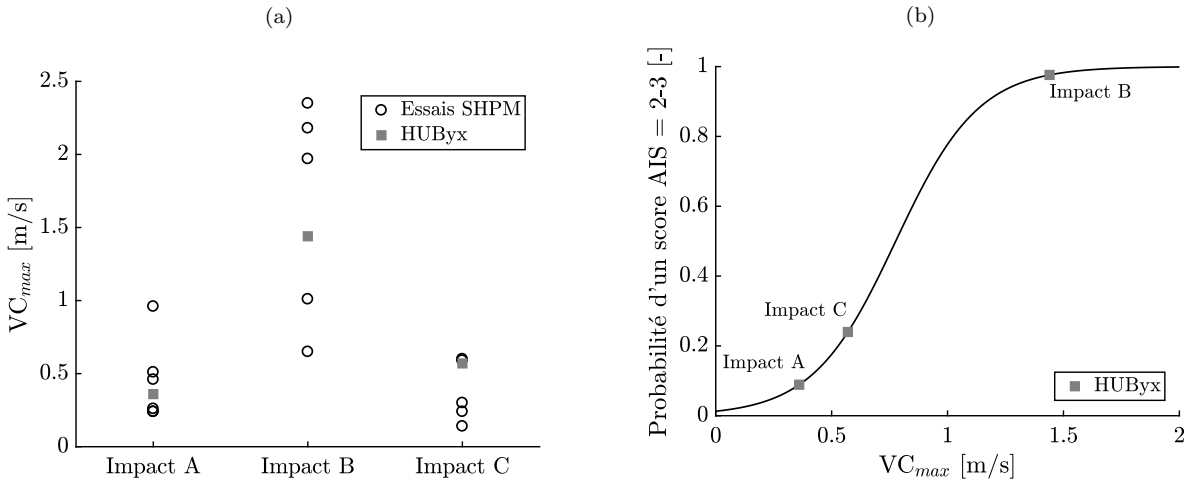


Figure 1.33: Valeurs de VC_{max} déterminées sur des SHPM par Bir et Viano [45] et numériquement sur HUByx pour trois conditions d'impact (a) et tracé des valeurs numériques VC_{max} prédites par HUByx sur la courbe de probabilité d'un score AIS=2-3 pour ces trois configurations d'impact [45, 167].

Cette partie souligne l'intérêt porté à la simulation d'impacts sur des modèles EF de thorax humain. Parmi les différents mannequins numériques exposés, HUByx a montré une certaine biofidélité et des possibilités encourageantes pour son utilisation dans l'étude des impacts balistiques non pénétrants dans la région thoracique.

Pour conclure, une synthèse de l'étude bibliographique est présentée afin de mettre en évidence les recherches essentielles et les éléments manquants pour la réussite de ces travaux de thèse. Cela mène alors à la proposition d'une démarche scientifique précise pour la prédiction de blessures thoraciques lors d'impacts balistiques non pénétrants à partir d'essais expérimentaux sur un substitut physique.

1.5 Synthèse de l'étude bibliographique

L'impact balistique non pénétrant est défini, dans ce mémoire, comme un choc localisé contondant sur le corps humain causé par un projectile ALR à énergie cinétique ou par la déformation dynamique arrière d'un gilet pare-balles.

Tout d'abord, des études épidémiologiques ont mis en évidence les différentes lésions thoraciques constatées lors d'impacts balistiques non pénétrants. Il s'agit de fractures costales, contusions cardiaques et pulmonaires ainsi que des blessures mineures, telles que des contusions, lacérations et des abrasions de la peau. Parmi ces travaux, seul le rapport dit de « terrain » de KOBAYASHI et MELLEN est exploitable dans ces travaux de thèse [40]. En effet, il indique les conditions d'impact, les données anthropométriques et les lésions subies au niveau du poumon droit par le projectile ALR déformable eXact iMpact®. Néanmoins, ces enquêtes ne permettent pas d'évaluer précisément les conséquences d'un impact non pénétrant et les performances des gilets de protection. De même, la définition de tolérances lésionnelles reste impossible. Afin de pallier ces difficultés et permettre la maitrise des conditions d'essais, des études cliniques sur SHPM sont réalisées.

Deux investigations singulières sont disponibles dans la littérature. D'une part, les travaux de BIR *et al.* reposent sur l'analyse biomécanique d'impacts de projectiles ALR rigides sur le sternum de sujets cadavériques [3, 44, 45]. Ils contribuent à l'établissement de corridors biomécaniques (force-déflection-temps) et d'une courbe de risque de fractures costales $P_{AIS=2-3}$ en fonction du critère lésionnel VC_{max}. D'autre part, une étude du Ministère de l'Intérieur français traite le phénomène de BABT [46, 47]. Elle repose sur sept essais d'impacts non pénétrants. Les conditions d'impact sont connues et maitrisées. Le bilan lésionnel est, quant à lui, indiqué pour chaque cas. La figure 1.34 résume ces trois rapports de cas exploitables dans ces travaux de thèse. L'essai cadavérique admet néanmoins des limitations importantes. La population vieillissante utilisée lors d'essais cliniques est moins représentative de sujets jeunes et ayant pratiqué une activité physique. De plus, le coût relatif à l'expérience, la complexité ainsi que l'aspect éthique ne permettent pas d'envisager l'essai cadavérique comme une solution pérenne dans la prédiction du risque lésionnel.

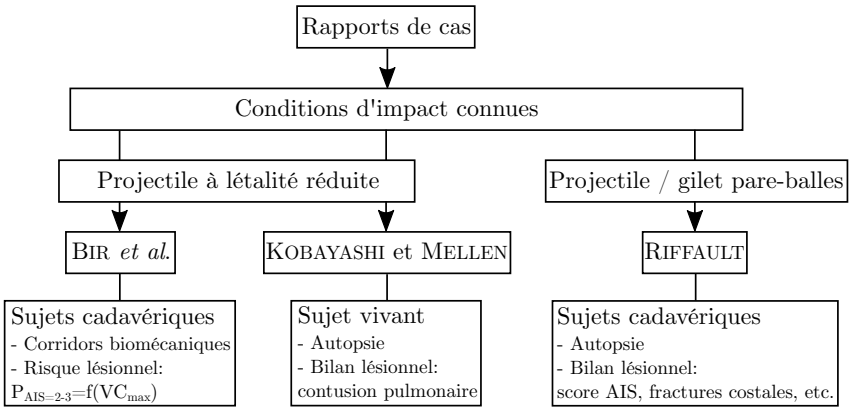


FIGURE 1.34: Synthèse des rapports de cas exploitables de la littérature pour des impacts balistiques non pénétrants associés aux projectiles à létalité réduite et aux projectiles / gilets pare-balles.

La volonté de mettre en place un outil de prédiction lésionnelle repose inévitablement sur l'interprétation d'un impact non pénétrant sur un substitut expérimental. En effet, l'essai expérimental

doit permettre le test de projectiles ALR à énergie cinétique et de gilets de protection avant leur mise en service. Parmi les substituts physiques existants, le gel SEBS admet de nombreux avantages : transparence, stabilité environnementale, répétabilité et reproductibilité. L'analyse de l'impact est maitrisée par l'équipe de Mauzac (CREL/Ministère de l'Intérieur) [81, 85, 86] à travers la mesure du cône dynamique d'enfoncement. Ce moyen d'essai, disponible durant ces travaux de thèse, ne permet toutefois pas l'évaluation directe du risque lésionnel. C'est-à-dire, aucun lien ou fonction de transfert n'est établi entre les mesures expérimentales relevées et le risque lésionnel. La problématique de cette thèse de doctorat est ainsi formulée : comment prédire le risque de blessures thoraciques lors d'impacts balistiques non pénétrants uniquement à partir d'essais sur un bloc de gel SEBS ?

L'approche numérique par la méthode des éléments finis est alors examinée, à travers l'exploitation du mannequin numérique HUByx, disponible également pendant cette thèse [165]. Il représente un $50^{\text{ème}}$ percentile masculin et admet une réponse thoracique biofidèle lors d'impacts de projectiles ALR rigides au centre du sternum. HUByx est capable de prédire la valeur du VC_{max} et par conséquent la probabilité de fractures costales ($P_{AIS=2-3}$) lors d'impacts sternaux. La reproduction numérique de conditions d'impact réelles requiert la caractérisation et la modélisation des projectiles ALR déformables considérés ainsi que des projectiles d'armes à feu et des gilets pare-balles mis en jeu. Ce besoin représente bien évidemment un verrou scientifique à lever. La figure 1.35 rend compte des possibilités d'exploitation du gel SEBS et d'HUByx, de la limitation de l'essai balistique et des obstacles techniques rencontrés.

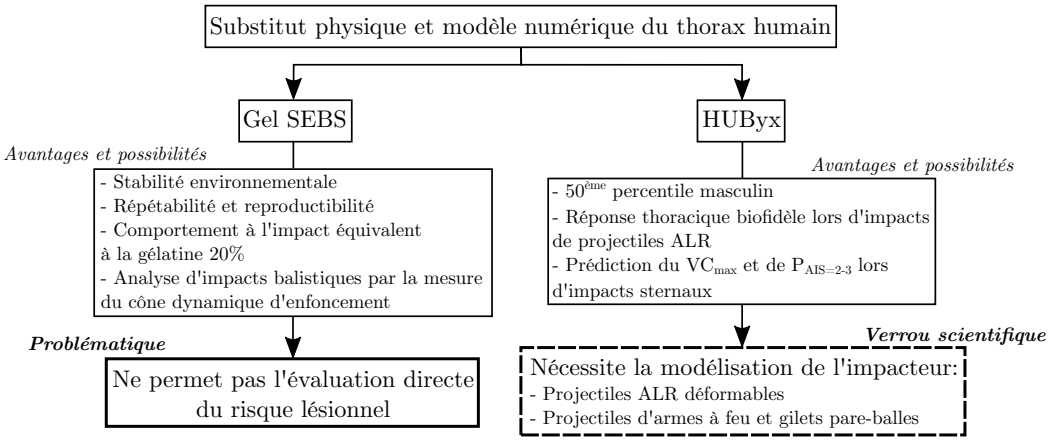


Figure 1.35: Synthèse des avantages et possibilités d'un substitut physique (gel SEBS) et d'un modèle numérique du thorax (HUByx) mis à disposition dans ces travaux. La limitation de l'essai balistique et le besoin de modélisation de l'impacteur sont également indiqués.

L'état de l'art, proposé dans ce premier chapitre de thèse, a mis en évidence la principale approche pour la modélisation de projectiles à létalité réduite déformables. Elle est basée sur une méthodologie inverse couplant des essais expérimentaux de Taylor et leur modélisation par éléments finis.

En revanche, la modélisation du comportement d'un gilet pare-balles souple soumis à l'impact d'un projectile d'armes à feu peut être d'une grande complexité. Cette dernière est régie principalement par la modélisation du textile tissé ou de plis UD formant le gilet de protection. Cependant, l'objectif ici est d'adopter une modélisation flexible de projectiles/gilets pare-balles permettant une représentation fidèle de l'énergie cinétique dissipée lors de l'impact. Cela mène à une modélisation équivalente de l'évènement à l'échelle macroscopique en utilisant un modèle hyperélastique anisotrope pour les matériaux textiles. L'approche et l'identification reposent alors uniquement sur l'exploitation d'essais d'impact sur un bloc de gel SEBS à travers une méthodologie inverse. Cet essai témoigne de la rigidité du gilet de protection et de l'énergie cinétique dissipée par la mesure de la déformation dynamique arrière. Néanmoins, la méthodologie inverse induit une simulation de l'essai expérimental. Par conséquent, elle nécessite la modélisation du gel SEBS au moyen d'une étape de caractérisation mécanique et d'une étape d'identification de la loi de comportement. La modélisation d'un tel matériau mou dans un contexte balistique n'est pas présente dans la littérature et constitue un véritable verrou scientifique à lever. La figure 1.36 reporte les approches envisagées et les obstacles à franchir pour la modélisation d'impacts balistiques non pénétrants sur HUByx.

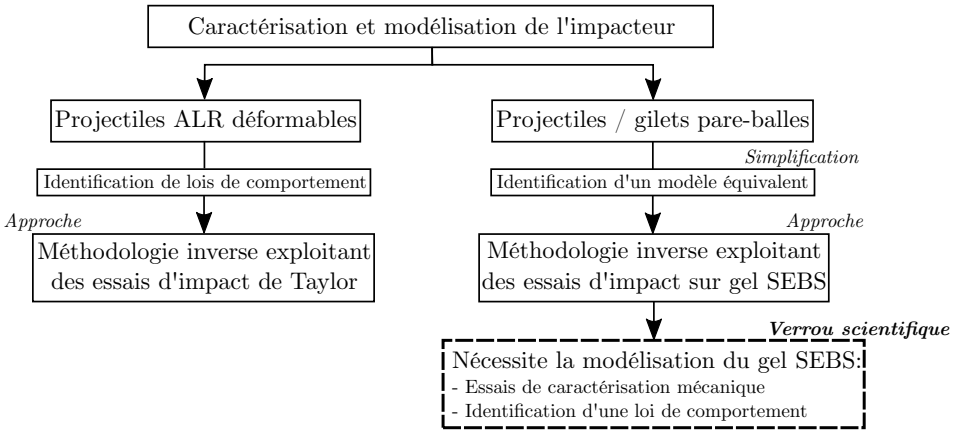


FIGURE 1.36: Synthèse des approches pour la modélisation de projectiles ALR déformables, de projectiles pénétrants et de gilets pare-balles. La nécessité de la modélisation du gel SEBS est spécifiée.

Ce premier chapitre, consacré à l'état de l'art de la balistique lésionnelle, se conclut sur la proposition d'une démarche méthodique représentée par la figure 1.37. Elle est fondée sur l'utilisation du mannequin numérique HUByx comme un outil intermédiaire permettant la détermination de fonctions de transfert entre les mesures expérimentales sur un bloc de gel SEBS et le risque lésionnel. L'établissement de ces fonctions et de l'outil expérimental de prédiction lésionnel fait alors l'objet du quatrième et dernier chapitre de ce mémoire de thèse. Néanmoins, la simulation numérique de diverses conditions d'impact sur HUByx requiert la modélisation de chargements complexes tels que les projectiles à létalité réduite déformables ou les projectiles d'armes à feu impactant un gilet pare-balles. Par conséquent, le troisième chapitre est dédié à la caractérisation d'impacts balistiques non

pénétrants par méthodologie inverse. L'approche envisagée de modélisation de l'impact de projectiles d'armes à feu sur un gilet pare-balles repose sur les essais de cône dynamique d'enfoncement sur le gel SEBS et leur modélisation respective. Le second et prochain chapitre de ce mémoire repose ainsi sur la caractérisation et la modélisation du gel soumis à des impacts balistiques.

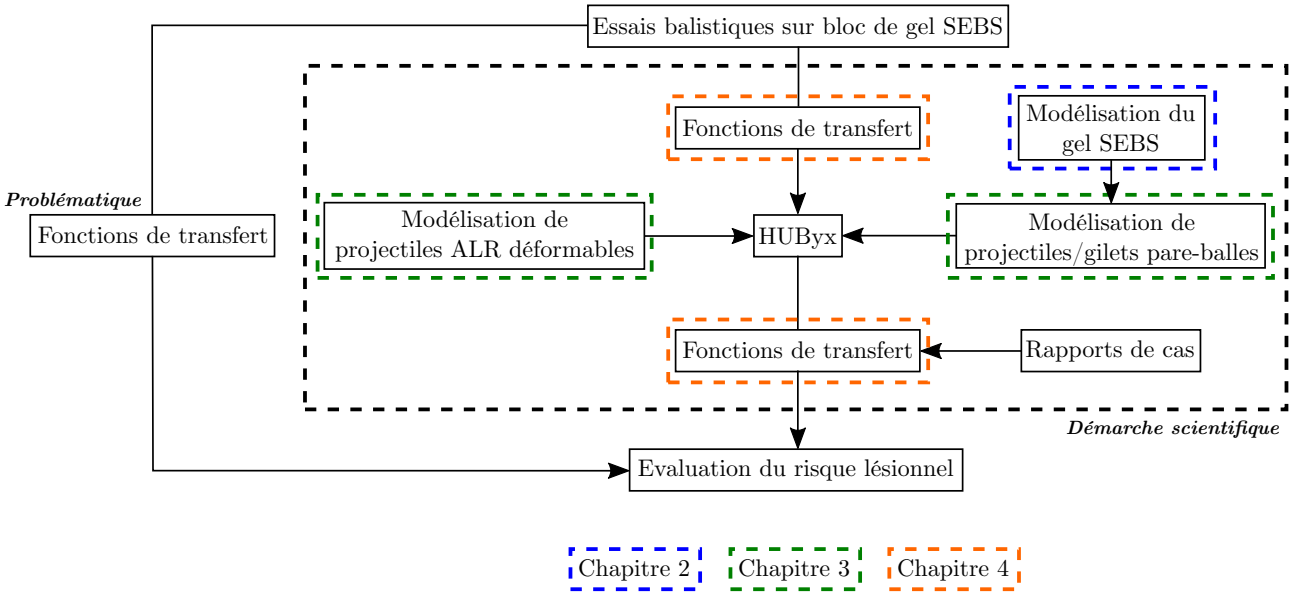


FIGURE 1.37: Représentation de la démarche scientifique proposée pour répondre à la problématique de thèse.

Chapitre 2

Caractérisation et modélisation du gel SEBS lors d'impacts balistiques

Sommaire

2.1 Caractérisation du comportement mécanique sous sollicitations statiques à dynamiques 61

2.1.1 Matériau et préparation des échantillons 61

2.1.2 Essais de traction 61

2.1.2.1 Dispositif d'essais 61

2.1.2.2 Résultats et analyse 62

2.1.3 Essais de compression 66

2.1.3.1 Dispositifs d'essais 66

2.1.3.2 Résultats et analyse 69

2.2 Modélisation du comportement 77

2.2.1 Loi visco-hyperélastique 77

2.2.2 Identification des paramètres du modèle 80

2.2.3 Simulation d'impacts non pénétrants et validation du modèle 88

2.3 Conclusions 93

Ce deuxième chapitre a pour objet la modélisation du comportement du gel SEBS soumis à des impacts balistiques non pénétrants. Pour ce faire, des essais de caractérisation mécanique sont entrepris à température ambiante suivant une gamme de vitesses de déformation quasi-statiques (0.002 s^{-1}) à dynamiques (1500 s^{-1}). Des essais de traction atteignant de très grandes déformations (350 %) sont effectués à l'aide de mors spécifiques et d'une mesure particulière de la déformation. Des essais de

compression sont également réalisés jusqu'à 80 % de déformation. Le régime dynamique est obtenu par l'utilisation de barres polymériques de compression de Hopkinson. L'analyse des essais mécaniques démontre un comportement hyperélastique du gel SEBS avec une dépendance significative à la vitesse de déformation.

Une loi de comportement visco-hyperélastique, basée sur le modèle de Mooney-Rivlin, est alors proposée et implémentée en tant que loi utilisateur dans le code éléments finis Radioss (Altair HyperWorks ©). Cependant, les essais de compression révèlent la présence d'un effet tonneau (*barreling effect*) et d'une déformation non homogène en dynamique. Par conséquent, le modèle matériau proposé ne peut être directement déterminé. Une procédure d'identification directe et indirecte est alors employée, exploitant les essais de traction et de compression. La méthodologie inverse repose sur la modélisation des essais de compression permettant de reproduire précisément les conditions de chargement rencontrées.

Une fois les paramètres de la loi visco-hyperélastique identifiés, la robustesse du modèle du gel SEBS est évaluée par comparaison à des essais d'impacts non pénétrants de projectiles rigides à diverses vitesses. L'analogie avec les données expérimentales qualitatives et quantitatives conclut à la validation du modèle proposé.

Les différents travaux présentés dans ce chapitre ont donné lieu à la publication de deux articles scientifiques et d'un chapitre d'ouvrage [174–176].

2.1 Caractérisation du comportement mécanique sous sollicitations statiques à dynamiques

2.1.1 Matériau et préparation des échantillons

Le matériau utilisé dans ces travaux correspond au gel polymère SEBS produit par Kraton Polymers LLC (Kraton G1652). Il est composé d'une huile minérale blanche (PRIMOL 352) fournie par ESSO S.A.L et d'une poudre SEBS. La poudre et l'huile minérale sont mélangées pour obtenir du gel concentré à 30 % en SEBS et 70 % en huile minérale. La masse volumique du gel SEBS est de 880 $kg.m^{-3}$. Cette concentration spécifique évite l'adhésivité et le fluage du matériau tout en préservant une transparence satisfaisante. L'huile minérale est préchauffée à 100 °C pendant deux heures dans une étuve. La poudre de gel SEBS est ajoutée progressivement tout en mélangeant. La température est augmentée à 150 °C et la mixture est imbibée pendant quatre heures en mélangeant régulièrement. Une fois le mélange complètement fondu et sans bulle, le liquide est versé dans un moule pour former les échantillons. Avant le démoulage, la dernière étape consiste à refroidir lentement permettant aux bulles de s'échapper et de minimiser les retassures dues à la rétraction thermique.

2.1.2 Essais de traction

2.1.2.1 Dispositif d'essais

Des essais de traction sont effectués à température ambiante afin de déterminer la réponse contrainte-déformation du gel SEBS en très grande déformation ($> 300\,\%$). La souplesse du matériau empêche l'utilisation de mors et de spécimens conventionnels. Les éprouvettes de traction à large épaulement sont obtenues par coulage du gel dans un moule en aluminium comportant des vides en formes d'éprouvettes d'os de chien. Conformément aux dimensions de l'éprouvette, des mors en aluminium sont conçus pour supporter l'éprouvette uniquement par ses épaulements (figure 2.1). Cela évite une déformation initiale et une précontrainte de l'échantillon.

L'ensemble des essais de traction est réalisé par la machine ElectroPuls E3000. Elle possède une course linéaire de 60 mm et une capacité de charge de 3 kN. La faible rigidité du matériau entraine l'utilisation d'un capteur d'effort piézoélectrique monoaxial (Kistler - Type 9321B) calibré à 100 N

avec une erreur à ± 0.5 N. La section utile de l'éprouvette a pour dimensions 4.2 x 4.2 mm avec une épaisseur de 10 mm. Elle est choisie par rapport à la course limite de la machine et à l'étude de Mrozek *et al.* [84]. De plus, la courbure de l'épaulement de l'éprouvette est optimisée de manière à accentuer la déformation de l'éprouvette dans la zone utile.

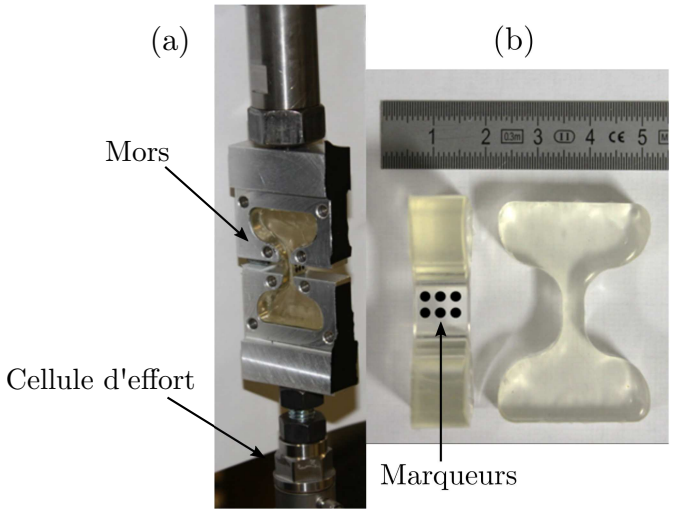


Figure 2.1: Mors spécifiques en aluminium pour les essais de traction (a) et dimensions de l'éprouvette avec le tracé de marqueurs ou mires pour la mesure locale de la déformation (b).

Les vitesses de déplacement proposées par la machine permettent la réalisation d'essais de traction à 1, 200, 400, 600 et 800 mm.s^{-1}. Un dispositif particulier est installé sur la machine afin d'assurer une vitesse de déplacement constante durant l'essai, notamment pour les vitesses élevées. Une caméra ultra-rapide (Photron APX RS 3000) est également employée et des mires sont tracées sur l'épaisseur de l'échantillon (figure 2.1). Cela permet une mesure locale de la déformation longitudinale et transversale. La cadence d'images est synchronisée avec la fréquence d'échantillonnage imposée par le dispositif d'acquisition de données. Ces instruments de mesure permettent de déduire avec grande précision la réponse en contrainte-déformation vraie du matériau suivant diverses vitesses de sollicitation.

2.1.2.2 Résultats et analyse

Plus de cinquante essais sont réalisés avec une rupture apparaissant principalement dans la zone utile. Malgré l'utilisation de mors spécifiques, une déformation exclusivement dans la zone utile ne peut être garantie. C'est pourquoi une mesure locale de la déformation est choisie par l'intermédiaire de mires noires tracées dans l'épaisseur de la zone utile (figure 2.1). Ces mires sont rondes et possèdent un diamètre de 1.5 mm. Lors de la déformation, elles se transforment en ellipsoïdes. La mesure de la déformation longitudinale et transversale est alors possible grâce à l'imagerie ultra-rapide. La figure 2.2 illustre la mesure locale de la déformation à l'aide des croix rouges à différents stades de déformation.

L'homogénéité de celle-ci peut être vérifiée en analysant l'élongation de plusieurs mires. La réponse contrainte-déformation vraie peut être déterminée pour chaque mire. La figure 2.3a montre des courbes de comportement très similaires obtenues à partir de différentes mires. Ces courbes font référence à un essai réalisé à une vitesse de déplacement de 400 mm.s^{-1}. La variabilité de ces essais est elle-même évaluée en les répétant au moins cinq fois par vitesse de sollicitation. Un exemple est donné par la figure 2.3b soulignant une variabilité inférieure à 5 % pour cinq essais réalisés à une vitesse de 400 mm.s^{-1}.

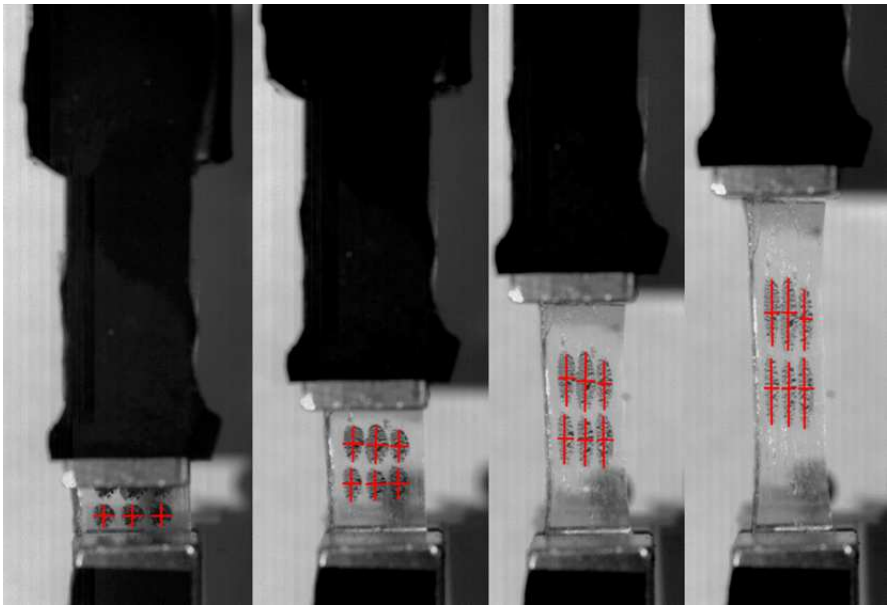


FIGURE 2.2: Photographies d'un essai de traction à différentes phases de déformation. La mesure locale de la déformation est basée sur l'analyse des longueurs des croix rouges.

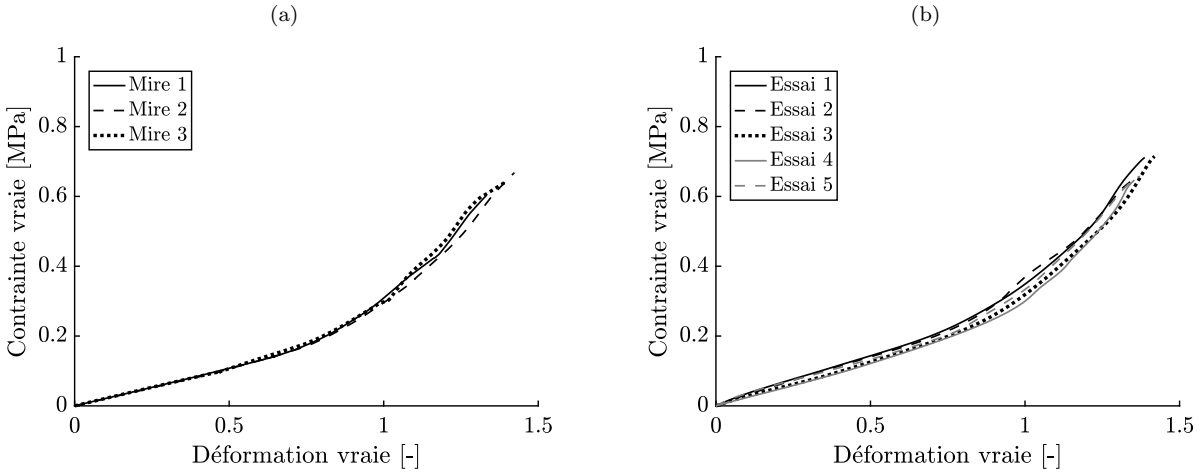


FIGURE 2.3: Courbes de contrainte-déformation vraie en traction pour trois mires circulaires (a) et courbes de contrainte-déformation vraie pour cinq essais de traction effectués à une vitesse de déplacement de 400 mm.s^{-1} (b).

La figure 2.4 indique, quant à elle, la nécessité d'effectuer une mesure locale de la déformation. En effet, une erreur conséquente est introduite en utilisant le déplacement machine pour mesurer la

déformation et déterminer le comportement mécanique.

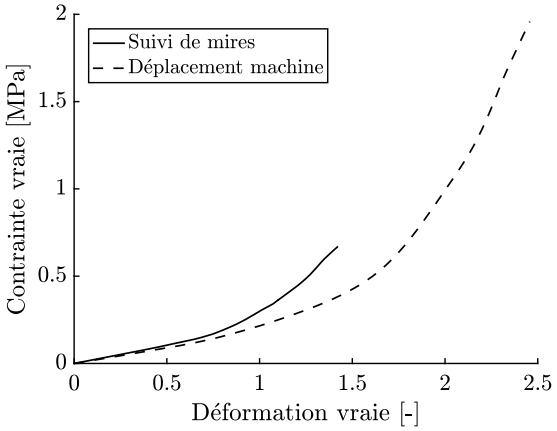


FIGURE 2.4: Courbes de contrainte-déformation vraie déterminées à partir du suivi de mires et du déplacement machine correspondant à une vitesse de déplacement de 400 mm.s^{-1}.

Les courbes de contrainte-déformation vraie, présentées ci-dessus, sont déterminées en considérant le matériau comme incompressible avec un coefficient de POISSON ν égal à 0.5. Cependant, avec la méthode de mesure de la déformation, le coefficient de POISSON peut être obtenu en divisant la déformation transversale vraie par la déformation longitudinale vraie. De manière à faciliter la représentation de ces mesures, les évolutions des déformations nominales longitudinales et transversales sont tracées à la figure 2.5a. Elles mènent au calcul du coefficient de POISSON qui se trouve être proche de 0.49. Cette valeur conforte l'hypothèse d'incompressibilité du matériau.
Afin d'étudier la sensibilité de notre matériau à la vitesse de déformation, celle-ci doit être déterminée et rester constante durant l'essai. Cependant, il est mentionné précédemment que la déformation ne peut être mesurée à l'aide du déplacement machine. Il en est donc de même pour la vitesse de déformation nominale, déduite de l'évolution temporelle des déformations obtenues par suivi de mires pour chaque vitesse de déplacement. Les figures 2.5a et 2.5b indiquent la réponse quasi-linéaire de la déformation en fonction du temps. Cela conclut à une vitesse de déformation constante durant les essais de traction pour une gamme de vitesses de déformation allant de 0.072 s^{-1} à 59.5 s^{-1}.

Les différentes mesures effectuées lors des essais de traction contribuent à l'identification de la réponse mécanique moyenne du matériau en contrainte-déformation vraie pour chaque vitesse de déformation nominale. La figure 2.6 représente la réponse du matériau à travers des courbes de contrainte-déformation vraie. Ces courbes indiquent un durcissement du matériau en augmentant la vitesse de déformation. On peut ajouter que la déformation nominale à rupture est réduite à faible vitesse de sollicitation (environ 160 % de déformation). En effet, à de plus hautes vitesses, la déformation nominale à rupture est d'environ 350 % démontrant un comportement hyperélastique. Bien que la rupture ne soit pas au centre de cette étude, plusieurs raisons peuvent expliquer ce phénomène.

Pour des vitesses de déformation supérieures à 0.072 s^{-1}, la rupture des échantillons apparait après que la course limite de la machine soit atteinte. C'est pourquoi la déformation nominale maximale est de 350 % pour ces vitesses. Il semblerait que le matériau requiert un laps de temps suffisant pour que les défauts inévitables se propagent dans l'échantillon et causent la rupture.

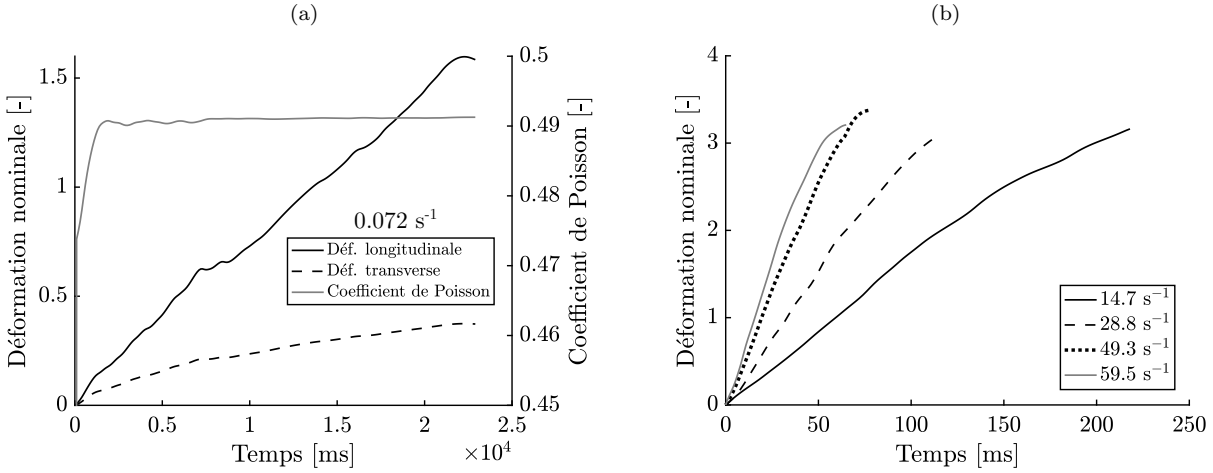


FIGURE 2.5: Courbes de déformation nominale en fonction du temps pour diverses vitesses de déplacement permettant la détermination des vitesses de déformation nominale lors des essais de traction.

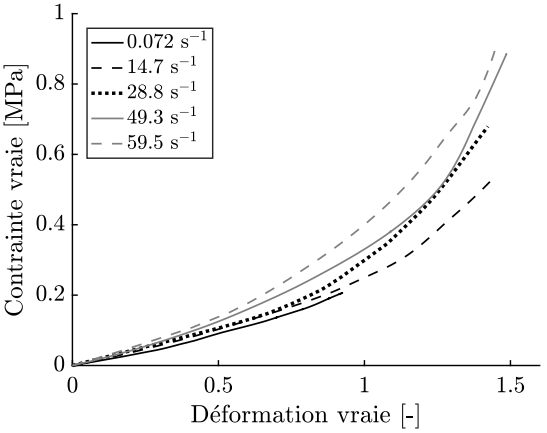


FIGURE 2.6: Courbes de contrainte-déformation vraie déterminées lors d'essais de traction à plusieurs vitesses de déformation nominale.

Enfin, la répétabilité des essais par vitesse de sollicitation est quantifiée par une erreur relative inférieure à 6 %. Cela entraine la validation des essais expérimentaux de traction démontrant un comportement hyperélastique du gel SEBS avec une dépendance notable à la vitesse de déformation.

2.1.3 Essais de compression

2.1.3.1 Dispositifs d'essais

Le mode de chargement lors d'un impact balistique non pénétrant sur un bloc de gel est principalement de la compression devant l'impacteur. Le bloc de gel est soumis à de très grandes déformations en compression à hautes vitesses de déformation. Des essais de caractérisation mécanique en compression sur des matériaux mous comme le gel SEBS peuvent entrainer un effet tonneau ainsi qu'une déformation non homogène. Pour remédier ou minimiser ces phénomènes, un lubrifiant au silicone est appliqué aux interfaces de contact avec l'échantillon. Après la préparation du gel SEBS, le liquide est coulé dans un moule en aluminium comportant des trous cylindriques afin d'obtenir des spécimens de diamètre 10 mm et de hauteur 5.5 mm. Un cylindre de diamètre 9.5 mm est utilisé pour le démoulage des échantillons. Ces dimensions sont choisies de manière à respecter le rapport d'aspect préconisé par Van Slightenhorst *et al.* [138].

En vue de caractériser la sensibilité du gel SEBS à la vitesse de déformation, une large gamme de vitesses de déformation, comprises entre 10^{-3} et 10^{3} s^{-1}, doit être couverte. Trois moyens expérimentaux sont alors employés, divisant la gamme de vitesses de déformation en trois régimes définis comme suit :

— vitesses de déformation quasi-statiques inférieures à 1 s^{-1} ;

— vitesses de déformation intermédiaires entre 1 et 60 s^{-1} ;

— vitesses de déformation dynamiques au dessus de 60 s^{-1}.

Une caméra ultra-rapide (Photron APX RS 3000) est employée ainsi qu'un dispositif de rétro éclairage de manière à enregistrer la déformation de l'échantillon durant les essais. Cela apporte à la fois des données qualitatives et quantitatives permettant de déterminer la réponse mécanique et de valider ces essais de caractérisation en compression.

Essais à vitesses de déformation quasi-statiques

L'échantillon est placé entre deux plateaux en acier de la machine ElectroPuls E3000. Un capteur d'effort piézoélectrique monoaxial d'une capacité de 3 kN acceptant une erreur de $\pm$ 0.3 N est utilisé pour la mesure. Un lubrifiant au silicone est appliqué sur les interfaces de contact avec l'échantillon dans le but de minimiser le frottement et l'effet tonneau. Ce moyen d'essais permet de réaliser des essais à des vitesses de 0.01, 0.1 et 1 $mm.s^{-1}$, correspondant respectivement à des vitesses théoriques de déformation de 0.0018, 0.018 et 0.18 s^{-1}. Les données d'effort et de déplacement indiquées par la machine sont converties en contrainte-déformation nominale.

Essais à vitesses de déformation intermédiaires

La réponse mécanique du gel en compression à de plus hautes vitesses de déformation est obtenue à l'aide d'une machine dynamique (INSTRON VHS65/20). Ce moyen d'essais dispose d'une capacité de chargement de 70 kN et une vitesse de déplacement (indiquée par le constructeur) de 1 $mm.s^{-1}$ à 20 $m.s^{-1}$. Deux capteurs d'effort piézoélectriques mono-axiaux (Kistler - Type 9343) sont installés sur la partie inférieure (effort d'entrée) et supérieure (effort de sortie) des plateaux. Ils sont calibrés à 700 N avec une erreur de ± 3.5 N. Les vitesses de déformation intermédiaires sont atteintes avec des vitesses de déplacement spécifiques de 80, 158, 271 et 327 $mm.s^{-1}$, permettant de couvrir les vitesses de déformation atteintes lors des essais de traction. Elles correspondent donc en théorie à 14.7, 28.8, 49.3 et 59.5 s^{-1}. À ces plus hautes vitesses de déformation, la souplesse du gel SEBS et la faible sensibilité des capteurs d'effort et de déplacement installés sur la machine requièrent l'emploi d'une caméra ultra-rapide cadencée à 18 000 images par seconde. Le moment de contact entre le gel et les plateaux de compression peut être déterminé, ainsi que la déformation axiale, à l'aide du contraste noir et blanc. Ensuite, la déformation mesurée est synchronisée avec l'effort et la réponse contrainte-déformation nominale est déterminée.

Essais à vitesses de déformation dynamiques

Le dispositif des barres de compression de Hopkinson (figure 2.7) est adopté pour caractériser le comportement mécanique du gel SEBS à de très hautes vitesses de déformation. Il est composé d'une barre d'impact, d'une barre d'entrée et d'une barre de sortie. La barre d'impact est propulsée à l'aide d'un lanceur pneumatique à une vitesse V_0 sur la barre d'entrée. Une onde de compression élastique, appelée onde incidente ($\varepsilon_I(t)$), est alors générée et se propage dans la barre d'entrée. Lorsque cette onde atteint l'échantillon placé entre les deux barres, elle est divisée en deux ondes élastiques, une qualifiée de réfléchie ($\varepsilon_R(t)$) et une autre qualifiée de transmise ($\varepsilon_T(t)$). La particularité de ce dispositif repose sur l'emploi des barres d'entrée et de sortie calibrées comme capteur d'effort et de vitesse. En effet, des jauges de déformation, collées sur les barres, permettent de mesurer séparément les signaux $\varepsilon_I(t)$, $\varepsilon_R(t)$ et $\varepsilon_T(t)$. La jauge placée sur la barre d'entrée est positionnée de façon à éviter la superposition des ondes incidentes et réfléchies. Celle sur la barre de sortie est localisée à une distance suffisante de l'échantillon de manière à obtenir un signal stabilisé et non atténué. Ensuite, la théorie de la propagation d'une onde élastique 1D, basée sur une déformation homogène de l'échantillon, permet de déterminer la vitesse de déformation ($\dot{\varepsilon_S}(t)$) de l'échantillon en fonction du temps :

$$\dot{\varepsilon_S}(t) = \frac{v_I(t) - v_O(t)}{L_S}, \tag{2.1}$$

où L_S est la longueur de l'échantillon. $v_I(t)$ et $v_O(t)$, les vitesses courantes aux faces de l'échantillon :

$$v_I(t) = C_I.(\varepsilon_I(t) - \varepsilon_R(t)), \tag{2.2}$$

$$v_O(t) = C_O.\varepsilon_T(t), \tag{2.3}$$

où C_I et C_O correspondent respectivement aux vitesses de propagation du son dans les barres d'entrée et de sortie. Enfin, la contrainte nominale dans le spécimen $\sigma_S(t)$ est déduite de :

$$\sigma_S(t) = \frac{S_O.E_O}{S_S}.\varepsilon_T(t), \tag{2.4}$$

où S_O, S_S et E_O définissent respectivement la section de la barre de sortie, du spécimen ainsi que le module de Young de la barre de sortie. La déformation dans l'échantillon est obtenue par une intégration temporelle de la vitesse de déformation.

L'utilisation de barres de Hopkinson polymériques en nylon, dont les caractéristiques sont résumées par le tableau 2.1, nécessite la prise en compte de leur nature viscoélastique. Les signaux de déformations doivent être reconstitués, corrigeant l'amortissement et la dispersion géométrique. La solution apportée par Zhao *et al.* [139] est implémentée dans le logiciel DAVID® utilisé dans ces travaux [177].

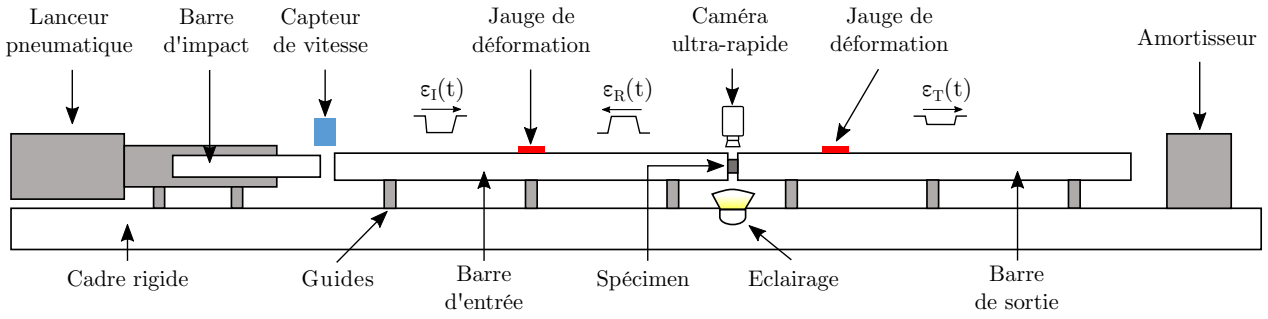


Figure 2.7: Schéma du dispositif des barres de compression de Hopkinson.

Tableau 2.1: Caractéristiques des barres de Hopkinson

	Barre d'impact	Barre d'entrée	Barre de sortie
Longueur [mm]	950	3040	3020
Diamètre [mm]	16.1	20.3	20.4
ρ [kg.m^{-3}]	1149	1158	1146
Vitesse de l'onde [m.s^{-1}]	1750	1740	1740
E [MPa]	3517	3506	3470
ν [-]	0.4	0.4	0.4

Les dimensions des éprouvettes de compression, indiquées précédemment, coïncident avec le fait que le diamètre de l'échantillon doit rester inférieur au diamètre des barres de manière à exploiter les essais. Il doit aussi être également suffisamment important pour obtenir un signal élevé dans les jauges de déformation. Le temps de chargement de l'onde incidente est de 1.1 ms et dépend des caractéristiques mécaniques des barres (tableau 2.1). La durée est assez longue pour garantir une grande déformation de l'éprouvette.

Les jauges de déformation sont connectées à un conditionneur amplificateur (VISHAY 2210B). Les signaux sont récupérés à l'aide d'un système d'acquisition rapide (DL 850 Yokogawa) avec un taux d'échantillonnage fixé à 5 MHz. De plus, une routine dont dispose le laboratoire considère les géométries des barres et de l'échantillon ainsi que leur impédance mécanique. Cela permet d'ajuster les paramètres de tir pour obtenir une vitesse de déformation choisie. Ainsi, à l'aide de ces différents outils, le traitement des signaux bruts $\varepsilon_I(t)$, $\varepsilon_R(t)$ et $\varepsilon_T(t)$ détermine la réponse mécanique du gel en contrainte-déformation.

2.1.3.2 Résultats et analyse

Dans un premier temps, des essais de compression en régime quasi-statique sont effectués à des vitesses de 0.01, 0.1 et 1 mm.s^{-1}. L'utilisation d'un lubrifiant au silicone aux interfaces de contact avec l'échantillon minimise l'effet tonneau et permet de déterminer la réponse mécanique jusqu'à 40 % de déformation. Au-delà, l'effet tonneau apparait et un état de contrainte-déformation uniaxial n'est plus assuré. On peut ajouter qu'à ces vitesses lentes, l'équilibre dynamique de l'échantillon est garanti et l'effet d'inertie peut être négligé. Un exemple de la répétabilité des essais est donné par la figure 2.8a. En effet, cinq essais à une vitesse de 1 mm.s^{-1} (0.18 s^{-1}) sont réalisés et les courbes de contrainte-déformation nominale démontrent une variabilité inférieure à 1 %. La figure 2.8b illustre la réponse mécanique en termes de contrainte-déformation nominale pour trois vitesses de déformation : 0.0018, 0.018 et 0.18 s^{-1}. De la même manière qu'en traction, le matériau présente une dépendance à la vitesse de déformation, la contrainte augmentant avec la montée en vitesse. Ces essais de compression sont répétés au moins trois fois par vitesse de sollicitation menant à la validation de la réponse mécanique obtenue avec une erreur relative inférieure à 1 %.

Dans un second temps, des essais de compression sont réalisés à des vitesses de déformation intermédiaires, utilisant un moyen d'essais spécifique décrit en paragraphe 2.1.3.1. Cependant, des essais à 1 mm.s^{-1} sont également menés sur ce dispositif afin de s'assurer de la concordance des résultats avec ceux obtenus sur la machine quasi-statique (figure 2.9).

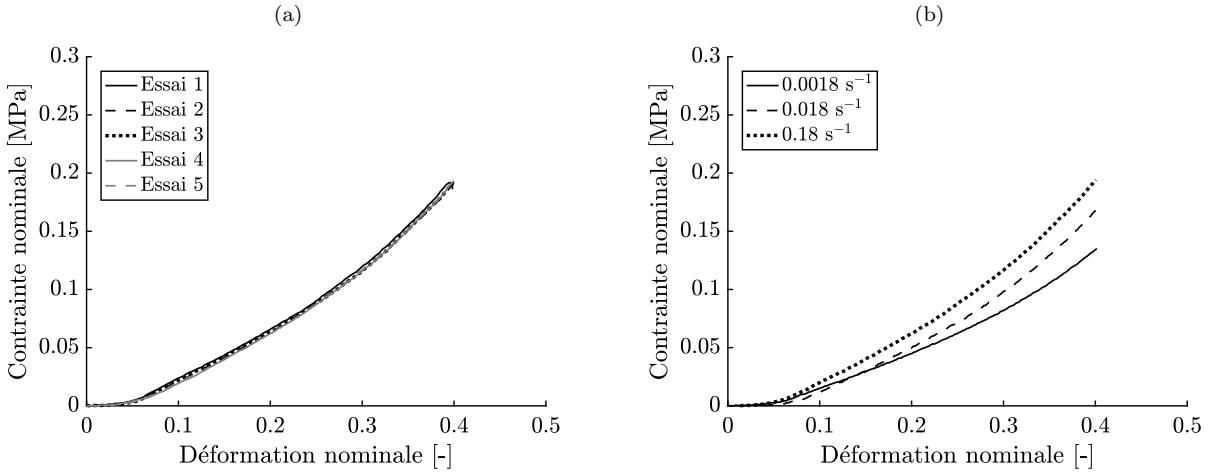


FIGURE 2.8: Courbes de contrainte-déformation nominale en compression pour cinq essais effectués à une vitesse de déformation de 0.18 s^{-1} (a) et courbes de contrainte-déformation nominale pour trois vitesses de déformation quasi-statiques.

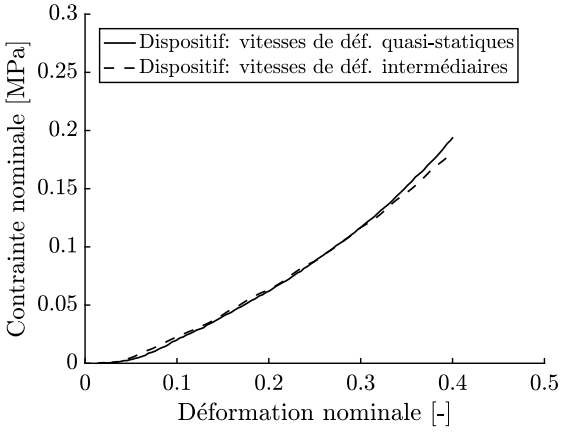


FIGURE 2.9: Courbes de contrainte-déformation nominale en compression à 0.18 s^{-1} obtenues à partir de deux dispositifs d'essais.

Les vitesses de déformation atteintes, de 15 à 60 s^{-1}, sont équivalentes à celles obtenues lors des essais de traction. La répétabilité des essais est évaluée en effectuant au moins cinq essais par vitesse de déformation. Néanmoins, réaliser des essais à ces vitesses présente quelques difficultés. En effet, le frottement et l'effet d'inertie doivent être minimisés, et l'équilibre dynamique doit être vérifié. Pour ce faire, des données quantitatives et qualitatives sont utilisées à l'aide des capteurs d'effort et de l'analyse d'images. L'équilibre dynamique dans l'échantillon peut être assumé si les efforts d'entrée et de sortie appliqués aux interfaces de contact sont équivalents. Le matériau présente une très faible rigidité en début de déformation. Qui plus est, la faible sensibilité des capteurs d'effort ne permet pas de détecter précisément le début de l'essai. L'imagerie ultra-rapide est alors employée pour à la fois mesurer la déformation de l'échantillon et déterminer le moment de contact entre les plateaux et l'échantillon ainsi que le moment de compression maximal. Plus précisément, une routine de suivi de points, programmée dans l'environnement MATLAB (MathWorks ©), est utilisée pour mesurer la déformation. Les efforts mesurés sont alors ajustés et synchronisés avec la déformation. La figure 2.10

présente les efforts bruts mesurés en entrée et en sortie par les cellules d'effort pour chaque vitesse de déformation. Cela démontre une corrélation satisfaisante entre les signaux d'effort. L'oscillation du signal d'entrée en début de déformation peut s'expliquer par le placement de la cellule d'effort. En effet, elle est installée sur le plateau mobile permettant la compression de l'échantillon. La cellule est ainsi plus sujette à l'excitation d'un système masse-ressort. De plus, l'échantillon sert de filtre naturel pour la mesure de l'effort de sortie. Malgré ces oscillations, aucun filtre numérique n'est utilisé. Ces raisons permettent d'apprécier l'équilibre dynamique dans l'échantillon.

L'imagerie ultra-rapide permet également de rendre compte du profil de déformation de l'échantillon durant l'essai. À titre d'exemple, la figure 2.11 illustre un profil de déformation à différents instants lors d'un essai de compression à 14.7 s^{-1}. Au-delà de 27 ms d'essai, un effet tonneau apparait correspondant à une déformation de 40 %, ce qui est cohérent avec la plage de déformation validée en régime quasi-statique.

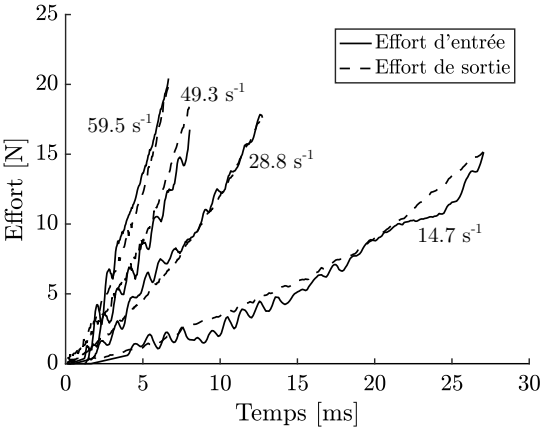


FIGURE 2.10: Équilibre des efforts d'entrée et de sortie lors d'essais de compressions à des vitesses de déformation intermédiaires.

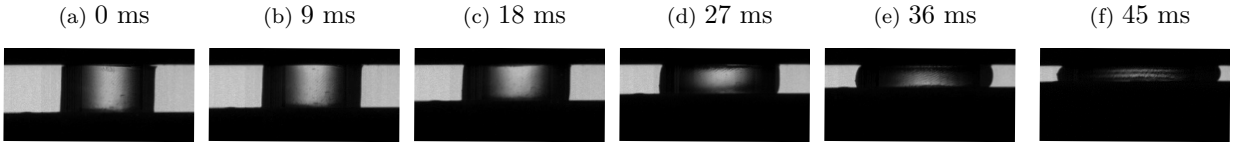


FIGURE 2.11: Photographies d'un essai de compression à différentes phases de déformation correspondant à un essai à 14.7 s^{-1}. Un effet tonneau apparait au-delà de 27 ms (40 % de déformation).

Les courbes de comportement pour ces vitesses de déformation intermédiaires sont établies uniquement à partir du signal d'effort de sortie et de la mesure de déformation par la caméra ultra-rapide. Un exemple de variabilité des essais mécaniques en compression est donné par la figure 2.12. Elle représente cinq courbes de contrainte-déformation nominale correspondant à une vitesse de déformation de 14.7 s^{-1}. Cette variabilité est estimée à moins de 5 %. Cela mène à la détermination de la réponse mécanique du matériau en compression pour des vitesses de déformation intermédiaires. La figure 2.13 permet d'indiquer, une fois de plus, la dépendance à la vitesse de déformation à travers cinq

courbes de contrainte-déformation nominale. Sur ce graphe, la moyenne des courbes de comportement pour chaque vitesse de déformation est tracée avec une variabilité de moins de 5 %. La consistance mécanique est alors assurée, validant ainsi l'ensemble des essais effectués dans ce régime de vitesses de déformation.

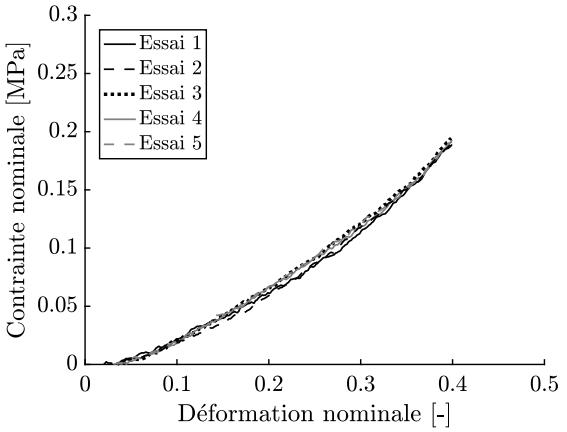


FIGURE 2.12: Courbes de contrainte-déformation nominale en compression pour cinq essais effectués à une vitesse de déformation de 14.7 s^{-1}.

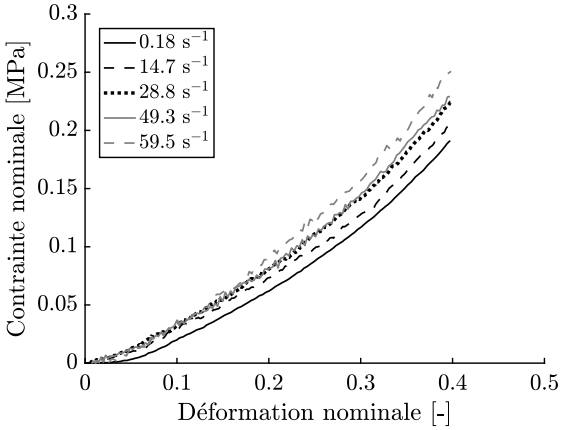


FIGURE 2.13: Courbes de contrainte-déformation nominale pour les quatre vitesses de déformation intermédiaires et une vitesse en régime quasi-statique.

Dans un troisième et dernier temps, le comportement du gel est étudié en comportement lors de sollicitations dynamiques à l'aide des barres de HOPKINSON. L'utilisation de barres polymériques comme le nylon permet de maximiser le rapport signal sur bruit mesuré par les jauges de déformation et évite la disparité des impédances mécaniques entre les barres de compression et l'échantillon. De telles barres offrent un plus grand temps de montée du signal de déformation (70-100 μs) par rapport aux barres métalliques. Ensuite, l'hypothèse d'un nombre minimal (trois à cinq) de réflexions dans le spécimen durant ce temps de montée est à vérifier pour obtenir l'équilibre dynamique. Cela requiert la mesure de la vitesse du son dans l'échantillon. Un appareil de mesure ultra-sons (EPOCH LT) est alors utilisé pour à la fois le gel SEBS et les barres de HOPKINSON. Une vitesse du son de 1520 $m.s^{-1}$ est mesurée pour le gel. Les vitesses du son pour les barres sont mentionnées dans le tableau 2.1.

Plusieurs vitesses de déformation : 490, 640, 820, 1260 et 1520 s^{-1} sont atteintes en variant la vitesse de la barre d'impact. La répétabilité des essais est évaluée en les répétant au moins cinq fois par vitesse de déformation. À titre d'exemple, les signaux bruts provenant des jauges de déformation placées sur les barres d'entrée et de sortie sont illustrés à la figure 2.14a. Les ondes incidente, réfléchie et transmise sont distinguées sur cette figure. L'amplitude du signal transmis dans la barre d'entrée souligne la faible rigidité du matériau aux petites déformations. Par conséquent, le début de chaque onde est calculé à l'aide de la vitesse du son dans le gel mesurée par ultra-sons. Les signaux bénéficient alors d'un recalage temporel ajouté au traitement des signaux corrigeant les effets viscoélastiques dans les barres. La figure 2.14b présente alors les différents signaux de déformation corrigés déterminant la réponse mécanique du gel en contrainte-déformation.

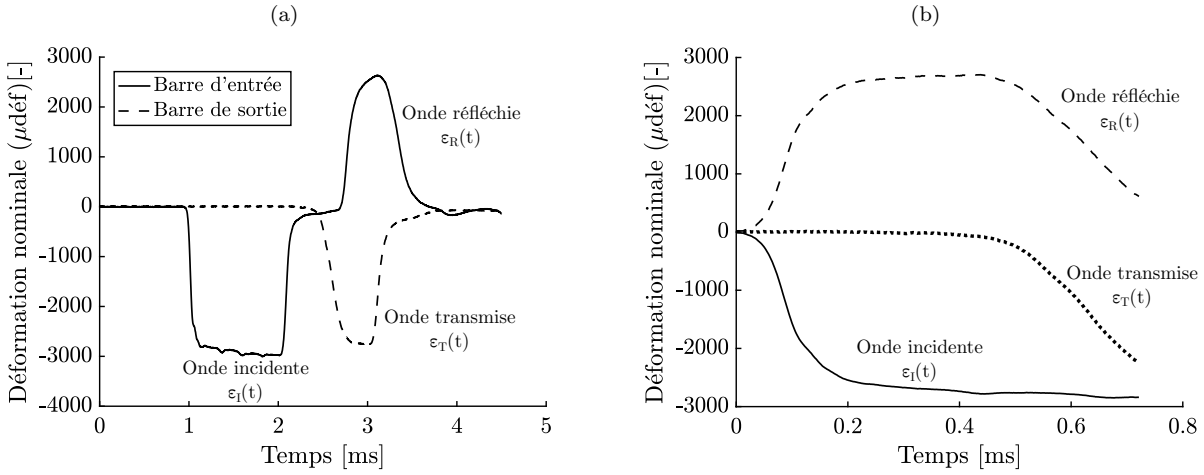


FIGURE 2.14: Signaux bruts caractéristiques des jauges de déformation obtenus lors d'un essai de compression dynamique (a) et les signaux après corrections (b).

L'imagerie ultra-rapide, cadencée à 105 000 images par seconde, est employée pour ces essais. Elle permet la mesure de la déformation axiale de l'échantillon à partir du déplacement des barres. Ainsi, l'évolution temporelle de la déformation établie par le traitement des signaux des jauges peut être validée en la comparant avec la déformation mesurée par l'analyse d'images. La figure 2.15 met en exergue deux résultats.

Le premier est la réponse très similaire de la déformation nominale de l'échantillon en fonction du temps déterminée par les deux méthodes mentionnées précédemment, et ce, pour chaque vitesse de déformation. Les vitesses de déformation indiquées peuvent être supposées constantes au vu de la quasi-linéarité de la déformation au cours du temps. On peut ajouter que seulement 80 % de la déformation peut être analysée par les signaux des jauges de déformation. En réalité, en raison des dimensions des barres et de l'échantillon, ainsi que de la nature incompressible du gel, 80 % de déformation garantit un diamètre de l'échantillon inférieur à celui des barres. La déformation nominale, mesurée par imagerie ultra-rapide, apporte des données précises jusqu'à 68 % de déformation.

Le deuxième résultat est la mesure du temps de montée du signal de déformation. Il est d'environ d'environ 90 μs et est représentée par la zone grise sur la figure 2.15. Il apparait à des déformations très faibles (inférieures à 2 %). Pendant cette période, un nombre suffisant de réflexions d'ondes apparait dans le spécimen et confirme la condition d'équilibre dynamique mentionnée par Davies et Hunter [140].

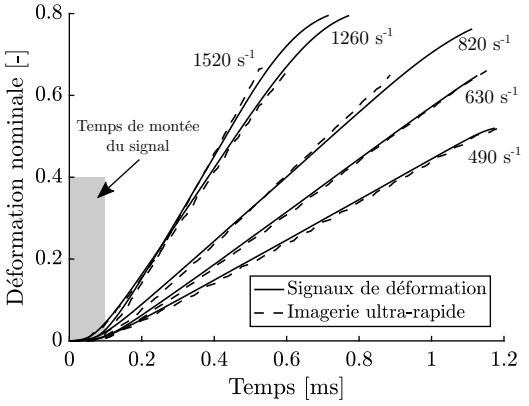


Figure 2.15: Évolution temporelle de la déformation nominale déterminée par le traitement des signaux des jauges et par imagerie ultra-rapide pour des vitesses de déformation dynamiques.

Une autre méthode, qui est peut-être la plus efficace, est d'exploiter l'imagerie ultra-rapide pour confirmer l'homogénéité de la déformation. La figure 2.16 expose les images de déformation des échantillons à différentes vitesses de déformation. Il peut être observé qu'à 490 et 630 s^{-1}, l'échantillon subit une plus faible déformation. Cela s'explique par une faible vitesse de la barre d'impact influençant la vitesse de sollicitation et donc la déformation maximale atteinte. Une onde de déformation se propage le long de l'axe de l'échantillon jusqu'à obtenir un état d'équilibre pour chaque vitesse de déformation. L'amplitude de la déformation radiale est amplifiée à plus hautes vitesses de déformation, particulièrement à 1260 et 1520 s^{-1}. L'effet d'inertie, renforcé par l'augmentation de la vitesse, peut expliquer ce phénomène. Pour des vitesses inférieures à 1260 s^{-1}, un état d'équilibre est obtenu à des déformations de l'ordre de 20 %. Au-delà, l'état d'équilibre est atteint à 30 % de déformation. Une fois l'équilibre dynamique obtenu, l'effet tonneau fait son apparition malgré l'utilisation d'un lubrifiant au silicone. Il devient même conséquent en grande déformation.

Les phénomènes apparaissant lors des essais de compression dynamiques imposent l'expression de la réponse du matériau uniquement en contrainte-déformation nominale. En effet, l'homogénéité de la déformation n'est pas assurée durant toute la plage de déformation et l'effet tonneau ne valide pas l'uniaxialité de la déformation dans l'échantillon. Néanmoins, la figure 2.17 représente un exemple de la répétabilité des essais de compression à l'aide de cinq courbes de contrainte-déformation nominale à 1520 s^{-1}. Pour ces essais, l'erreur relative entre les essais est inférieure à 5 %.

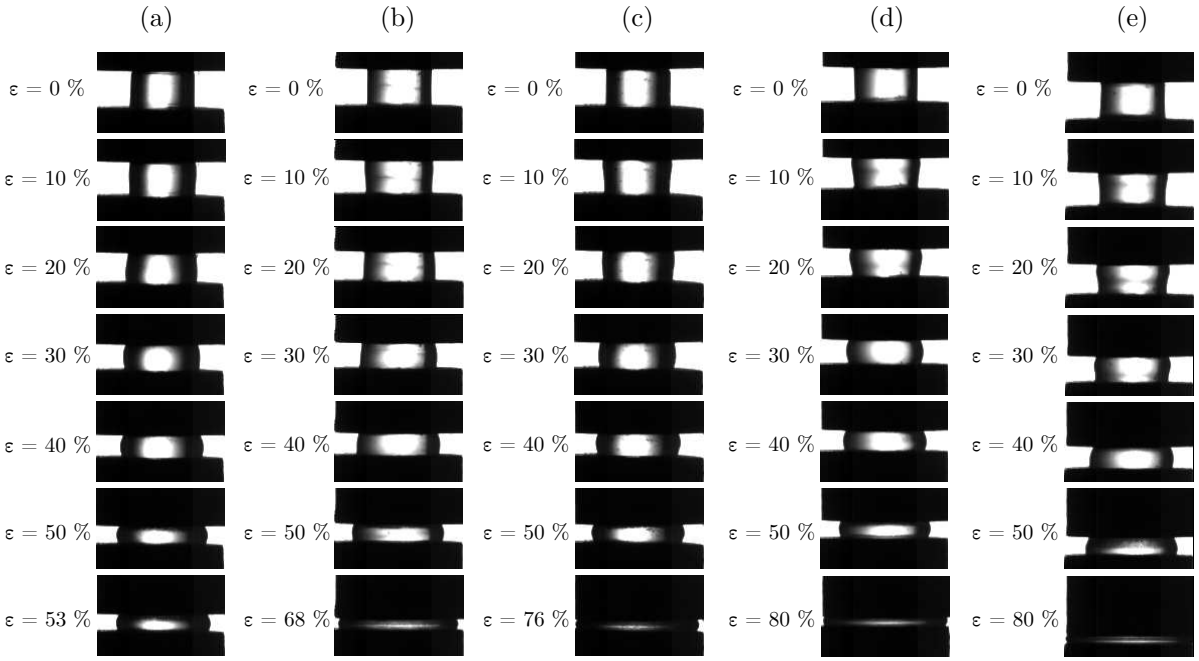


FIGURE 2.16: Influence de la vitesse de déformation sur le profil de déformation de l'échantillon lors d'essais de compression dynamiques : (a) 490 s^{-1}, (b) 630 s^{-1}, (c) 820 s^{-1}, (d) 1260 s^{-1}, (e) 1520 s^{-1}.

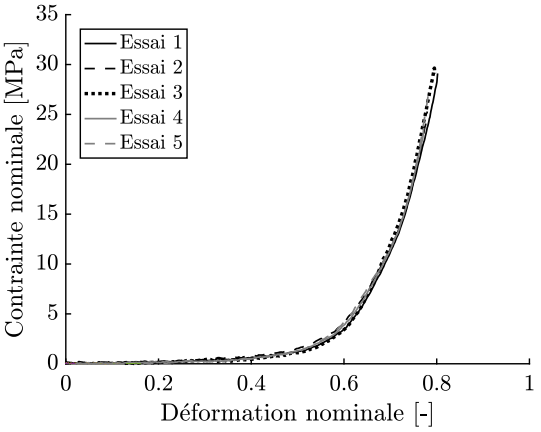


FIGURE 2.17: Courbes de contrainte-déformation nominale pour cinq essais de compression dynamiques effectués à une même vitesse de sollicitation de 1520 s^{-1}.

La figure 2.18a illustre la réponse mécanique en compression du gel en termes de contrainte-déformation nominale pour les différentes vitesses de déformation dynamiques. Ces essais de compression sont validés avec une erreur relative inférieure à 5 %. Ce graphe souligne la dépendance du comportement mécanique du matériau à la vitesse de déformation entre 490 et 1520 s^{-1}. Un meilleur aperçu de la sensibilité du gel à la vitesse de déformation est donné par la figure 2.18b. En effet, le régime quasi-statique à dynamique est couvert par ce graphe affichant la contrainte-déformation nominale du gel en compression pour des vitesses de déformation de 0.0018 à 1520 s^{-1}. Conformément à la plage de déformation valide lors des essais de compression, la réponse mécanique est présentée jusqu'à 40 % de déformation. Les courbes associées aux vitesses dynamiques présentent quelques oscillations causées par la sensibilité des jauges de déformation. À titre indicatif, la contrainte nominale subit une

augmentation de 400 % entre 0.0018 et 1520 s^{-1} pour une même déformation de 40 %. Ceci témoigne de la dépendance notable du gel SEBS à la vitesse de déformation.

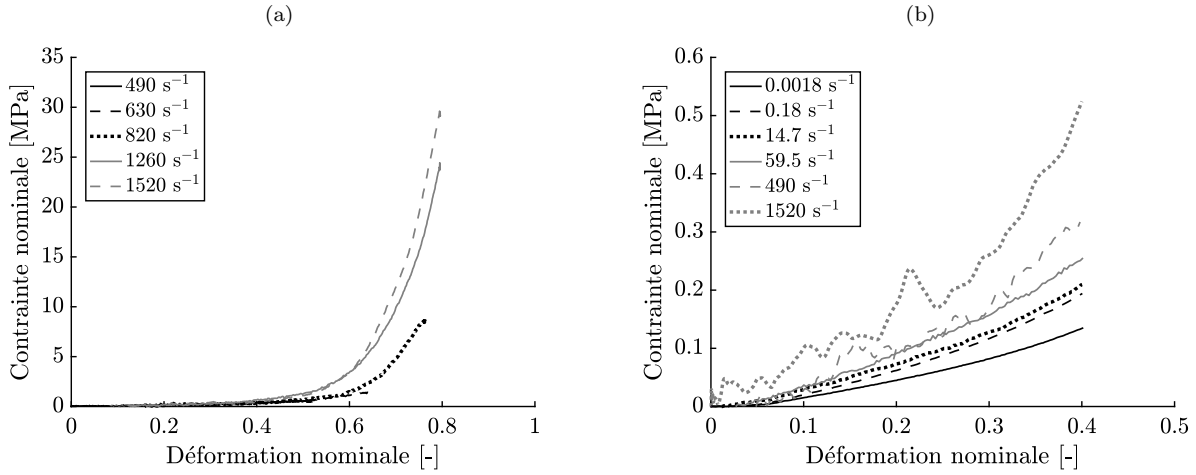


FIGURE 2.18: Courbes de contrainte-déformation nominale associées aux essais de compression dynamiques pour diverses vitesses de déformation (a) et courbes de contrainte-déformation nominale couvrant le régime quasi-statique (0.0018 s^{-1}) à dynamique (1520 s^{-1}) (b).

La campagne de caractérisation mécanique du gel SEBS met en relief le comportement visco-hyperélastique du matériau à l'aide d'essais de traction et de compression suivant une large gamme de vitesses de déformation. Plus précisément, des essais de traction sont entrepris en prenant garde aux nombreux problèmes posés par la caractérisation d'un matériau mou comme le gel SEBS. Des moyens d'essais et de mesures spécifiques permettent de déterminer le comportement véritable du gel en traction pour une plage de vitesses de déformation allant de 0.072 à 59.5 s^{-1}. Des essais de compression sont également effectués, mais cette fois-ci sur une plage de vitesses de déformation conséquente entre 0.0018 et 1520 s^{-1}. Trois moyens d'essais sont alors utilisés ainsi qu'une caméra ultra-rapide. Cette dernière est employée pour à la fois la mesure de la déformation uniaxiale et l'évaluation du profil de déformation. Entre 0.0018 et 59.5 s^{-1}, la réponse en compression est déterminée jusqu'à 40 %. Au-delà, l'effet tonneau devient prépondérant et ne satisfait plus l'uniaxialité de la déformation. Les vitesses de déformation dynamiques sont atteintes à l'aide de barres polymériques de HOPKINSON. Ces essais révèlent une déformation non uniforme jusqu'à 20-30 % de déformation causée par la propagation d'une onde le long de l'échantillon. Ce phénomène, ajouté à l'effet tonneau, empêche la détermination du comportement précis du matériau pour ces vitesses de déformation.

L'identification du comportement mécanique du gel SEBS nécessite la prise en compte de sa nature visco-hyperélastique et des phénomènes physiques présents lors des essais de compression. L'implémentation d'un modèle matériau, le processus d'identification des paramètres ainsi que la modélisation d'impacts balistiques sur le gel SEBS font alors l'objet de la seconde partie de ce chapitre.

2.2 Modélisation du comportement

2.2.1 Loi visco-hyperélastique

Bien que des modèles hyperélastiques soient déjà présents dans de nombreux codes commerciaux EF, il est choisi d'implémenter une loi hyperélastique étendue considérant la sensibilité à la vitesse de déformation de façon simple et robuste. Le code explicite Radioss (Altair HyperWorks ©) est utilisé pour la modélisation d'impacts en dynamique rapide. La loi proposée est implémentée en tant que loi utilisateur (*user material subroutine*) codée en Fortran. Le modèle de Mooney-Rivlin est adopté pour représenter le comportement hyperélastique du gel SEBS. La formulation proposée de ce modèle est fondée sur la fonction de densité énergétique de déformation $W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ de Ogden basée sur les élongations principales (*stretch ratios*) λ_i. Ces élongations principales se rapportent aux déformations nominales principales ε_i par $\lambda_i = 1 + \varepsilon_i$. L'équation 2.5 ci-contre rappelle la formulation de Ogden :

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{k=1}^{N} \frac{\mu_k}{\alpha_k} \left(\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} - 3\right), \tag{2.5}$$

où le modèle de Ogden est réduit au modèle de Mooney-Rivlin en choisissant des valeurs spécifiques pour les paramètres : $N = 2, \alpha_1 = 2$ et $\alpha_2 = -2$. La nature incompressible du gel est modélisée en considérant le matériau quasi-incompressible. On peut alors employer une décomposition multiplicative du tenseur gradient de déformation $\boldsymbol{F}$ en une partie déviatorique (volume constant) et volumétrique [147] :

$$\boldsymbol{F} = \left(J^{1/3}\boldsymbol{I}\right)\overline{\boldsymbol{F}}, \tag{2.6}$$

$$\overline{\lambda_i} = J^{-1/3}\lambda_i, i = 1, 2, 3, \tag{2.7}$$

où $\overline{\boldsymbol{F}}$ et $J^{1/3}\boldsymbol{I}$ sont associés respectivement aux parties déviatoriques et volumétriques du tenseur $\boldsymbol{F}$. $J = det(\boldsymbol{F})$ est son déterminant tenant compte du changement de volume dans le matériau. $\overline{\lambda_i}$ sont les élongations principales du tenseur $\overline{\boldsymbol{V}}$ défini par $\overline{\boldsymbol{V}} = \overline{\boldsymbol{B}}^{1/2}$. $\overline{\boldsymbol{B}}$ est le tenseur de déformation de Cauchy-Green gauche modifié, où $\overline{\boldsymbol{B}} = \overline{\boldsymbol{F}}\overline{\boldsymbol{F}}^T$. Cette décomposition mène à la modification de W en une partie déviatorique W_{dev} et une partie volumétrique W_{vol}, décrite par l'équation 2.8 suivante :

$$W(\overline{\lambda_1}, \overline{\lambda_2}, \overline{\lambda_3}, J) = W_{dev}(\overline{\lambda_1}, \overline{\lambda_2}, \overline{\lambda_3}) + W_{vol}(J), \tag{2.8}$$

où,

$$W_{dev}(\overline{\lambda_1}, \overline{\lambda_2}, \overline{\lambda_3}) = \sum_{k=1}^{2} \frac{\mu_k}{\alpha_k} \left(\overline{\lambda_1}^{\alpha_k} + \overline{\lambda_2}^{\alpha_k} + \overline{\lambda_3}^{\alpha_k} - 3\right), \tag{2.9}$$

et

$$W_{vol}(J) = \frac{K}{2}(J-1)^2. \tag{2.10}$$

La composante volumétrique considère l'incompressibilité du matériau par une approche de pénalité. K est le module d'élasticité isostatique défini par $K = 2G(1+\nu)/(3(1-2\nu))$. Le module de cisaillement G est déterminé via $G = \sum_{k=1}^{N} \frac{\mu_k \alpha_k}{2} = \mu_1 - \mu_2$. Afin d'éviter un module K infini et donc un pas de temps minime lors de calculs explicites, un coefficient de Poisson $\nu = 0.495$ est choisi pour le gel SEBS.

Les paramètres du modèle μ_1 et μ_2 sont à identifier par des essais mécaniques. La prise en compte de la sensibilité à la vitesse de déformation repose sur l'introduction de deux fonctions mathématiques f_1 et f_2 telles que $\mu_1 = f_1(\dot{\lambda_{eq}})$ et $\mu_2 = f_2(\dot{\lambda_{eq}})$. $\dot{\lambda_{eq}}$ représente alors la vitesse de déformation nominale équivalente explicitée par l'équation 2.11 suivante :

$$\dot{\lambda_{eq}} = \max_i(\dot{\lambda_i}), i = 1, 2, 3, \tag{2.11}$$

où $\dot{\lambda_i}$ sont les taux de variation des élongations principales λ_i. De cette manière, les essais expérimentaux effectués à des vitesses de déformation constantes peuvent mener à l'identification des paramètres μ_1 et μ_2 pour chaque $\dot{\lambda_{eq}}$ et à la détermination des modèles mathématiques f_1 et f_2. L'équation 2.8 peut alors s'écrire sous la forme :

$$W(\overline{\lambda_1}, \overline{\lambda_2}, \overline{\lambda_3}, \dot{\lambda_{eq}}, J) = \sum_{k=1}^{2} \frac{f_k(\dot{\lambda_{eq}})}{\alpha_k}\left(\overline{\lambda_1}^{\alpha_k} + \overline{\lambda_2}^{\alpha_k} + \overline{\lambda_3}^{\alpha_k} - 3\right) + \frac{K}{2}(J-1)^2. \tag{2.12}$$

À présent, les contraintes principales de Cauchy σ_i sont déterminées par [147] :

$$\sigma_i = \frac{\lambda_i}{J}\frac{\partial W}{\partial \lambda_i}, \tag{2.13}$$

$$\sigma_i = \frac{\lambda_i}{J}\left(\sum_{j=1}^{3} \frac{\partial W_{dev}}{\partial \overline{\lambda_j}}\frac{\partial \overline{\lambda_j}}{\partial \lambda_i} + \frac{\partial W_{vol}}{\partial J}\frac{\partial J}{\partial \lambda_i}\right). \tag{2.14}$$

Or, on détermine trivialement les égalités suivantes :
$\lambda_i \frac{\partial J}{\partial \lambda_i} = J$, $\frac{\partial \overline{\lambda_j}}{\partial \lambda_i} = \frac{2}{3}J^{-1/3}$ pour $i = j$ et $\frac{\partial \overline{\lambda_j}}{\partial \lambda_i} = -\frac{1}{3}J^{-1/3}\frac{\lambda_j}{\lambda_i}$ pour $i \neq j$. L'équation 2.14 se réduit alors à :

$$\sigma_i = \frac{1}{J}\left(\frac{\partial W_{dev}}{\partial \overline{\lambda_i}}\overline{\lambda_i} - \frac{1}{3}\sum_{j=1}^{3}\frac{\partial W_{dev}}{\partial \overline{\lambda_j}}\overline{\lambda_j}\right) + K(J-1). \tag{2.15}$$

Enfin, le tenseur des contraintes de Cauchy $\boldsymbol{\sigma}$ (équation 2.16) est déterminé par une décomposition spectrale à partir des contraintes principales σ_i et des directions principales normées $\hat{\mathbf{b}}_i$ $(i = 1, 2, 3)$.

Ces dernières correspondent aux vecteurs propres normés du tenseur de déformation de Cauchy-Green gauche $\boldsymbol{B}$.

$$\boldsymbol{\sigma} = \sum_{i=1}^{3} \sigma_i \hat{\mathbf{b}}_i \otimes \hat{\mathbf{b}}_i \tag{2.16}$$

Des précautions sont également prises afin d'assurer la stabilité matérielle et numérique du modèle. D'après Liu [178], les conditions $\mu_1 > 0$ et $\mu_2 \leq 0$ garantissent la positivité de W et $\partial\boldsymbol{\sigma}/\partial\boldsymbol{\epsilon}$. La stabilité numérique est renforcée par l'ajout d'un filtre numérique passe-bas pour le calcul de la vitesse de déformation équivalente $\dot{\lambda_{eq}}$. En effet, les fortes oscillations numériques peuvent nuire à l'évaluation de $\dot{\lambda_{eq}}$. Avant de se consacrer à l'identification des paramètres du modèle proposé, le tableau 2.2 résume les étapes de calcul présentes dans la loi utilisateur permettant la détermination du tenseur des contraintes de Cauchy $\boldsymbol{\sigma}$ transmis au solveur Radioss.

Tableau 2.2: Étapes de calcul programmées dans la loi utilisateur pour la détermination du tenseur $\boldsymbol{\sigma}$ à chaque instant t (dt : pas de temps, F_{cut} : fréquence de coupure)

(i) Diagonalisation du tenseur $\boldsymbol{B}$ ($\boldsymbol{B} = \boldsymbol{F}\boldsymbol{F}^T$) :

$$\text{valeurs propres } e_i \ , \ i = 1, 2, 3,$$
$$\text{vecteurs propres } \hat{\mathbf{b}}_i \ , \ i = 1, 2, 3.$$

(ii) Calcul de λ_i, J et $\overline{\lambda_i}$ pour $i = 1, 2, 3$:

$$\lambda_i = \sqrt{e_i},$$
$$J = det(\boldsymbol{F}),$$
$$\overline{\lambda_i} = J^{-1/3}\lambda_i.$$

(iii) Calcul de la vitesse de déformation équivalente $\dot{\lambda_{eq}}(t)$:

$$\dot{\lambda_i}(t) = \tfrac{\lambda_i(t) - \lambda_i(t-dt)}{dt},$$
$$\dot{\lambda_{i,f}}(t) = a\dot{\lambda_i}(t) + (1-a)\dot{\lambda_{i,f}}(t-dt) \ , \ a = 2\pi dt F_{cut},$$
$$\dot{\lambda_{eq}}(t) = \left|\max_i(\dot{\lambda_{i,f}}(t))\right|.$$

(iv) Calcul des paramètres μ_1, μ_2 et K :

$$\mu_1 = f_1(\dot{\lambda_{eq}}),\ \mu_2 = f_2(\dot{\lambda_{eq}}) \text{ et } K = \tfrac{2G(1+\nu)}{3(1-2\nu)}.$$

(v) Calcul des contraintes principales σ_i :

$$\sigma_i = \tfrac{1}{J}\left(\tfrac{\partial W_{dev}}{\partial \overline{\lambda_i}}\overline{\lambda_i} - \tfrac{1}{3}\textstyle\sum_{j=1}^{3}\tfrac{\partial W_{dev}}{\partial \overline{\lambda_j}}\overline{\lambda_j}\right) + K(J-1),$$
$$\text{où, } \tfrac{\partial W_{dev}}{\partial \overline{\lambda_i}}\overline{\lambda_i} = \textstyle\sum_{k=1}^{2} f_k(\dot{\lambda_{eq}})\overline{\lambda_i}^{\alpha_k}.$$

(vi) Calcul du tenseur des contraintes de Cauchy $\boldsymbol{\sigma}$:

$$\boldsymbol{\sigma} = \textstyle\sum_{i=1}^{3} \sigma_i \hat{\mathbf{b}}_i \otimes \hat{\mathbf{b}}_i.$$

2.2.2 Identification des paramètres du modèle

La procédure d'identification des paramètres repose sur les essais expérimentaux disponibles. La réponse du matériau en traction est déterminée de 0.072 à 59.5 s^{-1}. En revanche, les essais de compression sont réalisés à des vitesses de déformation allant de 0.0018 à 1520 s^{-1}. Le comportement en traction à des vitesses dynamiques supérieures à 59.5 s^{-1} est alors inconnu. De ce fait, il est décidé d'analyser la sensibilité des deux paramètres matériaux μ_1 et μ_2 sur la contrainte vraie uniaxiale σ_{xx} en fonction de l'élongation uniaxiale λ_{xx}. Cette contrainte peut être déterminée analytiquement à partir des équations 2.5 et 2.14 en considérant le matériau parfaitement incompressible. Cela signifie que $\lambda_1 = \lambda_2 = \lambda_3 = J = 1$. La contrainte σ_{xx} d'un modèle de Mooney-Rivlin se calcule à l'aide de l'équation 2.17 suivante :

$$\sigma_{xx} = \mu_1 \left(\lambda_{xx}^2 - \frac{1}{\lambda_{xx}} \right) + \mu_2 \left(\frac{1}{\lambda_{xx}^2} - \lambda_{xx} \right). \tag{2.17}$$

Ainsi, σ_{xx} peut se décomposer en deux fonctions g_1 et g_2 dans le but d'étudier l'influence des paramètres sur la contrainte suivant le mode de chargement (traction avec $\lambda_{xx} > 1$ et compression avec $\lambda_{xx} < 1$), comme suit :

$$\sigma_{xx} = g_1(\mu_1, \lambda_{xx}) + g_2(\mu_2, \lambda_{xx}), \tag{2.18}$$

où,

$$g_1(\mu_1, \lambda_{xx}) = \mu_1 \left(\lambda_{xx}^2 - \frac{1}{\lambda_{xx}} \right), \tag{2.19}$$

$$g_2(\mu_2, \lambda_{xx}) = \mu_2 \left(\frac{1}{\lambda_{xx}^2} - \lambda_{xx} \right). \tag{2.20}$$

La figure 2.19 illustre ces deux fonctions influant sur la contrainte vraie en considérant $\mu_1 = 1$ MPa et $\mu_2 = -1$ MPa. Ces valeurs satisfont les conditions de stabilité mentionnées précédemment et assurent la positivité du module de cisaillement G.

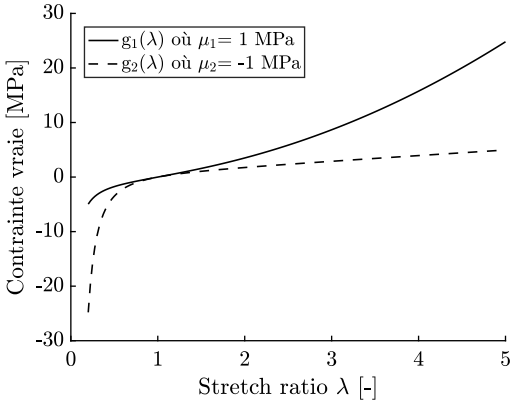


Figure 2.19: Tracé des fonctions $g_1(\mu_1, \lambda_{xx})$ et $g_2(\mu_2, \lambda_{xx})$ influant sur la contrainte vraie uniaxiale d'un modèle de Mooney-Rivlin.

À travers cette figure, on observe que la fonction g_1 liée à μ_1 gouverne le comportement en traction en contraste avec la fonction g_2 liée à μ_2 gouvernant le comportement en compression. Cela signifie qu'une petite variation de μ_2 modifie le comportement en compression tout en minimisant son effet sur la traction. En se basant sur cette analyse, μ_1 est considéré comme indépendant de la vitesse de déformation car les données expérimentales ne permettent pas d'obtenir son influence sur une large gamme de vitesses de déformation. Il est alors identifié à partir d'un essai de traction et de compression quasi-statique avec $\mu_2 = 0$ MPa. μ_2 est considéré comme dépendant de la vitesse de déformation pour son influence sur la partie en compression. Il est ainsi identifié pour chaque essai de compression. La procédure d'identification exposée dans les prochains paragraphes se trouve alors simplifiée.

Les essais expérimentaux aux vitesses les plus lentes sont utilisés pour identifier μ_1. Ils correspondent à un essai de traction réalisé à 0.072 s^{-1} et un essai de compression effectué à 0.0018 s^{-1}. Une déformation homogène et un chargement uniaxial sont assurés lors des essais de traction. Ces conditions sont également valides en compression jusqu'à 40 % de déformation. La réponse en contrainte-déformation vraie est alors exploitée pour identifier le paramètre μ_1 à partir de l'équation 2.17 et de l'algorithme de Levenberg-Marquardt (*Curve Fitting Toolbox* - MathWorks). Le paramètre μ_1 indépendant de la vitesse de déformation est alors déterminé où $\mu_1 = 0.0434$ MPa. La robustesse du modèle est quantifiée par un coefficient de détermination $R^2 = 0.9444$.

Dans un second temps, une méthodologie inverse est employée pour identifier les paramètres du modèle (figure 2.20). Elle est basée sur la modélisation EF des essais de compression correspondant aux vitesses quasi-statiques, intermédiaires et dynamiques. La modélisation permet de reproduire la déformation non homogène et l'effet tonneau observés expérimentalement. Les mesures expérimentales telles que les données d'effort, de déplacement, des signaux des jauges de déformation et de l'imagerie rapide sont utilisées pour corréler les réponses numériques. La procédure d'optimisation des paramètres est effectuée à l'aide du logiciel HyperStudy (Altair HyperWorks ©). La méthode des moindres carrés est alors employée pour déterminer la fonction objective. À partir des données expérimentales et numériques, respectivement X_{exp} et X_{num} à différents points d'échantillonnage k, l'erreur des moindres carrés e est définie par l'équation 2.21 :

$$e = \sum_{p=1}^{k} \left(\frac{X_{exp}^{p} - X_{num}^{p}}{X_{exp}^{p}} \right)^2 . \tag{2.21}$$

Minimiser e par une méthode de surface de réponse globale mène à l'identification des paramètres du modèle. En pratique, μ_2 reste le seul paramètre de la loi de comportement à identifier pour chaque vitesse de déformation.

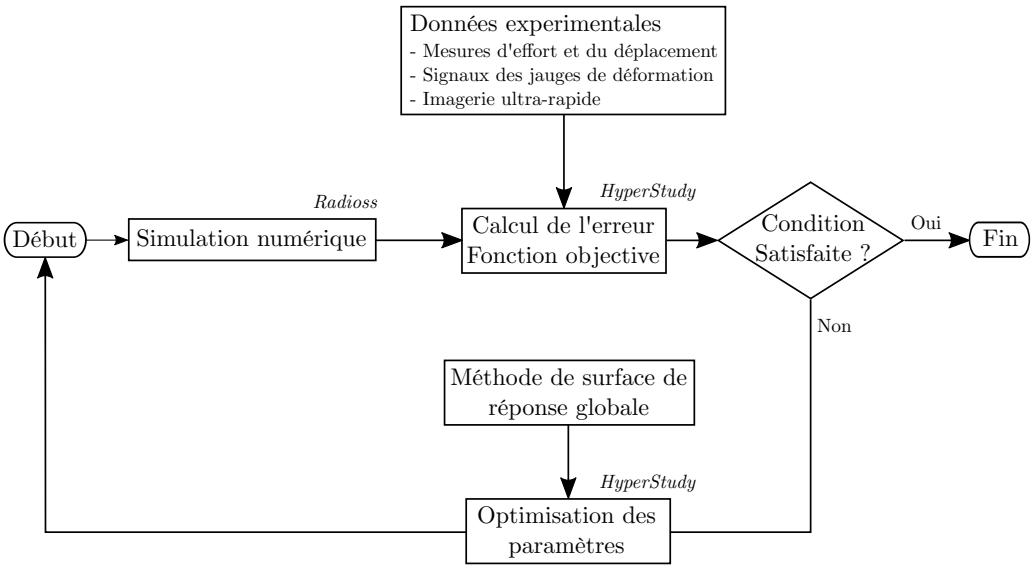


FIGURE 2.20: Principe de la résolution numérique d'un problème inverse.

Le logiciel HyperMesh (Altair HyperWorks ©) est utilisé pour reproduire numériquement l'ensemble des essais de compression. Pour chaque configuration d'essai, des éléments hexaédriques sous-intégrés avec stabilisation physique sont choisis avec une formulation en déformation totale. Une étude de convergence du maillage est initialement entreprise afin d'obtenir un compromis entre précision et temps de calcul.

Simulation des essais de compression aux vitesses quasi-statiques et intermédiaires

Tout d'abord, les essais de compression à des vitesses quasi-statiques et intermédiaires sont modélisés. Lors de ces essais, les conditions de chargement sont équivalentes. Une plaque en acier est utilisée pour supporter l'échantillon et une autre pour le compresser. Des conditions limites sont donc appliquées au système. Les vitesses de déplacement expérimentales sont imposées à la plaque mobile. Afin de modéliser correctement les conditions de contact, l'interface de contact surface-surface (TYPE 19 dans Radioss) avec une loi de frottement de COULOMB est employée. Le même coefficient de frottement $F_{Coulomb}$ est utilisé pour les deux interfaces de contact avec l'échantillon. Ce coefficient prend part à la réponse en déformation. Il est donc ajouté comme paramètre à identifier dans la procédure d'optimisation inverse. De plus, une étude de sensibilité permet de définir les bornes de $F_{Coulomb}$ lors de l'optimisation. La fonction objective est déterminée à l'aide de l'erreur des moindres carrés e. Une fois que la fonction objective a convergé vers sa valeur minimale, les réponses expérimentales et numériques peuvent être comparées. La figure 2.21 présente les courbes d'effort-déplacement expérimentales et numériques associées aux essais quasi-statiques et intermédiaires. Cette figure souligne une corrélation satisfaisante en considérant un modèle matériau à deux paramètres. Le modèle EF est également

capable de reproduire le mode de déformation observé expérimentalement. À titre d'exemple, la figure 2.22 illustre les déformations expérimentales et numériques de l'échantillon au cours d'un essai de compression effectué 14.7 s^{-1}. La discrétisation du maillage peut être aussi observée. Dans cette gamme de vitesses de déformation, un unique coefficient de frottement $F_{Coulomb} = 0.06$ suffit pour corréler avec les résultats expérimentaux. La faible valeur de $F_{Coulomb}$ est cohérente avec les conditions de frottement introduites par l'emploi d'un lubrifiant au silicone aux interfaces de contact avec l'échantillon. Ces résultats valident ainsi la procédure d'identification et les valeurs des paramètres optimisés sont résumées dans le tableau 2.3.

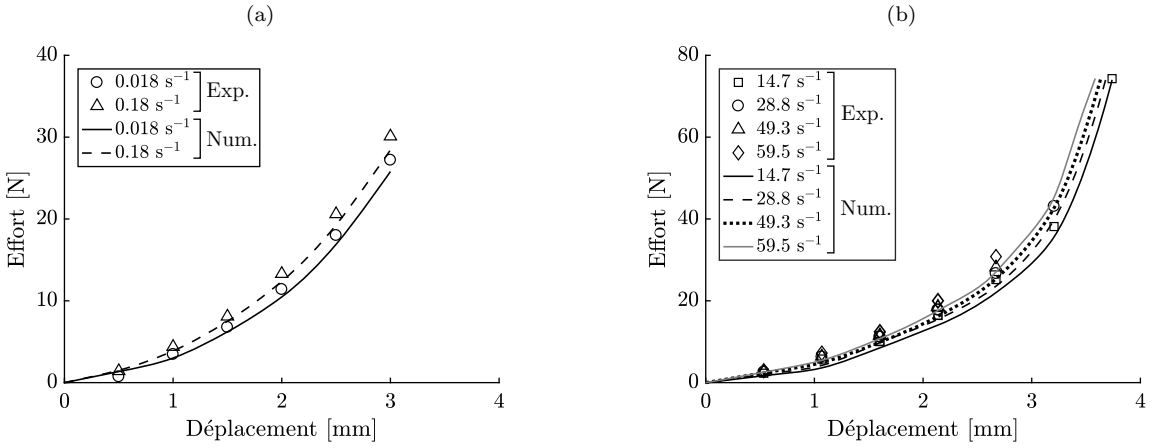


FIGURE 2.21: Courbes d'effort-déplacement expérimentales et numériques lors d'essais de compression à des vitesses de déformation quasi-statiques (b) et intermédiaires (b).

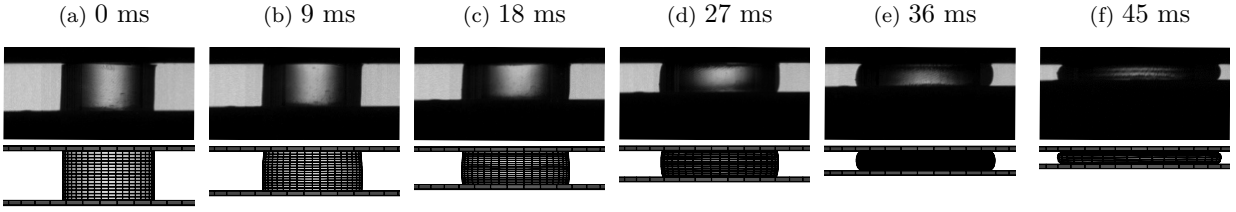


FIGURE 2.22: Évolution de la déformation expérimentale et numérique de l'échantillon lors d'un essai de compression à 14.7 s^{-1}.

TABLEAU 2.3: Valeurs des paramètres optimisés lors de la modélisation des essais de compression à des vitesses quasi-statiques et intermédiaires.

Vitesse de déformation [s^{-1}]	0.018	0.18	14.7	28.8	49.3	59.5
μ_2 [MPa]	-0.0055	-0.0077	-0.0097	-0.0117	-0.0128	-0.0137

$\mu_1 = 0.0434$ MPa et $F_{Coulomb} = 0.06$ pour toutes les vitesses de déformation

Simulation des essais de compression aux vitesses dynamiques

Les essais dynamiques de compression réalisés à l'aide des barres de HOPKINSON sont simulés à l'aide d'un modèle EF complet de la barre d'impact à la barre de sortie (figure 2.23). Les conditions de

symétrie sont utilisées pour obtenir un quart du modèle EF 3D de l'essai dynamique. La vitesse initiale de la barre d'impact V_0 mesurée expérimentalement est imposée au modèle EF. La figure 2.23 indique la discrétisation du maillage autour des jauges de déformation et pour l'échantillon de gel SEBS. De plus, les éléments en rouge permettent la mesure des signaux de déformation dans la direction x de la barre d'entrée (figure 2.23a) et de la barre de sortie (figure 2.23c). Les interfaces de contact sont traitées par Radioss à l'aide de l'interface de contact surface-surface (TYPE 19). Une loi de frottement de Coulomb est utilisée pour les interfaces de contact entre les barres et l'échantillon. Un espace de contact minimal de 0.05 mm est préservé facilitant la résolution numérique. Inclure le frottement dans la modélisation est indispensable pour obtenir les modes de déformations complexes observés lors des essais. De la même manière que précédemment, le coefficient de frottement $F_{Coulomb}$ est identique de part et d'autre du gel. Qui plus est, l'étude de Meng et Li [179] mentionne l'emploi d'un coefficient de frottement constant pour la modélisation d'essais sur barres de Hopkinson. Dans la présente étude, un coefficient de frottement constant rend compte du frottement moyen entre l'échantillon de gel et les barres.

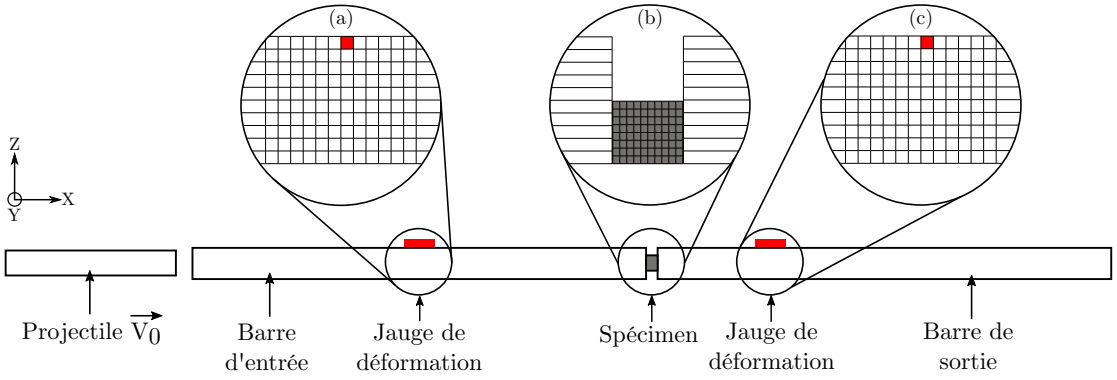


Figure 2.23: Représentation du maillage EF développé pour la modélisation des essais dynamiques de compression sur barres de Hopkinson.

Les signaux de déformation transmis et les données d'imagerie rapide sont utilisés pour le calcul de la fonction objective lors du processus d'optimisation. Le coefficient de frottement est également un paramètre à identifier. Une fois la procédure d'optimisation accomplie, les signaux de déformation expérimentaux et numériques mesurés sur les barres d'entrée (BE) et de sortie (BO) sont comparés. D'une part, la figure 2.24 souligne l'excellente corrélation entre les ondes incidentes expérimentales et numériques (traits gris pleins et en pointillés sous l'axe des abscisses) pour chaque vitesse de déformation. Ainsi, cela valide les propriétés mécaniques identifiées pour les barres de Hopkinson (tableau 2.1). D'une autre part, la figure 2.24 révèle une très bonne correspondance entre les signaux expérimentaux et numériques de la barre de sortie. Ils représentent les signaux de déformation transmis. Les signaux numériques de la barre de sortie sont identifiés sur une durée spécifique. En effet, considérant la propagation de l'onde transmise, un instant spécifique durant la montée du signal transmis

se réfère à une certaine déformation axiale de l'échantillon. Par conséquent, la période d'identification est limitée par l'instant où le diamètre de l'échantillon atteint le diamètre des barres. Le matériau étant de nature incompressible, le diamètre de l'échantillon de gel augmente jusqu'à excéder celui des barres. Au-delà, les éléments sont soumis à des distorsions très importantes menant à des contraintes élevées dans l'échantillon. Ainsi, cette analyse peut expliquer la raison pour laquelle les signaux de sortie numériques sont plus faibles que ceux expérimentaux pour les figures 2.24c et 2.24d. Pour les vitesses de déformations plus faibles, ce fait n'est pas observé, car le diamètre de l'échantillon reste inférieur à celui des barres. Il peut être noté que les résultats numériques associés à l'essai dynamique effectué à 490 s^{-1} ne sont pas présentés. Le faible rapport signal sur bruit obtenu pour les signaux transmis numériques empêche l'identification fiable des paramètres.

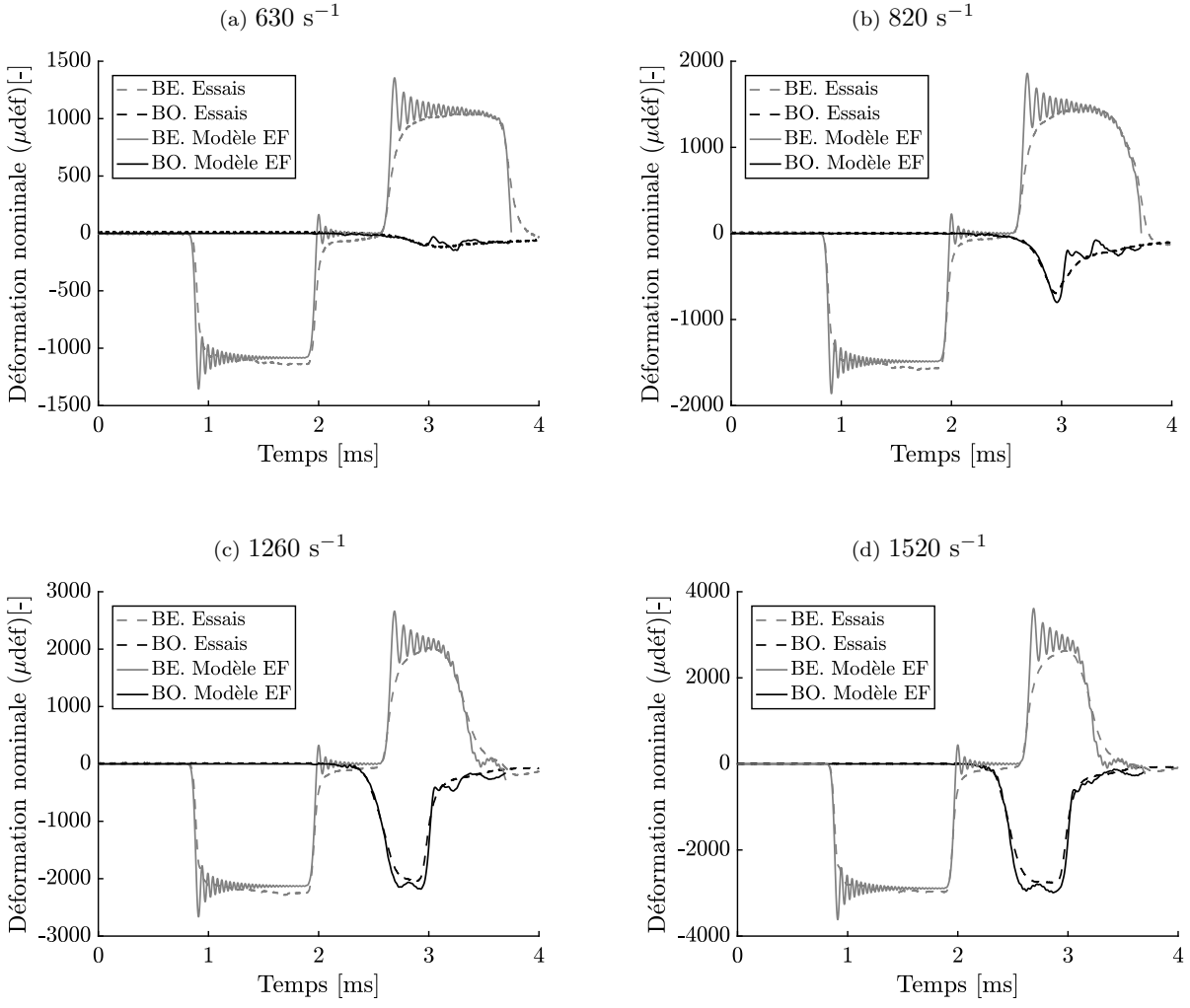


FIGURE 2.24: Corrélation entre les signaux de déformation expérimentaux et numériques au cours du temps pour plusieurs vitesses de déformation.

L'évolution de la déformation expérimentale et numérique de l'échantillon lors d'un essai de compression à 1520 s^{-1} peut être observée à la figure 2.25. Elle démontre la capacité du modèle à reproduire

les conditions de chargement, de contact et la déformation du gel. La figure 2.25f illustre la large déformation des éléments et représente les limites de la comparaison entre les données expérimentales et numériques. L'imagerie rapide utilisée lors des essais dynamiques souligne une déformation non homogène durant les premiers instants de déformation et donc une vitesse de déformation instable. Cependant, le matériau présente une très faible rigidité à faible déformation. Ainsi, l'hypothèse d'une vitesse de déformation constante pour chaque essai dynamique peut être préservée. Les valeurs de μ_2 et $F_{Coulomb}$ sont déterminées pour chaque vitesse de déformation et sont résumées dans le tableau 2.4. On peut remarquer que le coefficient de frottement décroit avec l'augmentation de la vitesse de déformation. Il est communément admis que le coefficient de frottement repose sur la vitesse relative entre les deux surfaces de contact. Les valeurs du coefficient de frottement obtenues pour chaque vitesse de déformation sont donc compatibles avec le fait que le coefficient de frottement cinétique est généralement inférieur au coefficient statique [157, 179].

(a) 0 ms (b) 0.1 ms (c) 0.2 ms (d) 0.3 ms (e) 0.4 ms (f) 0.5 ms

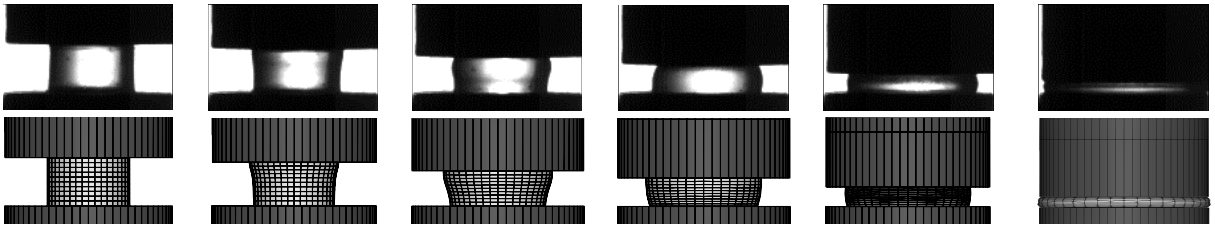


FIGURE 2.25: Évolution de la déformation expérimentale et numérique de l'échantillon lors d'un essai de compression à 1520 s^{-1}.

TABLEAU 2.4: Valeurs des paramètres optimisés lors de la modélisation des essais de compression à des vitesses dynamiques.

Vitesse de déformation [s^{-1}]	630	820	1260	1520
μ_2 [MPa]	-0.0176	-0.0241	-0.0255	-0.0268
$F_{Coulomb}$ [-]	0.0504	0.0322	0.0246	0.0223

μ_1 [MPa] = 0.0434 MPa pour toutes les vitesses de déformation

L'identification du paramètre μ_2 pour chaque vitesse de déformation permet la détermination d'une fonction d'ajustement basée sur une loi puissance dépendante de la vitesse de déformation (*Curve Fitting Toolbox* - MathWorks). La figure 2.26 présente l'évolution du paramètre matériau μ_2, sa fonction d'ajustement et les valeurs des paramètres du modèle mathématique. Le coefficient de détermination R^2 obtenue supporte le choix de la loi puissance comme fonction d'ajustement.

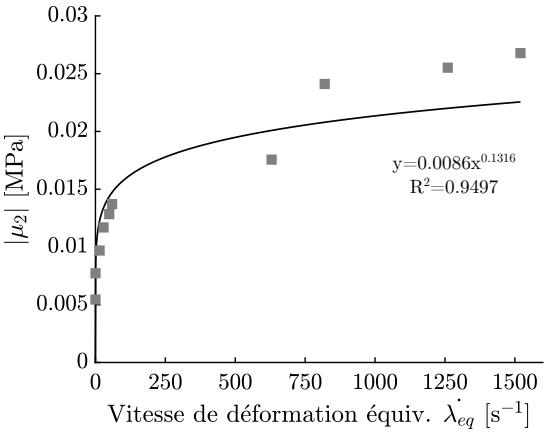


FIGURE 2.26: Valeurs du paramètre μ_2 en fonction de la vitesse de déformation et sa fonction puissance ajustée.

À présent, on peut représenter la manière dont le modèle visco-hyperélastique traite la dépendance à la vitesse de déformation du gel SEBS. La figure 2.27 présente la réponse uniaxiale du matériau en fonction de l'étirement pour différentes vitesses de déformation. Ces réponses reposent sur l'équation 2.17 et sur les valeurs des paramètres résumées dans les tableaux 2.3 et 2.4. On peut noter que la sensibilité à la vitesse de déformation affecte principalement le chargement en compression. Au contraire, le comportement en traction se trouve légèrement influencé par la vitesse de déformation, ce qui est l'objectif de la procédure d'identification. Quant à la robustesse du modèle visco-hyperélastique, implémenté dans le code explicite Radioss, elle est évaluée dans la prochaine partie de ce chapitre.

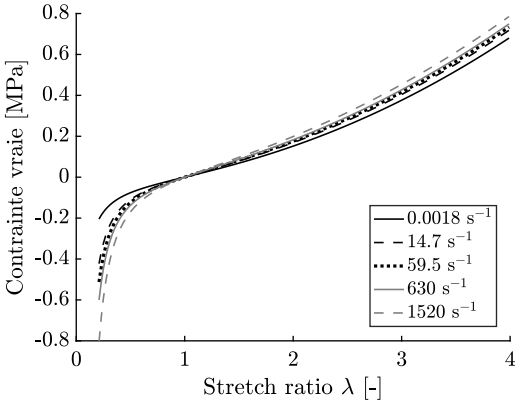


FIGURE 2.27: Réponse uniaxiale du gel SEBS donnée par la loi visco-hyperélastique pour différentes vitesses de déformation.

2.2.3 Simulation d'impacts non pénétrants et validation du modèle

Des essais d'impacts balistiques non pénétrants sur le gel SEBS sont modélisés dans le but de valider la loi visco-hyperélastique identifiée précédemment. Tout d'abord, ces impacts expérimentaux se doivent d'être robustes et répétables. Ils consistent à impacter directement des projectiles à létalité réduite en plein centre d'un bloc de gel SEBS de 25 cm de côté. La figure 2.28 schématise le dispositif expérimental utilisé lors des essais balistiques sur un bloc de gel. Le système d'éclairage et la caméra rapide permettent de capturer le phénomène d'impact. La figure 2.29a représente une photographie de l'enfoncement maximal du gel causé par l'impact d'un projectile cylindrique rigide de diamètre 37 mm et de masse 140 g lancé à 20 m.s^{-1}. Pour rappel, le même projectile est utilisé dans l'étude clinique de Bir *et al.* [3, 45]. L'analyse d'images utilisant le contraste noir et blanc (tracé en pointillé blanc - figure 2.29a) permet la mesure du cône dynamique d'enfoncement.

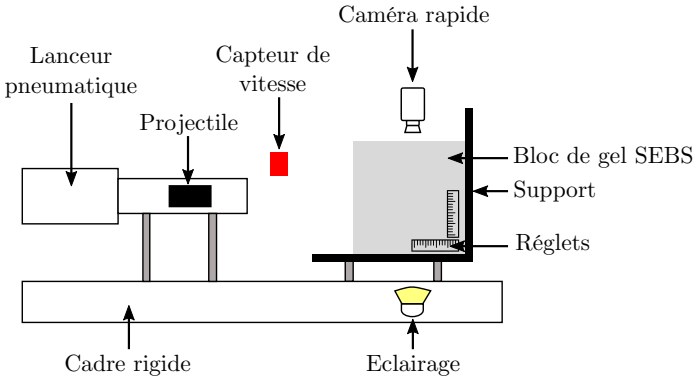


Figure 2.28: Dispositif expérimental d'essais balistiques sur un bloc de gel SEBS.

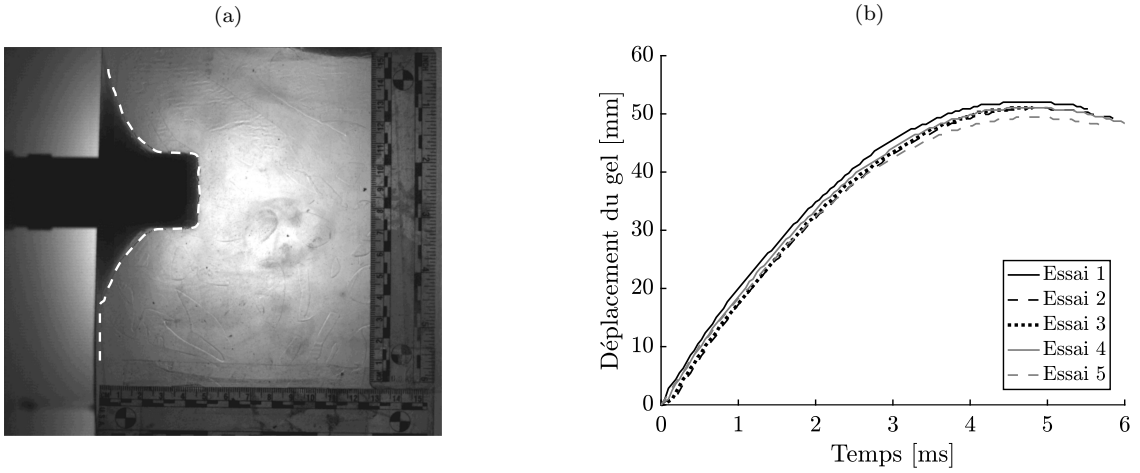


Figure 2.29: Photographie du déplacement du gel causé par l'impact d'un projectile rigide (a) et courbes de déplacement maximal du gel en fonction du temps pour cinq essais d'impact pour une vitesse initiale du projectile de 20 m.s^{-1} (b).

Parmi les différentes mesures réalisables, l'évolution du déplacement maximal dans le gel est choisie pour évaluer la variabilité des essais. La figure 2.29b atteste la répétabilité des essais par la mesure du déplacement pour cinq tirs réalisés à une même vitesse initiale de 20 $m.s^{-1}$. En effet, l'erreur relative du déplacement est inférieure à 3.5 %.

La modélisation EF des impacts expérimentaux est premièrement basée sur l'étude de la convergence du maillage. La simulation d'impacts non pénétrants entraine des distorsions importantes des éléments. En conséquence, un effort particulier est requis pour proposer un maillage approprié du bloc de gel. Un maillage fin est préféré autour de la zone d'impact et un maillage plus grossier est choisi pour les zones éloignées. La discrétisation du maillage dans chaque direction est décrite à la figure 2.30 ainsi que les dimensions du bloc. 52 480 éléments hexaédriques sont ainsi représentés. Un rapport d'aspect (L_{max}/L_{min}) inférieur à 4.5 est préservé pour chaque élément. Celui-ci admet une longueur minimale de 0.8 mm. Au regard du dispositif expérimental présenté à la figure 2.28, des conditions limites spécifiques sont imposées aux nœuds du bloc de gel. Le dessus et les côtés du gel sont laissés libres. Ensuite, la rapidité de l'impact permet de simplifier les conditions limites du modèle EF en laissant libre le dessous du bloc. Imposer cette condition limite ou modéliser l'appui présent lors des essais expérimentaux n'influence pas le résultat. Des plans de symétrie sont alors utilisés pour réduire à un quart le modèle du bloc de gel (figure 2.30). La plaque de support arrière utilisée lors des essais est considérée numériquement en encastrant les nœuds arrière. On peut retrouver l'ensemble de ces conditions limites à la figure 2.30. Le projectile utilisé durant les essais d'impact est considéré rigide lors de la modélisation. Ensuite, comme les modélisations présentées dans la partie précédente, l'interface de contact surface-surface est adoptée pour modéliser le contact entre le projectile et le gel. Le coefficient de frottement n'est pas considéré cette fois-ci lors de la simulation. En effet, une étude de sensibilité du coefficient de frottement indique que celui-ci n'influe pas sur le profil de déplacement du gel.

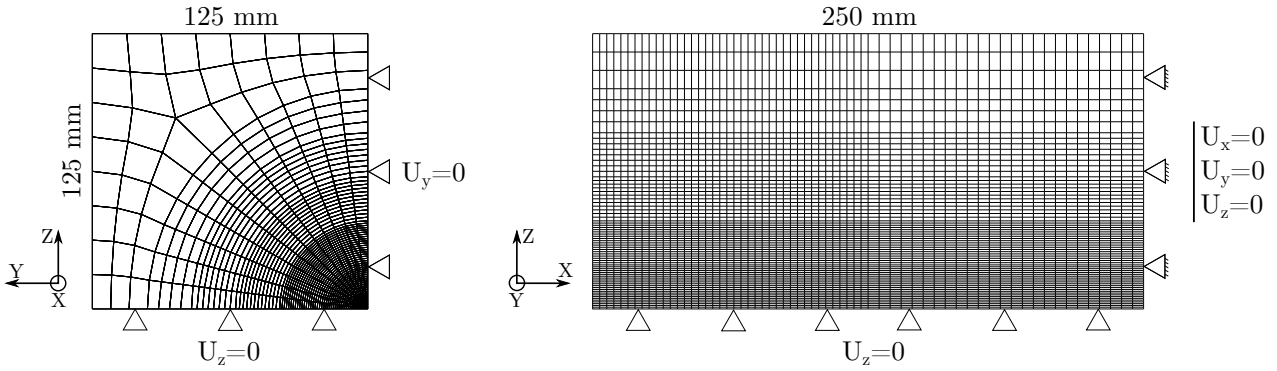


FIGURE 2.30: Représentation du modèle EF du bloc de gel lors de la modélisation d'impacts non pénétrants.

Une condition d'impact présente dans l'étude de Bir *et al.* [3, 45] est reproduite sur le bloc de gel ainsi que deux autres correspondant aux trois vitesses initiales suivantes : 12, 20 et 30 m.s^{-1}. Ensuite, pour insister sur la nécessité de considérer la dépendance à la vitesse de déformation du gel, un simple modèle hyperélastique de Mooney-Rivlin est comparé au modèle proposé. Les paramètres du modèle hyperélastique sont alors identifiés par méthode inverse en exploitant les données de déplacement expérimental du gel correspondant à l'impact à 20 m.s^{-1}. Ensuite, ces paramètres sont utilisés pour modéliser l'impact à 12 et 30 m.s^{-1}. La figure 2.31 présente les courbes de déplacement temporel expérimental et numérique du gel pour ces différentes vitesses d'impact.

Premièrement, les barres d'erreur indiquent la faible dispersion des mesures expérimentales pour les trois vitesses d'impact. L'erreur relative maximale mesurée est inférieure à 4 %. Deuxièmement, la figure 2.31 souligne la corrélation très satisfaisante entre les données prédites par le modèle visco-hyperélastique et les données expérimentales. Troisièmement, le modèle développé apporte une plus grande précision qu'un simple modèle hyperélastique. Cependant, la figure 2.31 indique qu'à 30 m.s^{-1}, le modèle EF manque de précision pour de larges déplacements du gel. Ces niveaux de déplacement impliquent des distorsions importantes des éléments atteignant les limites de la simulation numérique par la méthode des éléments finis.

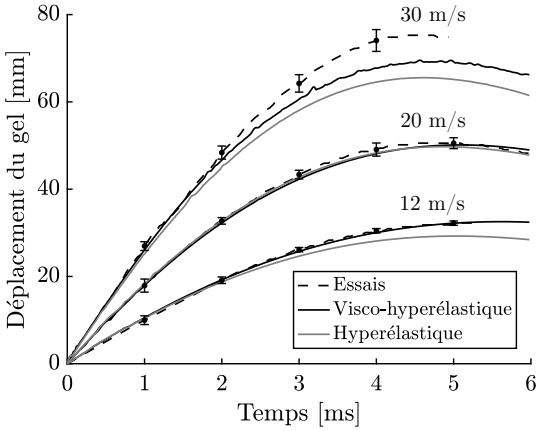


Figure 2.31: Courbes de déplacement expérimental et numérique du gel en fonction du temps pour trois vitesses d'impact.

La figure 2.32 démontre la capacité du modèle EF à simuler précisément le profil de déplacement du gel lors d'un impact. Cette figure présente les évolutions mesurées et prédites du profil 2D du déplacement du gel au cours du temps. Ce profil correspond à l'impact du projectile rigide mentionné précédemment à 20 m.s^{-1}. Les profils prédits à 1, 2, 3 et 5 ms font preuve d'une excellente concordance avec ceux mesurés. Néanmoins quelques écarts sont notés entre les profils numériques et expérimentaux au-delà d'une position verticale de 40 mm. Cela peut s'expliquer par des conditions de symétrie imparfaites lors de l'impact expérimental, en contraste avec le modèle numérique.

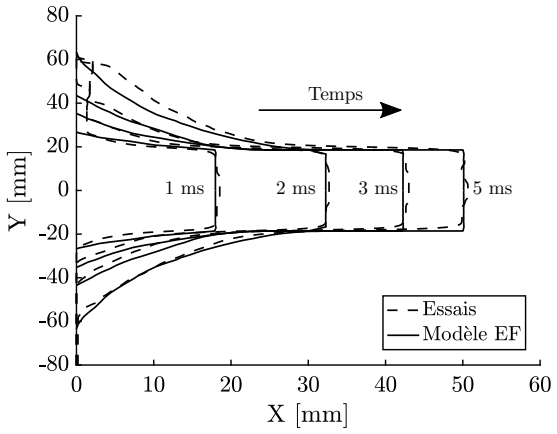


FIGURE 2.32: Profils 2D mesurés et prédits du déplacement du gel à différents instants pour une vitesse initiale du projectile de 20 m.s^{-1}.

Le profil 2D du déplacement peut mener au calcul du volume déplacé par l'impact au cours du temps. En effet, l'impact d'un projectile cylindrique sur le bloc de gel apporte un déplacement symétrique du gel. Ainsi, le volume déplacé peut être déterminé par intégration du profil 2D. La figure 2.33 indique les évolutions mesurées et prédites du volume déplacé au cours du temps pour les trois vitesses d'impact : 12, 20 et 30 m.s^{-1}. Les volumes déterminés numériquement présentent une excellente corrélation avec ceux mesurés pour 12 et 20 m.s^{-1}. À 30 m.s^{-1}, des disparités sont visibles à partir de 4 ms. À cet instant, le déplacement du gel prédit par le modèle présente un écart plus important avec celui mesuré expérimentalement (figure 2.31). Les disparités présentes à un faible volume déplacé peuvent être interprétées par la difficulté à capturer le déplacement du gel dans les premiers instants d'impact.

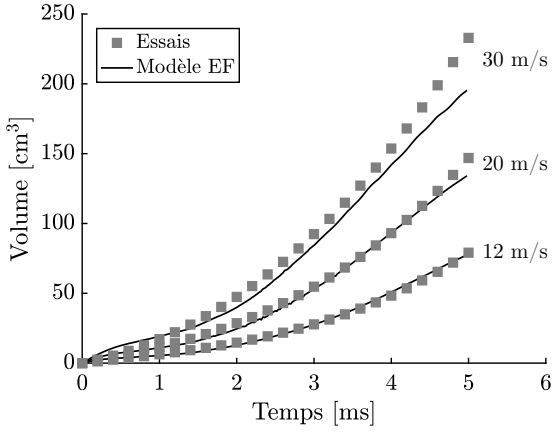


FIGURE 2.33: Volume déplacé du gel en fonction du temps déterminé expérimentalement et numériquement pour trois vitesses d'impact.

Des comparaisons qualitatives sont maintenant apportées entre les profils de déplacement expérimentaux et numériques lors d'un impact balistique non pénétrant. La figure 2.34 présente les évolutions du déplacement observées lors des essais expérimentaux et numériques associés à une vitesse initiale

de 20 m.s^{-1}. Les figures 2.34a à 2.34f attestent une fois de plus la capacité du modèle proposé à prédire le profil de déplacement du gel au cours du temps lors d'impacts balistiques. On peut souligner la déformation importante des éléments devant le projectile. De plus, le projectile présente des arêtes vives causant des distorsions des éléments (figure 2.34f). Ainsi, ce projectile soumet le gel aux conditions d'impacts et aux distorsions des éléments les plus critiques. On peut à présent conclure ce deuxième chapitre fondé sur la caractérisation mécanique et la modélisation numérique du gel SEBS.

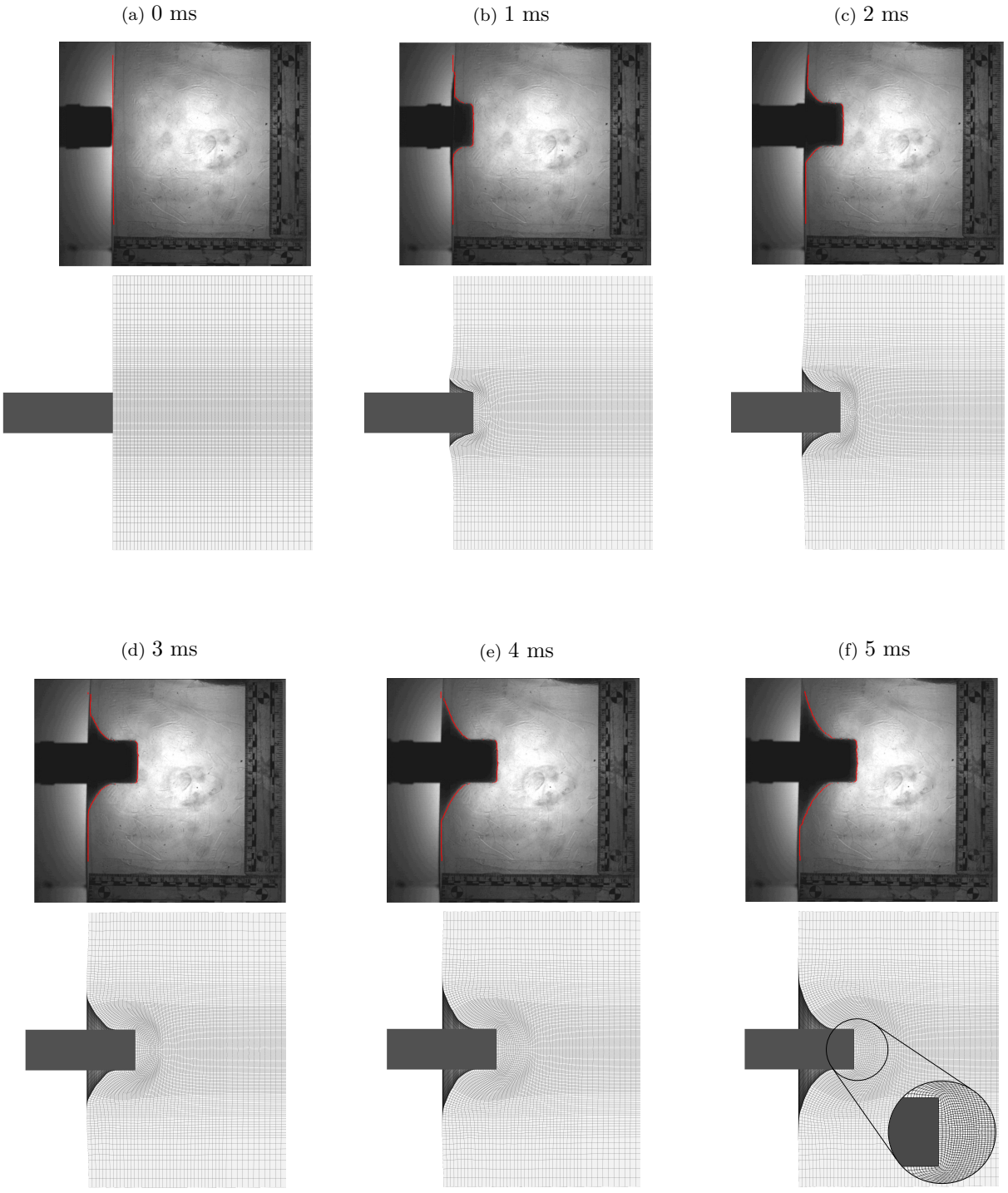


FIGURE 2.34: Déplacement expérimental et numérique du gel au cours du temps lors d'un impact d'un projectile rigide à une vitesse de 20 m.s^{-1}.

2.3 Conclusions

Des essais de caractérisation mécanique du gel SEBS sont premièrement réalisés. Des essais de traction atteignant de très larges déformations ($\sim 350\,\%$) déterminent la réponse contrainte-déformation vraie pour une plage de vitesses de déformation allant de 0.072 à 59.5 s^{-1}. Un comportement visco-hyperélastique est alors déduit pour le gel SEBS. Des essais de compression sont ensuite effectués couvrant des vitesses de déformation quasi-statiques (0.0018 s^{-1}) à dynamiques (1520 s^{-1}). L'homogénéité de la déformation n'est pas assurée avec la présence d'un effet tonneau. De plus, les essais dynamiques effectués à l'aide des barres de Hopkinson révèlent une déformation non uniforme causée par la propagation d'une onde le long de l'échantillon. Ces essais de compression et les phénomènes présents empêchent l'identification directe du comportement visco-hyperélastique du gel SEBS.

En fonction de la campagne de caractérisation réalisée et des résultats obtenus, une loi visco-hyperélastique est proposée, basée sur le modèle hyperélastique de Mooney-Rivlin formulée à partir des élongations principales. La sensibilité à la vitesse de déformation est considérée par la détermination des paramètres matériaux pour chaque vitesse de déformation atteinte expérimentalement. Une procédure spécifique d'identification des paramètres est introduite. Elle tient compte du fait que le comportement dynamique du matériau est inconnu en traction aux grandes vitesses de déformation. L'étude de sensibilité des paramètres dans le cas d'un essai uniaxial permet de simplifier la procédure d'identification.

Premièrement, le paramètre μ_1 est choisi indépendant de la vitesse de déformation et est identifié directement par un essai de traction et de compression quasi-statique. Cette vitesse de sollicitation assure un équilibre des contraintes et une déformation homogène. μ_2 est dans ce cas fixé à 0 MPa. Cette méthode permet de minimiser l'influence du modèle sur la réponse en traction.

Deuxièmement, une optimisation par méthode inverse est adoptée pour identifier le paramètre μ_2 pour chaque vitesse de déformation atteinte lors des essais de compression. Ces derniers sont alors simulés sur le solveur explicite Radioss afin de reproduire les conditions de chargement et les modes de déformation observés. Ensuite, la méthode de surface de réponse, proposée par le logiciel HyperStudy, est utilisée pour identifier les autres paramètres du modèle, à savoir μ_2 et le coefficient de frottement de Coulomb. Il tient alors compte du frottement moyen entre l'échantillon et les plateaux. Des comparaisons quantitatives et qualitatives soulignent la corrélation des simulations numériques avec les mesures expérimentales (mesures d'effort, imagerie rapide). À partir des valeurs identifiées pour μ_2, une loi puissance est identifiée pour la fonction f_2 telle que $\mu_2 = f_2(\dot{\lambda}_{eq})$. Le modèle visco-hyperélastique est alors implémenté via une loi utilisateur pour le logiciel Radioss.

La robustesse du modèle proposé est alors évaluée par la modélisation d'impacts balistiques non pénétrants sur un bloc de gel. Ils consistent en l'impact d'un projectile rigide cylindrique à plusieurs vitesses. À travers des comparaisons quantitatives et qualitatives, le modèle EF est capable de prédire à la fois le déplacement du gel, le profil 2D du déplacement et le volume déplacé pour différentes vitesses d'impact. Il démontre également la nécessité de considérer la viscosité du matériau en le comparant à un modèle hyperélastique.

Ainsi, le modèle numérique du gel SEBS peut alors être utilisé pour étudier d'autres types d'impact non pénétrant tels que les effets arrière de gilets pare-balles. En effet, avant de s'intéresser à l'analyse lésionnelle à l'aide du mannequin numérique HUByx, des chargements plus complexes se doivent d'être caractérisés. Le troisième chapitre repose alors sur la modélisation à la fois de projectiles à létalité réduite déformables et de projectiles d'armes à feu impactant un gilet pare-balles.

Chapitre 3

Caractérisation d'impacts balistiques par méthodologie inverse

Sommaire

3.1 Impacts de projectiles à létalité réduite déformables 97

3.1.1 Procédure d'identification et description du modèle numérique 97

3.1.2 Application de la procédure d'identification 99

3.1.3 Validation de l'approche 102

3.2 Impacts de projectiles d'armes à feu sur gilets pare-balles 108

3.2.1 Procédure d'identification et description du modèle numérique 108

3.2.2 Application de la procédure d'identification 112

3.2.3 Validation de l'approche 118

3.3 Conclusions 125

Ce troisième chapitre est dédié à la modélisation d'impacts balistiques non pénétrants par l'application d'une méthodologie inverse. Ces impacts concernent les chocs provoqués par des projectiles déformables d'armes à létalité réduite (ALR) et des projectiles d'armes à feu déformant des gilets pare-balles souples.

Dans un premier temps, la procédure d'identification des projectiles ALR déformables est présentée. Elle est basée sur une méthodologie inverse appliquée à l'essai d'impact sur mur de force. Cette méthode, répandue dans la littérature, rend compte du comportement mécanique du projectile lors de chargements équivalents à ceux rencontrés sur le « terrain ». Elle permet la mesure de l'effort d'impact et la mesure par imagerie rapide de l'écrasement du projectile. Ensuite, la modélisation de

l'impact par éléments finis est décrite ainsi que la technique d'optimisation intervenant dans la détermination des paramètres matériaux des projectiles. Tout d'abord, cette procédure est appliquée à un projectile ALR déformable à une vitesse d'impact donnée. La répétabilité des essais expérimentaux est démontrée par la mesure de la dispersion de l'effort et de l'écrasement maximal du projectile pour différents impacts. Dès la minimisation de la fonction objective achevée, les données expérimentales et numériques sont comparées quantitativement et qualitativement validant le modèle numérique pour cet impact spécifique. Cependant, la loi de comportement identifiée reste-t-elle valable pour d'autres vitesses de sollicitation ? De plus, cette procédure est-elle viable pour d'autres types de projectiles et de comportement ? Pour répondre à ces questions, l'approche est appliquée pour divers projectiles à différentes vitesses d'impact. Les résultats expérimentaux et numériques attestent la robustesse des modèles numériques des projectiles et de l'approche par méthodologie inverse.

Dans un second temps, la procédure d'identification des projectiles d'armes à feu et des gilets pare-balles est décrite. Elle repose sur un processus d'optimisation inverse appliqué à l'essai du cône dynamique d'enfoncement sur le gel SEBS. En effet, la modélisation numérique du gel étant disponible, cet essai peut être exploité pour caractériser simultanément le projectile et le gilet pare-balles. Néanmoins, la complexité de la modélisation mésoscopique de l'impact mène à la proposition d'une modélisation équivalente du couple projectile/gilet pare-balles. Elle doit apporter une grande flexibilité lors de la caractérisation de différentes conditions de chargement (gammes d'énergie et niveaux de protection) et faciliter la procédure d'identification. Pour ce faire, des hypothèses sont émises quant à la dissipation de l'énergie cinétique du projectile et sa large déformation plastique avant la déformation arrière du gilet pare-balles. Cela permet la proposition d'une nouvelle géométrie du projectile équivalent basée sur l'analyse du profil 2D du déplacement du gel. La vitesse initiale constitue alors le seul paramètre du projectile à identifier. Le gilet pare-balles est modélisé par une couche d'éléments coques et une loi hyperélastique anisotrope proposée par le solveur Radioss. Les paramètres du modèle matériau et la vitesse initiale du projectile sont optimisés de manière à corréler avec les mesures expérimentales. Ensuite cette procédure singulière d'identification est appliquée à un cas de chargement démontrant les possibilités de l'approche à représenter physiquement l'impact. Afin d'assurer la robustesse et la flexibilité de la modélisation équivalente, la procédure d'identification est testée pour diverses gammes d'énergie et niveaux de protection. Elle est également examinée en modifiant les conditions d'impact tout en préservant le modèle numérique du gilet pare-balles identifié préalablement. Enfin, l'ensemble des corrélations obtenues atteste la solidité des modèles numériques des projectiles d'armes à feu et des gilets pare-balles considérés.

3.1 Impacts de projectiles à létalité réduite déformables

3.1.1 Procédure d'identification et description du modèle numérique

La modélisation de différents projectiles à létalité réduite déformables repose sur l'emploi d'une méthodologie inverse par l'intermédiaire d'impacts expérimentaux sur un mur de force indéformable et leur modélisation respective. L'essai d'impact sur mur de force ou l'essai de Taylor [91] témoigne du comportement dynamique du projectile lors de conditions d'impact équivalentes à celles rencontrées lors de son utilisation par les forces de l'ordre.

L'intégralité des essais expérimentaux présentés dans ce chapitre est réalisée par le CREL (Ministère de l'Intérieur) et les résultats sont mis à disposition dans cette thèse. La figure 3.1 présente le dispositif expérimental d'un essai d'impact sur un mur de force. Un lanceur pneumatique est utilisé pour propulser un projectile dont la vitesse est mesurée par une double barrière optique. Le projectile impacte un mur rigide équipé d'une cellule d'effort piézoélectrique mono-axial (Kistler - Type 9061A) d'une capacité maximale de 200 kN disposant d'une erreur relative de ± 80 N (plage d'étallonnage : 0 à 16 kN) et ± 800 N (plage d'étallonnage : 0 à 160 kN). L'acquisition des données est réalisée par une centrale Wavebook 516E à un taux minimal d'échantillonnage de 100 kHz. Une caméra ultra-rapide (Photron SA5), cadencée à 30 000 images par seconde, enregistre l'impact et mène à la mesure de l'écrasement maximal du nez du projectile. En effet, lui seul se déforme durant l'impact comme en témoigne la figure 3.2.

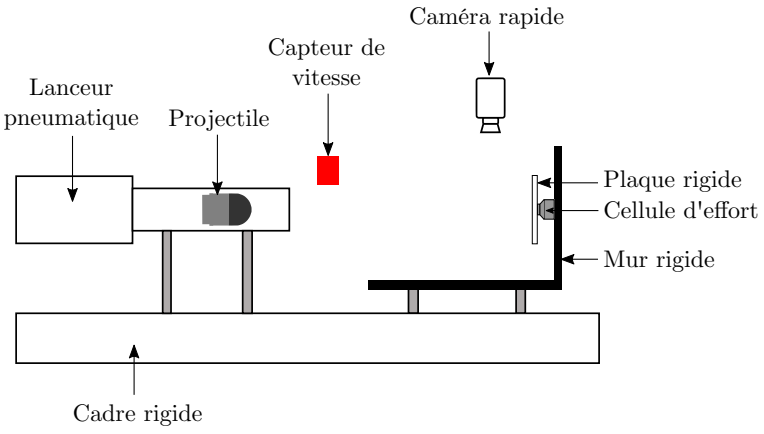


Figure 3.1: Dispositif expérimental d'essais d'impact sur mur de force.

L'épaisseur minimale et le diamètre maximal du projectile peuvent alors être mesurés pour chaque essai par une analyse d'images. Ces mesures rendent compte également de la compressibilité du matériau et participent à la modélisation numérique des projectiles.

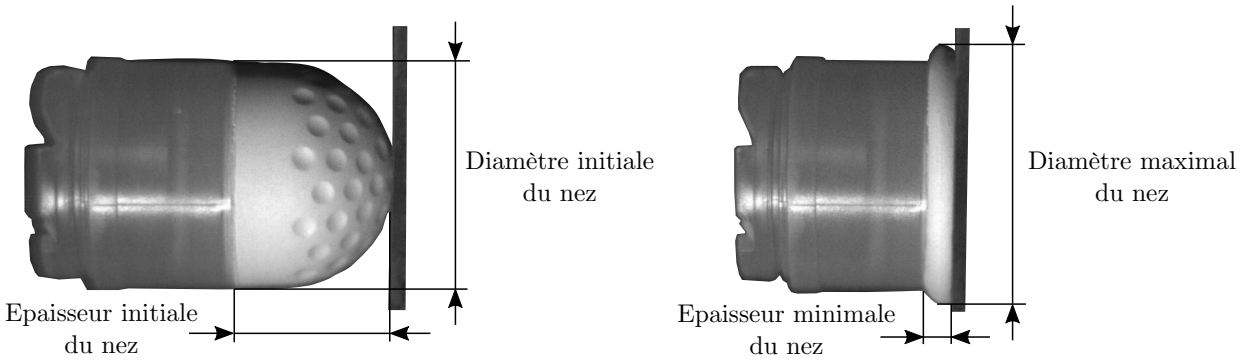


FIGURE 3.2: Images d'un projectile déformable impactant le mur de force. L'épaisseur et le diamètre du nez sont mesurables par analyse d'images.

La méthodologie inverse appliquée pour caractériser des projectiles ARL déformables est décrite par la figure 3.3. Les paramètres caractéristiques du comportement de la partie déformable sont alors à optimiser. En effet, elle seule gouverne la réponse de l'essai sur mur de force. Cette procédure se décompose en plusieurs étapes énoncées ci-dessous.

1. **Reconstruction géométrique**. La géométrie du projectile considéré est reconstruite numériquement à l'aide d'un scanner 3D sans contact (Konica Minolta VI910) disposant d'une résolution de 0.1 mm. Le projectile est ensuite maillé de manière régulière par des éléments hexaédriques à l'aide du logiciel HyperMesh. Un rapport d'aspect (L_{max}/L_{min}) inférieur à 3.5 est préservé pour chaque élément. Celui-ci admet une longueur minimale de 1.5 mm. Cette discrétisation offre un compromis entre précision et temps de calcul. Les nœuds des éléments hexaédriques à la frontière entre le sabot et le nez sont fusionnés simplifiant la liaison entre ces deux parties. Ces dernières sont supposées rester attachées lors des essais. Une formulation en intégration complète à huit points de GAUSS est adoptée pour les éléments composant le nez du projectile et une formulation sous-intégrée pour le sabot. Ensuite, les masses volumiques de chaque matériau composant les projectiles sont mesurées. Cela est réalisé par la découpe des projectiles permettant la pesée respective du sabot et du nez. Le volume de chaque composant est déterminé par la reconstruction géométrique.

2. **Modélisation EF de l'impact**. Le mur rigide est considéré numériquement par l'option *Rigid Wall* proposée par Radioss. Elle correspond à une simple contrainte cinématique imposée aux nœuds esclaves du projectile impactant le mur. De plus, un contact glissant est supposé lors de la simulation de l'impact. Les impacts sont modélisés et simulés respectivement par HyperMesh et le solveur explicite Radioss.

3. **Optimisation des paramètres**. Les paramètres matériaux du nez du projectile sont optimisés par la méthode de surface de réponse proposée par le logiciel HyperStudy. La fonction objective e est alors déterminée par la méthode des moindres carrés et est définie par l'équation 3.1

suivante :

$$e = \sum_{p=1}^{k} \left(\frac{X_{exp}^{p} - X_{num}^{p}}{X_{exp}^{p}} \right)^{2} . \tag{3.1}$$

X_{exp}^{p} et X_{num}^{p} comprennent respectivement les données expérimentales et numériques à l'instant t^{p} d'effort (F), de diamètre maximal (Φ_{max}) et d'épaisseur minimale (e_{min}) du nez du projectile. En résumé, X est défini par $X = [F, \Phi_{max}, e_{min}]$. k représente le nombre de points d'échantillonnage.

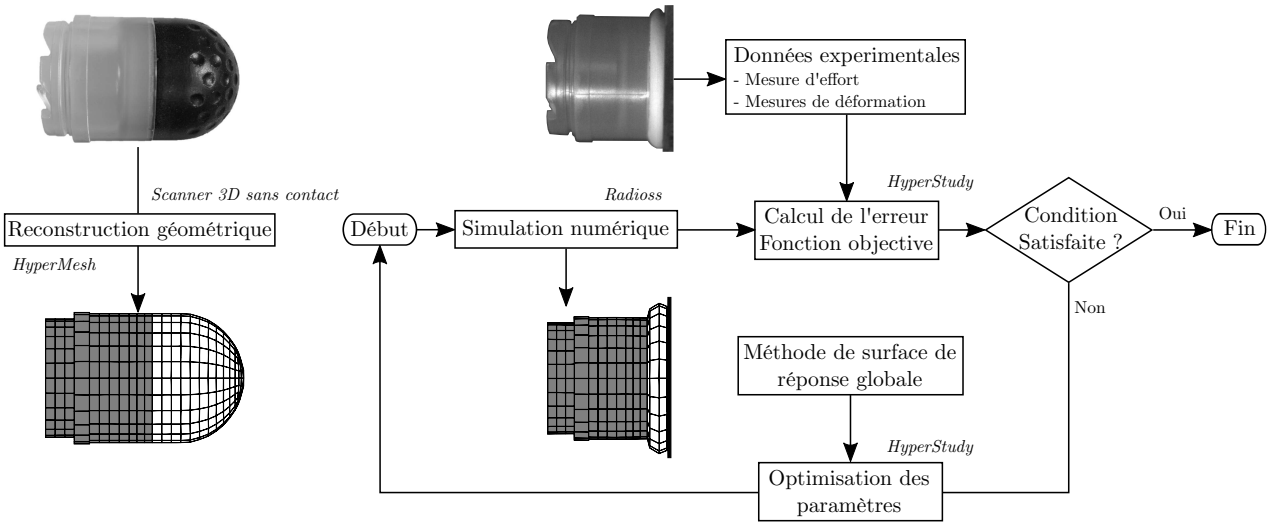


FIGURE 3.3: Procédure d'identification des paramètres de la loi de comportement d'un projectile déformable par méthodologie inverse.

3.1.2 Application de la procédure d'identification

Cette procédure d'identification est premièrement appliquée à l'essai d'impact du projectile B&T (Brügger & Thomet) sur un mur rigide à une vitesse moyenne de 105 m.s^{-1}. Les caractéristiques de ce projectile déformable de type mousse sont indiquées dans le tableau 3.1.

TABLEAU 3.1: Description et caractéristiques du projectile B&T.

Description	Dénomination	Masse [g]	Longueur [mm]	Diamètre [mm]
	B&T (mousse)	32	62	40

Dans un premier temps, la variabilité de l'essai expérimental est évaluée en effectuant trois tests. Une faible dispersion est remarquée pour la vitesse initiale du projectile avec un écart-type de 2.1 m.s^{-1}. La figure 3.4a présente la moyenne des efforts mesurés (trait noir) ainsi que la dispersion

autour de la moyenne (zone grisée). La figure 3.4b indique la moyenne des diamètres maximaux et des épaisseurs minimales du nez relevées pour cette condition d'impact. D'une part, on retrouve une très faible dispersion des mesures d'effort démontrant la consistance mécanique des matériaux utilisés et la robustesse du processus de fabrication des projectiles. D'autre part, les mesures de l'écrasement maximal du nez du projectile présentent également une faible variabilité. Ces mesures peuvent alors être exploitées pour définir la fonction objective dans le processus d'optimisation par méthode inverse.

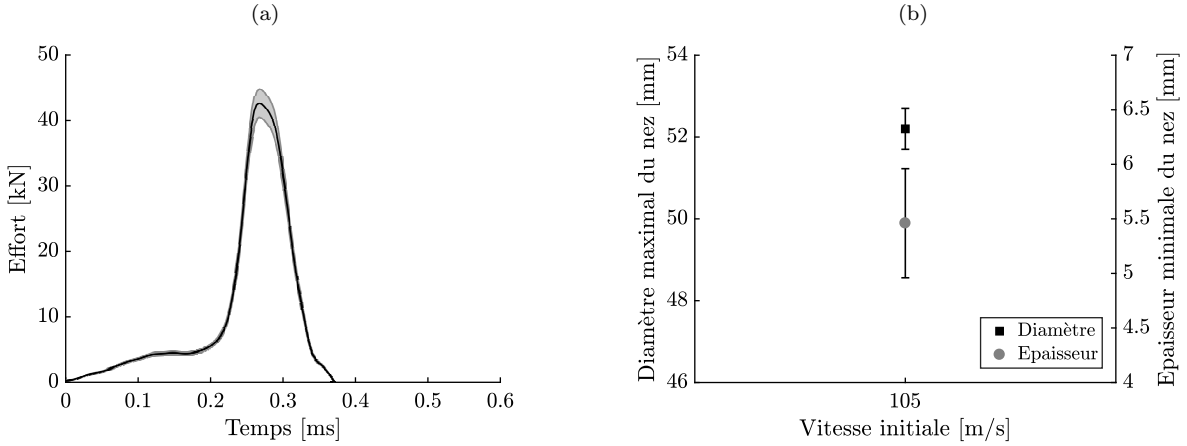


FIGURE 3.4: Efforts moyens et dispersions mesurés lors d'impacts sur mur de force (a), diamètre maximal, épaisseur minimale du nez et leur dispersion respective mesurés par analyse d'images (b) du projectile B&T impacté à 105 m.s^{-1}.

Dans un second temps, la procédure inverse débute par la modélisation EF du projectile. La figure 3.5 présente la reconstruction géométrique ainsi que la discrétisation du maillage EF pour le projectile B&T. Au regard du modèle EF, la zone grisée correspond à la partie arrière du projectile appelée sabot tandis que la zone transparente désigne le nez. On constate une homogénéisation de la taille de maille. Le sabot en matière plastique est modélisé par une loi élastique avec un module de YOUNG égal à 2300 MPa et un coefficient de POISSON égal à 0.37 [88, 89]. Une étude de sensibilité a révélé que ces paramètres n'influencent pas le comportement du projectile et les différentes mesures. Les courbes d'effort présentées à la figure 3.4a et l'imagerie ultra-rapide montrent un comportement non-linéaire en grande déformation pour le matériau constituant le nez du projectile B&T. L'analyse d'images (figure 3.2) révèle la forte compressibilité du projectile étudié. En effet, malgré l'importante déformation axiale du nez, le diamètre maximal subit une faible variation. Le modèle hyperélastique de OGDEN-STORAKERS proposé par le solveur Radioss est alors choisi pour modéliser le comportement du nez du projectile [180]. Cette loi de comportement adaptée au matériau en mousse est définie par la fonction de densité énergétique de déformation W_{mousse} explicitée comme suit :

$$W_{mousse}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{k=1}^{N} \frac{2\mu_k}{\alpha_k^2} \left(\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} + \frac{1}{\beta} \left(J^{-\alpha_k \beta} - 1 \right) \right), \tag{3.2}$$

où μ_k, α_k et N sont les paramètres du modèle à identifier. Le paramètre β est fonction du coefficient de Poisson et est défini par $\beta = \frac{\nu}{1-2\nu}$.

La variation importante de volume du projectile suggérée par les images d'impact permettent de réduire les bornes d'optimisation du coefficient de Poisson ν. Ensuite, une première boucle d'optimisation soulève la nécessité d'adopter un modèle d'ordre $N = 2$. Un couple de paramètres μ_1, α_k ne permet pas de minimiser la fonction objective. L'ajout de paramètres permet la très bonne corrélation entre les efforts expérimentaux et numériques et une concordance très acceptable entre les mesures expérimentales et numériques de l'écrasement maximal du projectile (figures 3.6a et 3.6b).

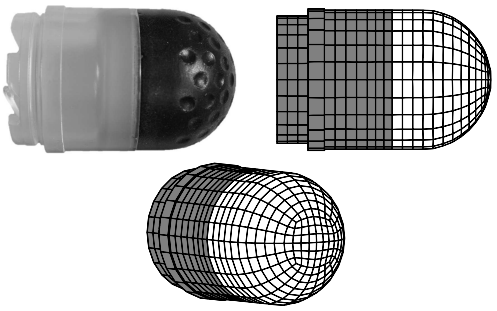


Figure 3.5: Reconstruction géométrique et modélisation EF de différents projectiles ALR déformables.

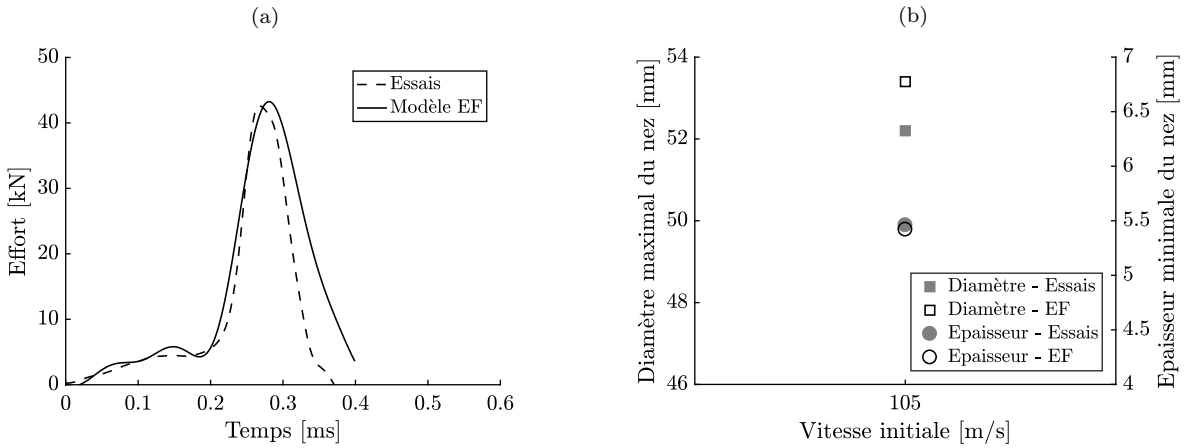


Figure 3.6: Courbes d'effort expérimental et numérique (a), diamètre maximal et épaisseur minimale expérimentaux et numériques (b) correspondant à l'impact sur mur de force du projectile B&T à une vitesse moyenne de 105 m.s^{-1}.

La figure 3.7 compare de manière qualitative les écrasements du projectile B&T obtenus expérimentalement et numériquement. Elle rend compte de la capacité du modèle à représenter fidèlement les modes de déformation relevés par la caméra ultra-rapide. Elle souligne également la stabilité du modèle numérique en imposant aux éléments hexaédriques de très larges déformations.

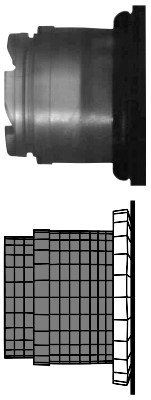


FIGURE 3.7: Comparaison des écrasements maximaux du projectile B&T observés expérimentalement et numériquement correspondant à une vitesse d'impact de 105 m.s^{-1}.

La loi de comportement, dont les paramètres sont résumés dans le tableau 3.2, est identifiée pour une vitesse d'impact bien spécifique. De plus, les vitesses de déformation atteintes durant cet essai sont dépendantes de la rigidité de la cible. Ainsi, le nez du projectile peut subir des vitesses de déformation moins élevées lors d'un impact sur un corps plus souple comme le thorax humain, bien qu'impacté à une vitesse similaire à celle de l'impact sur mur de force. Par conséquent, il est indispensable de valider la loi de comportement pour plusieurs vitesses d'impact. Différents projectiles ALR déformables peuvent également être modélisés permettant d'évaluer la robustesse de l'approche proposée, tels sont les objectifs de la suite de ce chapitre.

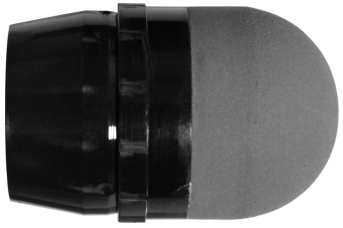
TABLEAU 3.2: Paramètres matériaux du projectile B&T identifiés pour une vitesses d'impact de 105 m.s^{-1} sur un mur de force.

Dénomination		Modèle matériau	ρ [kg.m^{-3}]	ν [-]	Paramètres matériaux
B&T	Sabot	Élastique	1120	0.37	E = 2300 MPa
	Nez	Hyperélastique (W_{mousse})	269	0.1	$\mu_1 = 0.85$ MPa $\mu_2 = 0.75$ MPa $\alpha_1 = 2.2$ $\alpha_2 = -1.0$

3.1.3 Validation de l'approche

Afin de répondre aux objectifs mentionnés ci-dessus, la robustesse de la procédure d'identification proposée est vérifiée pour différents projectiles et différentes vitesses d'impact. Le projectile B&T présenté précédemment est ici étudié pour un impact à 70 m.s^{-1}. De plus, trois autres projectiles ALR déformables commercialisés : CTS4557 (Combined Systems, Inc), ALX2015 (ALSETEX) et eXact iMpact (Defense Technology) sont étudiés à plusieurs vitesses d'impact. Un équivalent du dernier projectile mentionné est retrouvé dans l'étude de cas de KOBAYASHI et MELLEN [40]. Le tableau 3.3 illustre les projectiles étudiés et résume leurs caractéristiques ainsi que leur type de matériau. Il mentionne également les vitesses moyennes d'impact considérées lors des essais sur mur de force.

Tableau 3.3: Description et caractéristiques des projectiles ALR déformables utilisés lors des essais d'impact.

Description	Dénomination	Masse [g]	Longueur [mm]	Diamètre [mm]	Vitesse [m.s^{-1}]	Énergie cinétique [J]
	B&T (mousse)	32	62	40	70 105	78 176
	CTS4557 (mousse)	60	62	40	40 78	48 182
	ALX2015 (caoutchouc)	62	78	40	25 76	20 179
	eXact iMpact (mousse)	30	62	40	45 68 95	30 67 135

Les paramètres optimisés du projectile B&T, résumés dans le tableau 3.2, sont utilisés lors de la modélisation de l'impact à 70 m.s^{-1}. Les données quantitatives et qualitatives, présentés aux figures 3.8 et 3.9, soulignent la robustesse du modèle EF du projectile. Les faibles écarts entre les mesures expérimentales et celles prédites numériquement démontrent que la sensibilité du matériau à la vitesse de déformation peut être négligée dans ce régime de vitesses.

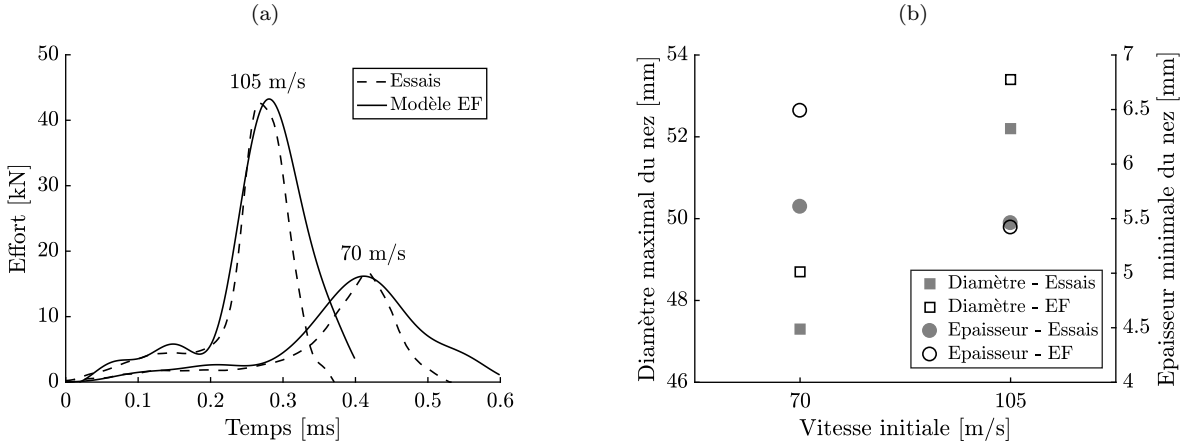


FIGURE 3.8: Courbes d'effort expérimental et numérique (a), diamètre maximal et épaisseur minimale expérimentaux et numériques (b) pour plusieurs vitesses d'impact correspondant au projectile B&T.

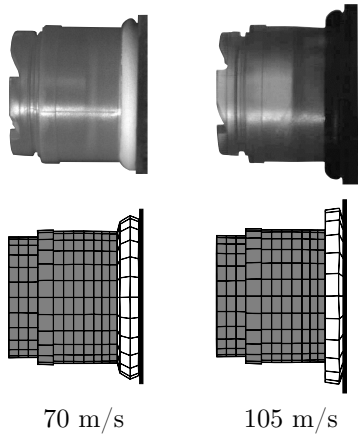


FIGURE 3.9: Comparaison des écrasements maximaux des projectiles observés expérimentalement et numériquement pour chaque vitesse d'impact étudiée.

De la même manière, cette procédure d'identification est exécutée pour les projectiles CTS4557, ALX2015 et eXact iMpact. On retrouve donc à la figure 3.10 la reconstruction géométrique et le maillage EF de ces trois projectiles. Ensuite, l'essai d'impact à la plus haute vitesse est utilisé pour l'optimisation des paramètres matériaux. À partir des paramètres identifiés, les essais à plus faibles vitesses sont simulés numériquement permettant l'évaluation de la robustesse du modèle EF.

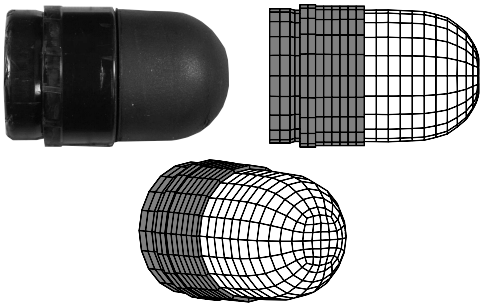
Les sabots en matière plastique composant ces trois projectiles possèdent une loi élastique caractérisée également par un module de YOUNG égal à 2300 MPa et un coefficient de POISSON égal à 0.37.

Concernant les lois de comportement modélisant le nez des projectiles, le modèle hyperélastique de Ogden-Storakers (équation 3.2) est adopté pour les projectiles CTS4557 et eXact iMpact.

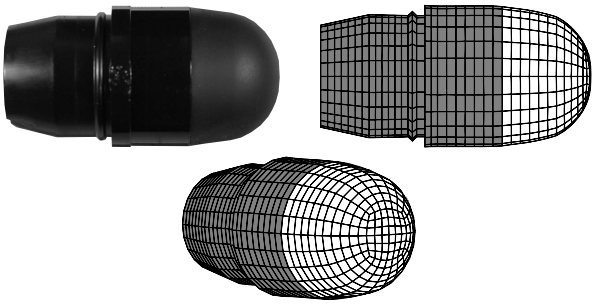
Le nez du projectile ALX2015 de nature incompressible est modélisé par une loi hyperélastique de Ogden. L'équation 3.3 rappelle la fonction de densité énergétique de déformation $W_{caoutchouc}$ adaptée au matériau en caoutchouc.

$$W_{caoutchouc}(\overline{\lambda_1}, \overline{\lambda_2}, \overline{\lambda_3}) = \sum_{k=1}^{N} \frac{\mu_k}{\alpha_k} \left(\overline{\lambda_1}^{\alpha_k} + \overline{\lambda_2}^{\alpha_k} + \overline{\lambda_3}^{\alpha_k} - 3 \right) + \frac{K}{2} (J-1)^2 \tag{3.3}$$

(a) ALX2015



(b) CTS4557



(c) eXact iMpact

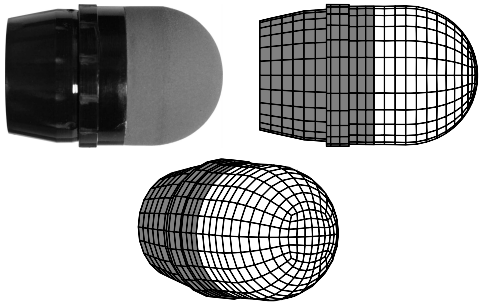


Figure 3.10: Reconstruction géométrique et modélisation EF de différents projectiles ALR déformables.

On retrouve l'ensemble des résultats quantitatifs de l'optimisation des projectiles CTS4557, ALX2015 et eXact iMpact respectivement aux figures 3.11, 3.12 et 3.13. Ces mêmes graphes attestent la fiabilité des modèles EF et des modèles de comportement choisis dans la gamme de vitesses de sollicitation considérée. Les paramètres de la loi de comportement déterminés pour chaque projectile sont résumés au sein du tableau 3.4. Deux paramètres matériaux μ_1 et α_1 ainsi que le coefficient de Poisson ν suffisent à la corrélation des données numériques et des mesures expérimentales pour ces trois projectiles.

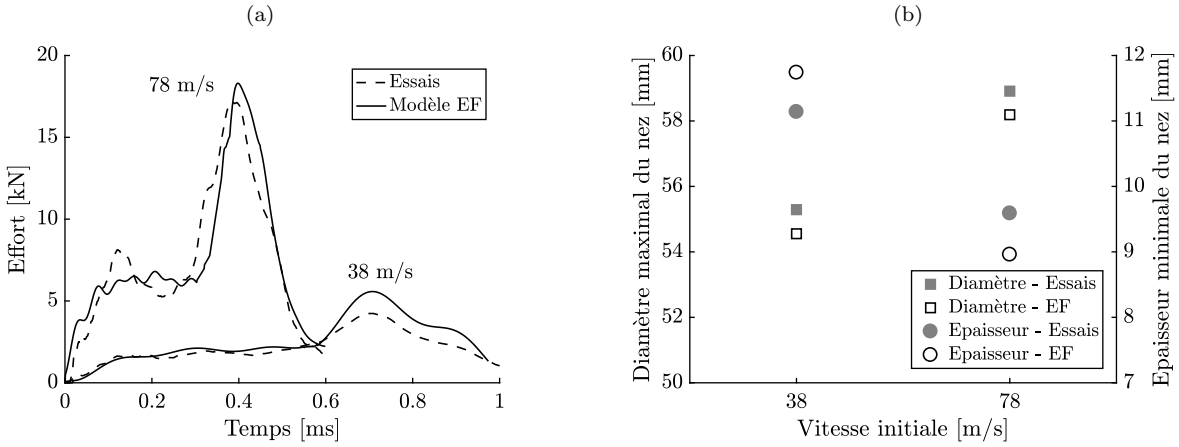


FIGURE 3.11: Courbes d'effort expérimental et numérique (a), diamètre maximal et épaisseur minimale expérimentaux et numériques (b) pour plusieurs vitesses d'impact correspondant au projectile CTS4557.

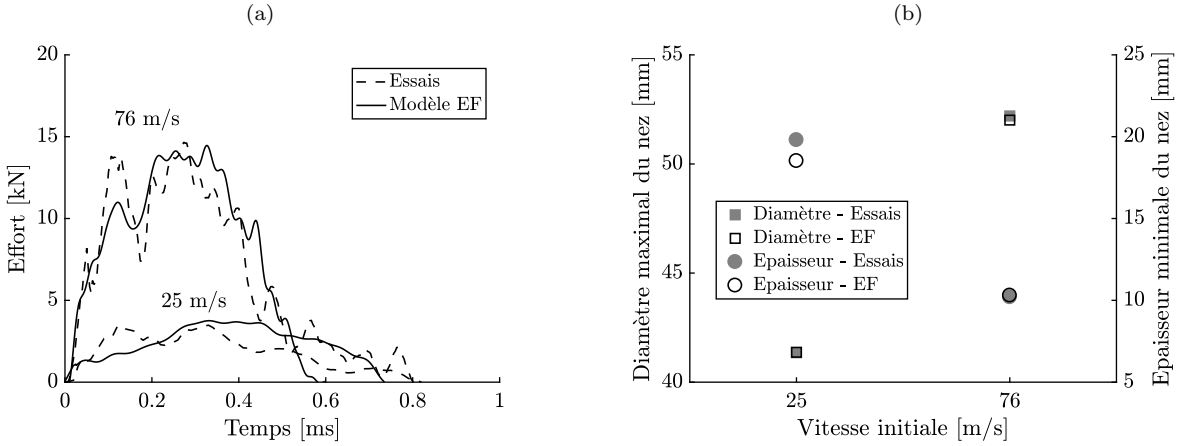


FIGURE 3.12: Courbes d'effort expérimental et numérique (a), diamètre maximal et épaisseur minimale expérimentaux et numériques (b) pour plusieurs vitesses d'impact correspondant au projectile ALX2015.

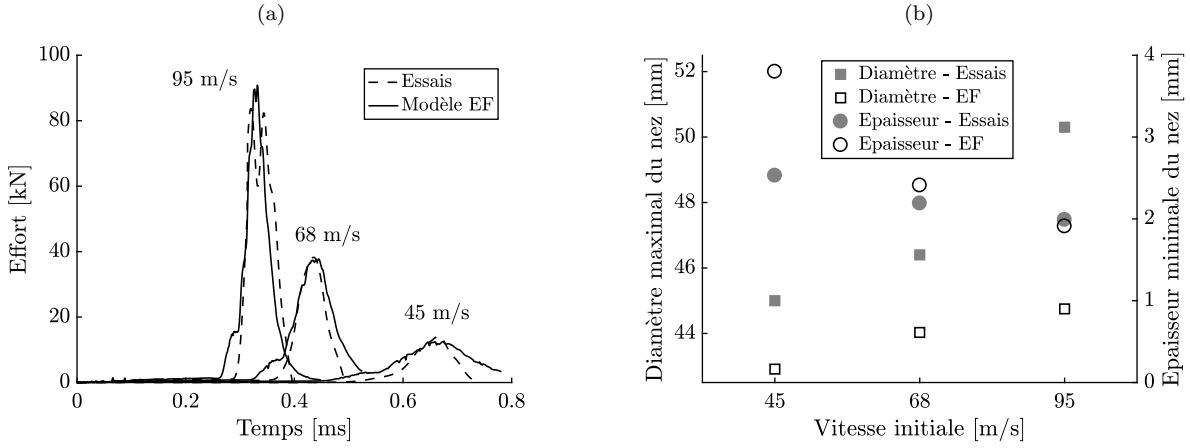


FIGURE 3.13: Courbes d'effort expérimental et numérique (a), diamètre maximal et épaisseur minimale expérimentaux et numériques (b) pour plusieurs vitesses d'impact correspondant au projectile eXact iMpact.

La figure 3.14 illustre les écrasements maximaux observés expérimentalement et numériquement pour les trois différents projectiles ALR testés à plusieurs vitesses.

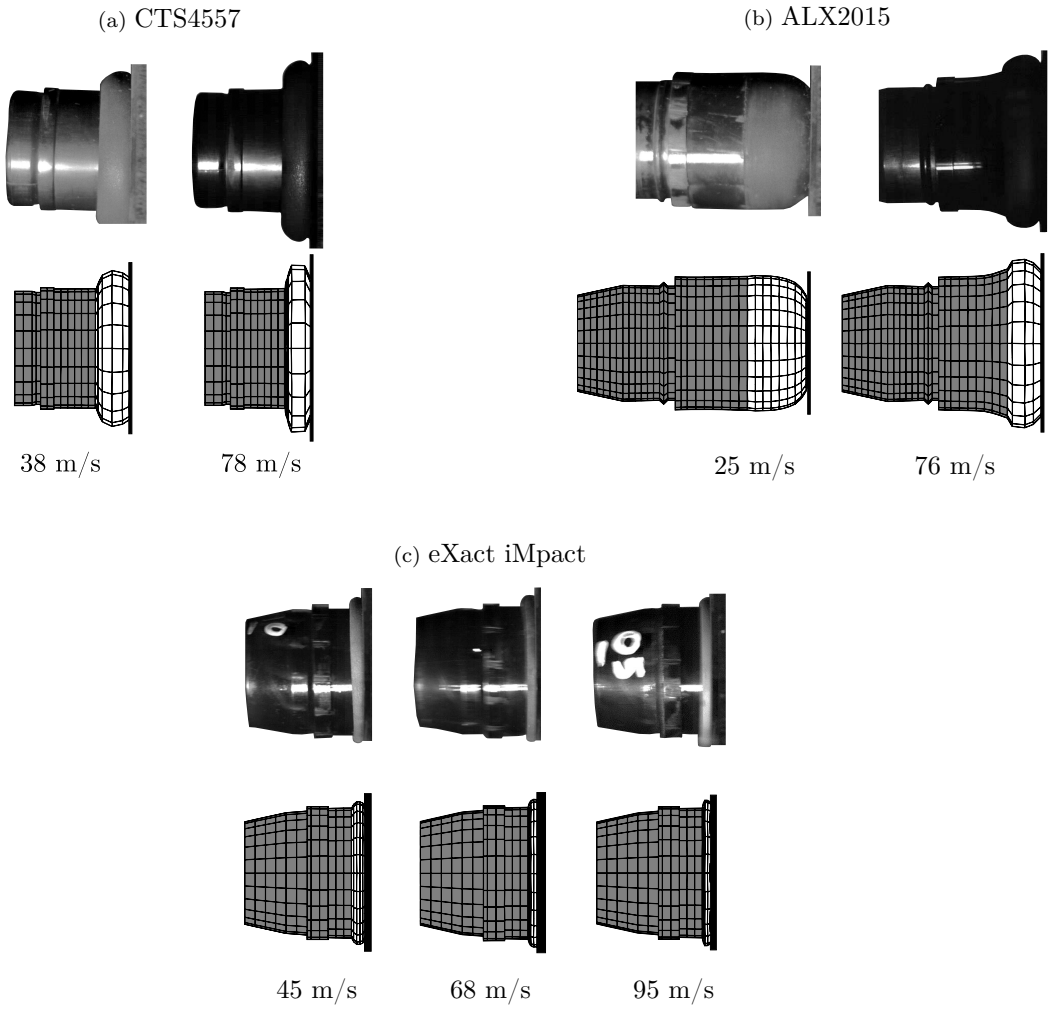


FIGURE 3.14: Comparaison des écrasements maximaux des projectiles observés expérimentalement et numériquement pour chaque vitesse d'impact étudiée.

TABLEAU 3.4: Paramètres matériaux des projectiles ALR déformables étudiés.

Dénomination		Modèle matériau	ρ [kg.m^{-3}]	ν [-]	Paramètres matériaux
CTS4557	Sabot	Élastique	1458	0.37	E = 2300 MPa
	Nez	Hyperélastique (W_{mousse})	793	0.3	μ_1 = 1.49 MPa α_1 = 2.0
ALX2015	Sabot	Élastique	1510	0.37	E = 2300 MPa
	Nez	Hyperélastique ($W_{caoutchouc}$)	890	0.495	μ_1 = 15.1 MPa α_1 = 2.0
eXact iMpact	Sabot	Élastique	1154	0.37	E = 2300 MPa
	Nez	Hyperélastique (W_{mousse})	109	0.05	μ_1 = 1.5 MPa α_1 = 36.8

Les travaux présentés dans cette première partie permettent de valider la robustesse de l'approche de caractérisation par méthodologie inverse. On peut à présent se pencher sur l'étude d'un autre type d'impact balistique non pénétrant. La caractérisation et la modélisation d'impacts de projectiles d'armes à feu sur des gilets pare-balles souples font alors l'objet de la prochaine partie de ce chapitre.

3.2 Impacts de projectiles d'armes à feu sur gilets pare-balles

3.2.1 Procédure d'identification et description du modèle numérique

Modéliser les phénomènes physiques présents lors de l'impact d'un projectile d'arme à feu sur un gilet pare-balles souple présente de nombreuses difficultés. Parmi celles-ci, on retrouve notamment la modélisation EF du tissu composant le gilet pare-balles, la prise en compte des frottements entre les fibres et leur rupture complexifiant la simulation d'impacts balistiques. Il est également important de noter que l'approche de modélisation doit être suffisamment flexible pour permettre la simulation de nombreuses conditions d'impact impliquant divers projectiles et divers niveaux de protection. Ainsi, la modélisation de ce type d'impact balistique à l'échelle mésoscopique n'est pas viable. L'approche envisagée est alors d'exploiter uniquement les essais du cône dynamique d'enfoncement (CDE) sur le gel SEBS témoignant de la rigidité du gilet pare-balles et de l'énergie cinétique dissipée. Cependant, les phénomènes produits lors de l'impact initial du projectile sur le gilet avant la déformation du gel ne sont pas visibles lors de l'essai. Durant cette période, le projectile peut subir une importante déformation plastique et de nombreuses couches de tissu peuvent se déformer et se rompre. Cela peut impliquer qu'au moment de la déformation arrière du gilet pare-balles, l'énergie cinétique du projectile soit uniquement dissipée par le gilet de protection et le bloc de gel (figure 3.15a). Ces hypothèses permettent ainsi de formuler une modélisation équivalente du phénomène d'impact illustrée par la figure 3.15b.

Le projectile équivalent est considéré rigide et dispose d'une géométrie spécifique gouvernée par les dimensions du projectile après impact et par le profil 2D du déplacement du gel. Sa masse volumique est ajustée afin d'égaler la masse du projectile initial. Le gilet pare-balles est, quant à lui, modélisé à l'échelle macroscopique par une seule couche de tissu qui représente sa rigidité globale. Une identification par méthodologie inverse peut alors être appliquée par la modélisation de l'essai d'impact sur un bloc de gel. Les paramètres du modèle à optimiser sont uniquement la vitesse initiale du projectile équivalent et les paramètres du modèle matériau du gilet de protection. Cette procédure d'identification est réalisable, car la modélisation du comportement du gel est connue à l'aide des travaux présentés dans le deuxième chapitre. Avant de décrire plus en détail cette méthodologie inverse,

il est important de présenter la modélisation EF de l'impact balistique sur un bloc de gel protégé par un gilet pare-balles.

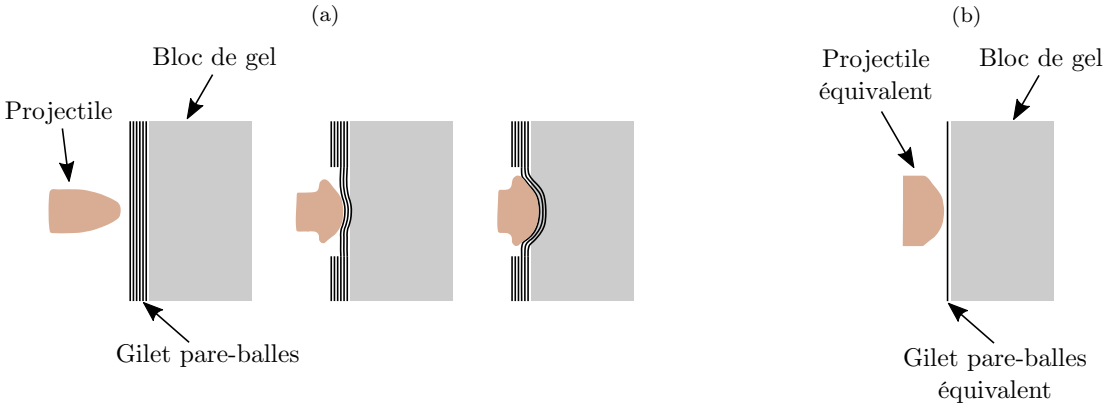


FIGURE 3.15: Représentation des phénomènes physiques produits lors de l'impact d'un projectile sur un bloc de gel protégé par un gilet pare-balles (a) et représentation équivalente de l'impact (b).

Tout d'abord, le gilet pare-balles est modélisé par une seule couche d'éléments coques. Une loi hyperélastique anisotrope présente dans le solveur explicite Radioss est adoptée pour simuler le comportement du gilet. En effet, la littérature fait référence à ce type de modèle pour représenter le tissu à l'échelle macroscopique [127–131]. Ce modèle matériau permet notamment de tenir compte de la pré-tension des fibres par le paramètre *Flex* [181]. Ainsi, la rigidité du tissu se trouve amoindrie au début d'un essai uniaxial et peut être déterminée à l'aide de E_{flex}, où $E_{flex} = Flex.E$. E désigne alors le module de YOUNG du matériau. À titre d'exemple, la figure 3.16a présente le comportement non linéaire du matériau en contrainte-déformation lors d'un essai de traction uniaxiale. Le phénomène de blocage des fibres en cisaillement peut également être considéré à l'aide de la définition d'un angle de blocage α_t et son module de cisaillement associé G_t. La figure 3.16b illustre l'évolution de la contrainte en cisaillement en fonction de son angle. Elle est gouvernée initialement par le module de cisaillement G_0 et une fois l'angle de blocage atteint, la rigidité augmente suivant le module G_t.

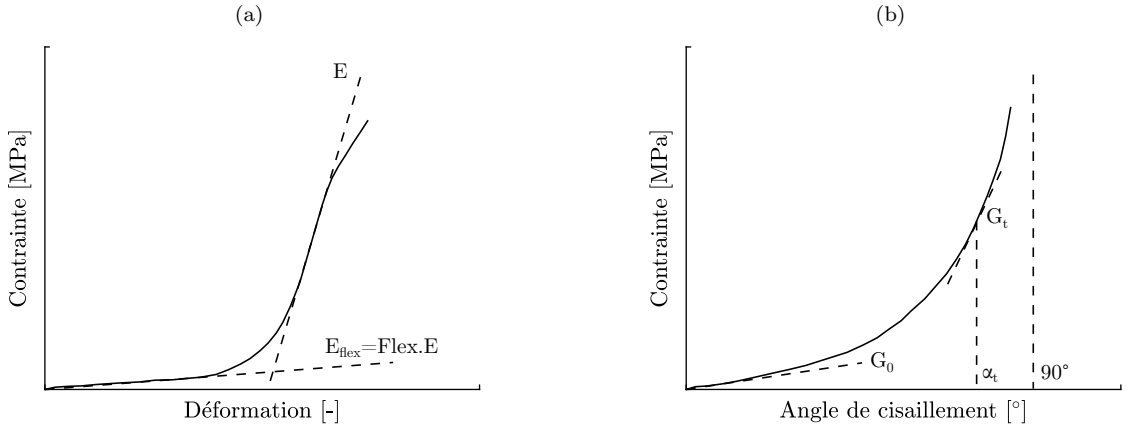


FIGURE 3.16: Représentation de la réponse mécanique du modèle hyperélastique anisotrope en fonction d'une déformation uniaxiale (a) et d'un angle de cisaillement (b).

Une formulation à quatre points d'intégration est choisie pour les éléments coques. Un angle de 90° est adopté entre les axes locaux du matériau ainsi qu'un module de YOUNG E équivalent dans les deux directions telles que $E = E_1 = E_2$. Le matériau est ainsi considéré orthotrope. En résumé, le modèle matériau du gilet pare-balles est défini à l'aide de la masse volumique ρ, son épaisseur *ep.* et des paramètres définis précédemment : E, $Flex$, G_0, α_t et G_t.

Ensuite, des interfaces de contact de type surface-surface sont créées afin de modéliser l'impact entre le projectile et le gilet puis entre le gilet et le bloc de gel. Une distance de 0.5 mm sépare le gilet pare-balles du bloc de gel. Le maillage EF du gilet de protection suit la même discrétisation que celle du bloc de gel facilitant la gestion du contact. Ceci peut être illustré par la figure 3.17a où le gilet pare-balles est modélisé en jaune. Le projectile est modélisé par des éléments hexaédriques ayant une longueur minimale de 1 mm ainsi qu'un rapport d'aspect (L_{max}/L_{min}) inférieur à 2.5.

Des conditions limites et des modélisations EF spécifiques sont utilisées suivant les configurations d'essais. En effet, les impacts balistiques sont dirigés vers le centre du bloc de gel de 25 cm de côté. En revanche, différents lieux d'impact peuvent être choisis pour le gilet pare-balles. Par conséquent, les effets de bord peuvent ne pas être négligés. En tenant compte de ces faits, deux types de modélisation EF sont adoptés. Le premier présenté à la figure 3.17a désigne celle où le lieu d'impact sur le gilet est situé à une distance minimale de 125 mm de ses bords. Un quart du modèle est ainsi considéré à l'aide de plans de symétrie. Dans le cas présent, les mêmes conditions limites présentées à la figure 2.30 sont utilisées. Le deuxième type de modélisation désigne en revanche le cas où les impacts sont situés à une distance inférieure à 125 mm des bords du gilet. Les effets de bord sont ainsi pris en compte par une modélisation complète de l'impact (figure 3.17b). Cette figure illustre un impact localisé à une distance de 35 mm du bord inférieur du gilet. Au regard des conditions limites imposées au modèle, le dessus, le dessous, les côtés du gel ainsi que le gilet pare-balles sont laissés libres. Les nœuds de la face arrière du gel sont encastrés. De plus, seule une vitesse initiale est imposée au projectile équivalent.

Ces différents modèles EF sont construits à l'aide du logiciel HyperMesh et les impacts sont simulés à l'aide du solveur explicite Radioss. La procédure d'identification des paramètres par méthodologie inverse est présentée à la figure 3.18. On retrouve d'une part la reconstruction géométrique du projectile équivalent à l'aide de l'outil HyperMesh et des mesures expérimentales. D'autre part, le logiciel d'optimisation HyperStudy et la méthode de surface de réponse sont employés pour identifier les paramètres du modèle permettant la minimisation de la fonction objective. Elle est définie par la minimisation, au sens des moindres carrés, de l'erreur entre les données expérimentales et numériques du cône dynamique d'enfoncement. Sur la base de cette méthode, un exemple d'application de cette procédure d'identification est présenté dans la suite de ce document.

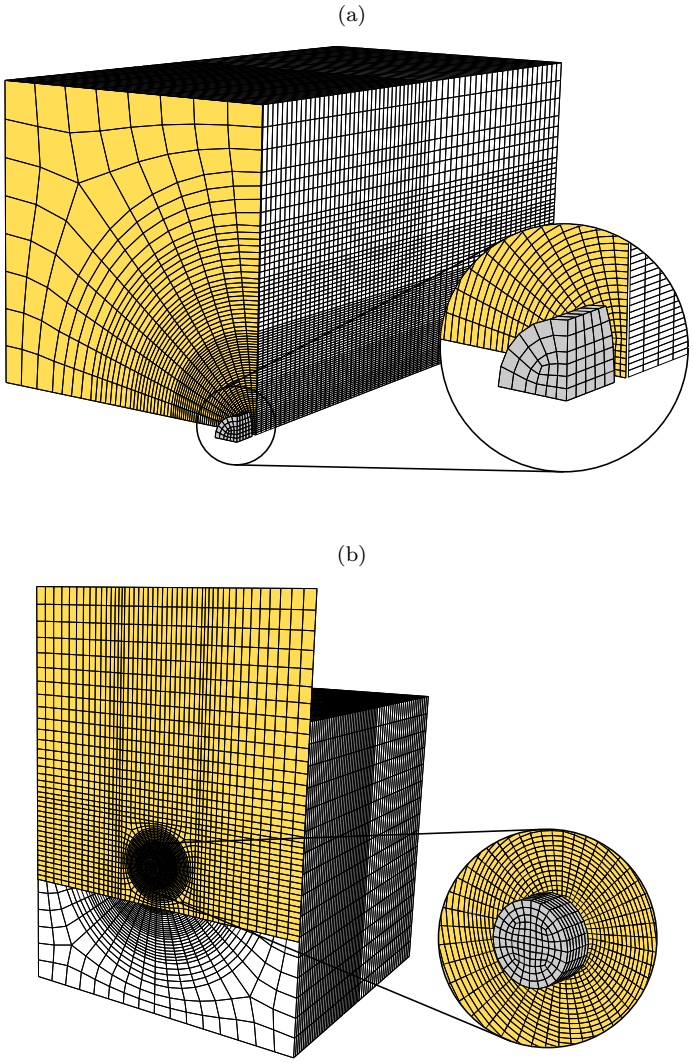


FIGURE 3.17: Représentation du modèle EF développé lors de la simulation d'impacts non pénétrants utilisant des plans de symétrie (a) ou une modélisation complète (b) suivant les lieux d'impact sur le gilet pare-balles.

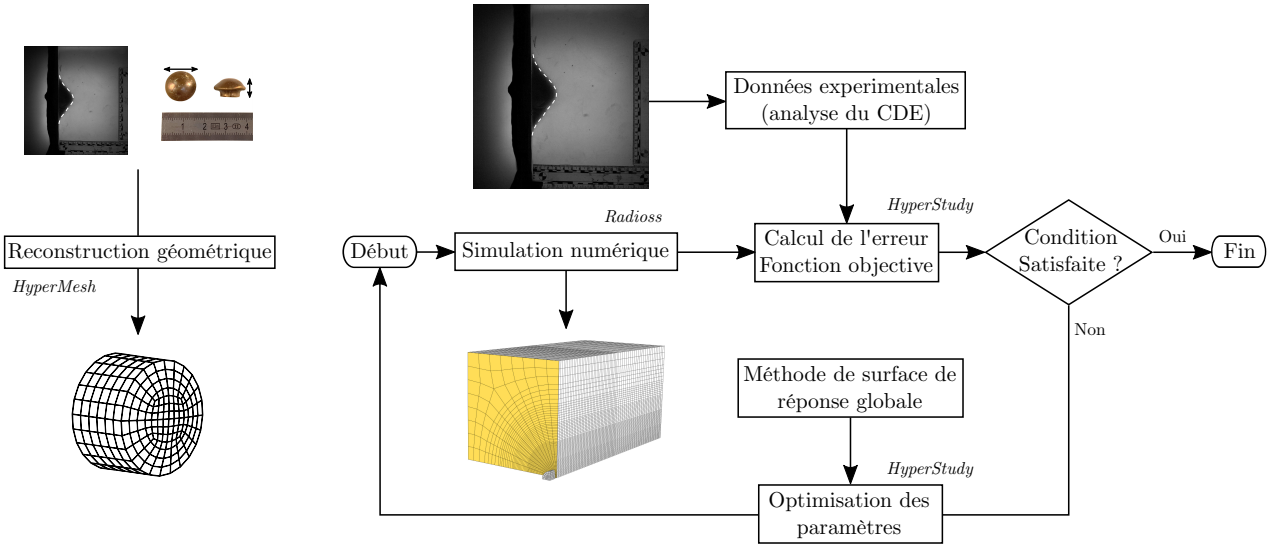


FIGURE 3.18: Procédure d'identification par méthodologie inverse des paramètres du modèle équivalent projectile/gilet pare-balles.

3.2.2 Application de la procédure d'identification

Le cas étudié dans cette partie concerne l'impact d'un projectile de calibre 9 mm à une vitesse de 332 m.s^{-1} en plein centre d'un bloc de gel protégé par un gilet pare-balles composé de tissus para-aramides. Ce gilet comprend une masse surfacique totale de 6100 g.m^{-2} et le lieu d'impact est situé à une distance minimale D_{min} des bords du gilet de 135 mm. Les différentes caractéristiques de l'impact sont résumées dans le tableau 3.5. La figure 3.19a présente une photographie du cône maximal d'enfoncement causé par la déformation arrière du gilet pare-balles et délimité par la ligne en pointillé blanche. La procédure d'analyse d'images, utilisée lors d'impacts de projectiles à létalité réduite et présentée dans le deuxième chapitre, est également employée pour ces configurations d'impact. Elle mène à la mesure du profil 2D du déplacement du gel à chaque instant. La figure 3.19b illustre l'évolution temporelle de ce profil, où X désigne l'axe de sollicitation de l'impact et Y l'axe vertical.

Tableau 3.5: Données caractéristiques des conditions d'impact et des propriétés du gilet de protection.

Dénomination	Projectile			Gilet pare-balles		
	Type	Vitesse [m.s^{-1}]	Ener. cin. [J]	Type	Masse surf. [g.m^{-2}]	D_{min} [mm]
1	9 mm - 8 g	332	441	Tissu para-aramide	6100	135

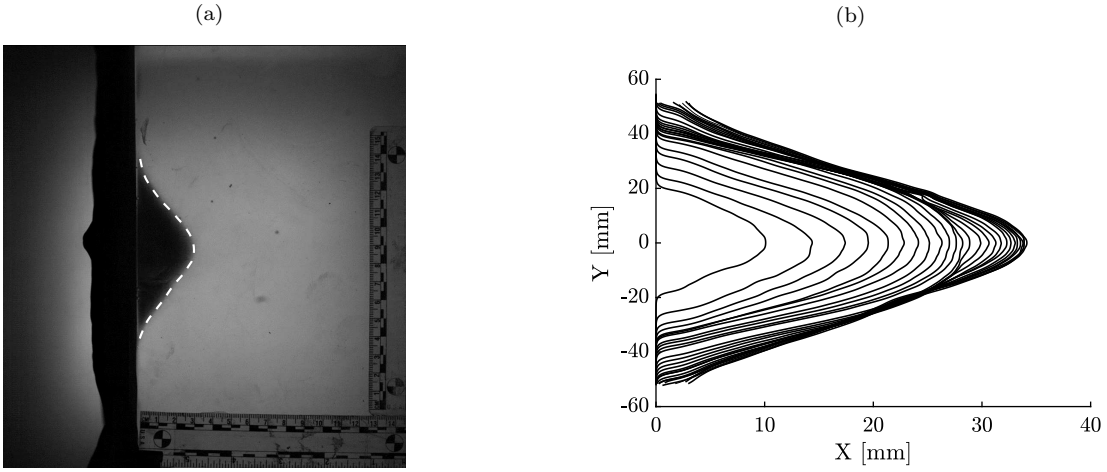


Figure 3.19: Photographie du cône maximal d'enfoncement du gel causé par la déformation arrière du gilet pare-balles (a) et l'évolution temporelle du profil 2D du déplacement du gel (b).

Avant d'appliquer la méthodologie inverse, il faut s'assurer de la répétabilité des mesures expérimentales. Pour ce faire, cette condition d'impact est répétée trois fois. Les figures 3.20a et 3.20b présentent la dispersion autour de la moyenne associée respectivement à la mesure du déplacement du gel et du volume d'enfoncement en fonction du temps. Cette dispersion se caractérise par une erreur

relative inférieure à 3 % pour le déplacement et à 15 % pour le volume d'enfoncement du gel. La plus grande variabilité autour de la mesure du volume s'explique par la dispersion des déplacements axiaux et verticaux utilisés lors du calcul du volume. Cette dispersion caractérisée par la variabilité du profil 2D du déplacement est liée à la fois aux comportements du gilet pare-balles et du gel SEBS. En regard de cette dispersion, les essais expérimentaux sont exploitables pour le processus d'optimisation inverse et les mesures du déplacement et du volume peuvent être utilisées pour la corrélation avec les données numériques.

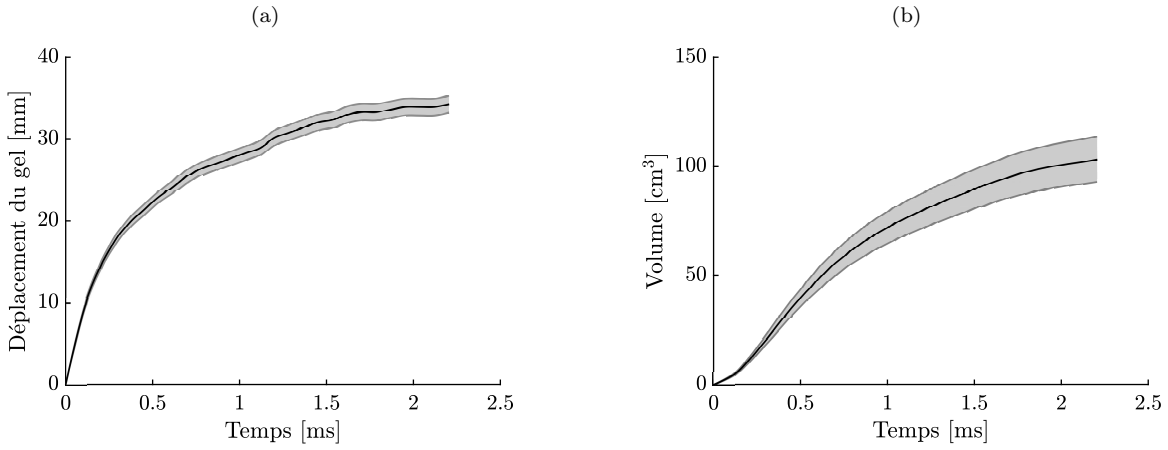


FIGURE 3.20: Courbes moyennes et dispersions associées respectivement au déplacement du gel (a) et au volume d'enfoncement (b) en fonction du temps pour l'impact n° 1.

Reconstruction géométrique du projectile

La procédure de modélisation EF de cet impact débute par la reconstruction géométrique du projectile équivalent. Le diamètre maximal Φ_{max} et l'épaisseur minimale e_{min} du projectile 9 mm sont mesurés après l'impact (figure 3.21a). Ensuite, le profil avant du projectile est extrait à partir du profil 2D du déplacement du gel tracé à chaque instant et délimité par $\Phi_{max} = 15$ mm (figure 3.21b). De cette manière, la géométrie du projectile équivalent est la plus physique possible en minimisant l'influence de la rigidité du gel sur celle-ci. Les profils du projectile tracés en noir sur la figure 3.21b sont recalés suivant l'abscisse maximale choisie ici à 5 mm. Ils sont alors tracés en gris sur la figure 3.22a. Le profil moyen du projectile, tracé en noir, est ainsi obtenu. On peut constater une certaine constance dans l'évolution du profil du projectile en fonction du temps. Cela supporte la modélisation du projectile en tant que matériau infiniment rigide. Les coordonnées du profil équivalent, Φ_{max} et e_{min} sont exploitées dans HyperMesh pour modéliser le projectile. La figure 3.22b présente la discrétisation du maillage à l'aide d'une coupe transversale et d'une vue de profil. Bien que le projectile soit considéré rigide, un maillage homogène est proposé facilitant la gestion du contact avec le gilet pare-balles. La masse volumique de ce projectile est ajustée à 6680 kg.m^{-3} afin d'obtenir une masse de 8 g équivalente avec la masse réelle du projectile 9 mm. La vitesse initiale du projectile reste le seul paramètre du projectile

à déterminer. Il est alors identifié par l'application d'une méthodologie inverse sur laquelle reposent les prochains paragraphes de ce chapitre.

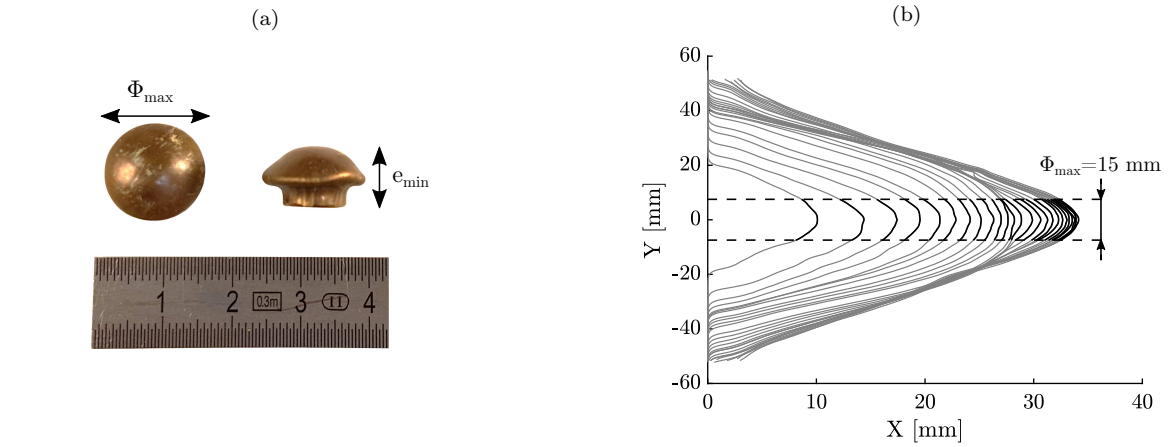


FIGURE 3.21: Mesures du diamètre maximal et de l'épaisseur minimale du projectile 9 mm (a) et délimitation du profil 2D du déplacement du gel utilisée pour la reconstruction géométrique du projectile équivalent (b).

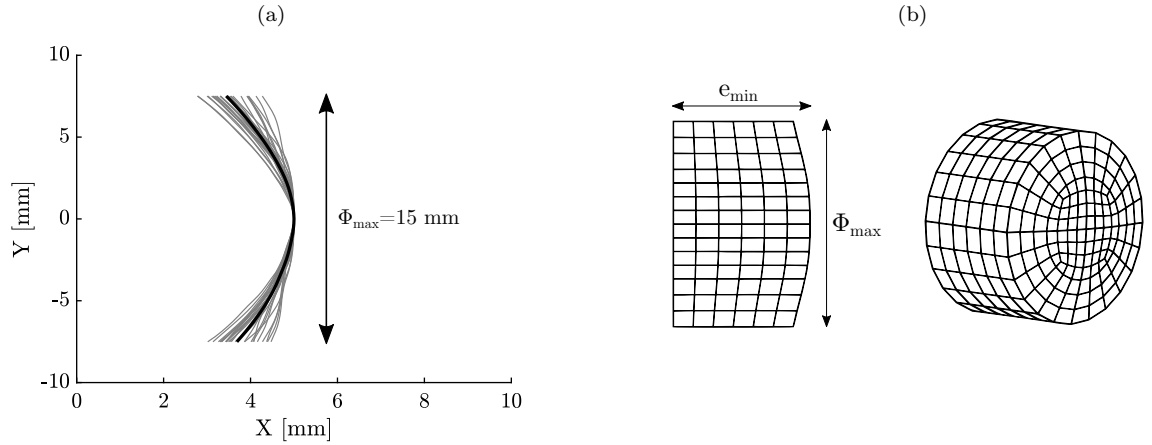


FIGURE 3.22: Superposition des courbes de profil avant du projectile équivalent (gris) et tracé de la moyenne (noir) (a) et représentation du modèle EF du projectile (b).

Modélisation EF de l'impact par méthodologie inverse

La procédure d'optimisation inverse est tout d'abord couplée à une étude de sensibilité des huit paramètres sur la réponse du déplacement du gel à différents instants. Une variation de -40, -20, 0, 20 et 40 % est appliquée sur chacune des valeurs des paramètres optimisés sur la courbe de déplacement expérimental présentée à la figure 3.20a. De ce fait, on peut établir l'influence de chaque paramètre de façon indépendante sur le déplacement du gel. Par conséquent, on retrouve à travers les figures 3.23a à 3.23d la variation relative du déplacement du gel aux instants $t = 0.25, 0.5$ et 1 ms ainsi qu'à l'instant de déplacement maximal pour les différents paramètres du modèle. Au regard de ces quatre figures, on constate que les trois paramètres du modèle V_0, ρ et *ep.*, désignant respectivement la vitesse initiale du projectile, la masse volumique et l'épaisseur du gilet pare-balles, jouent un rôle majeur dans l'évolution

temporelle du déplacement du gel. À titre d'exemple, pour une variation de 40 % de ces paramètres par rapport aux valeurs optimisées, une évolution d'au minimum 10 % peut être constatée pour la mesure du déplacement du gel à différents instants. Par conséquent, uniquement ces trois paramètres peuvent être employés pour piloter le déplacement du gel facilitant le processus d'optimisation. Le paramètre *Flex* peut gouverner le déplacement du gel jusqu'à une variation maximale de 4 % pour une augmentation de 40 % de ce paramètre. Il est alors choisi pour le reste de l'étude de fixer ce paramètre à une valeur de 0.005 issue de l'optimisation initiale sur le déplacement.

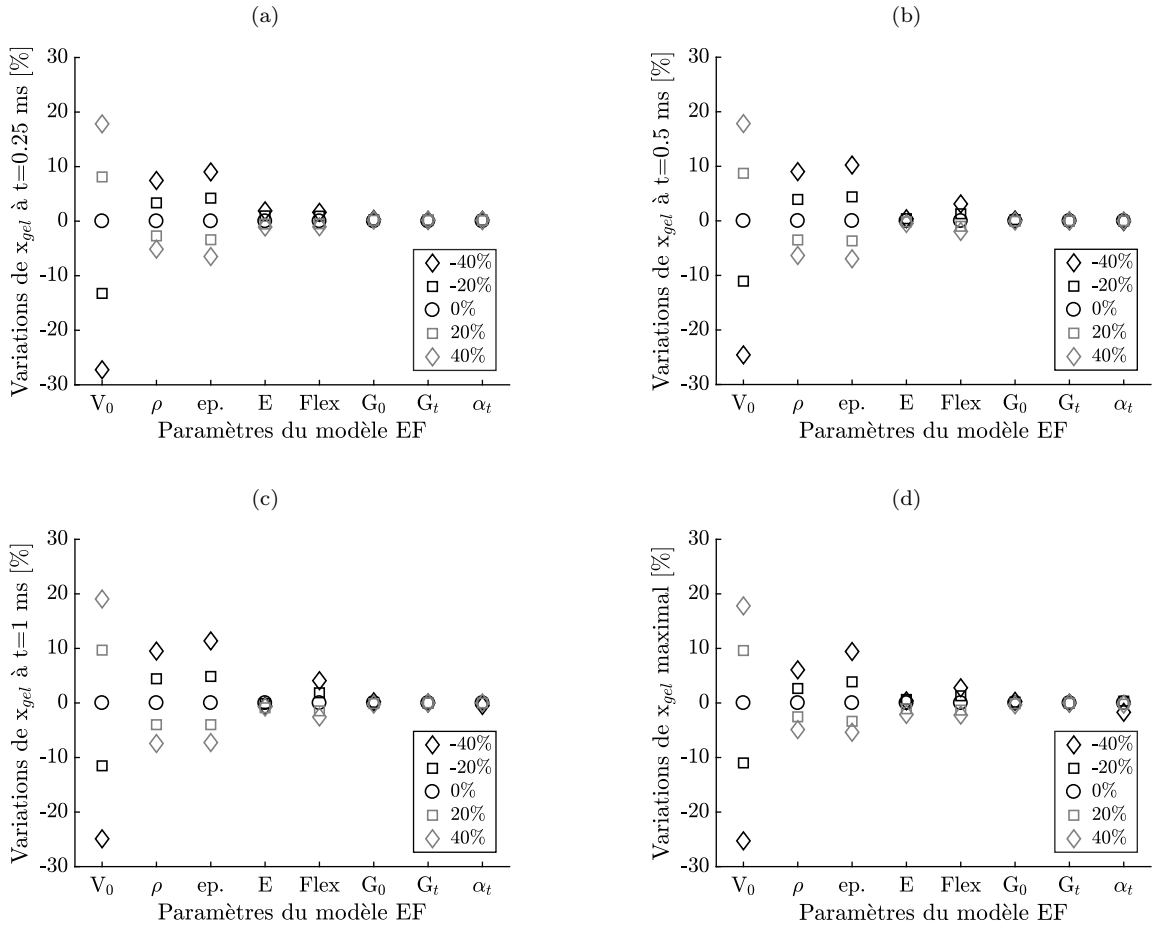


FIGURE 3.23: Étude de sensibilité des paramètres du modèle sur le déplacement du gel à différents instants. Les valeurs de ces paramètres sont variées de manière indépendante de -40 à 40 %.

Les quatre paramètres restants E, G_0, G_t et α_t ont une influence minime ($< 2.5\,\%$) sur le déplacement du gel. Ainsi, il est décidé d'étudier la sensibilité de ces quatre paramètres sur le volume d'enfoncement maximal du gel en les variant de -40 à 40 % (figure 3.24). Cette figure implique que ces paramètres peuvent être ajustés afin de corréler avec le volume mesuré expérimentalement tout en minimisant l'écart entre les déplacements expérimentaux et numériques. Le paramètre G_0 se trouve être le seul paramètre permettant une variation de 5 % du volume d'enfoncement maximal pour une diminution de 40 % de celui-ci. De plus, on remarque une meilleure distribution de la variation du volume pour les différentes valeurs du paramètre G_0 par rapport aux trois autres paramètres E, G_t

et α_t. G_0 est alors ajouté en tant que variable à optimiser dans le processus d'identification inverse. Les paramètres E, G_t et α_t sont alors fixés pour le reste de l'étude et ont respectivement pour valeurs 6000 MPa, 25 MPa et 45° issues de l'optimisation initiale sur le déplacement du gel. Ainsi, uniquement quatre paramètres du modèle EF sont utilisés pour corréler avec les mesures expérimentales de déplacement et de volume.

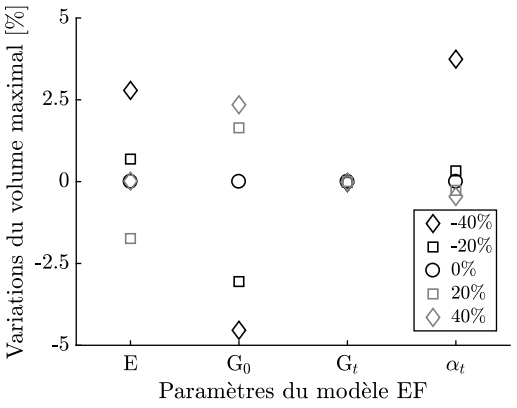


FIGURE 3.24: Étude de sensibilité des paramètres du modèle sur le volume maximal d'enfoncement du gel. Les valeurs de ces paramètres sont variées de manière indépendante de -40 à 40 %.

Une fois la procédure d'optimisation achevée, une comparaison quantitative est premièrement effectuée. La figure 3.25a souligne la capacité du modèle équivalent à reproduire fidèlement l'évolution temporelle du déplacement du gel. La figure 3.25b montre la corrélation satisfaisante entre le volume calculé numériquement et celui mesuré. L'écart entre les deux courbes peut s'expliquer par la difficulté du modèle numérique à reproduire les déplacements tangentiels obtenus expérimentalement. Le modèle équivalent proposé doit être d'une part suffisamment souple pour permettre un certain déplacement du gel dans l'axe de sollicitation et d'autre part suffisamment rigide pour obtenir un large cône d'enfoncement. Ainsi, au regard de l'approche proposée d'identification, la simulation numérique apporte des résultats très encourageants.

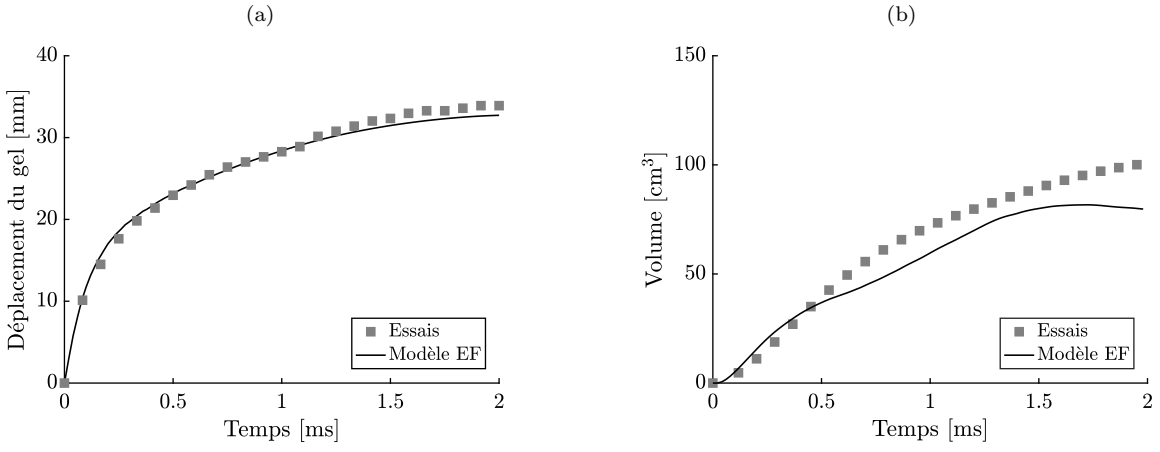


FIGURE 3.25: Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b).

Deuxièmement, on peut comparer de façon qualitative le profil 2D du déplacement maximal du gel obtenu expérimentalement et numériquement (figure 3.25). Le modèle EF est alors capable de reproduire le mode de déformation arrière du gilet pare-balles visible par imagerie ultra-rapide. Cette figure illustre également la faible distorsion des éléments du gilet pare-balles colorés en jaune et du bloc de gel causée par l'impact du projectile équivalent. On peut remarquer la présence de plis sur le modèle EF démontrant les possibilités du modèle à représenter le phénomène de blocage en cisaillement des fibres. Les différentes caractéristiques du modèle équivalent sont résumées dans le tableau 3.6. Il y figure le diamètre maximal, l'épaisseur minimale et la masse volumique du projectile équivalent rigide ainsi que les valeurs des quatre paramètres du modèle EF : V_0, ρ, *ep.* et G_0.

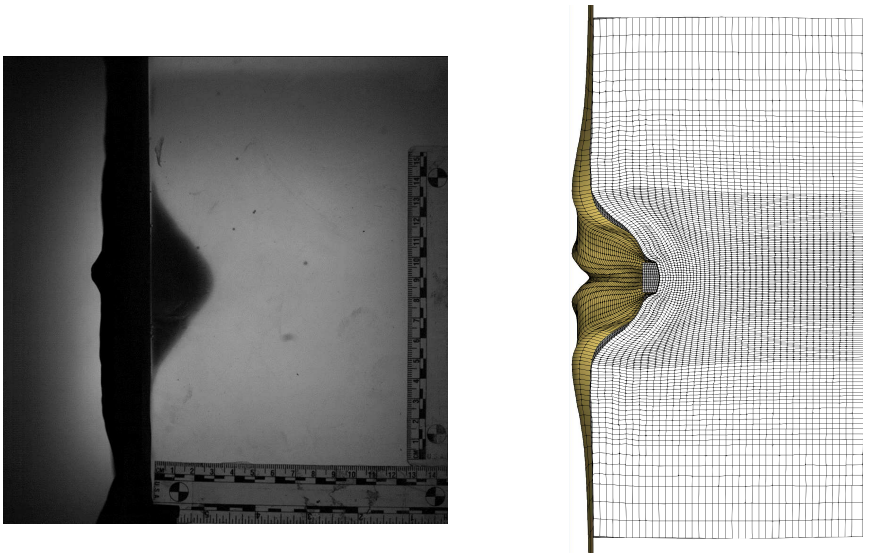


FIGURE 3.26: Cône maximal d'enfoncement du gel obtenu expérimentalement (gauche) et numériquement (droite).

TABLEAU 3.6: Valeurs caractéristiques du modèle équivalent projectile/gilet pare-balles associé à l'impact n° 1.

Dénomination	Projectile				Gilet pare-balles		
	Φ_{max} [mm]	e_{min} [mm]	ρ [kg.m^{-3}]	V_0 [m.s^{-1}]	ρ [kg.m^{-3}]	ep. [mm]	G_0 [MPa]
1	15	8	6680	172.56	920	3.37	0.101

Un exemple d'application de l'approche d'identification vient d'être exposé. La modélisation EF équivalente du couple projectile/gilet pare-balles se caractérise par un projectile rigide, une couche d'éléments coques pour le gilet pare-balles adoptant une loi hyperélastique anisotrope ainsi que quatre paramètres à optimiser. Les comparaisons quantitatives et qualitatives ont mis en exergue la capacité du modèle proposé à reproduire le cône dynamique d'enfoncement observé expérimentalement

pour une configuration d'impact donnée. À présent, plusieurs questions peuvent se poser quant à la robustesse de cette approche et à son domaine de validité. En effet, le modèle EF d'un impact et les paramètres associés restent-ils valides si l'on modifie uniquement le lieu d'impact sur le gilet pare-balles ? L'approche de modélisation peut-elle s'appliquer pour des conditions d'impact et des niveaux de protection variés ? Enfin, les paramètres du modèle EF d'un gilet pare-balles identifiés pour une configuration d'impact suffisent-ils pour corréler avec un nouvel essai expérimental où les conditions d'impact sont modifiées ? Ces différentes questions sont alors traitées dans la prochaine partie et leurs réponses permettront de valider l'approche de modélisation proposée.

3.2.3 Validation de l'approche

Conservation du modèle EF identifié et modification du lieu d'impact

En premier lieu, la robustesse de l'approche de modélisation est évaluée en modifiant le lieu d'impact sur le gilet pare-balles situé cette fois-ci à 35 mm du bord inférieur centré. Les paramètres du modèle identifiés dans la partie précédente et résumés dans le tableau 3.6 sont préservés. Les travaux menant à la reconstruction du projectile équivalent montrent les mêmes caractéristiques en termes de profil, de diamètre maximal et d'épaisseur minimale que l'essai d'impact n° 1. La modélisation EF de l'impact est retrouvée à la figure 3.17b. Au regard des essais expérimentaux répétés trois fois, la variabilité des mesures du cône dynamique d'enfoncement est du même ordre de grandeur que l'impact présenté à la partie précédente. Avant de présenter les résultats issus de la modélisation, on peut étudier l'influence du lieu d'impact sur les mesures expérimentales. On remarque à l'aide de la figure 3.27a un déplacement maximal expérimental plus élevé de 5 mm que celui de l'impact n° 1 situé en plein centre du gilet. L'impact situé à 35 mm du bord diminue logiquement la rigidité globale du matériau et explique l'écart relevé. En revanche, les volumes expérimentaux pour ces deux impacts restent identiques. Du fait de la disparité entre les déplacements horizontaux, une diminution des déplacements verticaux constatée pour l'impact situé près du bord du gilet entraine un volume équivalent avec celui situé en plein centre. Les évolutions moyennes du déplacement et du volume d'enfoncement du gel sont comparées aux données numériques. La figure 3.27a démontre une très bonne corrélation du modèle EF avec les mesures expérimentales de déplacement. Par ailleurs, la figure 3.27b montre une plus grande disparité pour la mesure du volume. Au-delà de 1 ms, le modèle EF n'est plus capable de prédire très précisément le volume mesuré. Il présente alors quelques limites dans la prédiction du volume d'enfoncement du gel dans le cas d'un lieu d'impact très proche du bord du gilet. Néanmoins, les résultats apportés par ces deux figures soulignent la robustesse satisfaisante de l'approche de modélisation équivalente de l'impact.

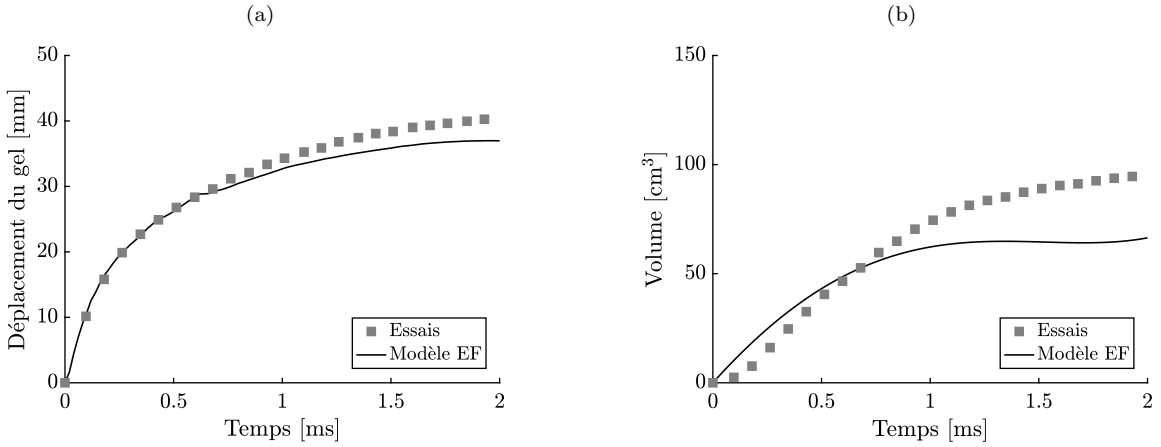


FIGURE 3.27: Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b).

Identification de modèles EF pour différents niveaux d'énergie et de protection

En second lieu, on peut poursuivre l'évaluation de la robustesse de la modélisation EF projectile / gilet pare-balles en l'appliquant pour différentes conditions d'impact et divers niveaux de protection. Le tableau 3.7 rapporte les caractéristiques des impacts n° 2 et 3 qui vont être étudiés. L'essai n° 2 diffère du test précédent par l'impact à un niveau d'énergie légèrement supérieure (520 J contre 441 J) sur un gilet pare-balles disposant d'une masse surfacique nettement supérieure (9600 g.m^{-2} contre 6100 g.m^{-2}). L'essai n° 3 est caractérisé par l'impact d'un projectile Cal. 12 Brenneke ayant une énergie cinétique de 2471 J. La procédure complète d'identification est appliquée à ces deux cas d'impact en utilisant les mesures expérimentales du déplacement et du volume pour l'optimisation des paramètres. De la même manière que précédemment, la variabilité des essais expérimentaux n° 2 et 3 est évaluée en les répétant respectivement deux et quatre fois. Les courbes moyennes présentant une faible dispersion sont alors exploitées.

TABLEAU 3.7: Données caractéristiques des conditions d'impact et des propriétés des gilets de protection lors de différents essais balistiques (* : identification des paramètres par méthodologie inverse).

Dénomination	Projectile			Gilet pare-balles		
	Type	Vitesse [m.s^{-1}]	Ener. cin. [J]	Type	Masse surf. [g.m^{-2}]	D_{min} [mm]
2*	9 mm - 7.45 g	374	520	Kevlar 310 - 80 plis	9600	110
3*	Cal. 12 - 31.5 g	396	2471	Tissu para-aramide	7300	200

La figure 3.28, associée à l'impact n° 2, présente les faibles disparités entre à la fois les données numériques du déplacement et du volume d'enfoncement du gel et les mesures expérimentales. La

figure 3.29a, associée à l'impact n° 3, illustre quant à elle, l'excellente corrélation entre le déplacement mesuré et celui obtenu numériquement. À noter que le modèle est cette fois-ci capable de reproduire fidèlement un enfoncement du gel atteignant 60 mm. La figure 3.29b souligne la difficulté du modèle à représenter le volume d'enfoncement obtenu expérimentalement. Cependant, au regard de ces deux conditions d'impact, le modèle EF peut représenter de manière très honorable les mesures relevées par l'analyse du cône dynamique d'enfoncement. Le tableau 3.8 indique les caractéristiques du projectile équivalent et l'ensemble des paramètres du modèle EF pour les configurations d'impact n° 2 et 3.

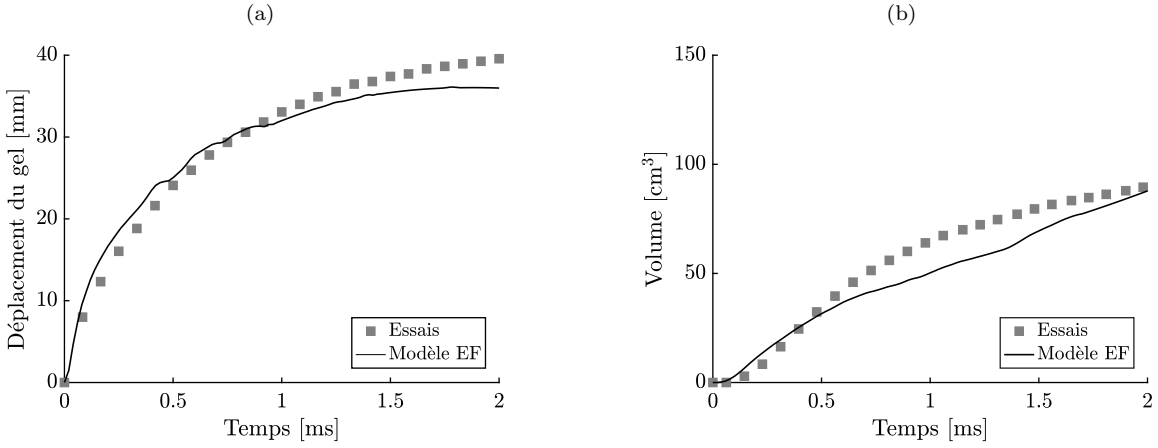


FIGURE 3.28: Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 2.

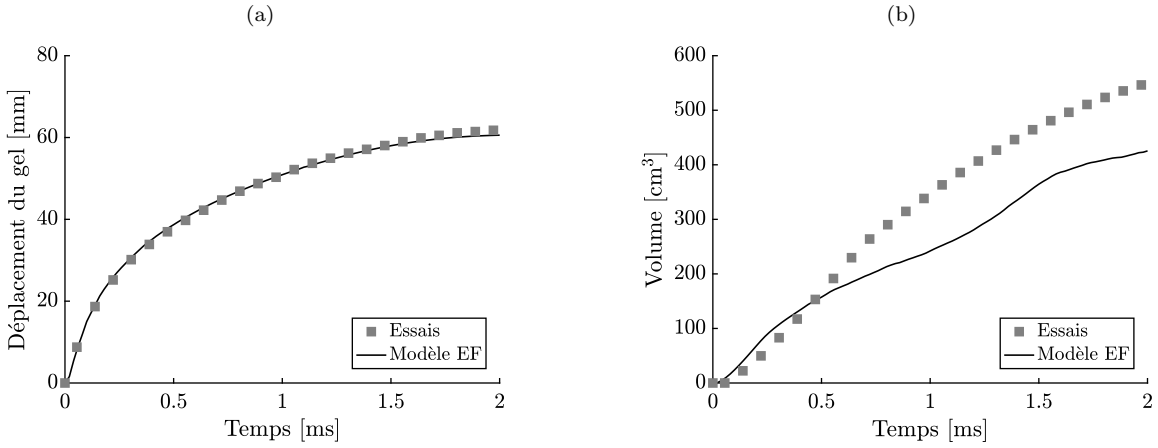


FIGURE 3.29: Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 3.

TABLEAU 3.8: Valeurs caractéristiques des modèles équivalents projectile/gilet pare-balles associées aux impacts n° 2 et 3.

Dénomination	Projectile				Gilet pare-balles		
	Φ_{max} [mm]	e_{min} [mm]	ρ [kg.m^{-3}]	V_0 [m.s^{-1}]	ρ [kg.m^{-3}]	ep. [mm]	G_0 [MPa]
2	15	7.5	6315	213.01	1052	3.24	0.99
3	25	16.8	4180	221.5	1050	4.01	3

Conservation de modèles de gilets pare-balles identifiés et modification à la fois du lieu d'impact et des conditions de tir

En troisième et dernier lieu, la robustesse de l'approche de modélisation équivalente est évaluée en deux étapes. D'une part, la procédure d'identification est appliquée à une configuration d'impact donnée. D'autre part, les paramètres du gilet pare-balles identifiés dans le cas précédent sont conservés lors de la modélisation d'un impact où le projectile et le lieu d'impact sur le gilet pare-balles diffèrent. Ainsi, dans le cadre de cette dernière modélisation, il suffit de reconstruire la géométrie du projectile équivalent, d'adapter la modélisation EF de l'impact suivant le lieu d'impact et d'identifier par méthodologie inverse la vitesse initiale V_0 du projectile. Cette procédure est appliquée à deux reprises et les conditions d'impact sont résumées par le tableau 3.9. Par exemple, on remarque pour les impacts 260-2 et 260-2b que le même gilet pare-balles est utilisé. En revanche, le projectile se différencie par à la fois la masse et la vitesse initiale. De même, la distance minimale D_{min} entre le lieu d'impact et le bord du gilet diffère pour ces deux impacts.

Les essais n° 260-2 et 287 font partie des conditions d'impact mentionnées dans la synthèse de l'étude clinique du Ministère de l'Intérieur rédigée par RIFFAULT [46]. Elles sont reproduites le plus fidèlement possible sur un bloc de gel SEBS. En effet, les projectiles et les niveaux d'énergie atteints lors des essais de 1976 ont su être répliqués lors des essais de cône dynamique d'enfoncement sur le gel. Néanmoins, les gilets pare-balles composés de multicouches de Kevlar 29 (310 g.m^{-2}) n'ont pas pu être obtenus. Pour pallier ce problème, il est choisi d'utiliser du tissu Kevlar 363 (200 g.m^{-2}) et d'ajuster le nombre de couches pour obtenir la même masse surfacique des gilets pare-balles employés lors des essais de 1976. À titre d'exemple, 16 plis de Kevlar 29 correspondent au gilet utilisé lors de l'essai originel n° 260-2. 25 plis de Kevlar 363 sont alors constitués égalant la masse surfacique du gilet précédent. Une attention particulière est également portée sur la localisation de l'impact sur le gilet pare-balles lors des essais sur un bloc de gel afin de reproduire les conditions réelles de tir sur SHPM. De ce fait, une distance D_{min} spécifique est choisie pour les impacts n° 260-2 et 287.

Tableau 3.9: Données caractéristiques des conditions d'impact et des propriétés des gilets de protection lors de différents essais balistiques (* : identification des paramètres par méthodologie inverse, ** : validation de l'approche à la fois en conservant les paramètres du modèle du gilet pare-balles identifiés lors du cas précédent et en modifiant les conditions d'impact).

	Projectile			Gilet pare-balles		
Dénomination	Type	Vitesse [$m.s^{-1}$]	Ener. cin. [J]	Type	Masse surf. [$g.m^{-2}$]	D_{min} [mm]
260-2*	9 mm - 8 g	380	578	Kevlar 363 - 25 plis	5000	60
260-2b**	.45 ACP - 14.8 g	257	487			115
287*	9 mm - 8 g	385	594	Kevlar 363 - 31 plis	6200	90
287b**	.45 ACP - 14.8 g	259	495			135

À présent, on peut s'intéresser plus spécifiquement à la répétabilité de ces deux essais et leur vraisemblance par rapport aux essais cadavériques. En effet, des comparaisons peuvent être établies sur le comportement du gilet pare-balles en termes de nombre de plis perforés et sur la géométrie des projectiles après impact. D'une part, ces deux essais sur bloc de gel sont répétés chacun quatre fois. La variabilité de l'essai n° 260-2 se caractérise par une erreur relative inférieure à 3 % pour le déplacement et à 10 % pour le volume d'enfoncement du gel. La variabilité de l'essai n° 287 est quantifiée par une erreur relative inférieure à 7 % pour le déplacement et à 15 % pour le volume d'enfoncement du gel. D'autre part, 13 et 25 % des plis ont été perforés lors des essais sur SHPM correspondant respectivement aux essais n° 260-2 et 287. Lors des essais sur bloc de gel, utilisant des gilets pare-balles de masses surfaciques équivalentes, on retrouve en moyenne 14 % des plis perforés pour les essais n° 260-2 et 13 % pour les essais 287. Bien que non illustrées ici, les géométries finales des projectiles après les essais sur SHPM et sur bloc de gel sont équivalentes. On peut ajouter également que les essais 260-2b et 287b sont répétés chacun deux fois et leur variabilité est évaluée par une erreur relative inférieure à 3 % pour le déplacement et à 9 % pour le volume d'enfoncement du gel. Ces différents résultats témoignent de la répétabilité et de la représentativité des essais expérimentaux sur bloc de gel. Par conséquent, ils peuvent être exploités pour modéliser l'impact.

Tout d'abord, la procédure d'identification est appliquée à l'impact n° 260-2. Les figures 3.30a et 3.30b illustrent respectivement les courbes expérimentales et numériques de déplacement du gel et de volume d'enfoncement. Le modèle optimisé est capable de représenter très précisément le déplacement expérimental jusqu'à 1 ms. Au-delà, des disparités sont observables. Les données numériques issues du modèle EF corrèlent de façon satisfaisante en termes de volume d'enfoncement. À partir d'1 ms, l'erreur entre le volume mesuré et celui calculé numériquement augmente.

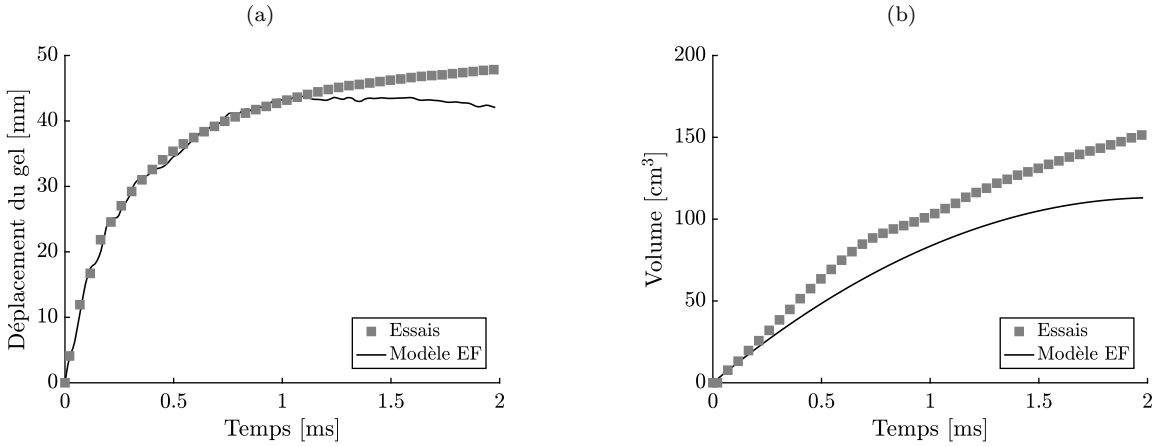


FIGURE 3.30: Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 260-2.

Les paramètres matériaux du gilet pare-balles identifiés lors du cas n° 260-2 (tableau 3.10) sont utilisés pour modéliser l'impact n° 260-2b. L'approche consiste uniquement ici à la reconstruction géométrique du projectile équivalent et à l'optimisation de la vitesse initiale V_0 de celui-ci. La figure 3.31a présente la très bonne corrélation entre les déplacements expérimentaux et numériques. La figure 3.31b souligne les faibles disparités entre le volume expérimental et numérique pour une durée inférieure à 1 ms. Au-delà, le modèle EF sous-estime le volume relevé expérimentalement. Les caractéristiques et les paramètres des modèles EF associés aux impacts n° 260-2 et 260-2b sont résumés dans le tableau 3.10.

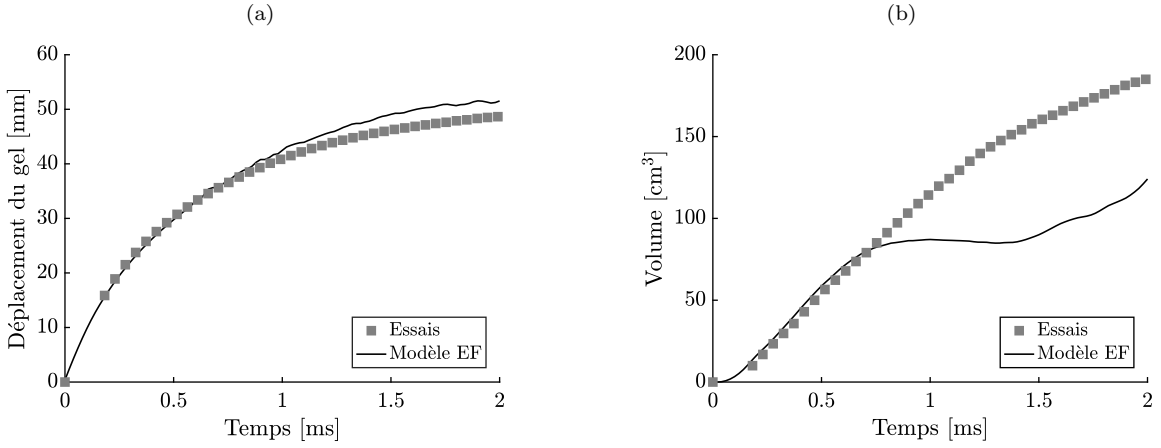


FIGURE 3.31: Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 260-2b.

Tableau 3.10: Valeurs caractéristiques des modèles équivalents projectile/gilet pare-balles associées aux impacts n° 260-2 et 260-2b.

Dénomination	Projectile				Gilet pare-balles		
	Φ_{max} [mm]	e_{min} [mm]	ρ [kg.m^{-3}]	V_0 [m.s^{-1}]	ρ [kg.m^{-3}]	ep. [mm]	G_0 [MPa]
260-2	15	7.5	7200	188.72	1105	1.09	0.105
260-2b	15	13	6852	104.9			

Cette même procédure est appliquée aux essais n° 287 et 287b permettant d'évaluer d'une manière supplémentaire la robustesse de la modélisation équivalente proposée dans ce chapitre. On retrouve alors dans un premier temps les résultats numériques associés à l'impact n° 287. Les figures 3.32a et 3.32b illustrent respectivement les courbes expérimentales et numériques de déplacement du gel et de son volume d'enfoncement. On remarque que le modèle EF admet une bonne correspondance avec les données expérimentales notamment pour une durée inférieure à 1 ms. Au-delà, le modèle équivalent sous estime légèrement le déplacement et le volume d'enfoncement mesurés.

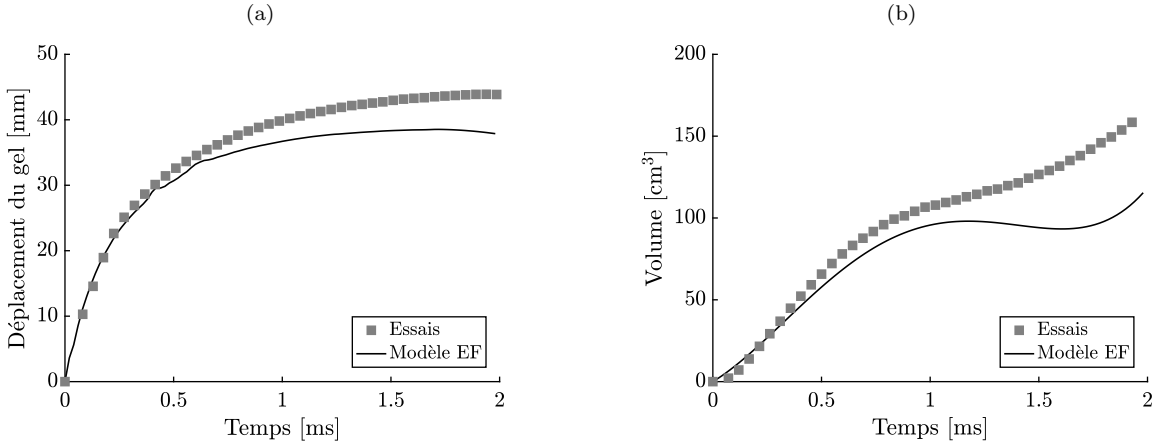


Figure 3.32: Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 287.

De la même manière que précédemment, les paramètres matériaux du gilet pare-balles, indiqués dans le tableau 3.11 sont utilisés pour modéliser l'impact n° 287b. Le projectile est modélisé en exploitant la géométrie du projectile après essai ainsi que le profil 2D du déplacement du gel. Une fois la vitesse initiale V_0 identifiée par méthode inverse, les données expérimentales et numériques relatives au déplacement et volume d'enfoncement du gel sont comparées. Par l'observation des courbes présentées aux figures 3.33a et 3.33b, on remarque que le modèle EF admet une très bonne similitude avec les mesures expérimentales du déplacement du gel (figure 3.33a). Au regard du volume d'enfoncement exposé à la figure 3.33b, le modèle numérique proposé corrèle avec la mesure expérimentale jusqu'à

une durée inférieure à 0.75 ms. Les caractéristiques et les paramètres des modèles EF associés à ces deux impacts sont résumés dans le tableau 3.11.

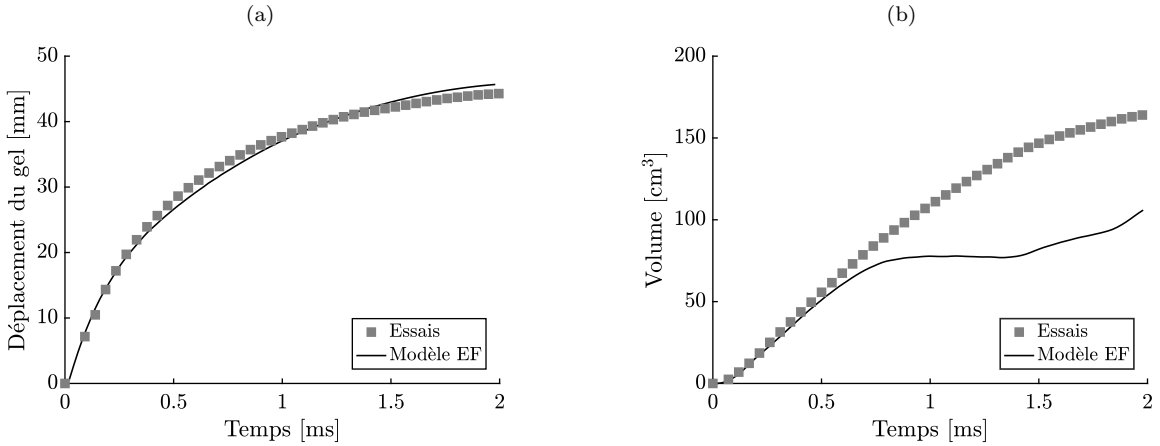


FIGURE 3.33: Courbes expérimentales et numériques associées aux évolutions temporelles de déplacement du gel (a) et de son volume d'enfoncement (b), correspondant à l'impact n° 287b.

TABLEAU 3.11: Valeurs caractéristiques des modèles équivalents projectile/gilet pare-balles associés aux impacts n° 287 et 287b.

Dénomination	Projectile				Gilet pare-balles		
	Φ_{max} [mm]	e_{min} [mm]	ρ [kg.m^{-3}]	V_0 [m.s^{-1}]	ρ [kg.m^{-3}]	ep. [mm]	G_0 [MPa]
287	15	7.5	6300	208.67	1067	2.38	0.255
287b	16	12	6376	114.8			

Les travaux présentés dans cette deuxième partie de chapitre ont permis d'évaluer la robustesse de la modélisation équivalente du couple projectile/gilet pare-balles pour divers projectiles, gammes d'énergie, niveaux de protection et lieux d'impact. Les résultats ainsi obtenus valident cette approche simplifiée de modélisation qui fonctionne assez bien dans le cadre défini de cette étude. On peut à présent conclure ce troisième chapitre fondé sur la caractérisation d'impacts balistiques non pénétrants par méthodologie inverse.

3.3 Conclusions

Le principe de méthodologie inverse est exploité pour caractériser et modéliser deux cas spécifiques d'impacts balistiques non pénétrants. Il s'agit de l'impact de projectiles à létalité réduite déformables et de l'impact de projectiles d'armes à feu sur des gilets pare-balles souples.

Premièrement, la modélisation de projectiles ALR déformables est basée sur l'application d'une méthodologie inverse exploitant l'essai d'impact sur mur de force. Les travaux débutent par la reconstruction géométrique du projectile étudié et la simulation EF de l'impact. Les données expérimentales d'effort, de diamètre maximal et d'épaisseur minimale du nez du projectile sont employées pour définir la fonction objective. La méthode de surface de réponse proposée par le logiciel HyperStudy est utilisée pour optimiser les paramètres du modèle matériau du projectile. Cette procédure est appliquée pour quatre projectiles différents associés à une vitesse d'impact donnée. Parmi ces derniers, on retrouve notamment le projectile eXact iMpact mentionné dans l'étude de cas de Kobayashi et Mellen [40]. L'analyse des mesures expérimentales participe au choix du modèle matériau utilisé pour représenter le comportement de la partie déformable des projectiles. La mesure non linéaire de l'effort et les grandes déformations du projectile observées par imagerie rapide mènent à l'emploi de modèles hyperélastiques adaptés aux matériaux en mousse ou en caoutchouc. Les comparaisons quantitatives et qualitatives soulignent la capacité du modèle à représenter fidèlement l'impact expérimental. Afin d'évaluer la robustesse de la modélisation et la possible dépendance du projectile à la vitesse de déformation, les différents modèles EF identifiés sont testés pour diverses vitesses d'impact. Les excellentes corrélations établies entre les données numériques et les mesures expérimentales permettent de valider à la fois l'approche de modélisation par méthodologie inverse et les lois de comportement identifiées.

Deuxièmement, une modélisation EF équivalente du couple projectile/gilet pare-balles est proposée afin de pallier les problèmes rencontrés lors d'une modélisation à l'échelle mésoscopique de l'impact. Elle doit proposer une certaine flexibilité permettant la modélisation de nombreuses conditions d'impact impliquant diverses gammes d'énergie et niveaux de protection ainsi que différents lieux d'impact. La modélisation équivalente proposée est caractérisée par l'utilisation d'un projectile rigide disposant d'une géométrie spécifique, un gilet pare-balles modélisé par une seule couche d'éléments coques et adoptant une loi hyperélastique anisotrope. L'identification du modèle se fait alors par l'application d'une méthodologie inverse sur l'essai du cône dynamique d'enfoncement. La modélisation du projectile repose, quant à elle, sur une reconstruction géométrique basée sur l'analyse du profil 2D du déplacement du gel et sur la géométrie du projectile réel après impact. Dans un premier temps, une procédure d'optimisation et une étude de sensibilité des paramètres ont permis de réduire le nombre de paramètres du modèle à identifier facilitant leur identification. Ces paramètres au nombre de quatre désignent la vitesse initiale du projectile, la masse volumique, l'épaisseur et le module de cisaillement initial du gilet pare-balles. Dans un second temps, la robustesse de la modélisation est évaluée pour différents lieux d'impact sur le gilet pare-balles, pour des projectiles présentant une gamme d'énergie cinétique entre 440 et 2470 J et des gilets pare-balles disposant de diverses masses surfaciques comprises entre 5000 et 9600 $g.m^{-2}$. La modélisation du gilet pare-balles est plus explicitement examinée

par l'identification de ses paramètres matériaux pour une configuration d'impact. Ces paramètres sont alors utilisés lors d'une modélisation où le projectile et le lieu d'impact sur le gilet sont modifiés. Ainsi, la comparaison avec les données expérimentales permet la validation du modèle équivalent. Parmi les essais expérimentaux présentés dans ce chapitre, on retrouve notamment deux conditions d'impact présentes dans l'étude clinique du Ministère de l'Intérieur rédigée par Riffault [46, 47]. Enfin, au regard de l'ensemble des simplifications de modélisation et des résultats présentés, l'approche proposée démontre une très bonne robustesse pour une large gamme de conditions d'impact. Plus particulièrement, le modèle est capable de corréler très précisément avec les mesures de déplacement et de volume d'enfoncement du gel sur une durée inférieure à 1 ms. Durant cette période, les niveaux de déformation du gilet pare-balles atteints lors des essais sur bloc de gel sont représentatifs de ceux pouvant être relevés lors d'un impact sur une cible plus rigide comme le thorax humain.

Les deux approches de modélisation exposées dans ce chapitre peuvent maintenant être employées pour simuler des impacts balistiques complexes sur le modèle numérique du thorax humain HUByx. En effet, parmi les rapports de cas exploitables de la littérature, les conditions d'impact spécifiques mentionnées par Kobayashi et Mellen ainsi que par Riffault sont modélisables sur HUByx. Ainsi, des fonctions de transfert peuvent être établies entre le risque lésionnel thoracique et des mesures expérimentales sur un bloc de gel SEBS par l'intermédiaire de cet outil numérique et des rapports de cas dont l'étude clinique de Bir [44]. De ce fait, la réponse à la problématique de thèse peut être développée dans le quatrième et dernier chapitre de ce mémoire.

Chapitre 4

Prédiction du risque lésionnel lors d'impacts balistiques non pénétrants

Sommaire

4.1 Description de la méthodologie à travers une approche statistique 131

4.1.1 Méthodologie développée 131

4.1.2 Données expérimentales résultant d'un essai d'impact sur bloc de gel SEBS . 132

4.1.3 Données numériques résultant d'un essai d'impact sur HUByx 132

4.2 Développement d'un outil expérimental de prédiction lésionnelle 135

4.2.1 Analyse des corrélations entre le gel SEBS et HUByx lors d'impacts sternaux 135

4.2.2 Analyse des relations entre HUByx et le risque lésionnel lors d'impacts thoraciques 143

4.2.3 Détermination du risque lésionnel à partir d'un essai sur bloc de gel 148

4.3 Fiabilité de l'outil expérimental de prédiction lésionnelle 153

4.3.1 Étude des rapports de cas de Riffault 153

4.3.2 Étude du rapport de cas de Kobayashi et Mellen 158

4.4 Conclusions 160

Ce quatrième et dernier chapitre a pour objet d'établir un outil expérimental de prédiction lésionnelle. Cet outil doit reposer uniquement sur l'analyse d'un essai d'impact sur un bloc de gel SEBS afin de rendre compte du risque lésionnel associé sur le thorax humain. Pour développer des fonctions de transfert entre les mesures expérimentales et le potentiel lésionnel, une approche statistique est proposée et fondée sur l'analyse de corrélation exploitant les données expérimentales (impact sur gel)

et numériques (impact sur HUByx) ainsi que les données provenant des rapports de cas. Le mannequin numérique HUByx est alors utilisé comme outil intermédiaire permettant le lien avec le risque lésionnel. En effet, il permet de prédire la valeur du critère lésionnel VC_{max} lors d'impacts sternaux et ainsi, d'indiquer la probabilité de fractures costales (score AIS=2-3).

Dans un premier temps, le développement de cet outil de prédiction repose sur une analyse de corrélation inter-modèles entre les mesures expérimentales et les valeurs de VC_{max} prédites par HUByx correspondantes à dix-huit impacts sternaux. Ces dix-huit conditions d'impact se répartissent en douze impacts de projectiles ALR rigides, trois impacts de projectiles ALR déformables et trois impacts de projectiles d'armes à feu sur des gilets pare-balles. La matrice de corrélation de Pearson révèle une forte corrélation entre le paramètre *Energy Transfer Parameter* (ETP_{max}) issu de l'analyse expérimentale et VC_{max}. Six conditions d'impact, indépendantes de l'analyse statistique, sont utilisées pour valider la fonction de transfert.

Dans un second temps, une analyse de corrélation intra-modèle est effectuée de manière à déterminer des relations entre les données numériques associées à l'os cortical des côtes (HUByx) et le risque lésionnel thoracique indépendamment du lieu d'impact. Une matrice de corrélation de Pearson est appliquée à dix-huit impacts sternaux et révèle une importante relation entre VC_{max} et l'énergie spécifique (E_{spec}) de l'os cortical des côtes. De plus, six conditions d'impact, indépendantes de l'analyse statistique, sont utilisées pour valider cette corrélation. L'utilisation de la relation existante entre la probabilité de fractures costales et VC_{max} permet d'introduire une nouvelle fonction de transfert indépendante du lieu d'impact entre cette probabilité lésionnelle et l'énergie spécifique.

Dans un troisième temps, la corrélation inter-modèles entre ETP_{max} et VC_{max} permet d'introduire la toute première fonction de transfert entre une mesure expérimentale (ETP_{max}) et le risque de fractures costales lors d'un impact sternal. La fonction de transfert entre la probabilité lésionnelle et E_{spec} ainsi que l'ensemble des corrélations établi entre ETP_{max} et E_{spec} pour différents lieux d'impact thoracique permettent de développer cet outil de prédiction lésionnelle. En effet, une cartographie du risque lésionnel pour quinze lieux d'impact est définie et est uniquement fonction du paramètre expérimental ETP_{max}.

L'outil de prédiction repose en amont sur l'étude clinique de Bir réalisée à l'université Wayne State [44]. La robustesse de cet outil est alors évaluée à l'aide de nouveaux rapports de cas indiquant des conditions d'impact ayant causé ou non des fractures costales. Ces rapports incluent l'étude clinique synthétisée par Riffault ainsi que l'étude de « terrain » rapportée par Kobayashi et Mellen [40, 46, 47]. Les résultats concluent à la solidité de l'outil de prédiction et également à ses limites lors de conditions d'impact spécifiques.

4.1 Description de la méthodologie à travers une approche statistique

4.1.1 Méthodologie développée

La procédure proposée pour développer un outil expérimental de prédiction lésionnelle est illustrée au moyen de la figure 4.1 [182]. Les rapports de cas provenant de la littérature sont exploités, car ils permettent d'établir le lien avec le risque lésionnel ou du moins le bilan des blessures en fonction de conditions d'impact spécifiques. Celles-ci sont appliquées sur le gel SEBS et sur le modèle numérique du thorax humain HUByx. Ce dernier permet de prédire le critère lésionnel VC_{max} et donc le risque de fractures costales lors d'impacts sternaux. Ce modèle biofidèle est alors employé en tant qu'outil intermédiaire pour déterminer des fonctions de transfert entre des mesures expérimentales (gel SEBS) et le risque lésionnel associé à un impact balistique non pénétrant. Ainsi, une approche statistique est considérée de manière à déterminer les possibles corrélations entre les mesures expérimentales et les données numériques. À noter que ces corrélations sont dépendantes du modèle numérique du thorax humain utilisé et notamment des lois de comportement adoptées. Afin d'assurer un certain degré de confiance en ces corrélations, un nombre suffisant de données statistiques est requis. Par conséquent, diverses conditions d'impacts impliquant des projectiles ALR rigides, déformables ainsi que des projectiles d'armes à feu et des gilets pare-balles sont reproduites sur le gel SEBS et HUByx.

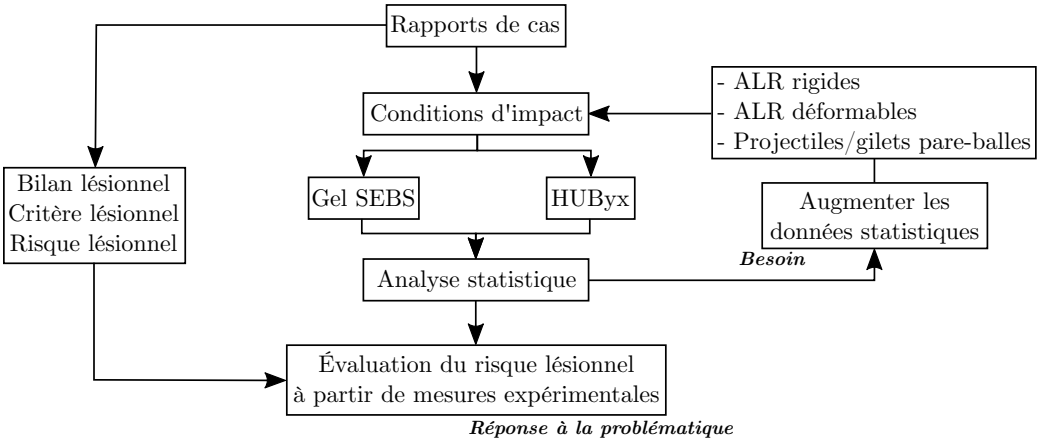


FIGURE 4.1: Représentation de la méthodologie développée pour répondre à la problématique de thèse.

On peut illustrer ce besoin en données statistiques par l'application des rapports de cas de BIR [44]. Ils correspondent à trois conditions d'impact imposées au sternum de sujets cadavériques. En reproduisant ces conditions sur un bloc de gel SEBS et sur le sternum d'HUByx, trois lots de mesures expérimentales et trois valeurs du critère lésionnel VC_{max} sont disponibles pour l'analyse de corrélation. Il est évident que trois points sont insuffisants pour établir la représentativité et la significativité

d'une corrélation. Enrichir la base de données statistique par l'ajout de conditions d'impact est alors requis.

La suite de ce chapitre est dédiée à la présentation des données expérimentales et numériques exploitées pour l'analyse statistique permettant l'établissement de fonctions de transfert.

4.1.2 Données expérimentales résultant d'un essai d'impact sur bloc de gel SEBS

Chaque condition d'impact étudiée est répétée un certain nombre de fois sur le bloc de gel SEBS afin d'assurer la répétabilité des essais et de quantifier la dispersion des mesures expérimentales. Parmi celles-ci, on retrouve, à partir de l'analyse du cône dynamique d'enfoncement, les évolutions temporelles du déplacement du gel ($x(t)$), de l'*Energy Transfer Parameter* ($ETP(t)$), du volume d'enfoncement ($VOL(t)$) ainsi que le débit volumique ($VGR(t)$). Les valeurs maximales de ces quatre mesures sont déduites pour chaque essai (x_{max}, ETP_{max}, VOL_{max} et VGR_{max}). Leur valeur moyenne est extraite pour l'analyse de corrélation.

On peut ajouter dans l'analyse statistique les données physiques du projectile pour chaque essai. Elles désignent quatre grandeurs : la masse et la vitesse initiale du projectile ainsi que sa quantité de mouvement et son énergie cinétique. Plus précisément, la moyenne des vitesses mesurées est exploitée ainsi que les moyennes de quantité de mouvement et d'énergie cinétique. La variation de masse entre un même type de projectile est supposée nulle. Huit mesures expérimentales sont alors disponibles après chaque essai sur le bloc de gel SEBS pour établir des corrélations directes avec les données numériques relevées sur HUByx.

4.1.3 Données numériques résultant d'un essai d'impact sur HUByx

Les impacts expérimentaux sont modélisés sur HUByx de manière à respecter les conditions d'impact spécifiées dans la littérature. La simulation de chargements complexes sur HUByx avec le solveur Radioss tels que l'impact de projectiles ALR déformables ou l'impact de projectiles d'armes sur un gilet pare-balles exploitent les modèles numériques identifiés dans le chapitre précédent. Plus précisément, les lois de comportement et la discrétisation du maillage employées pour l'identification des paramètres sont fidèlement employées lors de la simulation d'impact sur HUByx (figure 4.2). Ceci est particulièrement visible à la figure 4.2b, où la discrétisation du maillage d'un modèle équivalent au gilet pare-balles présente à la figure 3.17 est identique à celle sur la modélisation d'impact sur le mannequin numérique. La différence de discrétisation du maillage entre le chargement et la peau d'HUByx (figure 4.2) est prise en compte en dualisant l'interface de contact de type surface-surface

(maitre/esclave, esclave/maitre). De cette manière, l'interpénétration des éléments autour de la zone de contact est évitée. Une seule interface de contact est en revanche utilisée lors de la simulation d'impacts de projectiles ALR rigides sur HUByx.

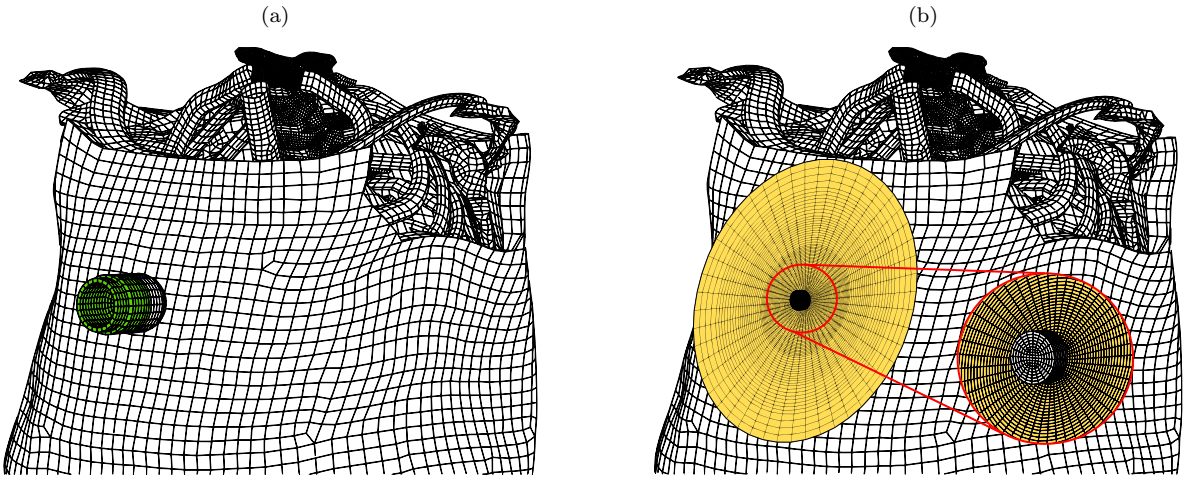


FIGURE 4.2: Modélisation EF d'un impact balistique non pénétrant sur le sternum d'HUByx causé par un projectile ALR déformable (a) et un projectile d'armes à feu déformant un gilet pare-balles (b).

L'orientation des impacts balistiques correspondant aux rapports de cas de BIR est illustrée au moyen de la figure 4.3a. L'impact situé au milieu du sternum est orienté normalement à l'axe vertical (Z) du modèle HUByx. De manière générale, l'ensemble des impacts balistiques présenté dans la suite de chapitre est dirigé suivant l'axe X. Indépendamment des conditions d'impact des rapports de cas reproduites sur HUByx, l'influence du lieu d'impact sur le risque lésionnel est étudiée en inclinant le projectile de manière normale au profil de la cage thoracique au lieu d'impact considéré (figure 4.3b).

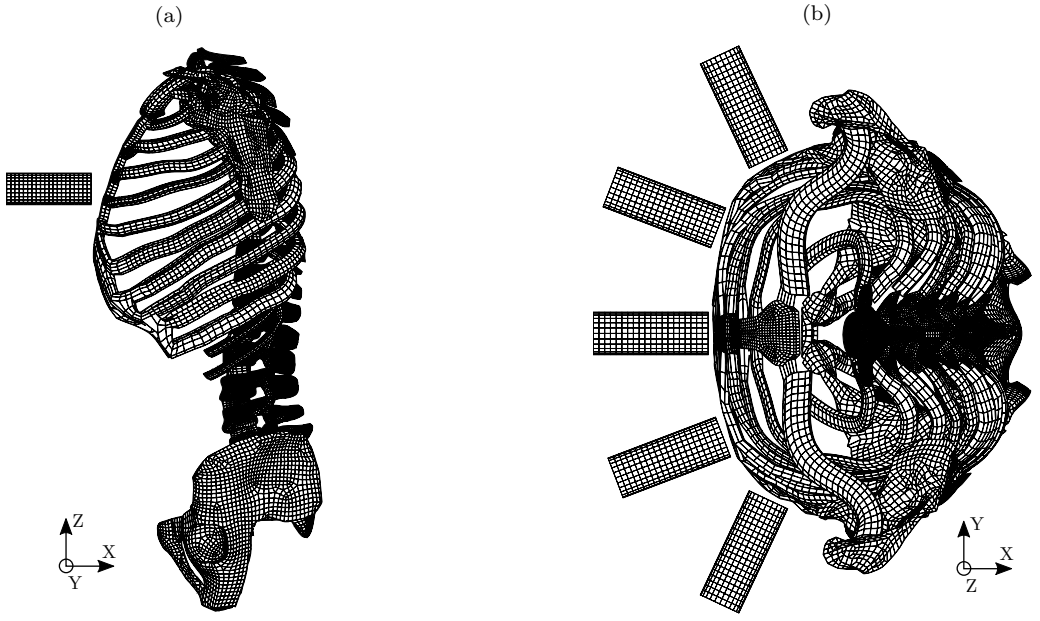


FIGURE 4.3: Représentation de l'orientation des impacts balistiques sur HUByx suivant l'axe Y (a) et l'axe Z (b).

Après chaque simulation d'impact sur une période maximale de 10 ms, de nombreuses données sont analysées à l'aide des logiciels HyperGraph et HyperView. On retrouve notamment l'évolution du déplacement du sternum déterminée à une fréquence d'échantillonnage de 500 kHz. Ce déplacement est utilisé pour calculer la valeur du critère lésionnel VC_{max}. Ensuite, l'impact est visualisé à une fréquence d'échantillonnage de 50 kHz avec le logiciel HyperView. Au regard de l'étude des fractures costales, la valeur maximale des champs moyens des contraintes de VON MISES (σ_{vM}), des déformations plastiques équivalentes (ε_{pl}) et d'énergie spécifique (E_{spec}) de l'os cortical des côtes sont relevées. À titre d'exemple, une moyenne simple est appliquée au champ d'énergie cinétique de l'os cortical des côtes lors d'un impact sur le sternum d'HUByx (figure 4.4). Cette même méthode peut être appliquée pour relever la valeur maximale des champs de pression et de déformation des organes internes tels que le cœur et les poumons.

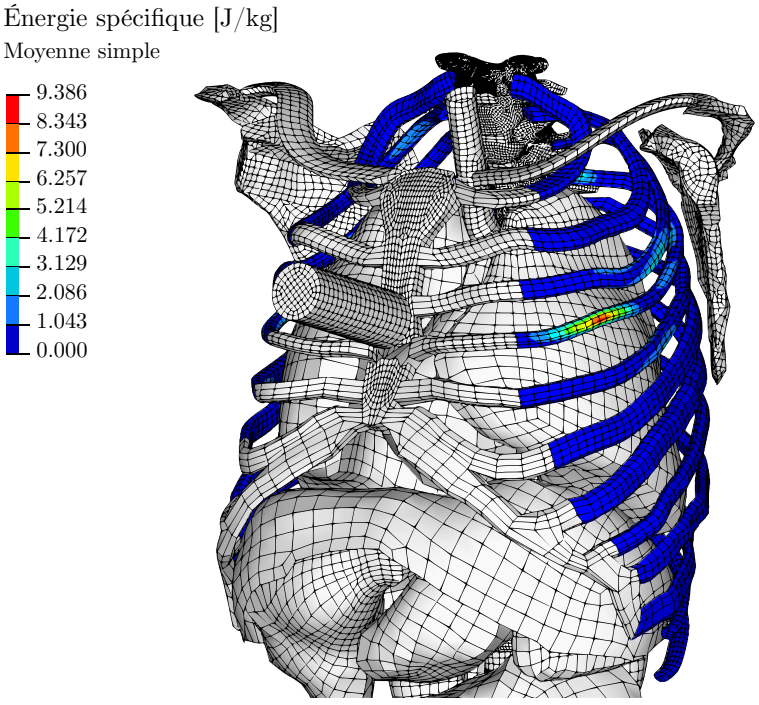


FIGURE 4.4: Représentation du champ d'énergie spécifique de l'os cortical des côtes lors d'un impact sur le sternum d'HUByx.

À présent, ces mesures expérimentales et ces données numériques peuvent être exploitées pour le développement d'un outil de prédiction lésionnelle appliqué au risque de fractures costales.

4.2 Développement d'un outil expérimental de prédiction lésionnelle

4.2.1 Analyse des corrélations entre le gel SEBS et HUByx lors d'impacts sternaux

La mise au point de cet outil de prédiction lésionnelle débute par l'analyse des corrélations entre les paramètres expérimentaux et le critère lésionnel VC_{max} déterminé sur le mannequin numérique HUByx. Pour rappel, ce critère permet de déduire le risque de fractures costales lors d'un impact non pénétrant situé au milieu du sternum.

Cette analyse statistique repose sur dix-huit conditions d'impact reproduites à la fois sur un bloc de gel SEBS et sur le milieu du sternum d'HUByx. L'influence du type d'impact est considérée à travers douze impacts de projectiles ALR rigides, trois impacts de projectiles ALR déformables ainsi que trois impacts de projectiles d'armes à feu sur des gilets pare-balles. L'étude expérimentale implique l'évaluation de la répétabilité des essais d'impact sur un bloc de gel SEBS. La moyenne et l'écart-type de chaque mesure expérimentale sont ainsi déterminés pour chaque essai. Le tableau 4.1 rapporte les caractéristiques des douze conditions d'impact de projectiles ALR rigides reproduites expérimentalement ainsi que les mesures moyennes des paramètres expérimentaux tels que la vitesse initiale du projectile, le déplacement maximal du gel etc. Les écarts-types sont indiqués en indice dans le tableau 4.1. À titre d'exemple, la condition d'impact du projectile cylindrique rigide dénommé Bir-A de masse 140 g pour une vitesse moyenne d'impact de 20 m.s^{-1} présente un écart-type de 0.4 m.s^{-1}. Cette condition ainsi que les impacts Bir-B et Bir-C représentent les trois conditions d'impact mentionnées dans l'étude clinique de Bir. Les projectiles nommés Hem30 et Hem60 désignent des projectiles hémisphériques de diamètre 40 mm de masses respectives 30 et 60 g. Ces douze impacts couvrent une gamme d'énergie cinétique de 10 à 252 J.

De la même manière, le tableau 4.2 résume les conditions d'impact et les mesures expérimentales correspondantes à trois projectiles ALR déformables et trois projectiles d'armes à feu sur des gilets pare-balles souples.

À partir des vitesses d'impact moyennes, des chargements complexes présentés au tableau 4.2 et des modèles identifiés grâce à la procédure exposée au troisième chapitre, ces dix-huit conditions d'impact sont simulées sur le sternum d'HUByx et la valeur du critère lésionnel VC_{max} en est déduite pour chacune d'entre elles (tableaux 4.1 et 4.2).

Tableau 4.1: Description des conditions d'impact de projectiles ALR rigides sur un bloc de gel SEBS et sur le sternum d'HUByx. Les moyennes et les écarts-types (en indice) des paramètres expérimentaux sont indiqués pour chaque condition ainsi que la valeur numérique de VC_{max}.
(_ : nombre d'essais insuffisant pour le calcul de l'écart-type)

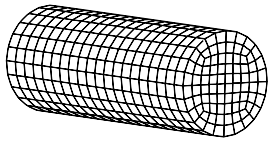
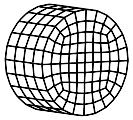
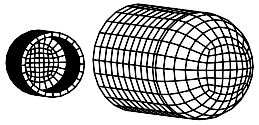
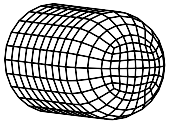
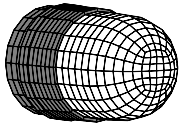
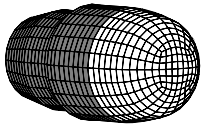
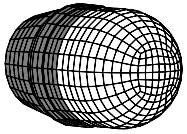
Conditions d'impact - projectile						Gel SEBS				HUByx
Description	Dénomination	Masse [g]	Vitesse [m.s^{-1}]	Q^{tité} de mouv. [kg.m.s^{-1}]	Éner. cin [J]	x_{max} [mm]	ETP_{max} [m.s^{-1}]	VOL_{max} [cm^3]	VGR [cm^3.ms^{-1}]	VC_{max} [m.s^{-1}]
	Bir-A	140	12 $_{0.1}$	1.7 $_{0.0}$	10.1 $_{0.3}$	32.8 $_{0.3}$	1.3 $_{0.0}$	60.7 $_{2.3}$	18 $_{3.7}$	0.13
			20 $_{0.4}$	2.8 $_{0.0}$	28 $_{1.1}$	50.5 $_{0.5}$	2.3 $_{0.0}$	145 $_{22.6}$	50 $_{5.3}$	0.36
	Bir-B		30 $_{0.5}$	4.2 $_{0.1}$	63 $_{2.3}$	75.2 $_{1.9}$	6.5 $_{0.4}$	213.7 $_{10.4}$	67 $_{4.0}$	0.92
			40 $_{1.2}$	5.6 $_{0.16}$	112 $_{6.5}$	105 $_{0.5}$	11 $_{0.3}$	243 $_{6.3}$	64 $_{2.4}$	1.44
			50 $_{0.6}$	7 $_{0.08}$	175 $_{4.2}$	122 $_{1.2}$	14.9 $_{0.2}$	421.3 $_{27.4}$	162 $_{19.5}$	2.04
			60 $_{0.6}$	8.4 $_{0.1}$	252 $_{4.8}$	135 $_{1.6}$	19 $_{0.7}$	394 $_{41.9}$	127 $_{11.2}$	2.6
	Bir-C	30	60 $_{1.1}$	1.8 $_{0.0}$	54 $_{2.1}$	55 $_{1.28}$	6.3 $_{0.3}$	117 $_{7.5}$	91 $_{8.6}$	0.57
	Hem30	30	52 $_{2.4}$	1.6 $_{0.0}$	40.56 $_{3.7}$	55 $_{2.5}$	5.7 $_{0.3}$	90 $_{6.5}$	72 $_{3.9}$	0.45
			80 $_{1.7}$	2.4 $_{0.1}$	96 $_{4.6}$	82 $_{1.3}$	13.4 $_{0.6}$	160 $_{6.7}$	124 $_{3.2}$	1.4
	Hem60	60	18 _	1.08 _	9.72 _	33.6 _	2.9 _	33 _	31 _	0.15
			22 _	1.3 _	14.5 _	38.3 _	3.1 _	66 _	43 _	0.21
			45 $_{1.7}$	2.7 $_{0.1}$	60.7 $_{4.6}$	77 $_{1.9}$	8 $_{0.5}$	134 $_{0.6}$	54 $_{3.2}$	0.94

TABLEAU 4.2: Description des conditions d'impact de projectiles ALR déformables et de projectiles/gilets pare-balles sur un bloc de gel SEBS et sur le sternum d'HUByx. Les moyennes et les écarts-types (en indice) des paramètres expérimentaux sont indiqués pour chaque condition ainsi que la valeur numérique de VC_{max}.
(_ : nombre d'essais insuffisant pour le calcul de l'écart-type)

Conditions d'impact - projectile						Gel SEBS				HUByx
Description	Dénomination	Masse [g]	Vitesse [$m.s^{-1}$]	$Q^{tité}$ de mouv. [$kg.m.s^{-1}$]	Éner. cin [J]	x_{max} [mm]	ETP_{max} [$m.s^{-1}$]	VOL_{max} [cm^3]	VGR_{max} [$cm^3.ms^{-1}$]	VC_{max} [$m.s^{-1}$]
	CTS4557	60	77.6 _	4.7 _	180.6 _	95 _	12.2 _	334 _	170 _	2.2
	ALX2015	62	76.3 _	4.7 _	180.5 _	105 _	15.6 _	250 _	140 _	2.36
	eXact iMpact	30	95 $_{0.6}$	2.8 $_{0.0}$	135 $_{1.6}$	70.9 $_{1.5}$	8.1 $_{0.5}$	213.8 $_{15.6}$	165.4 $_{9.8}$	1.59
9 mm / tissu para-aramide	1	8	332 $_{3.8}$	2.7 $_{0.0}$	441 $_{10.0}$	34.2 $_{1.2}$	3.4 $_{0.3}$	103 $_{12.5}$	93 $_{13.7}$	0.44
9 mm / Kevlar 310	2	7.45	374 $_{0.7}$	2.8 $_{0.0}$	520 $_{2.0}$	40.2 $_{4.3}$	3.6 $_{0.1}$	92.3 $_{4.6}$	108 $_{7.2}$	0.6
Cal. 12 / tissu para-aramide	3	31.5	396 $_{3.7}$	12.5 $_{0.1}$	2471 $_{46.0}$	62.4 $_{2.6}$	11.3 $_{0.3}$	565.9 $_{72.8}$	461 $_{40.5}$	2.2

Ces dix-huit jeux de données sont utilisés pour calculer une matrice de corrélation de PEARSON entre les différentes variables étudiées. Le logiciel MATLAB est employé pour déterminer cette matrice présentée au tableau 4.3 (*Descriptive Statistics Toolbox* - MathWorks). Les coefficients de corrélation linéaire R sont indiqués entre chaque variable ainsi que le degré de significativité de la corrélation avec la *p - value*.

Le coefficient R compris entre -1 et 1 permet de quantifier le degré de dépendance linéaire entre deux variables X et Y. Une valeur de 1 signifie qu'une équation linéaire croissante décrit parfaitement la relation entre X et Y. En revanche, une valeur de 0 pour R indique qu'il n'y pas de relation linéaire entre les variables étudiées. Cependant, le coefficient de corrélation R ne suffit pas à assurer la confiance dans la corrélation linéaire établie. En effet, R ne considère pas le nombre d'échantillons ou d'observations. La valeur de R est alors associée à la *p - value* mesurant la significativité statistique de la corrélation.

La *p - value* peut être définie comme la probabilité d'un résultat statistique donné sous l'hypothèse nulle (H_0). Le résultat statistique désigne dans le cas présent la valeur du coefficient R et H_0 l'hypothèse que les deux variables étudiées n'admettent pas de corrélation linéaire ($R = 0$). Plus généralement, la *p - value* est comparée au risque de première espèce (*alpha - risk*) défini comme la probabilité de rejeter à tort H_0. Un seuil de 5 % est traditionnellement défini pour *alpha - risk*, bien que des valeurs plus conservatives peuvent être choisies comme 1 ou 0.5 %. Si la *p - value* déterminée entre deux variables est inférieure au seuil fixé *alpha - risk*, l'hypothèse nulle H_0 peut être rejetée en faveur de l'hypothèse alternative H_1 ($R \neq 0$). La corrélation est alors déclarée statistiquement significative au seuil *alpha - risk*.

Outre les relations entre les variables 1 à 8, on peut s'intéresser plus particulièrement aux niveaux de corrélation entre les variables expérimentales et le critère lésionnel VC_{max}. Ils sont résumés à la dernière ligne indiquant les corrélations entre la variable 9 (VC_{max}) et les huit variables expérimentales (1 à 8). On remarque que seule la variable expérimentale ETP_{max} présente un très haut degré de corrélation avec la variable VC_{max}, où R est égal à 0.939 et la *p - value* est inférieure à 0.005. Cette matrice souligne également les faibles corrélations entre la variable VC_{max} et les variables d'énergie cinétique et de déplacement maximal dans le gel (x_{max}). Cela s'explique par le fait que l'énergie cinétique du projectile n'est pas dissipée de la même manière selon le type d'impact. En effet, au regard d'un projectile ALR déformable, cette énergie est dissipée par à la fois la déformation du projectile et la déformation du thorax humain. Au même titre que l'impact impliquant un projectile d'arme à feu et un gilet de protection, l'énergie cinétique est dissipée par les déformations du gilet et du thorax.

Ainsi, on note par le biais du tableau 4.2 que l'impact du projectile CTS4557 disposant d'une énergie cinétique de 181 J a induit la même valeur de VC_{max} que l'impact d'un projectile Cal. 12 Brenneke sur un gilet pare-balles présentant une énergie cinétique de 2471 J. Ce phénomène s'applique également au déplacement maximal dans le gel, où deux impacts entrainant deux déplacements maximaux quasi-identiques dans le gel (Hem60 - 22 m.s^{-1} et impact n° 2) occasionnent deux valeurs de VC_{max} bien distinctes (0.21 contre 0.6 respectivement).

Ces résultats montrent que la vitesse de déplacement du gel doit être prise en compte afin d'établir une forte corrélation avec VC_{max}. La variable expérimentale ETP_{max} reste donc la seule à considérer cette vitesse de déplacement du gel de par son mode de calcul. De plus, sa formule mathématique est équivalente à celle utilisée pour le calcul de VC_{max}, où elle est appliquée soit au déplacement du gel, soit au déplacement du sternum. Ceci justifie ainsi la valeur élevée du coefficient de corrélation entre ces deux variables.

Bien que la valeur du coefficient de corrélation entre ETP_{max} et VC_{max} indique un haut degré de linéarité entre ces deux variables, peut-on trouver des modèles mathématiques à deux paramètres maximaux et strictement croissants dans le domaine de définition permettant d'améliorer la description de cette relation ?

Tableau 4.3: Matrice de corrélation de Pearson et détermination du degré de significativité.
N : nombre d'observations et p : *p - value*

Source des données	Variables	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.
Projectile	1. Masse								
	2. Vitesse	-0.576*							
	3. Q^{tité} de mouv.	0.228	0.397						
	4. Éner. cin.	-0.282	0.758***	0.757***					
Gel SEBS	5. x_{max}	0.314	-0.170	0.488*	0.010				
	6. ETP_{max}	0.184	-0.048	0.660**	0.176	0.723***			
	7. VOL_{max}	0.061	0.488*	0.861***	0.653***	0.487*	0.608**		
	8. VGR_{max}	-0.275	0.618**	0.820***	0.905***	0.280	0.461	0.761***	
HUByx	9. VC_{max}	0.141	0.116	0.775***	0.358	0.667**	0.939***	0.730***	0.640**

Note : $^{*}p < 0.05$,$^{**}p < 0.01$,$^{***}p < 0.005$, N = 18.

Deux modèles mathématiques sont ainsi choisis : la fonction polynomiale de degré deux ($f(x) = ax^2 + bx$) et la fonction puissance ($f(x) = ax^b$). En choisissant ces modèles, on impose une contrainte physique telle que $f(0) = 0$. Ainsi une valeur nulle expérimentale doit correspondre à une valeur nulle de VC_{max}. Enfin, la valeur du coefficient de détermination R^2 permet de désigner le modèle mathématique à adopter pour établir une fonction de transfert entre un paramètre expérimental et VC_{max}.

La figure 4.5a présente les dix-huit valeurs de ETP_{max} en fonction de VC_{max} correspondantes aux différentes conditions d'impact rapportées dans les tableaux 4.1 et 4.2. Une loi puissance est utilisée comme modèle d'ajustement et un coefficient R^2 de 0.882 atteste sa solidité. Cette figure indique également l'intervalle de confiance à 95 % associé au modèle ajusté.

À titre d'illustration, la figure 4.5b expose les dix-huit valeurs de x_{max} en fonction de VC_{max}. Une loi puissance est également utilisée comme modèle d'ajustement et un coefficient R^2 de 0.752 est déterminé. On peut constater l'influence du type d'impact sur la relation entre x_{max} et VC_{max}. Par exemple, une valeur de VC_{max} comprise entre 2 et 2.2 m.s^{-1} reflète un large intervalle de déplacement maximal compris entre 60 et 120 mm. Il est ainsi mis en exergue le fait que cette mesure expérimentale ne peut être utilisée pour établir une corrélation robuste avec VC_{max}.

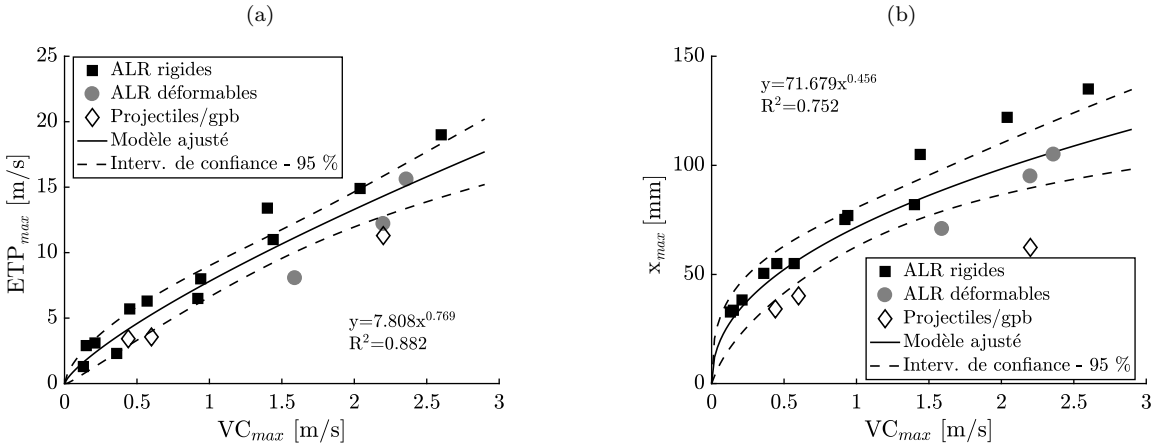
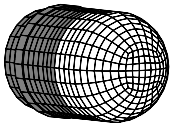
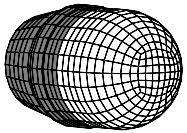


FIGURE 4.5: Données expérimentales et modèles d'ajustement associés aux paramètres expérimentaux ETP_{max} (a) et x (b) en fonction de VC_{max}.

À présent, le modèle d'ajustement identifié entre ETP_{max} et VC_{max} peut être validé en ajoutant six conditions d'impact indépendantes de l'analyse de corrélation. Elles correspondent à trois impacts de projectile ALR déformables et trois impacts de projectiles d'armes à feu sur des gilets pare-balles. Le tableau 4.4 résume ces conditions d'impact, les mesures expérimentales et les valeurs de VC_{max} correspondantes.

TABLEAU 4.4: Description des conditions d'impact de projectiles ALR déformables et de projectiles/gilets pare-balles sur un bloc de gel SEBS et sur le sternum d'HUByx. Les moyennes et les écarts-types (en indice) des paramètres expérimentaux sont indiqués pour chaque condition ainsi que la valeur numérique de VC_{max}.
(_ : nombre d'essais insuffisant pour le calcul de l'écart-type)

Conditions d'impact - projectile						Gel SEBS				HUByx
Description	Dénomination	Masse [g]	Vitesse [$m.s^{-1}$]	$Q^{tité}$ de mouv. [$kg.m.s^{-1}$]	Éner. cin [J]	x_{max} [mm]	ETP_{max} [$m.s^{-1}$]	VOL_{max} [cm^3]	VGR_{max} [$cm^3.ms^{-1}$]	VC_{max} [$m.s^{-1}$]
	BT	32	105.3 _	3.4 _	177.4 _	78.5 _	11 _	288.5 _	190 _	1.8
	eXact iMpact	30	45.5 $_{0.7}$ 67.6 $_{0.2}$	1.4 $_{0.0}$ 2.0 $_{0.0}$	31.0 $_{0.9}$ 68.5 $_{0.5}$	34.7 $_{0.2}$ 52.4 $_{0.6}$	4.2 $_{0.1}$ 6.0 $_{0.1}$	52.0 $_{2.1}$ 115.7 $_{5.5}$	57.6 $_{2.4}$ 86.3 $_{2.6}$	0.44 0.94
9 mm / Kevlar 363	260-2	8	380 $_{4.8}$	3.04 $_{0.0}$	578 $_{14.7}$	46.99 $_{1.49}$	8.3 $_{1.4}$	173.7 $_{19.7}$	149.3 $_{4.9}$	1.14
.45 ACP / Kevlar 363	260-2b	14.8	257 $_{4.7}$	3.8 $_{0.1}$	487 $_{17.9}$	49.6 $_{0.1}$	6.1 $_{0.8}$	184.4 $_{7.3}$	143.6 $_{11.6}$	0.89
Cal. 12 / Kevlar 363	264-2	31.5	386 $_{2.3}$	12.2 $_{0.1}$	2346 $_{27.7}$	85.8 $_{13.1}$	19.8 $_{7.4}$	979 $_{289.9}$	639 $_{13.4}$	2.87

La figure 4.6 représente les dix-huit données préalables utilisées pour la détermination du modèle d'ajustement ainsi que les six nouvelles données entre le paramètre expérimental ETP_{max} et le paramètre numérique VC_{max}. Cette figure témoigne de la robustesse de cette fonction de transfert à partir de vingt-quatre points.

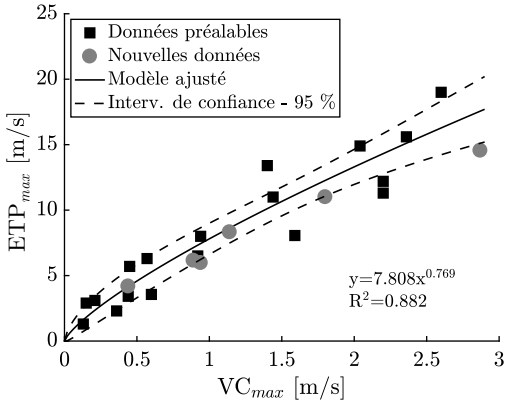


FIGURE 4.6: Données expérimentales et modèle d'ajustement associés au paramètre expérimental ETP_{max} en fonction de VC_{max}.

Le critère lésionnel VC_{max} évalué par HUByx est uniquement exploitable lors d'un impact situé au milieu du sternum. Ainsi, la fonction de transfert établie dans cette partie est limitée à ce lieu d'impact. Afin d'établir des relations indépendantes du lieu d'impact, la prochaine partie de ce chapitre se consacre à l'analyse des simulations d'impacts sur le mannequin numérique HUByx.

4.2.2 Analyse des relations entre HUByx et le risque lésionnel lors d'impacts thoraciques

Le modèle HUByx est capable de prédire la valeur de VC_{max} et d'en déduire au moyen de l'étude clinique de BIR le risque d'un score AIS égal à deux ou trois associé aux fractures costales (figure 4.7) [45]. Cependant, cette courbe de risque est seulement valable lors d'impacts situés au milieu du sternum. L'objectif est donc d'exploiter HUByx pour s'affranchir de cette limitation et définir une fonction de transfert entre un paramètre numérique discriminant et le risque de fractures costales indépendamment du lieu d'impact sur le thorax. Pour ce faire, une analyse de corrélation intra-modèle est entreprise. Les paramètres concernés sont donc VC_{max} ainsi que la contrainte de VON MISES (σ_{vM}), la déformation plastique (ε_{pl}) et l'énergie spécifique (E_{spec}) de l'os cortical des côtes déterminés lors d'un impact sur HUByx. Le choix de s'intéresser à l'os cortical se justifie par le fait qu'ils gouvernent le comportement et la rupture des côtes.

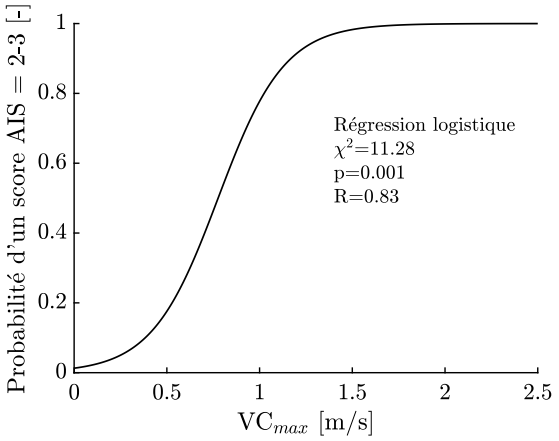


FIGURE 4.7: Courbe de probabilité lésionnelle obtenue à partir d'une analyse de régression logistique en fonction du critère lésionnel VC_{max} [45].

Les dix-huit conditions d'impact décrites précédemment sont simulées sur le milieu du sternum d'HUByx. Le tableau 4.6 récapitule les résultats obtenus pour VC_{max}, σ_{vM}, ε_{pl} et E_{spec} correspondant à chaque impact. Il s'en suit le calcul de la matrice de corrélation de PEARSON associée à ces quatre paramètres (tableau 4.5).

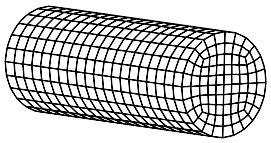
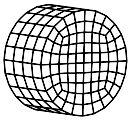
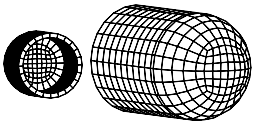
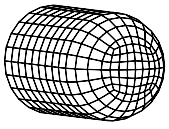
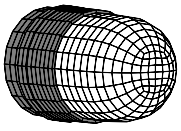
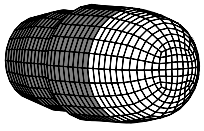
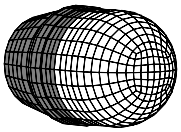
TABLEAU 4.5: Matrice de corrélation de PEARSON et détermination du degré de significativité. N : nombre d'observations et p : p - *value*

Source des données	Variables	1.	2.	3.
HUByx	1. VC_{max}			
	2. σ_{vM}	0.839^{***}		
	3. ε_{pl}	0.756^{***}	0.603^{**}	
	4. E_{spec}	0.950^{***}	0.820^{***}	0.874^{***}

Note : $^{*}p < 0.05, ^{**}p < 0.01, ^{***}p < 0.005$, N = 18.

Les coefficients de corrélation linéaire R sont indiqués entre chaque variable ainsi que le degré de significativité de la corrélation avec la p - *value*. L'intérêt se porte sur les corrélations entre VC_{max} et les trois paramètres numériques associés à l'os cortical des côtes. Le tableau 4.5 met en évidence le très haut degré de corrélation linéaire entre VC_{max} et E_{spec} avec un coefficient R de 0.950. On retrouve en revanche des niveaux moins élevés de corrélation entre VC_{max} et les paramètres σ_{vM} et ε_{pl}. Cela s'explique notamment par l'utilisation d'une loi élasto-plastique parfaitement plastique avec une limite élastique de 70 MPa.

Tableau 4.6: Description des conditions d'impact simulées sur le sternum d'HUByx et présentation des valeurs des paramètres numériques.

Description	Dénomination	VC_{max} [$m.s^{-1}$]	σ_{vM} [MPa]	ε_{pl} [-]	E_{spec} [$J.kg^{-1}$]
	Bir-A	0.13	42.1	$1.5\,10^{-15}$	11.8
		0.36	51.7	$2.5\,10^{-15}$	17.9
	Bir-B	0.92	63.5	$1.3\,10^{-4}$	27.2
		1.44	68.6	$2.0\,10^{-3}$	52.8
		2.04	68.6	$3.9\,10^{-3}$	65.4
		2.6	69.2	$4.5\,10^{-3}$	77.9
	Bir-C	0.57	44.92	$2.8\,10^{-15}$	15.5
	Hem30	0.45	45.4	$6.8\,10^{5}$	26.8
		1.4	58.8	$8.4\,10^{-4}$	32.6
	Hem60	0.15	35.97	$1.3\,10^{-15}$	8.1
		0.21	42.9	$1.6\,10^{-15}$	11.3
		0.94	59.1	$3.5\,10^{-4}$	26.7
	CTS4557	2.2	69.5	$4.6\,10^{-3}$	62.1
	ALX2015	2.36	69.5	$2.7\,10^{-3}$	62.7
	eXact iMpact	1.59	67.6	$7.8\,10^{-4}$	35.8
9 mm / tissu para-aramide	1	0.44	58.2	$8.0\,10^{-5}$	22.8
9 mm / Kevlar 310	2	0.6	65.7	$8.7\,10^{-4}$	27.2
Cal. 12 / tissu para-aramide	3	2.2	69.7	$1.1\,10^{-2}$	82.1

Une fonction polynomiale de degré deux permet le meilleur ajustement entre les données E_{spec} et VC_{max} avec un coefficient de détermination R^2 de 0.883. La figure 4.8a présente les dix-huit valeurs de E_{spec} en fonction de VC_{max} correspondantes aux différentes conditions d'impact rapportées dans le tableau 4.6. Cette figure indique également l'intervalle de confiance à 95 % associé au modèle ajusté.

La figure 4.8b illustre, quant à elle, les dix-huit valeurs de σ_{vM} en fonction de VC_{max} ainsi que le modèle ajusté à l'aide d'une loi puissance. On peut remarquer sur cette figure un plateau de la contrainte de von Mises à 70 MPa à partir d'une valeur d'1.5 m.s^{-1}. Ainsi, malgré un coefficient R^2 de 0.817, on peut s'attendre à une plus grande difficulté dans l'ajustement de ces données par une fonction polynomiale ou puissance lors de valeurs élevées de VC_{max}.

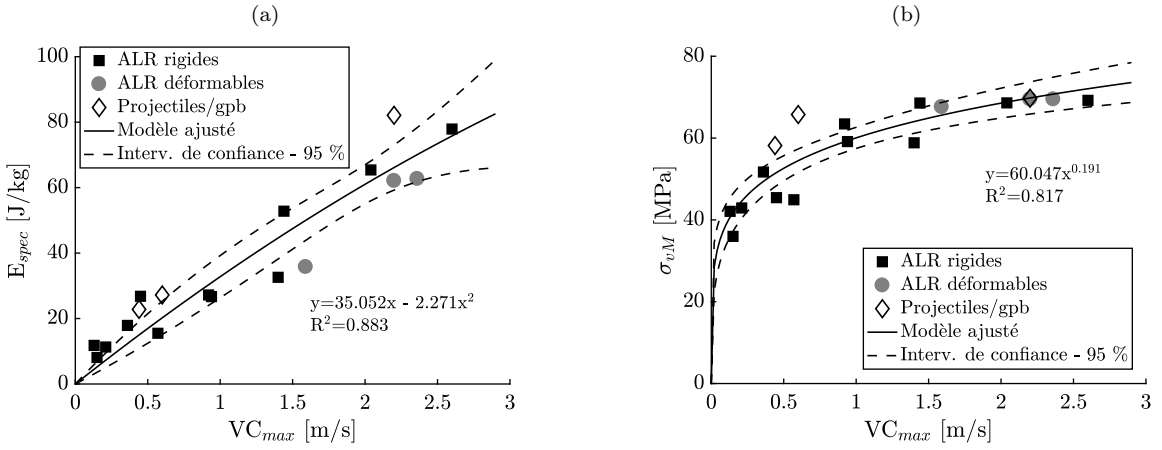
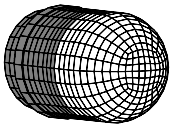
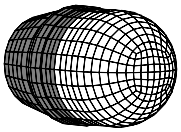


Figure 4.8: Données numériques et modèles d'ajustement associés aux paramètres E_{spec} (a) et σ_{vM} (b) en fonction de VC_{max}.

De la même manière que dans la partie précédente, la confiance dans le modèle d'ajustement identifié entre E_{spec} et VC_{max} peut être validée en ajoutant six conditions d'impact indépendantes de l'analyse de corrélation. Elles correspondent à trois impacts de projectile ALR déformables et trois impacts de projectiles d'armes à feu sur des gilets pare-balles. Le tableau 4.7 résume ces conditions d'impact ainsi que les mesures numériques correspondantes.

La figure 4.9 représente les dix-huit données préalables utilisées pour la détermination du modèle d'ajustement ainsi que les six nouvelles données entre le paramètre numérique E_{spec} et le paramètre numérique VC_{max}. Cette figure témoigne de la robustesse de cette fonction de transfert intra-modèle à partir de vingt-quatre points.

Tableau 4.7: Description des conditions d'impact simulées sur le sternum d'HUByx et présentation des valeurs des paramètres numériques.

Description	Dénomination	VC_{max} [$m.s^{-1}$]	σ_{vM} [MPa]	ε_{pl} [-]	E_{spec} [$J.kg^{-1}$]
	B&T	1.8	68.1	$2.9\,10^{-3}$	44.1
	eXact iMpact	0.44 0.94	45.2 63.0	$1.9\,10^{-15}$ $1.3\,10^{-4}$	17.8 26.8
9 mm / Kevlar 363	260-2	1.14	69.2	$6.2\,10^{-3}$	44.9
.45 ACP / Kevlar 363	260-2b	0.89	66.7	$1.6\,10^{-4}$	28.9
Cal. 12 / Kevlar 363	264-2	2.87	69.5	$5.4\,10^{-3}$	91.0

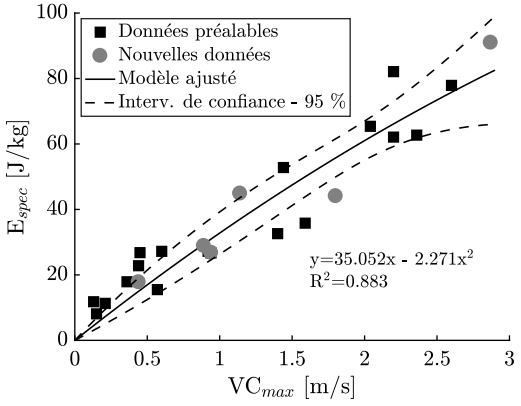


Figure 4.9: Données numériques et modèle d'ajustement associés au paramètre numérique E_{spec} en fonction de VC_{max}.

En résumé, la figure 4.7 rappelle la courbe de risque fonction de VC_{max} et la figure 4.9 illustre la fonction de transfert $E_{spec} = f(VC_{max})$, où f désigne la loi puissance identifiée. Cela mène directement à la détermination d'une fonction de transfert entre le risque de fractures costales et le paramètre numérique E_{spec} indépendant du lieu d'impact. La figure 4.10 présente cette courbe de probabilité qui suit une loi de régression logistique telle que $P_{AIS=2-3} = (1 + exp(-a - bx))^{-1}$. x désigne dans le cas présent E_{spec} et a et b les paramètres à identifier de cette loi. La figure 4.10 indique également

l'intervalle de confiance à 95 % de cette courbe de risque (pointillé noir) établi à partir de l'intervalle de confiance de la fonction de transfert $E_{spec} = f(VC_{max})$ (figure 4.9).

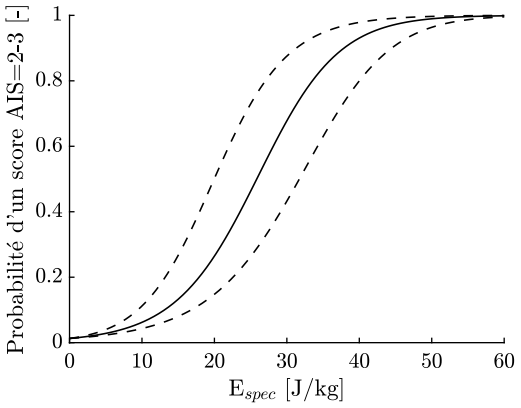


FIGURE 4.10: Courbe de probabilité lésionnelle fonction du paramètre numérique E_{spec} et intervalle de confiance à 95 %.

Les paramètres a et b de la loi de régression logistique sont résumés dans le tableau 4.8. On y retrouve la valeur de E_{spec} égale à 25.84 J.kg^{-1} associée à un risque de 50 % d'obtenir un score AIS égal à deux ou trois ainsi que son intervalle de confiance à 95 % compris entre 19.96 et 31.73 J.kg^{-1}.

TABLEAU 4.8: Données statistiques de la loi de régression logistique de probabilité lésionnelle fonction du paramètre numérique E_{spec}.
IC : intervalle de confiance

a	b	$E_{spec\,-\,50\,\%}$	$IC_{95\,\%}$ - $E_{spec\,-\,50\,\%}$
-4.57	0.18	25.84	[19.96, 31.73]

Ainsi, une fonction de transfert indépendante du lieu d'impact est déterminée dans cette partie entre le risque de fractures costales (AIS=2-3) et l'énergie spécifique de l'os cortical des côtes calculée par le modèle HUByx. On peut maintenant aller plus loin dans l'analyse de corrélation afin d'obtenir le risque lésionnel lors d'un impact thoracique à partir d'un essai sur un bloc de gel SEBS.

4.2.3 Détermination du risque lésionnel à partir d'un essai sur bloc de gel

Cette partie traite des fonctions de transfert permettant la mise en place d'un outil de prédiction lésionnelle thoracique exploitant uniquement un essai d'impact balistique sur un bloc de gel SEBS.

Lors d'un impact situé au milieu du sternum, deux fonctions de transfert sont disponibles. La première est la courbe de risque de fractures costales fonction du critère lésionnel VC_{max} (figure 4.7). La deuxième correspond à la relation entre le paramètre expérimental ETP_{max} et le critère VC_{max} ajustée par une loi puissance (figure 4.6).

La fonction de transfert entre la probabilité de fractures costales et le paramètre ETP_{max} peut donc être déduite. La figure 4.11 présente cette première relation entre le risque lésionnel et une mesure expérimentale uniquement valable lors d'un impact au milieu du sternum. Cette figure indique également l'intervalle de confiance à 95 % de cette courbe de risque (pointillé noir) établi à partir de l'intervalle de confiance de la fonction de transfert $ETP_{max} = f(VC_{max})$ (figure 4.6).

Les paramètres a et b de la loi de régression logistique sont résumés dans le tableau 4.9. On y retrouve la valeur de ETP_{max} égale à 6.43 m.s^{-1} associée à un risque de 50 % d'obtenir un score AIS égal à deux ou trois ainsi que son intervalle de confiance à 95 % compris entre 5.17 et 7.69 m.s^{-1}.

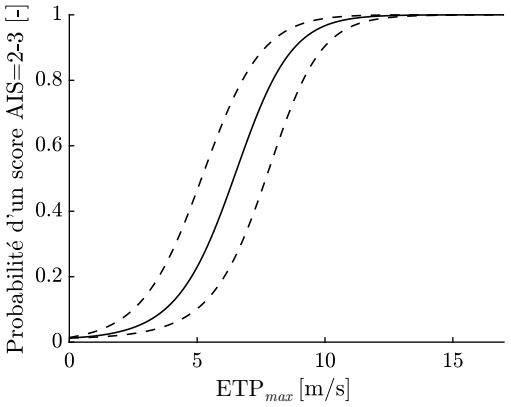


FIGURE 4.11: Courbe de probabilité lésionnelle fonction du paramètre numérique ETP_{max} et intervalle de confiance à 95 %.

TABLEAU 4.9: Données statistiques de la loi de régression logistique de probabilité lésionnelle fonction du paramètre expérimental ETP_{max} valable lors d'un impact situé au milieu du sternum. IC : intervalle de confiance

a	b	$ETP_{50\,\%}$	$IC_{95\,\%}$ - $ETP_{50\,\%}$
-5.58	0.87	6.43	[5.17, 7.69]

L'établissement de courbes de risque pour différents lieux d'impact thoraciques ne peut s'appuyer sur le critère lésionnel VC_{max} basé sur la mesure du déplacement du sternum (figure 4.7). L'approche considérée est d'exploiter la fonction de transfert entre la probabilité lésionnelle et le paramètre numérique E_{spec} indépendante du lieu d'impact (figure 4.10). Puis, il s'agit d'étudier les corrélations entre ce paramètre numérique et les mesures expérimentales pour chaque lieu d'impact en utilisant l'analyse statistique décrite dans la partie précédente.

Quinze lieux d'impact illustrés à la figure 4.12 sont choisis pour étudier l'influence du lieu d'impact sur le risque lésionnel. L'idée est de pouvoir établir une cartographie du risque lésionnel thoracique uniquement dépendante d'une mesure expérimentale. Pour ce faire, douze conditions d'impact de projectiles ALR rigides (tableau 4.1) sont appliquées à chaque lieu d'impact indiqué à la figure 4.12.

La valeur du paramètre E_{spec} est relevée pour l'ensemble des impacts et une matrice de corrélation de Pearson est calculée pour chaque lieu d'impact entre les paramètres expérimentaux et E_{spec}.

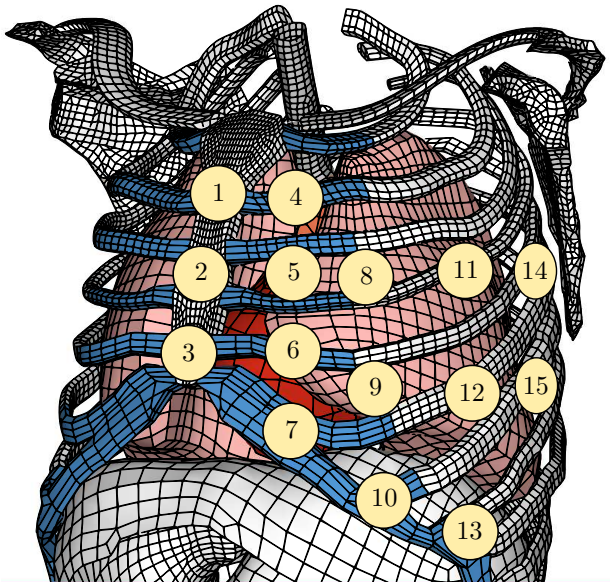


Figure 4.12: Lieux d'impact étudiés pour la mise en place d'une cartographie du risque lésionnel thoracique.

Les résultats de l'analyse statistique désignent le paramètre expérimental ETP_{max} comme étant le paramètre le plus pertinent pour établir une corrélation avec E_{spec}. Une loi polynomiale de degré deux ou une loi puissance est employée comme modèle d'ajustement de courbe. Il en résulte l'identification des paramètres de la fonction de transfert $ETP_{max} = f(E_{spec})$ pour chaque lieu d'impact et la détermination du coefficient R^2 attestant la robustesse du modèle ajusté. À partir de ces données et de la courbe de risque de fractures costales fonction de E_{spec} (figure 4.10), une loi de régression logistique et son intervalle de confiance à 95 % est déterminée pour chaque lieu d'impact et est uniquement dépendante du paramètre expérimental ETP_{max}. L'ensemble des données statistiques des fonctions de transfert associées à chaque lieu d'impact est résumé dans le tableau 4.10. On y retrouve également la valeur de ETP_{max} associée à un risque de 50 % d'obtenir un score AIS égal à deux ou trois pour chaque lieu d'impact ainsi que son intervalle de confiance à 95 %. Le lieu d'impact n° 2 ne fait pas référence à une fonction de transfert $ETP_{max} = f(E_{spec})$, car il s'agit de l'impact situé au milieu du sternum. Le paramètre numérique E_{spec} n'est alors pas requis pour prédire le risque lésionnel.

Ces fonctions de transfert permettent d'établir une cartographie du risque lésionnel suivant le lieu d'impact. À titre d'illustration, la figure 4.13 présente la probabilité d'obtenir un score AIS égal à deux ou trois pour chaque lieu d'impact en fonction de différentes valeurs du paramètre expérimental ETP_{max}. Par exemple, lors d'essais balistiques sur un bloc de gel, la mesure moyenne de 2 m.s^{-1} pour le paramètre ETP_{max} permet à l'aide des fonctions de transfert établies de donner la cartographie du

risque lésionnel pour les quinze lieux d'impact étudiés (figure 4.13a). On observe d'un point de vue global que cette valeur de 2 $m.s^{-1}$ prédit un faible risque de fractures costales. À contrario, une valeur moyenne égale à 8 $m.s^{-1}$ prédit un risque très élevé de fractures costales pour l'ensemble des lieux d'impact (figure 4.13d). Le sternum est logiquement le lieu d'impact présentant le plus faible risque de fractures costales en minimisant la sollicitation de l'os cortical des côtes.

Tableau 4.10: Données statistiques des fonctions de transfert pour chaque lieu d'impact permettant le développement d'un outil expérimental de prédiction lésionnelle.
IC : intervalle de confiance

		Fonction de transfert $ETP=f(E_{spec})$			Fonction de transfert $P_{AIS=2-3}=(1+\exp(-a-b\,ETP))^{-1}$			
		Coefficients			Coefficients			
Lieu d'impact	Modèle ajusté	a	b	R^2	a	b	$ETP_{50\,\%}$	$IC_{95\,\%}$ - $ETP_{50\,\%}$
1	$f(x)=ax^b$	0.95	0.64	0.95	-7.10	0.93	7.68	[6.64, 8.71]
2	/	/	/	/	-5.58	0.87	6.43	[5.17, 7.69]
3	$f(x)=ax^b$	0.97	0.62	0.89	-7.36	1.02	7.27	[5.83, 8.70]
4	$f(x)=ax^b$	0.37	0.58	0.74	-7.98	3.28	2.45	[0, 5.13]
5	$f(x)=ax^b$	0.24	0.71	0.81	-6.49	2.80	2.34	[0.56, 4.12]
6	$f(x)=ax^b$	0.57	0.54	0.87	-8.57	2.65	3.27	[1.69, 4.85]
7	$f(x)=ax^b$	0.82	0.58	0.66	-7.99	1.50	5.37	[2.63, 8.10]
8	$f(x)=ax+bx^2$	0.01	$2.84\,10^{-5}$	0.84	-4.34	13.04	0.33	[0, 0.78]
9	$f(x)=ax+bx^2$	0.01	$4.25\,10^{-5}$	0.93	-4.16	12.48	0.33	[0, 0.66]
10	$f(x)=ax^b$	0.79	0.50	0.91	-9.31	2.35	3.99	[2.60, 5.38]
11	$f(x)=ax^b$	0.26	0.63	0.71	-7.29	3.71	1.98	[0, 4.80]
12	$f(x)=ax^b$	0.04	0.94	0.72	-4.85	5.93	0.82	[0, 2.81]
13	$f(x)=ax^b$	0.54	0.53	0.81	-8.67	2.89	3.03	[0.69, 5.36]
14	$f(x)=ax^b$	0.43	0.58	0.79	-7.99	2.86	2.82	[0.77, 4.86]
15	$f(x)=ax^b$	0.54	0.50	0.63	-9.23	3.38	2.75	[0, 6.34]

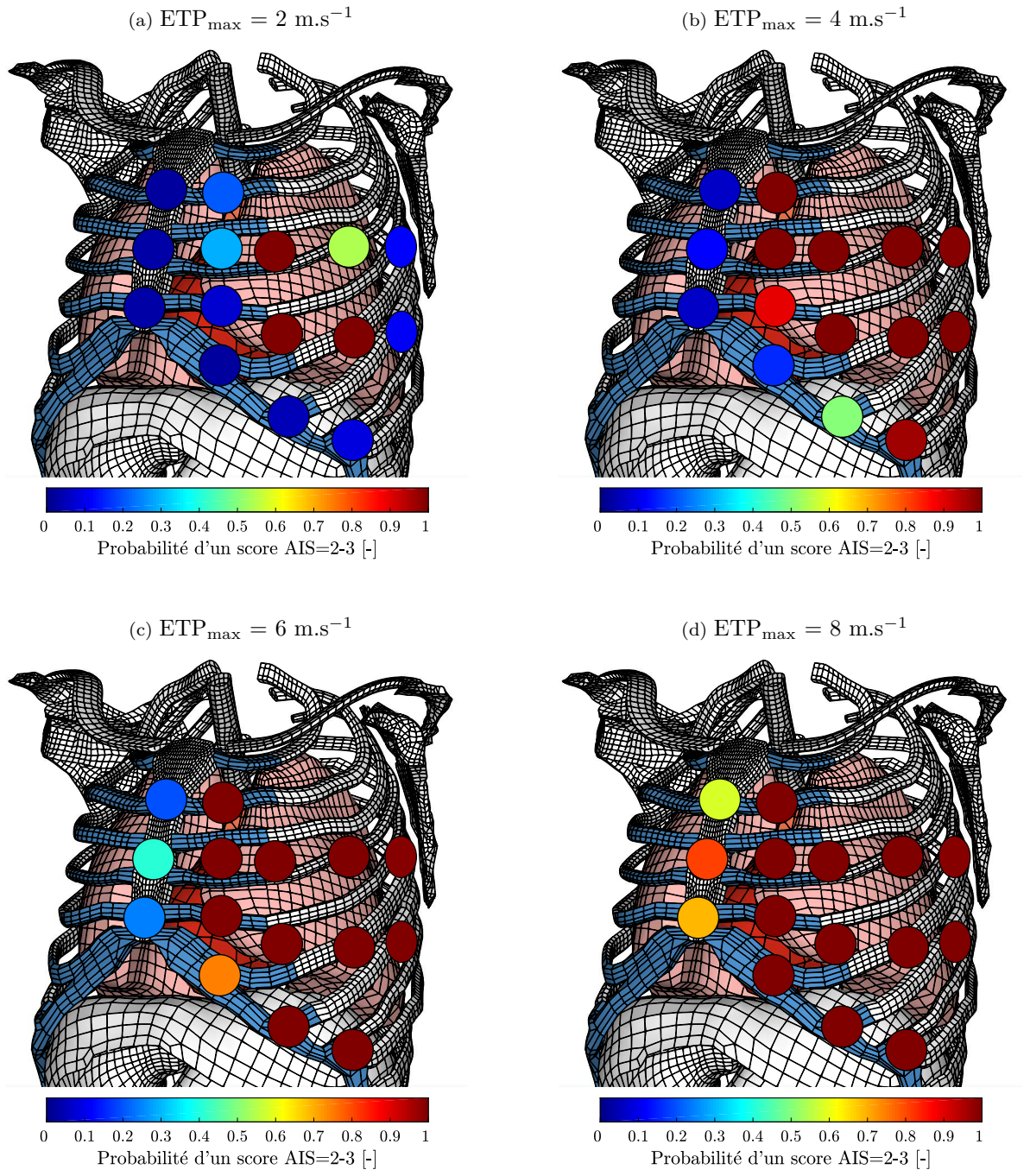


FIGURE 4.13: Cartographie du risque de fractures costales (score AIS=2-3) lors d'impacts thoraciques pour différentes valeurs du paramètre expérimental ETP_{max}.

L'outil expérimental de prédiction de fractures costales est uniquement fondé sur la fonction risque déterminée par BIR à l'université Wayne State. La robustesse de cet outil peut donc être évaluée dans la suite de ce chapitre en exploitant de nouveaux rapports de cas de la littérature. Il s'agit de la synthèse de l'étude clinique rédigée par RIFFAULT et de l'article de KOBAYASHI et MELLEN [40, 46, 47].

4.3 Fiabilité de l'outil expérimental de prédiction lésionnelle

4.3.1 Étude des rapports de cas de Riffault

Dans un premier temps, la fiabilité de l'outil expérimental de prédiction est évaluée en exploitant les rapports de cas de Riffault [46, 47]. En effet, suivant les cas, des fractures costales sont ou non relevées lors de l'autopsie des sujets cadavériques et des scores AIS sont attribués. Ainsi, en reproduisant le plus fidèlement possible les conditions d'impact des rapports de cas sur un bloc de gel SEBS, la probabilité de fractures costales (AIS=2-3) indiquée par l'outil de prédiction peut être comparée avec le score AIS de l'essai cadavérique.

Étude du cas n° 260-2

Tout d'abord, l'outil de prédiction est appliqué au rapport de cas n° 260-2. Pour rappel, il s'agit d'un impact d'un projectile de calibre 9 mm à une vitesse de 378 m.s^{-1} sur le haut du sternum d'un sujet féminin protégé par seize plis de Kevlar 29. Un score AIS de deux, basé sur le calcul de fractures costales, est relevé sur le sujet cadavérique âgé de 52 ans, d'un poids de 50 kg et mesurant 155 cm. Le tableau 4.11 résume ces données, dont le lieu d'impact faisant référence à la figure 4.12. Ces conditions d'impact sont appliquées sur un bloc de gel SEBS en utilisant le même projectile et un gilet pare-balles constitué de 25 plis de Kevlar 363. Le gilet pare-balles originel n'étant pas disponible, le choix s'est porté sur le Kevar 363 dont le nombre de plis est ajusté afin d'égaler la masse surfacique totale du gilet utilisé lors de l'essai cadavérique. Les essais expérimentaux sur le gel SEBS mènent après une analyse du cône dynamique d'enfoncement à une mesure moyenne du paramètre ETP_{max} de 8.3 m.s^{-1} et un écart-type de 1.4 m.s^{-1} (tableau 4.11).

Tableau 4.11: Caractéristiques de l'essai cadavérique n° 260-2, mesure moyenne et dispersion du paramètre expérimental ETP_{max}.

Description	Dénomination	Lieu d'impact	Sujet			Score AIS (côtes)	ETP_{max} [m.s^{-1}]
			Âge	Poids [kg]	Taille [cm]		
9 mm / Kevlar 363	260-2	1	52	50	155	2	8.3 $_{1.4}$

La fonction de transfert du lieu d'impact n° 1 définie dans le tableau 4.10 est utilisée pour prédire le risque de fractures costales (AIS=2-3) pour cette condition d'impact. La figure 4.14 représente la courbe de risque fonction du paramètre expérimental ETP_{max} et son intervalle de confiance à 95 %

(pointillé noir) associé à ce lieu d'impact. La probabilité de fractures costales est ainsi estimée à 65 % pour une valeur moyenne de 8.3 m.s^{-1} pour le paramètre ETP_{max}. Une probabilité de 100 % est attribuée à la condition d'impact réelle ayant causé à la fois un score AIS égal à deux sur le sujet cadavérique et une valeur moyenne de ETP_{max} de 8.3 m.s^{-1} lors d'essais sur un bloc de gel. Le risque évalué par l'outil de prédiction concorde avec l'essai cadavérique.

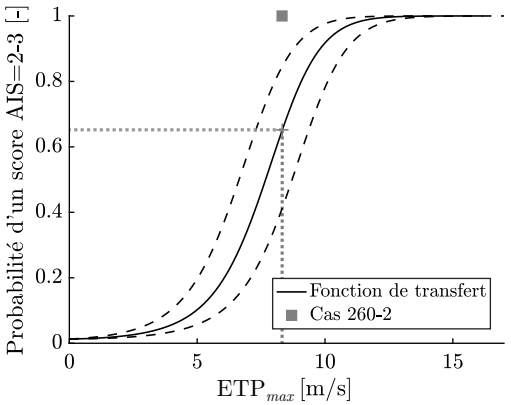


FIGURE 4.14: Outil de prédiction appliqué à l'essai n° 260-2 : courbe de risque lésionnel et intervalle de confiance fonctions du paramètre expérimental ETP_{max} correspondant à un impact en haut du sternum.

La valeur prédite du risque lésionnel peut s'expliquer par le fait que la fonction de transfert est fondée sur les données d'impact du mannequin numérique HUByx défini comme un 50ème percentile masculin. Contrairement à ce fait, le sujet cadavérique a des données anthropométriques proches du 5ème percentile féminin. En effet, BERTRAND indique dans son mémoire de thèse de doctorat qu'un 5ème percentile féminin est associé à une taille de 154 cm et un poids de 47 kg [183].

Une étude approfondie peut être menée sur cette disparité anthropométrique en réalisant une mise à l'échelle géométrique du mannequin numérique HUByx afin de correspondre à un 5ème percentile féminin. Le facteur de mise à l'échelle est celui mentionné par BERTRAND indiquant une diminution des données géométriques de 13.9 % par rapport à un 50ème percentile masculin [183]. On émet dans les prochains paragraphes l'hypothèse que la fonction de transfert entre le paramètre numérique E_{spec} et le risque de fractures costales (AIS=2-3) est indépendante de la géométrie du modèle HUByx. Ainsi, le risque lésionnel peut être déterminé pour un 5ème percentile féminin lors de la simulation de cet impact sur le modèle HUByx mis à l'échelle. Une valeur de 40.85 J.kg^{-1} pour le paramètre E_{spec} est relevée sur HUByx, ce qui correspond à un risque de 94 % de fractures costales (figure 4.15a). On constate au moyen de la figure 4.15b qu'en réalisant une mise à l'échelle géométrique du mannequin numérique HUByx, une meilleure prédiction du risque lésionnel peut être faite.

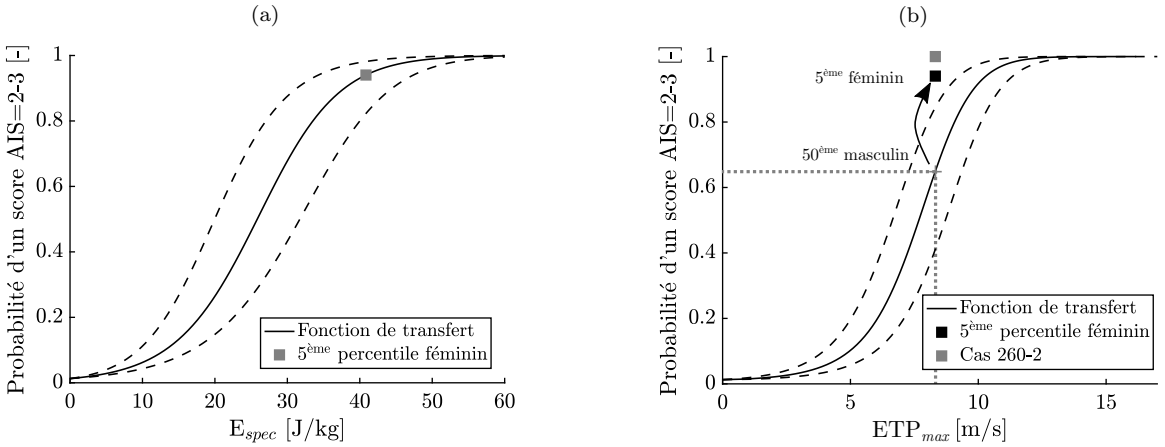


FIGURE 4.15: Courbe de risque lésionnel et intervalle de confiance fonctions du paramètre numérique E_{spec} (a) et du paramètre expérimental ETP_{max} (b) appliquée au cas d'impact n° 260-2 exploitant l'outil de prédiction et le mannequin numérique HUByx mis à l'échelle avec un 5ème percentile féminin.

Étude du cas n° 264-2

Ensuite, on applique de la même manière l'outil de prédiction au rapport de cas n° 264-2. Il correspond à un impact d'un projectile de calibre 12 Brenneke à une vitesse de 385 m.s^{-1} sur le milieu du sternum d'un sujet masculin protégé par deux couches de dix plis de Kevlar 29. Un score AIS de trois basé sur le calcul de fractures costales est relevé sur le sujet cadavérique âgé de 49 ans, d'un poids de 72 kg et mesurant 174 cm. Le tableau 4.12 résume ces données, dont le lieu d'impact faisant référence à la figure 4.12. Ces conditions d'impact sont appliquées sur un bloc de gel SEBS en utilisant le même projectile et un gilet pare-balles de masse surfacique équivalente constitué de trente-deux plis de Kevlar 363. Les essais expérimentaux sur le gel SEBS mènent après une analyse du cône dynamique d'enfoncement à une mesure moyenne du paramètre ETP_{max} de 19.8 m.s^{-1} et un écart-type de 7.4 m.s^{-1} (tableau 4.12).

TABLEAU 4.12: Caractéristiques de l'essai cadavérique n° 264-2, mesure moyenne et dispersion du paramètre expérimental ETP_{max}.

Description	Dénomination	Lieu d'impact	Sujet			Score AIS (côtes)	ETP$_{max}$ [m.s^{-1}]
			Âge	Poids [kg]	Taille [cm]		
Cal. 12 / Kevlar 363	264-2	2	49	72	174	3	19.8 $_{7.4}$

La fonction de transfert du lieu d'impact n° 2 définie dans le tableau 4.10 est utilisée pour prédire le risque de fractures costales (AIS=2-3) pour cette condition d'impact. La figure 4.16 représente la courbe de risque fonction du paramètre expérimental ETP_{max} et son intervalle de confiance à 95 %

(pointillé noir) associé à ce lieu d'impact. La probabilité de fractures costales est ainsi estimée à 100 % pour une valeur moyenne de 19.8 m.s^{-1} pour le paramètre ETP_{max}. L'écart-type important relevé lors de différents essais expérimentaux ne remet pas en cause le risque lésionnel prédit de 100 %. En effet, à partir d'une valeur de 11 m.s^{-1} pour le paramètre ETP_{max}, le risque de fractures costales estimé par la fonction de transfert et l'outil de prédiction est de 100 % (figure 4.16). Cette condition d'impact ayant provoqué un score AIS égal à trois, on peut conclure à la parfaite estimation du risque lésionnel par l'outil de prédiction. On peut ajouter que cet outil de prédiction est comparé à un essai d'impact sur un sujet dont les données anthropométriques sont proches du 50ème percentile masculin. En effet, BERTRAND indique qu'un 50ème percentile masculin est associé à une taille de 178 cm et un poids de 77 kg [183]. Cela facilite ainsi la représentativité de l'outil de prédiction par rapport à ce rapport de cas.

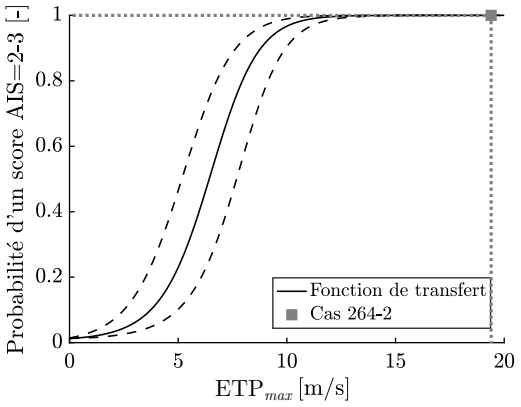


FIGURE 4.16: Courbe de risque lésionnel et intervalle de confiance fonctions du paramètre expérimental ETP_{max} exploitant l'outil de prédiction appliquée au cas d'impact n° 264-2.

Étude du cas n° 283

L'outil de prédiction est également appliqué au rapport de cas n° 283. Il s'agit d'un impact d'un projectile de calibre 12 Brenneke à une vitesse de 409 m.s^{-1} dans la région cardiaque au niveau du 4ème espace intercostal gauche d'un sujet masculin protégé par 20 plis de Kevlar 29. Un score AIS de zéro basé sur le calcul de fractures costales est relevé sur le sujet cadavérique âgé de 46 ans, d'un poids de 88 kg et mesurant 171 cm. En revanche, un score AIS compris entre quatre et cinq est attribué à cet impact par la présence d'une ecchymose du péricarde, d'une contusion myocardique et d'une importante plaie cutanée de forme ovale de dimensions 6 x 7 cm. Le tableau 4.13 résume ces données dont le lieu d'impact, situé entre les lieux n° 5 et 6, fait référence à la figure 4.12. Ces conditions d'impact sont appliquées sur un bloc de gel SEBS en utilisant le même projectile et un gilet pare-balles de masse surfacique équivalente constitué de trente et un plis de Kevlar 363. Les essais expérimentaux sur le gel SEBS mènent après une analyse du cône dynamique d'enfoncement à une mesure moyenne du paramètre ETP_{max} de 20.1 m.s^{-1} et un écart-type de 3.5 m.s^{-1} (tableau 4.13).

TABLEAU 4.13: Caractéristiques de l'essai cadavérique n° 283, mesure moyenne et dispersion du paramètre expérimental ETP_{max}.

Description	Dénomination	Lieu d'impact	Sujet			Score AIS (côtes)	ETP_{max} [m.s^{-1}]
			Âge	Poids [kg]	Taille [cm]		
Cal. 12 / Kevlar 363	283	5 - 6	46	88	171	0	20.1 $_{3.5}$

Ce lieu d'impact spécifique n'est pas inclus dans les lieux d'impact couverts par l'outil de prédiction. Cependant, au regard de la figure 4.12 et de la valeur du paramètre ETP_{max} mesurée à 20.1 m.s^{-1}, on peut aisément conjecturer que l'outil de prédiction prédirait un risque maximal de fractures costales pour ce lieu d'impact. Cependant, le bilan lésionnel n'indique pas la présence de fractures costales, mais un vaste orifice « cratériforme ovalaire intéressant tous les plans cutanés et sous-cutanés » [46, 47]. Ces importantes lésions cutanées causées par la déformation arrière du gilet pare-balles (*pencilling*) ne peuvent être représentées par le mannequin numérique HUByx. Les modèles d'endommagement et de rupture ne sont effectivement pas considérés pour la peau et les muscles d'HUByx constituant ainsi les limites de l'outil de prédiction lors de cas très particulier d'impact. Ils sont caractérisés par leur localisation dans la zone intercostale favorisant les plaies cutanées, minimisant la sollicitation des côtes et donc leur fracture. Néanmoins, ce type d'impact augmente le risque de lésions des organes internes sous-jacents et le cas d'impact n° 283 en est un parfait exemple.

Étude du cas n° 287

L'outil de prédiction est enfin exploité en regard du rapport de cas n° 287. Il correspond à un impact d'un projectile 9 mm à une vitesse de 370 m.s^{-1} dans la région pulmonaire droite (cartilage costal) au niveau du 2ème espace intercostal d'un sujet masculin protégé par 20 plis de Kevlar 29. Un score AIS de zéro basé sur le calcul de fractures costales est relevé sur le sujet cadavérique âgé de 61 ans, d'un poids de 47 kg et mesurant 160 cm. En revanche, un score AIS de un est attribué à cet impact par la présence d'un orifice cutanée de hauteur 26 mm et de largeur 13 mm. Le tableau 4.14 résume ces différentes données. Ces conditions d'impact sont appliquées sur un bloc de gel SEBS en utilisant le même projectile et un gilet pare-balles de masse surfacique équivalente constitué de trente et un plis de Kevlar 363. Les essais expérimentaux sur le gel SEBS mènent après une analyse du cône dynamique d'enfoncement à une mesure moyenne du paramètre ETP_{max} de 7.0 m.s^{-1} et un écart-type de 0.9 m.s^{-1} (tableau 4.14).

TABLEAU 4.14: Caractéristiques de l'essai cadavérique n° 287, mesure moyenne et dispersion du paramètre expérimental ETP_{max}. EIC : espace intercostal

Description	Dénomination	Lieu d'impact	Sujet			Score AIS (côtes)	ETP_{max} [m.s^{-1}]
			Âge	Poids [kg]	Taille [cm]		
9 mm / Kevlar 363	287	2ème EIC droit	61	47	160	0	$7.0_{\ 0.9}$

En supposant que la cartographie du risque de lésionnel thoracique illustrée à la figure 4.13 soit symétrique, c'est-à-dire qu'elle est identique quelque soit le côté du thorax touché, un risque maximal de fractures costales de 100 % est estimé par l'outil de prédiction pour une valeur du paramètre ETP_{max} égale à 7.0 m.s^{-1} (figures 4.13c et 4.13d). Cependant, on se retrouve, de la même manière que le rapport de cas précédent, dans un cas d'un impact localisé dans la zone intercostale ayant provoqué une plaie cutanée. L'outil de prédiction n'est alors pas adapté à ce type de sollicitation.

Sept cas d'impacts balistiques sont mentionnés dans la synthèse de RIFFAULT [46, 47]. Les trois cas restants n° 270-2, 279 et 292 décrits dans le tableau 1.8 ne sont pas exploitables dans ces travaux de thèse pour différentes raisons. Pour l'essai n° 270-2, la vitesse initiale du projectile Brenneke de 435 m.s^{-1} n'a pas pu être atteinte lors d'essais sur un bloc de gel SEBS. Ensuite, RIFFAULT et les essais expérimentaux sur un bloc de gel attestent du caractère aléatoire des conditions d'impact du cas n° 279. En effet, la perforation du gilet pare-balles a pu être constatée dans plusieurs tests. Enfin, le moyen de protection utilisé lors de l'essai clinique n° 292 comprenant vingt plis de Kevlar 29 et une plaque en acier n'a pu être reconstitué.

4.3.2 Étude du rapport de cas de KOBAYASHI et MELLEN

Dans un second temps, l'outil de prédiction est appliqué au rapport de cas de « terrain » décrit par KOBAYASHI et MELLEN [40]. Il est caractérisé par l'impact du projectile ALR déformable eXact iMpact à une vitesse de 95 m.s^{-1} dans la région pulmonaire droite (cartilage costal) au niveau du 2ème espace intercostal d'un homme vivant (figure 4.17). Un score AIS de zéro basé sur le calcul de fractures costales est relevé sur cet individu âgé de 36 ans, d'un poids de 100 kg et mesurant 182 cm. Néanmoins, un score AIS maximal de trois est attribué à cet impact par la présence d'une contusion pulmonaire de diamètre 26 mm lors de l'autopsie (figure 4.17). Le tableau 4.15 résume ces différentes données, dont les conditions d'impact qui sont appliquées sur un bloc de gel SEBS. Les essais expérimentaux

mènent après une analyse du cône dynamique d'enfoncement à une mesure moyenne du paramètre ETP_{max} de 8.1 m.s^{-1} et un écart-type de 0.5 m.s^{-1} (tableau 4.15).

TABLEAU 4.15: Caractéristiques de l'impact sur un sujet vivant, mesure moyenne et dispersion du paramètre expérimental ETP_{max}. EIC : espace intercostal

Projectile	Lieu d'impact	Sujet				
		Âge	Poids [kg]	Taille [cm]	Score AIS (côtes)	ETP_{max} [m.s^{-1}]
eXact iMpact	2ème EIC droit	36	100	182	0	8.1 $_{0.5}$

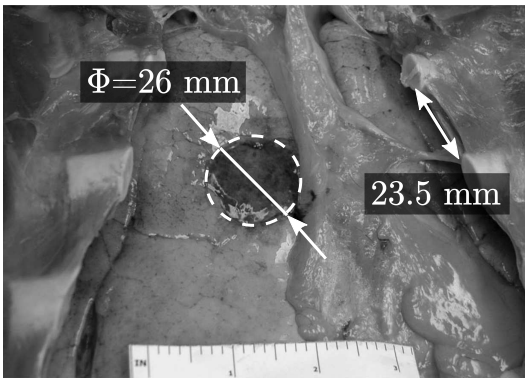


FIGURE 4.17: Photographie de la contusion pulmonaire puis mesures du diamètre de la blessure et de la distance intercostale [40].

En admettant que la cartographie du risque de lésionnel thoracique soit symétrique, l'impact est donc situé entre les lieux n° 4 et 5 visibles à la figure 4.12. Un risque maximal de fractures costales de 100 % est alors estimé par l'outil de prédiction pour une valeur du paramètre ETP_{max} égale à 8.1 m.s^{-1} (figure 4.13d). La surestimation du risque de fractures costales par l'outil de prédiction peut s'expliquer par différentes observations. D'une part, l'outil de prédiction est basé sur une courbe de risque de fractures déterminée à partir d'essais sur des sujets cadavériques dont l'âge moyen est de 73.1 ans (écart-type de 7.5 ans) [3]. On peut facilement conjecturer que le risque de fractures est plus important sur un sujet cadavérique que sur un sujet vivant d'âge moyen pour une même condition d'impact. D'autre part, le sujet présente des données anthropométriques très supérieures à celle d'un 50ème percentile masculin dont est basé HUByx. De plus, l'espace intercostal indiqué à la figure 4.17 mesurant environ 23.5 mm est également plus important que celui du mannequin numérique HUByx indiqué à 14.6 mm. C'est en partant sur cette observation qu'un redimensionnement géométrique d'HUByx est réalisé afin d'égaler l'espace intercostal réel de l'individu.

La simulation de cet impact sur le modèle HUByx mis à l'échelle mène à une valeur de 23.0 J.kg^{-1} pour le paramètre numérique E_{spec}. Exploiter la fonction de transfert reliant ce paramètre et le risque de fractures costales conduit vers une probabilité de 37.6 % d'obtenir un score AIS égal à deux ou trois (figure 4.18). Ce faible risque est donc en meilleure adéquation avec la non-présence de fractures costales grâce à la personnalisation du modèle numérique HUByx.

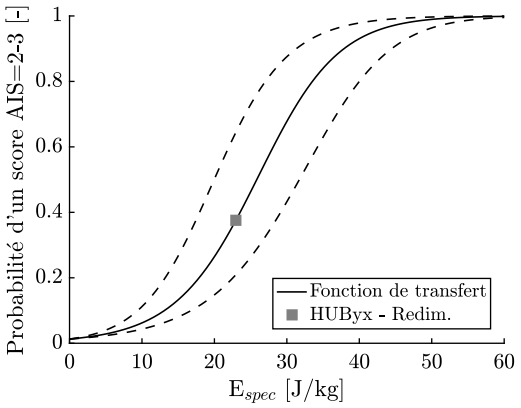


FIGURE 4.18: Courbe de risque lésionnel et intervalle de confiance fonctions du paramètre numérique E_{spec} appliquée au cas d'impact de KOBAYASHI et MELLEN exploitant le mannequin numérique HUByx dimensionné par rapport à l'espace intercostal réel de l'individu [40].

4.4 Conclusions

Dans ce dernier chapitre, un outil de prédiction lésionnelle est développé. Celui-ci est uniquement basé sur l'analyse d'un impact balistique non pénétrant sur un bloc de gel SEBS. Sa mise en place repose sur une approche statistique ou plus exactement sur une analyse de corrélation afin d'établir des fonctions de transfert robustes entre une mesure expérimentale et le risque lésionnel. Le modèle numérique du thorax humain HUByx, défini comme un 50ème percentile masculin, est alors utilisé comme « passerelle » pour permettre l'obtention de telles fonctions. En effet, HUByx permet de déterminer le critère lésionnel VC_{max} lors d'un impact situé au milieu du sternum et prédit par conséquent le risque de fractures costales (score AIS=2-3) à l'aide des travaux de BIR [44, 167].

Une première analyse de corrélation inter-modèles est entreprise entre les mesures expérimentales issues d'essais d'impact sur un bloc de gel SEBS et les mesures numériques de VC_{max} issues de simulations d'impact HUByx. Une matrice de corrélation de PEARSON est choisie pour déterminer le degré de corrélation linéaire entre les variables. Cette matrice repose sur dix-huit jeux de données représentant dix-huit conditions d'impact impliquant des projectiles ALR rigides, des projectiles ALR déformables ainsi que des projectiles d'armes à feu et des gilets pare-balles. Il en résulte une très forte corrélation entre le paramètre expérimental ETP_{max} et le paramètre numérique VC_{max} ($R = 0.939$

et $p\text{-}value < 0.005$). Afin d'améliorer la description de la relation entre ces deux variables, une loi puissance ($y = ax^b$) est identifiée avec un coefficient de détermination R^2 égal à 0.882. La robustesse de cette relation est ensuite évaluée en ajoutant six conditions d'impact indépendantes de l'analyse statistique. Les résultats obtenus valident ainsi la fonction de transfert entre ces deux variables pour un ensemble de vingt-quatre conditions d'impacts définies comme suit :

— douze impacts de projectiles ALR rigides suivant une gamme d'énergie cinétique comprise entre 10 et 252 J ;
— six impacts de projectiles ALR déformables suivant une gamme d'énergie cinétique comprise entre 31 et 180 J ;
— six impacts de projectiles d'armes à feu suivant une gamme d'énergie cinétique comprise entre 441 et 2471 J et des éléments de protection comprenant des masses surfaciques comprises entre 5000 et 9000 g.m^{-2}.

Une deuxième analyse de corrélation intra-modèle est menée entre les mesures numériques de VC_{max} et les mesures numériques associées à l'os cortical des côtes : σ_{vM}, ε_{pl} et E_{spec}. Cette analyse s'explique par le besoin de trouver une fonction de transfert, entre un paramètre numérique issu d'HUByx et le risque de fractures costales, indépendante du lieu d'impact. L'estimation du risque de fractures costales à l'aide de VC_{max} est uniquement valide lors d'impacts situés au milieu du sternum. De la même manière, une matrice de corrélation de Pearson est calculée pour ces diverses variables à partir des dix-huit conditions d'impact mentionnées précédemment. Le paramètre numérique E_{spec} présente alors la meilleure corrélation linéaire avec VC_{max} ($R = 0.950$ et $p\text{-}value < 0.005$). Il s'en suit la détermination d'une loi polynomiale de degré deux ($y = ax + bx^2$) décrivant cette fonction de transfert avec un coefficient R^2 égal à 0.883. L'ajout de six conditions d'impact indépendantes de l'analyse confirme la robustesse de cette relation. Ensuite, la probabilité reliant VC_{max} et le risque de fractures costales ainsi que la relation entre E_{spec} et VC_{max} impliquent une toute nouvelle fonction de transfert indépendante du lieu d'impact thoracique entre le risque de fractures costales (score AIS=2-3) et le paramètre numérique E_{spec}. Une loi de régression logistique est ainsi identifiée ainsi que son intervalle de confiance à 95 %.

Quinze analyses de corrélation sont effectuées entre les mesures expérimentales et le paramètre numérique E_{spec} correspondant à quinze lieux d'impact sur le thorax d'HUByx où sont réparties près de deux cents conditions d'impact. Ces analyses révèlent que seul le paramètre expérimental ETP_{max} corrèle de manière significative avec E_{spec}. En exploitant la fonction de transfert entre le risque lésionnel et E_{spec}, une cartographie du risque lésionnel thoracique est développée suivant quinze

lieux d'impact répartis sur la partie antérieure gauche du thorax et repose uniquement sur la mesure du paramètre expérimental ETP_{max}.

La mise en place de cet outil de prédiction de fractures costales est fondée sur la courbe de risque établie lors de l'étude clinique de Bir menée à l'université Wayne State. La fiabilité de cet outil peut donc être évaluée en comparant le risque lésionnel prédit et le bilan lésionnel indiqué par différents rapports de cas indépendants de l'étude originelle.

Dans un premier temps, l'étude clinique rédigée par Riffault est exploitée en reproduisant quatre des sept conditions d'impact sur un bloc de gel SEBS menant au calcul de la valeur moyenne de ETP_{max}. Le risque de fractures costales (score AIS=2-3) indiqué par l'outil de prédiction pour deux impacts sternaux présente une grande cohérence avec le score AIS attribué aux essais cadavériques. On remarque également que la prédiction du risque peut être améliorée en réalisant une mise à échelle géométrique du modèle HUByx afin de correspondre à l'anthropométrie du sujet cadavérique étudié. Néanmoins, l'outil de prédiction surestime le risque de fractures pour deux essais cadavériques où les impacts sont situés dans l'espace intercostal. Ces impacts n'ont pas causé de fractures costales, mais d'importantes plaies ouvertes. Ce type de lésion ne peut être modélisé par HUByx et peut expliquer ainsi la surestimation du risque lésionnel.

Dans un second temps, l'outil de prédiction est appliqué au rapport de cas de Kobayashi et Mellen. Il correspond à un impact d'un projectile ALR déformable ayant causé une contusion pulmonaire sans fracture costale sur un homme vivant. La condition d'impact est reproduite sur le bloc de gel et la mesure moyenne du paramètre ETP_{max} permet de déterminer le risque lésionnel correspondant. La probabilité de fractures costales est surestimée par l'outil de prédiction. Cependant une mise à l'échelle géométrique basée sur l'équivalence de la distance intercostale entre HUByx et l'individu apporte une meilleure concordance entre le risque prédit et le bilan lésionnel observé.

En conclusion, l'outil de prédiction de fractures costale présente des résultats très encourageants notamment lors d'impacts sur le sternum. Pour des impacts localisés dans la région intercostale, l'outil développé ne permet pas de rendre compte du risque de fractures costales où des plaies ouvertes sont observées. Les limites de cette étude sont ainsi atteintes supposant l'impact balistique comme « non pénétrant ».

Conclusion générale

« *La réussite appartient à tout le monde. C'est au travail d'équipe qu'en revient le mérite.* »

— Franck Piccard

Conclusions

Les travaux présentés dans ce manuscrit de thèse concernent la prédiction des lésions thoraciques causées par des impacts balistiques non pénétrants. Ces impacts peuvent être dus à l'emploi de projectiles à létalité réduite (ALR) à énergie cinétique ayant pour but la neutralisation d'un individu sans entrainer de blessures graves ou permanentes. Le port quotidien de gilets pare-balles par les forces de l'ordre impose aux fabricants la diminution du poids des éléments de protection de manière à optimiser le confort et la mobilité de l'utilisateur. Cela se traduit par une augmentation de la souplesse des gilets pare-balles présentant ainsi un risque plus élevé de blessures non pas par leur perforation, mais plutôt par leur déformation dynamique. Ce type de lésions est plus communément appelé suivant le terme anglo-saxon *Behind Armor Blunt Trauma*.

L'objectif original de la thèse est alors de contribuer à la prédiction du risque lésionnel lors de chocs localisés. Cela dans le but d'évaluer à la fois des projectiles ALR à énergie cinétique et des gilets pare-balles souples avant leur utilisation en situations réelles. Une approche couplée expérimentale, numérique et statistique est adoptée de manière à développer un outil de prédiction lésionnelle basée sur l'unique exploitation d'essais balistiques sur un bloc de gel synthétique. Après un chapitre dédié à un état de l'art sur la balistique lésionnelle, les travaux de thèse sont divisés en trois parties dont les conclusions majeures sont énoncées dans les paragraphes ci-dessous.

Le deuxième chapitre est dédié à la modélisation du comportement du gel SEBS soumis à des impacts balistiques non pénétrants. Pour ce faire, des essais de caractérisation mécanique sont premièrement effectués. Des essais de traction atteignant de très larges déformations ($\sim$ 350 %) sont réalisés à l'aide de mors et de mesures spécifiques des déformations adaptés aux matériaux mous. Des essais sur une plage de déformation allant de 0.072 à 59.5 s^{-1} sont réalisés et un comportement visco-hyperélastique en est déduit pour le gel SEBS. Des essais de compression sont menés couvrant des vitesses de déformation quasi-statiques (0.0018 s^{-1}) à dynamiques (1520 s^{-1}). Le régime dynamique est notamment atteint à l'aide de barres de Hopkinson en nylon. Cinq essais par vitesse de déformation sont effectués permettant de valider les mesures expérimentales. L'ensemble de ces essais révèle un comportement visco-hyperélastique du matériau sur toute la gamme de vitesses de sollicitation. Sur la base de ces résultats, une loi visco-hyperélastique est proposée, fondée sur le modèle hyperélastique de Mooney-Rivlin. La sensibilité à la vitesse de déformation est considérée par l'identification des paramètres matériaux pour chaque vitesse de déformation atteinte expérimentalement. Une méthode d'identification directe et indirecte est utilisée pour déterminer les paramètres de la loi de comportement. Le modèle visco-hyperélastique est implémenté en tant que loi utilisateur (*user material subroutine*) codée en Fortran dans le solveur explicite Radioss. La robustesse de ce modèle est évaluée via la comparaison entre la modélisation d'impacts balistiques non pénétrants sur un bloc de gel et les essais respectifs. Les comparaisons quantitatives et qualitatives démontrent les capacités du modèle à prédire le déplacement du gel, le profil 2D du déplacement et le volume déplacé pour différentes vitesses d'impact. La sous-estimation du déplacement du gel par le modèle pour des enfoncements de l'ordre de 70 mm reflète notamment les limites de la modélisation de tels phénomènes par la méthode des éléments finis.

Le troisième chapitre repose sur l'exploitation de la méthodologie inverse pour caractériser et modéliser deux types d'impact balistique non pénétrant. Ils correspondent à l'impact de projectiles à létalité réduite déformables et de l'impact de projectiles d'armes à feu sur des gilets pare-balles souples. En premier lieu, la modélisation de projectiles ALR déformables est fondée sur l'application d'une approche inverse exploitant l'essai d'impact sur mur de force. Les mesures d'effort, de diamètre maximal et d'épaisseur minimale du nez du projectile caractérisent son comportement. Cette procédure est utilisée pour modéliser le comportement de quatre projectiles différents de diamètre 40 mm dont les gammes d'énergie sont comprises entre 20 et 180 J. Elle débute par la reconstruction géométrique du projectile à l'aide d'un scanner 3D sans contact et du logiciel HyperMesh. Une optimisation inverse réalisée par le logiciel HyperStudy est utilisée pour identifier les paramètres des lois hyperélastiques. Celles-ci sont adaptées aux matériaux formant le nez des projectiles ALR. La comparaison qualitative et quantitative des impacts expérimentaux et numériques à différentes vitesses

permet de valider l'approche de modélisation par méthodologie inverse et les lois de comportement identifiées. En second lieu, une modélisation EF équivalente de l'impact d'un projectile d'armes à feu sur un gilet pare-balles est proposée. Cela constitue une véritable particularité de ces travaux de thèse. En effet, les problèmes rencontrés lors d'une modélisation à l'échelle mésoscopique de l'impact ne permettent pas la modélisation de nombreuses conditions d'impact. Celles-ci peuvent impliquer différents projectiles, gilets pare-balles et lieux d'impact. La modélisation équivalente est fondée sur l'exploitation des essais d'impact sur un bloc de gel. D'une part, ils permettent la reconstruction d'un projectile équivalent rigide. D'autre part, ils sont employés au travers d'une méthodologie inverse pour identifier les paramètres matériaux du gilet équivalent composé d'une couche d'éléments coques ainsi que la vitesse initiale du projectile équivalent. L'application d'une méthodologie inverse sur des essais d'impact sur un bloc de gel est en effet possible, car le comportement du gel sous sollicitations dynamiques est connu de par le deuxième chapitre de ce mémoire. La robustesse de l'approche est évaluée pour des projectiles couvrant une gamme d'énergie cinétique entre 440 et 2470 J, des gilets pare-balles présentant des masses surfaciques comprises entre 5000 et 9600 g.m^{-2} et pour différents lieux d'impact. Les résultats expérimentaux et numériques de huit conditions d'impact indiquent une certaine robustesse de la modélisation équivalente développée dans ce chapitre. En effet, le modèle est capable de reproduire avec précision le déplacement du gel mesuré expérimentalement. En revanche, la modélisation équivalente sous-estime le volume d'enfoncement réel après une durée de 1 ms.

Le quatrième et dernier chapitre apporte une réponse à la problématique de thèse par le développement d'un outil de prédiction lésionnelle basé sur l'analyse d'un impact balistique sur bloc de gel SEBS. Le modèle numérique du thorax humain HUByx, défini comme un 50ème percentile masculin, est utilisé comme outil intermédiaire permettant le lien entre les mesures expérimentales et le risque lésionnel. Ce risque lésionnel se définit plus précisément par le risque de fractures costales (score AIS=2-3) en fonction du critère lésionnel VC_{max} déterminé par l'étude clinique de Bir à l'université Wayne State. L'établissement de telles fonctions de transfert repose sur une analyse de corrélation. Des matrices de corrélation linéaire de Pearson et vingt-quatre jeux de données, représentant vingt-quatre conditions d'impact reproduites expérimentalement et numériquement, ont permis la détermination et la validation de relations inter-modèles et intra-modèle. La seule relation inter-modèles se caractérise par une forte corrélation entre le paramètre expérimental ETP_{max} et le paramètre numérique VC_{max}. Cette relation, valide uniquement pour un impact au milieu du sternum, a mené vers une forte corrélation intra-modèle entre VC_{max} et le paramètre d'énergie spécifique de l'os cortical des côtes E_{spec}. Cela se conclue par la détermination d'une fonction de transfert, indépendante du lieu d'impact, entre le risque de fractures costales et E_{spec}. Ensuite, près de deux cents conditions d'impact réparties sur quinze lieux d'impact ont permis, à partir d'analyses de corrélation, la mise en place d'une fonction de

transfert entre le risque de fractures costales et le paramètre expérimental ETP_{max} pour chaque lieu d'impact. Une cartographie du risque lésionnel thoracique, prenant en compte l'intervalle de confiance à 95 % des fonctions de transfert, est alors développée suivant ces différents lieux d'impact. La fiabilité de cette étude est évaluée à l'aide d'une étude clinique et d'un rapport de cas dont les conditions d'impact sont reproduites sur un bloc de gel. Le risque lésionnel indiqué par l'outil de prédiction coïncide avec le bilan lésionnel observé lors d'impacts sternaux sur des sujets cadavériques. À noter que la mise en place de cet outil dépend du modèle HUByx, de son anthropométrie et de sa modélisation EF (discrétisation du maillage, lois de comportement, etc.). L'outil est à proprement parler modèle dépendant. Par exemple, la mise au point d'un outil de prédiction associé à un 95ème percentile masculin nécessite de réappliquer la méthodologie et l'ensemble des conditions d'impact sur HUByx mis à l'échelle vers cette nouvelle anthropométrie. Cependant, il est mis en exergue que la mise en adéquation de l'anthropométrie d'HUByx avec celle du sujet cadavérique apporte une tendance vers l'amélioration de la prédiction du risque lésionnel. Il est montré également les limites de l'outil de prédiction à corréler avec le bilan lésionnel observé sur un sujet vivant dont l'anthropométrie s'éloigne fortement d'un 50ème percentile masculin. Enfin, une limitation de l'outil est ajoutée et concerne la surestimation du risque de fractures costales prédit lors d'impacts localisés dans la région intercostale où d'importantes plaies ouvertes sont observées. Ce type de lésions ne peut être représenté par le modèle actuel d'HUByx et délimite ainsi les frontières d'application de l'outil de prédiction lésionnelle.

Au terme de ces travaux de thèse, quelques améliorations et de nombreuses perspectives peuvent être envisagées. Elles sont alors présentées dans la partie suivante.

Perspectives

Modélisation du gel SEBS lors d'impacts balistiques

La modélisation du comportement du gel SEBS est fondée sur des essais de caractérisation mécanique en compression et en traction. Alors que la réponse du matériau en compression est déterminée par le biais d'essais à des vitesses de sollicitation quasi-statiques (0.0018 s^{-1}) à dynamiques (1520 s^{-1}), la réponse en traction est connue jusqu'à 60 s^{-1}. Ainsi, la caractérisation de ce type de matériau en dynamique constitue un véritable axe de recherche pour le laboratoire LAMIH de l'université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, où de nouveaux moyens d'essais seraient à développer. Le dispositif de barres de traction prétendues de Hopkinson, disponible au sein du LAMIH, est constitué de barres métalliques et permet de caractériser des matériaux à hautes tenues mécaniques jusqu'à leur rupture à des vitesses de déformations modérées à élevées [184, 185]. Adapter ce type de dispositif pour des

matériaux mous tel que le gel SEBS impose l'utilisation de barres polymériques comme le nylon. Cependant, la détermination du comportement du gel à des vitesses élevées et principalement à des grandes déformations ($> 300\,\%$) nécessite un long temps de chargement et par conséquent des barres en nylon de longueur d'environ 10 m. La nature viscoélastique de ces barres est donc à considérer pour le dimensionnement de ce dispositif et l'exploitation des mesures expérimentales. Des approches expérimentales et numériques ainsi qu'une démarche d'optimisation sont à envisager pour caractériser, en traction à des vitesses de sollicitation dynamiques, non seulement le gel SEBS, mais également l'ensemble des matériaux mous tels que les caoutchoucs, les mousses ou encore les tissus biologiques.

Lors de ces travaux de thèse, la modélisation d'impacts balistiques non pénétrants sur le gel SEBS est basée sur la méthode des éléments finis. Il est observé dans le deuxième chapitre de ce mémoire que cette méthode présente des limites à simuler des enfoncements très élevés dans le gel, où les éléments subissent des déformations et des distorsions élevées. Bien qu'étant à présent moins compétitif en temps de calcul, la méthode numérique SPH (*Smoothed Particle Hydrodynamics*), appartenant à une méthode sans maillage, peut palier les problèmes rencontrés en MEF. Cette méthode particulaire est appliquée dans la littérature pour la simulation de la pénétration d'un projectile rigide dans la gélatine balistique [186, 187]. Cela constitue ainsi des perspectives d'études intéressantes dans la simulation d'impacts balistiques sur des corps mous.

Modélisation de l'impact d'un projectile sur un gilet pare-balles

Le troisième chapitre de ce mémoire présente à la fois la robustesse et les limites de la modélisation équivalente du gilet pare-balles. Une seule couche d'éléments coques ne peut bien évidemment pas représenter l'intégralité des phénomènes produits lors d'un impact d'un projectile sur un gilet pare-balles. L'approche multi-échelles est à associer à la modélisation équivalente afin de reproduire le comportement véritable du gilet pare-balles composé de plis unidirectionnels ou de textiles tissés. Le nombre de couches à modéliser serait déterminé par le nombre de couches non perforées du gilet de protection. Une loi de comportement, sans endommagement ni rupture, adaptée au textile tissé ou composite stratifié serait choisie, où la densité, l'épaisseur, les modules de rigidité et de cisaillement seraient à identifier par méthode inverse.

Fiabilité de l'outil de prédiction lésionnelle

Le développement de l'outil expérimental de prédiction lésionnelle, exposé dans le quatrième chapitre, repose sur l'étude clinique de Bir à l'université Wayne State [44]. La fiabilité de cet outil est

évaluée à partir de rapports de cas issus d'une étude clinique et d'un rapport de cas de terrain. Parmi ces cas, trois peuvent être comparés au risque de fractures costales prédit, car ils ne présentent pas de blessures ouvertes. Bien évidemment, ces résultats sont encourageants, mais ne suffisent pas assurer la robustesse de l'outil de prédiction. De plus, afin d'obtenir un outil de prédiction plus représentatif de la population sujette à des impacts balistiques non pénétrants, des rapports de cas de terrain sont à obtenir. Récemment, quarante-sept cas ont été rapportés et concernent l'étude de BABT [188]. Les conditions d'impact (projectile et gilet pare-balles) sont mentionnées ainsi que le bilan lésionnel de l'individu avec la présence ou non de fractures costales. Par conséquent, il serait intéressant de reproduire ces différents cas sur un bloc de gel permettant l'évaluation et la calibration de l'outil de prédiction.

Évaluation des blessures pulmonaires

Les lésions pulmonaires ne sont pas étudiées dans ces travaux de thèse. Néanmoins, Kobayashi et Mellen présentent un rapport de cas de terrain, où un projectile ALR déformable (eXact iMpact®) a provoqué une large contusion pulmonaire sur un homme. La condition d'impact est reproduite sur le mannequin numérique HUByx et le champ de pression du poumon gauche est analysé (figure I). Il correspond à une pression de contact purement numérique. Une valeur maximale de 2.406 MPa est relevée. Cette condition d'impact a provoqué une telle blessure pulmonaire sur un individu dont les caractéristiques anthropométriques sont supérieures à celles d'HUByx, défini comme un $50^{\text{ème}}$ percentile masculin. Ainsi, il peut être conjecturé qu'une condition d'impact provoquant une pression maximale supérieure à 2.406 MPa dans les poumons d'HUByx présenterait un risque élevé, non quantifiable, de contusions pulmonaires. En revanche, aucune conclusion ne peut être apportée lorsque la pression est inférieure à ce seuil.

À partir de ce résultat, une étude approfondie, basée sur une analyse statistique, permet de représenter le champ de pression des poumons pour différents lieux d'impact sur le thorax d'HUByx en fonction de la valeur du paramètre expérimental ETP_{max} (figure II). Le seuil du risque de contusions pulmonaires est franchi lorsque la pression maximale dans les poumons est supérieure à 2.406 MPa. Il est indiqué par une croix noire apparaissant notamment à partir d'une valeur de 6 m.s^{-1} pour ETP_{max}. Cette analyse constitue les premiers résultats vers la prédiction du risque de contusions pulmonaires lors d'impacts balistiques non pénétrants. Des cas supplémentaires, présentés dans la suite de ce mémoire, sont disponibles dans la littérature, mais nécessite des travaux supplémentaires pour être exploitables.

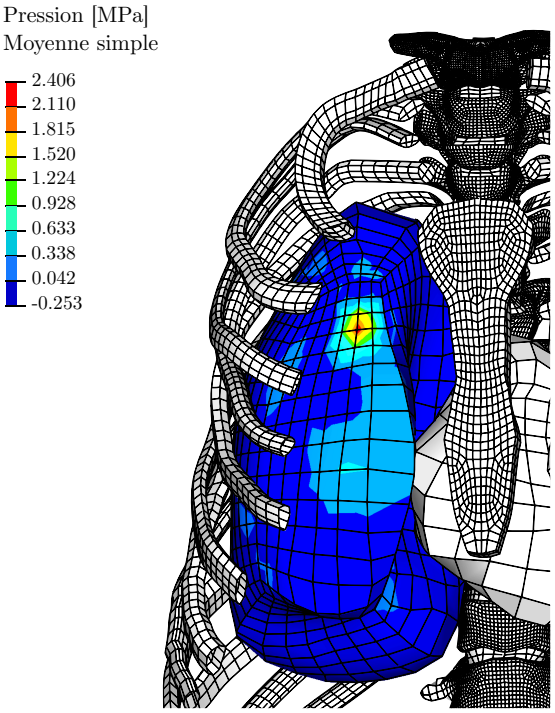
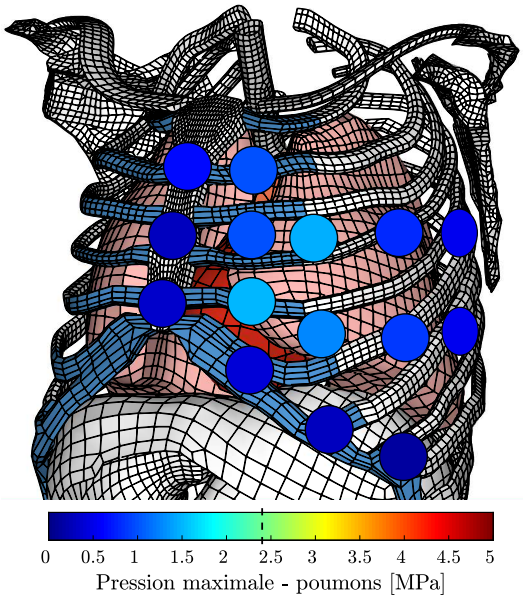
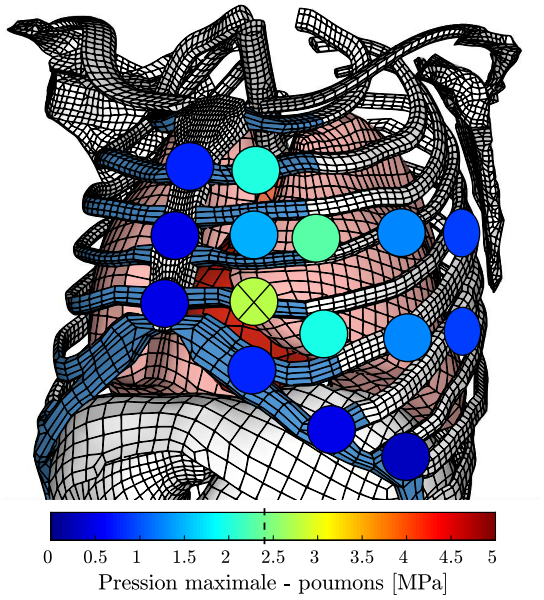


FIGURE I: Représentation du champ de pression dans le poumon gauche lors d'un impact sur HUByx.

(a) $\mathrm{ETP}_{\mathrm{max}} = 2\ \mathrm{m.s}^{-1}$



(b) $\mathrm{ETP}_{\mathrm{max}} = 4\ \mathrm{m.s}^{-1}$



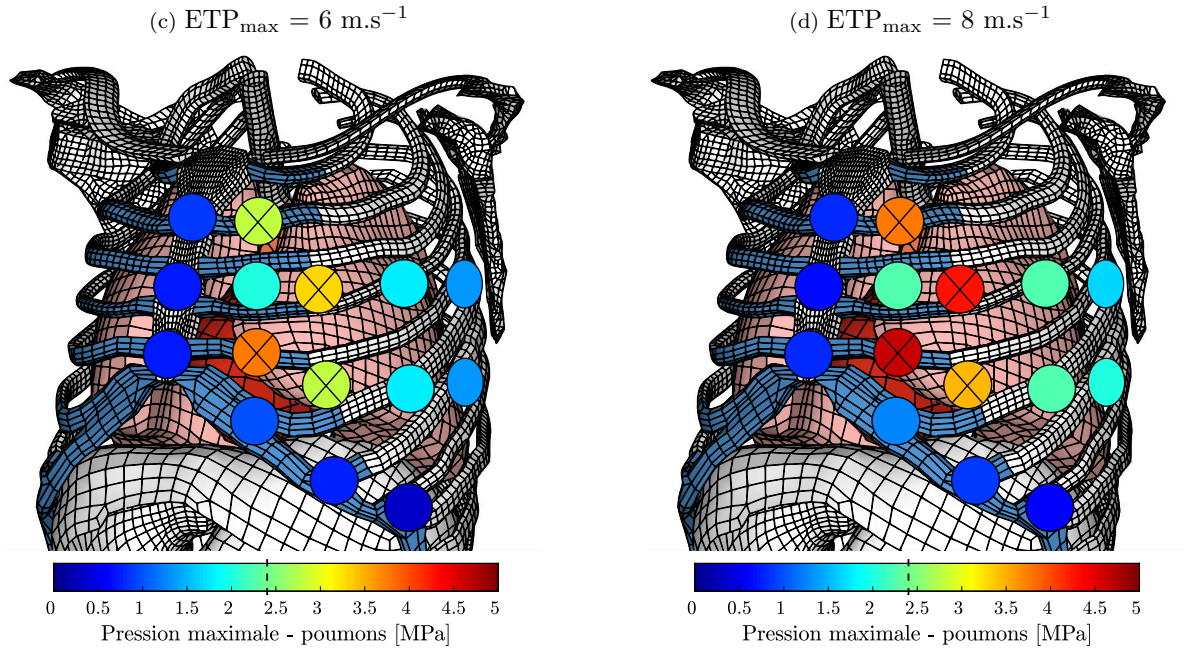


FIGURE II: Cartographie du champ de pression maximale dans les poumons lors d'impacts thoraciques pour différentes valeurs du paramètre expérimental ETP_{max}.

L'étude clinique synthétisée par RIFFAULT mentionne un tir dans la région pulmonaire (cas n° 287) ayant entrainé une plaie ouverte sans lésion pulmonaire. La simulation de cet impact requiert la prise en compte de l'endommagement et de la rupture dans la modélisation du comportement de la peau et des muscles d'HUByx. Des travaux pourraient, le cas échéant, se concentrer sur les champs locaux de déformation et de pression des poumons afin de développer, à l'aide des rapports de cas, un critère numérique de blessures pulmonaires.

Parmi les quarante-sept cas de terrain rapportés par BIR *et al.*, quelques conditions d'impact ont provoqué des contusions pulmonaires [188]. Ces données pourraient être utilisées pour calibrer un critère numérique de lésions pulmonaires et étendre l'outil expérimental à la prédiction de blessures pulmonaires.

À ce cas s'ajoute celui décrit par WAHL *et al.*, où un projectile tiré par l'arme Flash-Ball® a provoqué une contusion de la peau, une contusion cardiaque et pulmonaire [39]. Cette condition d'impact est à reproduire expérimentalement sur le gel SEBS en considérant la variabilité de l'énergie cinétique du projectile en sortie de canon. Des travaux de modélisation du comportement de ce projectile déformable seraient à effectuer permettant la modélisation de l'impact sur HUByx. Une nouvelle donnée serait à disposition pour évaluer la fiabilité de l'outil de prédiction de lésions pulmonaires.

Évaluation des blessures cardiaques

Les lésions cardiaques ne sont pas étudiées dans ces travaux de thèse. Cependant, l'étude clinique rapportée par Riffault mentionne un cas (n° 283) de BABT ayant provoqué une ecchymose du péricarde, une contusion myocardique et une importante plaie cutanée de dimensions 6 x 7 cm [46, 47]. De la même manière que précédemment, la simulation de cet impact nécessite la prise en compte de l'endommagement et de la rupture dans la modélisation du comportement de la peau et des muscles d'HUByx. Des travaux pourraient, le cas échéant, se focaliser sur les champs locaux de déformation et de pression du cœur afin de développer un critère numérique de blessures cardiaques.

La littérature fait également référence à un rapport de cas de terrain mentionnant une contusion cardiaque. Il s'agit du cas présenté dans la partie précédente, où un projectile tiré par l'arme Flash-Ball® a provoqué une contusion de la peau, une contusion cardiaque et pulmonaire [39]. Il constitue une nouvelle condition d'impact à reproduire à la fois sur le gel SEBS et sur le mannequin numérique HUByx et pourrait permettre, à l'aide du cas précédent, d'acquérir de nouvelles données pour étendre l'outil expérimental à la prédiction de lésions cardiaques.

Analyse du risque lésionnel lors d'impacts sur diverses régions anatomiques

Ces travaux de thèse se consacrent à l'évaluation du risque lésionnel lors de chocs localisés thoraciques. Durant un affrontement avec les forces de l'ordre ou lors de combats armés, les impacts peuvent se situer dans la région abdominale et dans la partie postérieure du thorax. Il serait ainsi utile d'appliquer la méthodologie mise au point dans cette thèse pour ces lieux d'impacts. Par conséquent, cela requiert un nombre suffisant de rapports de cas mettant en exergue toutes les informations nécessaires pour leur reproduction sur un bloc de gel SEBS et sur HUByx. Riffault, Bir *et al.* et Eck présentent des études cliniques et des rapports de cas de terrain impliquant des impacts balistiques non pénétrants dans ces régions anatomiques [46, 47, 188, 189]. Cependant, en supposant que la partie postérieure du thorax d'HUByx est biofidèle, la réponse de l'abdomen du modèle HUByx n'est pas validée pour des chocs dynamiques localisés tels que des impacts balistiques. Les corridors biomécaniques en effort-déplacement-temps de l'abdomen présentés dans les travaux Bir et Eck sont fondés sur des impacts de projectiles ALR rigides [189, 190]. L'ensemble de ces travaux constitue ainsi de nouvelles perspectives de recherche dans la modélisation de l'abdomen d'HUByx et dans la prédiction du risque de blessures pour ces lieux d'impact.

Personnalisation du mannequin numérique HUByx

L'outil de prédiction lésionnelle développé dans ces travaux repose sur l'utilisation du mannequin numérique HUByx défini comme un $50^{\text{ème}}$ percentile masculin. Or, adapter l'anthropométrie d'HUByx au sujet réel pourrait amener vers une représentativité accrue du risque lésionnel. Ensuite, afin de pouvoir exploiter au mieux les études cliniques sur des sujets cadavériques et les rapports de cas de terrain, la réponse biomécanique à l'impact de chaque individu étudié doit être calibrée au moyen d'une personnalisation mécanique. Pour faire face à ces problématiques, des travaux à long terme sont à envisager et peuvent s'inspirer notamment des thèses de Bertrand et Mayeur sur la personnalisation géométrique et mécanique du thorax humain [183, 191]. Ainsi, les résultats de ces travaux pourraient aboutir à une personnalisation individuelle des gilets pare-balles. Ceci concerne notamment les gilets féminins, où la morphologie doit être précisément prise en compte afin d'optimiser le confort et l'efficacité des équipements de protection.

Ces perspectives représentent des travaux à court, moyen et long terme et s'inscrivent dans différentes thématiques de recherche dont peuvent bénéficier de nombreux secteurs industriels :

- la caractérisation mécanique des matériaux mous ;
- la modélisation numérique des textiles tissés et des structures composites ;
- la modélisation d'impacts balistiques à hautes vitesses ;
- la modélisation du comportement abdominal lors de chocs localisés ;
- la balistique lésionnelle ;
- la personnalisation géométrique et mécanique du thorax humain ;
- l'optimisation des armes à létalité réduite et des gilets pare-balles.

Bibliographie

[1] Robbe, C.. Evaluation expérimentale de l'impact thoracique des projectiles non-létaux. Thèse de doctorat ; Université de Liège ; Liège, Belgique ; 2013.

[2] Suyama, J., Panagos, P.D., Sztajnkrycer, M.D., FitzGerald, D.J., Barnes, D.. Injury patterns related to use of less-lethal weapons during a period of civil unrest. *The Journal of Emergency Medicine* 2003 ;25(2) :219–227. doi :10.1016/S0736-4679(03)00179-3.

[3] Bir, C., Viano, D., King, A.. Development of biomechanical response corridors of the thorax to blunt ballistic impacts. *Journal of Biomechanics* 2004 ;37(1) :73–79. doi :10.1016/S0021-9290(03)00238-0.

[4] Mahoney, P.F., Ryan, J.M., Brooks, A.J., William Schwab, C., éditeurs. Ballistic Trauma : A Practical Guide. Londre, Angleterre : Springer-Verlag ; 2005. ISBN 978-1-85233-678-3.

[5] Prat, N., Rongieras, F., Sarron, J.C., Miras, A., Voiglio, E.. Contemporary body armor : technical data, injuries, and limits. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 2012 ;38(2) :95–105. doi :10.1007/s00068-012-0175-0.

[6] Ballistic Resistance of Body Armor NIJ Standard-0101.06. Rap. Tech. ; *U.S. Department of Justice, Office of Justice Programs* ; Washington, DC, États-Unis ; 2008.

[7] Hewins, K.. Behind Armor Blunt Trauma : The development of a Thoracic and Abdominal Simulator Rig. Thèse de doctorat ; Université de Cranfield ; Shrivenham, Angleterre ; 2012.

[8] Rating the severity of tissue damage. I. The abbreviated scale. *JAMA* 1971 ;215(2) :277–280.

[9] Baker, S.P., O'Neill, B., Haddon, W., Long, W.B.. The injury severity score : a method for describing patients with multiple injuries and evaluating emergency care. *The Journal of Trauma : Injury, Infection, and Critical Care* 1974 ;14(3) :187–196. doi :10.1097/00005373-197403000-00001.

[10] Lawnick, M.M., Champion, H.R., Gennarelli, T., Galarneau, M.R., D'Souza, E., Vickers, R.R., et al. Combat injury coding : A review and reconfiguration. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 2013 ;75(4) :573–581. doi :10.1097/TA.0b013e3182a53bc6.

[11] Le, T.D., Orman, J.A., Stockinger, Z.T., Spott, M.A., West, S.A., Mann-Salinas, E.A., et al. The Military Injury Severity Score (mISS) : A better predictor of combat mortality than Injury Severity Score (ISS). *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 2016 ;81(1) :114–121. doi :10.1097/TA.0000000000001032.

[12] The Abbreviated Injury Scale (AIS) 1998 revision. Rap. Tech. ; *Association for the Advancement of Automotive Medicine* ; Des Plaines, États-Unis ; 1998.

[13] Eppinger, R.H., Marcus, J.H., Morgan, R.M.. Development of Dummy and Injury index for NHTSA's Thoracic Side Impact Protection Research Program. Dans : *SAE Technical Paper*. SAE International ; 1984, p. 31. doi :10.4271/840885.

[14] Morgan, R.M., Marcus, J.H., Eppinger, R.H.. Side Impact - The Biofidelity of NHTSA's Proposed ATD and Efficacy of TTI. Dans : *13th Stapp Car Crash Conference Proceedings*. SAE International ; 1986,doi :10.4271/861877.

[15] CDC Growth Charts, Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Health Statistics. 2017.

[16] Sturdivan, L.M.. Modeling in Blunt Trauma Research. Dans : *Proceedings of the Second Annual Soft Body Armor Symposium*. Miami, États-Unis ; 1976,.

[17] Sturdivan, L.M., Viano, D.C., Champion, H.R.. Analysis of Injury Criteria to Assess Chest and Abdominal Injury Risks in Blunt and Ballistic Impacts :. *The Journal of Trauma : Injury, Infection, and Critical Care* 2004 ;56(3) :651–663. doi :10.1097/01.TA.0000074108.36517.D4.

[18] Clare, V.R., Lewis, J.H., Mickiewicz, A.P., Sturdivan, L.M.. Blunt trauma data correlation. Rap. Tech. EB-TR-75016 ; *Edgewood Arsenal* ; Aberdeen Proving Ground, MD, États-Unis ; 1975.

[19] Kroell, C.K., Schneider, D.C., Nahum, A.M.. Impact Tolerance and Response of the Human Thorax. Dans : *15th Stapp Car Crash Conference Proceedings*. SAE International ; 1971, p. 51. doi :10.4271/710851.

[20] Kroell, C.K., Schneider, D.C., Nahum, A.M.. Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II. Dans : *18th Stapp Car Crash Conference Proceedings*. SAE International ; 1974, p. 39. doi :10.4271/741187.

[21] Viano, D.C., Lau, I.V.. A viscous tolerance criterion for soft tissue injury assessment. *Journal of Biomechanics* 1988 ;21(5) :387–399.

[22] Mertz, H.J.. A Procedure for Normalizing Impact Response Data. Dans : *SAE Technical Paper*. SAE International ; 1984,doi :10.4271/840884.

[23] Carroll, A.W., Soderstrom, C.A.. A new nonpenetrating ballistic injury. *Annals of surgery* 1978 ;188(6) :753.

[24] Cannon, L.. Behind armour blunt trauma-an emerging problem. *Journal of the Royal Army Medical Corps* 2001 ;147(1) :87–96.

[25] Carr, D.J., Horsfall, I., Malbon, C.. Is behind armour blunt trauma a real threat to users of body armour ? A systematic review. *Journal of the Royal Army Medical Corps* 2016 ;162(1) :8–11.

[26] Cooper, G., Taylor, D.. Biophysics of Impact Injury to the Chest and Abdomen. *JR Army Med Corps* 1989 ;135 :58–67.

[27] King, A.I.. Fundamentals of Impact Biomechanics : Part I - Biomechanics of the Head, Neck, and Thorax. *Annual Review of Biomedical Engineering* 2000 ;2(1) :55–81. doi :10.1146/annurev.bioeng.2.1.55.

[28] Nau, A., Prat, N., Fusaï, T., Sarron, J., Peytel, E.. Intérêts et limites des effets de protection. *Urgences* 2009 ;64 :667–675.

[29] Ritchie, A.J., Gibbons, J.R.. Life threatening injuries to the chest caused by plastic bullets. *BMJ (Clinical research ed)* 1990 ;301(6759) :1027.

[30] Haar, R.J., Iacopino, V., Ranadive, N., Dandu, M., Weiser, S.D.. Death, injury and disability from kinetic impact projectiles in crowd-control settings : a systematic review. *BMJ Open* 2017 ;7(12) :e018154. doi :10.1136/bmjopen-2017-018154.

[31] Millar, R., Rutherford, W.H., Johnson, S., Malhotra, V.J.. Injuries caused by rubber bullets : a report on 90 patients. *The British Journal of Surgery* 1975 ;62(6) :480–486.

[32] Ritchie, A.. Plastic bullets : significant risk of serious injury above the diaphragm. *Injury* 1992 ;23(4) :265–266. doi :10.1016/S0020-1383(05)80013-0.

[33] Rocke, L.. Injuries caused by plastic bullets compared with those caused by rubber bullets. *The Lancet* 1983 ;1(8330) :919–920.

[34] de Brito, D., Challoner, K.R., Sehgal, A., Mallon, W.. The injury pattern of a new law enforcement weapon : The police bean bag. *Annals of Emergency Medicine* 2001 ;38(4) :383–390. doi :10.1067/mem.2001.117272.

[35] Mahajna, A., Aboud, N., Harbaji, I., Agbaria, A., Lankovsky, Z., Michaelson, M., et al. Blunt and penetrating injuries caused by rubber bullets during the Israeli-Arab conflict in October, 2000 : a retrospective study. *The Lancet* 2002 ;359(9320) :1795–1800.

[36] Hughes, D., Maguire, K., Dunn, F., Fitzpatrick, S., Rocke, L.. Plastic baton round injuries. *Emergency Medicine Journal* 2005 ;22(2) :111–112. doi :10.1136/emj.2003.007518.

[37] Maguire, K., Hughes, D.M., Fitzpatrick, M.S., Dunn, F., Rocke, L.G.R., Baird, C.J.. Injuries caused by the attenuated energy projectile : the latest less lethal option. *Emergency Medicine Journal* 2007 ;24(2) :103–105. doi :10.1136/emj.2006.039503.

[38] Sehgal, A., Challoner, K.R.. The Flexible Baton TM-12 : a case report involving a new police weapon. *The Journal of emergency medicine* 1997 ;15(6) :789–791.

[39] Wahl, P., Schreyer, N., Yersin, B.. Injury pattern of the Flash-Ball®, a less-lethal weapon used for law enforcement : Report of two cases and review of the literature. *The Journal of Emergency Medicine* 2006 ;31(3) :325–330. doi :10.1016/j.jemermed.2005.09.022.

[40] Kobayashi, M., Mellen, P.F.. Rubber Bullet Injury : Case Report With Autopsy Observation and Literature Review. *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology* 2009 ;30(3) :262–267. doi :10.1097/PAF.0b013e318187dfa8.

[41] Wilhelm, M., Bir, C.. Injuries to law enforcement officers : The backface signature injury. *Forensic Science International* 2008 ;174(1) :6–11. doi :10.1016/j.forsciint.2007.02.028.

[42] Lewis, E., Johnson, P., Bleetman, A., Bir, C., Horsfall, I., Watson, C., et al. An investigation to confirm the existence of "pencilling" as a non-penetrating behind armour injury. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. La Haye, Pays-Bas ; 2004,.

[43] Thomas, G.E.. Fatal .45–70 Rifle Wounding of a Policeman Wearing a Bulletproof Vest. *Journal of Forensic Sciences* 1982 ;27(2) :11502J. doi :10.1520/JFS11502J.

[44] Bir, C.. The evaluation of blunt ballistic impacts of the thorax. Thèse de doctorat ; Université Wayne State ; Detroit, États-Unis ; 2000.

[45] Bir, C., Viano, D.C.. Design and Injury Assessment Criteria for Blunt Ballistic Impacts. *The Journal of Trauma : Injury, Infection, and Critical Care* 2004 ;57(6) :1218–1224. doi :10.1097/01.TA.0000114066.77967.DE.

[46] Riffault, E.. Etude des traumatismes dus à l'impact de balles. Rap. Tech. ; *Ministère de l'intérieur, Direction générale de la police nationale, Direction de la logistique de la police* ; Paris, France ; 1983.

[47] Lésions par balles avec et sans dispositif de protection. Contrat I.R.O. - D.R.E.T. 80715 ; 1984.

[48] Cooper, G., Maynard, R.. An Experimental Investigation of the Biokinetic Principles Governing Non-Penetrating Impact to the Chest and the Influence of the Rate of Body Wall Distorsion Upon the Severity of Lung Injury. Zurich, Switzerland ; 1986,.

[49] Gryth, D., Rocksén, D., Persson, J.K., Arborelius, U.P., Drobin, D., Bursell, J., et al. Severe lung contusion and death after high-velocity behind-armor blunt trauma : relation to protection level. *Military medicine* 2007 ;172(10) :1110–1116.

[50] Kunz, S.N., Arborelius, U.P., Gryth, D., Sonden, A., Gustavsson, J., Wangyal, T., et al. Cardiac Changes After Simulated Behind Armor Blunt Trauma or Impact of Nonlethal Kinetic Projectile Ammunition :. *The Journal of Trauma : Injury, Infection, and Critical Care* 2011 ;71(5) :1134–1143. doi :10.1097/TA.0b013e318232b079.

[51] Lidén, E., Berlin, R., Janzon, B., Schantz, B., Seeman, T.. Some observations relating to behind-body armour blunt trauma effects caused by ballistic impact. *The Journal of Trauma* 1988 ;28(1 Suppl) :S145–148.

[52] Pavier, J., Langlet, A., Eches, N., Prat, N., Bailly, P., Jacquet, J.F.. Experimental study of the coupling parameters influencing the terminal effects of thoracic blunt ballistic impacts. *Forensic Science International* 2015 ;252 :39–51. doi :10.1016/j.forsciint.2015.04.004.

[53] Prat, N., Rongieras, F., de Freminville, H., Magnan, P., Debord, E., Fusai, T., et al. Comparison of thoracic wall behavior in large animals and human cadavers submitted to an identical ballistic blunt thoracic trauma. *Forensic Science International* 2012 ;222(1-3) :179–185. doi :10.1016/j.forsciint.2012.05.022.

[54] Prat, N., Rongieras, F., Voiglio, E., Magnan, P., Destombe, C., Debord, E., et al. Intrathoracic Pressure Impulse Predicts Pulmonary Contusion Volume in Ballistic Blunt Thoracic Trauma :. *The Journal of Trauma : Injury, Infection, and Critical Care* 2010 ;69(4) :749–755. doi :10.1097/TA.0b013e3181f2fe30.

[55] Sondén, A., Rocksén, D., Riddez, L., Davidsson, J., Persson, J.K., Gryth, D., et al. Trauma Attenuating Backing Improves Protection Against Behind Armor Blunt Trauma :. *The Journal of Trauma : Injury, Infection, and Critical Care* 2009 ;67(6) :1191–1199. doi :10.1097/TA.0b013e3181a5b0e1.

[56] Robbe, C., Nsiampa, N., Papy, A., Oukara, A., Meersman, K.. A new thoracic surrogate for assessing the impact of kinetic energy non-lethal projectiles. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. Cambridge, Royaume-Uni ; 2014,.

[57] Tawell G., M.. Kinetic Energy Less Lethal Weapons and Their Associated Blunt Trauma Injuries. Thèse de doctorat ; Université de Cranfield ; Cranfield, Royaume-Uni ; 2007.

[58] Tam, W., Rozant, O., Thoral-Pierre, K., Pope, D., Softley, I., Baker, L., et al. The UK Behind Armour Blunt Trauma Rig - 20 years on. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. 2016, p. 455–465.

[59] Bass, C.R., Salzar, R.S., Lucas, S.R., Davis, M., Donnellan, L., Folk, B., et al. Injury Risk in Behind Armor Blunt Thoracic Trauma. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 2006 ;12(4) :429–442. doi :10.1080/10803548.2006.11076702.

[60] Rice, K., Lightsey, S.. An update on U.S. National Institute of Justice performance standards for personal body armor. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. Colchester, Royaume-Uni ; 2000, p. 235–244.

[61] Roberts, J.C., Biermann, P.J., O'Connor, J.V., Ward, E.E., Cain, R.P., Carkhuff, B.G., et al. Modeling nonpenetrating ballistic impact on a human torso. *Johns Hopkins APL Technical Digest* 2005 ;26(1) :84–92.

[62] Roberts, J., Merkle, A., Biermann, P., Ward, E., Carkhuff, B., Cain, R., et al. Computational and experimental models of the human torso for non-penetrating ballistic impact. *Journal of Biomechanics* 2007 ;40(1) :125–136. doi :10.1016/j.jbiomech.2005.11.003.

[63] Ballistic Resistance of Personal Body Armor (NIJ Standard No. 0101.04). Rap. Tech. ; *U.S. Department of Justice, Office of Science and Technology* ; Washington, DC, États-Unis ; 2001.

[64] Stojsih, S., Longhurst, D., Bir, C.. Behind armor blunt trauma : comparison of field and experimental data. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. Québec, Canada ; 2010, p. 287–293.

[65] Shen, W., Niu, Y., Bykanova, L., Laurence, P., Link, N.. Characterizing the Interaction Among Bullet, Body Armor, and Human and Surrogate Targets. *Journal of Biomechanical Engineering* 2010 ;132(12) :1–11. doi :10.1115/1.4002699.

[66] Karahan, M., Kuş, A., Eren, R.. An investigation into ballistic performance and energy absorption capabilities of woven aramid fabrics. *International Journal of Impact Engineering* 2008 ;35(6) :499–510. doi :10.1016/j.ijimpeng.2007.04.003.

[67] Roberts, J.C., Ward, E.E., Merkle, A.C., O'Connor, J.V.. Assessing Behind Armor Blunt Trauma in Accordance With the National Institute of Justice Standard for Personal Body Armor Protection Using Finite Element Modeling :. *The Journal of Trauma : Injury, Infection, and Critical Care* 2007 ;62(5) :1127–1133. doi :10.1097/01.ta.0000231779.99416.ee.

[68] Sellier, K., Kneubuehl, B.. Wound Ballistics and the Scientific Background. New York, États-Unis : Elsevier ; 1994. ISBN 978-0-444-81511-8.

[69] Appleby-Thomas, G.J., Hazell, P.J., Wilgeroth, J.M., Shepherd, C.J., Wood, D.C., Roberts, A.. On the dynamic behavior of three readily available soft tissue simulants. *Journal of Applied Physics* 2011 ;109(8) :084701. doi :10.1063/1.3573632.

[70] Nagayama, K., Mori, Y., Motegi, Y., Nakahara, M.. Shock Hugoniot for Biological Materials. *Shock Waves* 2006 ;15(3-4) :267–275. doi :10.1007/s00193-006-0030-5.

[71] Bresson, F., Ducouret, J., Peyré, J., Maréchal, C., Delille, R., Colard, T., et al. Experimental study of the expansion dynamic of 9mm Parabellum hollow point projectiles in ballistic gelatin. *Forensic Science International* 2012 ;219(1-3) :113–118. doi :10.1016/j.forsciint.2011.12.007.

[72] Wen, Y., Xu, C., Wang, H., Chen, A., Batra, R.. Impact of steel spheres on ballistic gelatin at moderate velocities. *International Journal of Impact Engineering* 2013 ;62 :142–151. doi :10.1016/j.ijimpeng.2013.07.002.

[73] Swain, M., Kieser, D., Shah, S., Kieser, J.. Projectile penetration into ballistic gelatin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2014 ;29 :385–392. doi :10.1016/j.jmbbm.2013.09.024.

[74] Liu, L., Fan, Y., Li, W., Liu, H.. Cavity dynamics and drag force of high-speed penetration of rigid spheres into 10wt% gelatin. *International Journal of Impact Engineering* 2012 ;50 :68–75. doi :10.1016/j.ijimpeng.2012.06.004.

[75] Wang, Y., Shi, X., Chen, A., Xu, C.. The experimental and numerical investigation of pistol bullet penetrating soft tissue simulant. *Forensic Science International* 2015 ;249 :271–279. doi :10.1016/j.forsciint.2015.02.013.

[76] Yoon, G.H., Mo, J.S., Kim, K.H., Yoon, C.H., Lim, N.H.. Investigation of bullet penetration in ballistic gelatin via finite element simulation and experiment. *Journal of Mechanical Science and Technology* 2015 ;29(9) :3747–3759. doi :10.1007/s12206-015-0821-7.

[77] Wen, Y., Xu, C., Wang, S., Batra, R.. Analysis of behind the armor ballistic trauma. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2015 ;45 :11–21. doi :10.1016/j.jmbbm.2015.01.010.

[78] Luo, S., Xu, C., Chen, A., Zhang, X.. Experimental investigation of the response of gelatine behind the soft body armor. *Forensic Science International* 2016 ;266 :8–13. doi :10.1016/j.forsciint.2016.04.019.

[79] Liu, L., Fan, Y., Li, W.. Viscoelastic shock wave in ballistic gelatin behind soft body armor. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2014 ;34 :199–207. doi :10.1016/j.jmbbm.2014.02.011.

[80] Chevalier, T., Barbillon, F., Orsat, G., Bailly, P., Mauzac, O.. Implementation and level of confidence of numerical model of ballistic gel SEBS. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. Cambridge, Royaume-Uni ; 2014,.

[81] Mauzac, O., Paquier, C., Debord, E., Barbillon, F., Mabire, P., Jacket, J.. A substitute of gelatin for the measurement of dynamic back face deformation. Dans : *European symposium on non-lethal weapons*. Ettlingen, Allemagne ; 2011,.

[82] Fackler, M.L., Malinowski, J.A.. Ordnance Gelatin for Ballistic Studies : Detrimental Effect of Excess Heat Used in Gelatin Preparation. *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology* 1988 ;9(3).

[83] Cronin, D.S., Falzon, C.. Characterization of 10% Ballistic Gelatin to Evaluate Temperature, Aging and Strain Rate Effects. *Experimental Mechanics* 2011 ;51(7) :1197–1206. doi :10.1007/s11340-010-9438-z.

[84] Mrozek, R.A., Leighliter, B., Gold, C.S., Beringer, I.R., Yu, J.H., VanLandingham, M.R., et al. The relationship between mechanical properties and ballistic penetration depth in a viscoelastic gel. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2015 ;44 :109–120. doi :10.1016/j.jmbbm.2015.01.001.

[85] Mauzac, O., Paquier, C., Debord, E., Barbillon, F., Mabire, P., Jacket, J.. A substitute of gelatin for the measurement of dynamic back face deformation. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. Québec, Canada ; 2010,.

[86] Mauzac, O., Paquier, C., Barbillon, F., Mabire, P., Jacquet, J.F., Debord, E., et al. Comparative assessment of Behind Armour Blunt Trauma (BABT) by means of a novel transparent synthetic gel. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. Nuremberg, Allemagne ; 2012,.

[87] Bolduc, M., Anctil, B.. Improve test methods for better protection, a BABT protocol proposal for STANAG 2920. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. Québec, Canada ; 2010,.

[88] Nsiampa, N.. Numerical Assessment of Non-Lethal Projectile Thoracic Impacts. Thèse de doctorat ; Université de Liège ; Bruxelles, Belgique ; 2016.

[89] Nsiampa, N., Robbe, C., Oukara, A., Papy, A.. Comparison of less lethal 40 mm sponge projectile and the 37 mm projectile for injury assessment on human thorax. *EPJ Web of Conferences* 2012 ;26. doi :10.1051/epjconf/20122603002.

[90] Pavier, J., Langlet, A., Eches, N., Jacquet, J.F.. On ballistic parameters of less lethal projectiles influencing the severity of thoracic blunt impacts. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2015 ;18(2) :192–200. doi :10.1080/10255842.2013.789101.

[91] Taylor, G.. The Use of Flat-Ended Projectiles for Determining Dynamic Yield Stress. I. Theoretical Considerations. *Proceedings of the Royal Society A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 1948 ;194(1038) :289–299. doi :10.1098/rspa.1948.0081.

[92] Iosif, G., Epure, g., Anghel, L., Mosteanu, D.. Numerical Modelling of Terminal Ballistic for 40x46 mm Lesslethal Kinetic Grenade. *International conference KNOWLEDGE-BASED ORGANIZATION* 2017 ;23(3). doi :10.1515/kbo-2017-0176.

[93] Oukara, A., Nsiampa, N., Robbe, C., Papy, A.. Injury Risk Assessment of Non-Lethal Projectile Head Impacts. *The Open Biomedical Engineering Journal* 2014 ;8(1) :75–83. doi :10.2174/1874120701408010075.

[94] Robbe, C., Nsiampa, N., Papy, A., Oukara, A.. An hybrid experimental/numerical method to assess the lethality of a kinetic energy non-lethal weapon system. Dans : *27th International Symposium on Ballistics*. Fribourg, Allemagne ; 2013,.

[95] Ogden, R.W.. Large Deformation Isotropic Elasticity - On the Correlation of Theory and Experiment for Incompressible Rubberlike Solids. *Proceedings of the Royal Society of London A Mathematical and Physical Sciences* 1972 ;326(1567) :565–584. doi :10.1098/rspa.1972.0026.

[96] Rivlin, R.S.. Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. IV. Further Developments of the General Theory. *Philosophical Transactions of the Royal Society A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 1948 ;241(835) :379–397. doi :10.1098/rsta.1948.0024.

[97] Awoukeng Goumtcha, A., Bodo, M., Taddei, L., Roth, S.. From military to civil loadings : Preliminary numerical-based thorax injury criteria investigations : Thoracic Injury Criteria from Numerical Study of Real-World Accident. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 2016 ;32(3) :1–14. doi :10.1002/cnm.2738.

[98] Baumgartner, D., Willinger, R.. Finite element modelling of human head injuries caused by ballistic projectiles. *Revue Européenne des Éléments Finis* 2005 ;14(4-5) :559–576. doi :10.3166/reef.14.559-576.

[99] Kolsky, H.. An Investigation of the Mechanical Properties of Materials at very High Rates of Loading. *Proceedings of the Physical Society Section B* 1949 ;62(11) :676–700.

[100] Marechal, C., Bresson, F., Haugou, G.. Development of a numerical model of the 9 mm parabellum fmj bullet including jacket failure. *Engineering Transactions* 2011 ;59(4) :263–272.

[101] Mates, S., Rhorer, R.. Dynamic Deformation of Copper-Jacketed Lead Bullets : Experiments and Modeling. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. Québec, Canada ; 2010,.

[102] Johnson, G., Cook, W.. A Constitutive Model and Data for Metals Subjected to Large Strains, High Strain Rates, and High Temperatures. Dans : *Proceedings of the 7th International Symposium on Ballistics*. La Haye, Pays-Bas ; 1983, p. 541–547.

[103] Cowper, G., Symonds, P.. Strain-hardening and strain-rate effects in the impact loading of cantilever beams. Rap. Tech. ; *Brown University Division of Applied Mathematics* ; 1957.

[104] Vidal-Salle, E., Boisse, P.. Modelling the structures and properties of woven fabrics. Dans : *Modelling and Predicting Textile Behaviour*. Elsevier. ISBN 978-1-84569-416-6 ; 2010, p. 144–179.

[105] Tabiei, A., Nilakantan, G.. Ballistic Impact of Dry Woven Fabric Composites : A Review. *Applied Mechanics Reviews* 2008 ;61(1) :1–13. doi :10.1115/1.2821711.

[106] Cavallaro, P.. Soft Body Armor : An Overview of Materials, Manufacturing, Testing, and Ballistic Impact Dynamics. Rap. Tech. NUWC-NPT-TR-12-057 ; *Naval Undersea Warfare Center Division* ; Newport, États-Unis ; 2011.

[107] Ha-Minh, C., Imad, A., Kanit, T., Boussu, F.. Numerical analysis of a ballistic impact on textile fabric. *International Journal of Mechanical Sciences* 2013 ;69 :32–39. doi :10.1016/j.ijmecsci.2013.01.014.

[108] Gogineni, S., Gao, X.L., David, N.V., Zheng, J.Q.. Ballistic Impact of Twaron CT709® Plain Weave Fabrics. *Mechanics of Advanced Materials and Structures* 2012 ;19(6) :441–452. doi :10.1080/15376494.2011.575532.

[109] Erol, O., Powers, B.M., Keefe, M.. Effects of weave architecture and mesoscale material properties on the macroscale mechanical response of advanced woven fabrics. *Composites Part A : Applied Science and Manufacturing* 2017 ;101 :554–566. doi :10.1016/j.compositesa.2017.07.016.

[110] Chocron, S., Figueroa, E., King, N., Kirchdoerfer, T., Nicholls, A.E., Sagebiel, E., et al. Modeling and validation of full fabric targets under ballistic impact. *Composites Science and Technology* 2010 ;70(13) :2012–2022. doi :10.1016/j.compscitech.2010.07.025.

[111] Tapie, E., Guo, Y., Shim, V.. Yarn mobility in woven fabrics – a computational and experimental study. *International Journal of Solids and Structures* 2016 ;80 :212–226. doi :10.1016/j.ijsolstr.2015.11.005.

[112] Rao, M., Duan, Y., Keefe, M., Powers, B., Bogetti, T.. Modeling the effects of yarn material properties and friction on the ballistic impact of a plain-weave fabric. *Composite Structures* 2009 ;89(4) :556–566. doi :10.1016/j.compstruct.2008.11.012.

[113] Yang, C.C., Ngo, T., Tran, P.. Influences of weaving architectures on the impact resistance of multi-layer fabrics. *Materials & Design* 2015 ;85 :282–295. doi :10.1016/j.matdes.2015.07.014.

[114] Chevalier, C.. Caractérisation du comportement mécanique longitudinale d'un fil de para-aramide en sollicitation dynamique. Thèse de doctorat ; Université de Valenciennes ; Valenciennes, France ; 2016.

[115] Joo, K., Tae Jin Kang, . Numerical Analysis of Energy Absorption Mechanism in Multi-ply Fabric Impacts. *Textile Research Journal* 2008 ;78(7) :561–576. doi :10.1177/0040517507085194.

[116] Barauskas, R., Abraitiene, A.. Computational analysis of impact of a bullet against the multilayer fabrics in LS-DYNA. *International Journal of Impact Engineering* 2007 ;34(7) :1286–1305. doi :10.1016/j.ijimpeng.2006.06.002.

[117] Rao, M., Nilakantan, G., Keefe, M., Powers, B., Bogetti, T.. Global/Local Modeling of Ballistic Impact onto Woven Fabrics. *Journal of Composite Materials* 2009 ;43(5) :445–467. doi :10.1177/0021998308097684.

[118] Nilakantan, G., Keefe, M., Bogetti, T.A., Adkinson, R., Gillespie, J.W.. On the finite element analysis of woven fabric impact using multiscale modeling techniques. *International Journal of Solids and Structures* 2010 ;47(17) :2300–2315. doi :10.1016/j.ijsolstr.2010.04.029.

[119] Nilakantan, G., Keefe, M., Bogetti, T.A., Gillespie, J.W.. Multiscale modeling of the impact of textile fabrics based on hybrid element analysis. *International Journal of Impact Engineering* 2010 ;37(10) :1056–1071. doi :10.1016/j.ijimpeng.2010.04.007.

[120] Ha-Minh, C., Kanit, T., Boussu, F., Imad, A.. Numerical multi-scale modeling for textile woven fabric against ballistic impact. *Computational Materials Science* 2011 ;50(7) :2172–2184. doi :10.1016/j.commatsci.2011.02.029.

[121] Sherburn, M.. Geometric and Mechanical Modelling of Textiles. Thèse de doctorat ; Université de Nottingham ; Nottingham, Angleterre ; 2007.

[122] Verpoest, I., Lomov, S.. Virtual textile composites software \textit{WiseTex} : Integration with micro-mechanical, permeability and structural analysis. *Composites Science and Technology* 2005 ;65(15-16) :2563–2574. doi :10.1016/j.compscitech.2005.05.031.

[123] Aboshio, A., Green, S., Ye, J.Q.. New constitutive model for anisotropic hyperelastic biased woven fibre reinforced composite. *Plastics, Rubber and Composites* 2014 ;43(7) :225–234. doi :10.1179/1743289814Y.0000000097.

[124] Cao, J., Akkerman, R., Boisse, P., Chen, J., Cheng, H., de Graaf, E., et al. Characterization of mechanical behavior of woven fabrics : Experimental methods and benchmark results. *Composites Part A : Applied Science and Manufacturing* 2008 ;39(6) :1037–1053. doi :10.1016/j.compositesa.2008.02.016.

[125] Erol, O., Powers, B., Keefe, M.. Development of a non-orthogonal macroscale material model for advanced woven fabrics based on mesoscale structure. *Composites Part B : Engineering* 2017 ;110 :497–510. doi :10.1016/j.compositesb.2016.11.023.

[126] King, M., Jearanaisilawong, P., Socrate, S.. A continuum constitutive model for the mechanical behavior of woven fabrics. *International Journal of Solids and Structures* 2005 ;42(13) :3867–3896. doi :10.1016/j.ijsolstr.2004.10.030.

[127] Peng, X., Guo, Z., Du, T., Yu, W.R.. A simple anisotropic hyperelastic constitutive model for textile fabrics with application to forming simulation. *Composites Part B : Engineering* 2013 ;52 :275–281. doi :10.1016/j.compositesb.2013.04.014.

[128] Zouari, R., Amar, S.B., Dogui, A.. Experimental Analysis and Orthotropic Hyperelastic Modelling Of Textile Woven Fabric. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics* 2014 ;9 :91–98.

[129] Dridi, S., Dogui, A., Boisse, P.. Finite element analysis of bias extension test using an orthotropic hyperelastic continuum model for woven fabric. *Journal of the Textile Institute* 2011 ;102(9) :781–789. doi :10.1080/00405000.2010.522048.

[130] Yao, Y., Huang, X., Peng, X., Liu, P., Youkun, G.. An anisotropic hyperelastic constitutive model for plain weave fabric considering biaxial tension coupling. *Textile Research Journal* 2017 ; :004051751774849doi :10.1177/0040517517748495.

[131] Peng, X.Q., Guo, Z.Y., Zia-Ur-Rehman, , Harrison, P.. A Simple Anisotropic Fiber Reinforced Hyperelastic Constitutive Model for Woven Composite Fabrics. *International Journal of Material Forming* 2010 ;3(S1) :723–726. doi :10.1007/s12289-010-0872-3.

[132] Moy, P., Weerasooriya, T., Gunnarsson, C.A.. Tensile deformation of ballistic gelatin as a function of loading rate. Dans : *SEM Annual Conference*. 2008,.

[133] Moy, P., Gunnarsson, C.A., Weerasooriya, T.. Tensile deformation and fracture of ballistic gelatin as a function of loading rate. Dans : *SEM Annual Conference*. 2009,.

[134] G'sell, C., Hiver, J.M., Dahoun, A.. Experimental characterization of deformation damage in solid polymers under tension, and its interrelation with necking. *International Journal of solids and structures* 2002 ;39(13) :3857–3872.

[135] Morin, D., Haugou, G., Bennani, B., Lauro, F.. Experimental Characterization of a Toughened Epoxy Adhesive under a Large Range of Strain Rates. *Journal of Adhesion Science and Technology* 2011 ;25(13) :1581–1602. doi :10.1163/016942410X524417.

[136] Morin, D., Haugou, G., Lauro, F., Bennani, B., Bourel, B.. Elasto-viscoplasticity Behaviour of a Structural Adhesive Under Compression Loadings at Low, Moderate and High Strain Rates. *Journal of Dynamic Behavior of Materials* 2015 ;1(2) :124–135. doi :10.1007/s40870-015-0010-x.

[137] Salisbury, C.P., Cronin, D.S.. Mechanical Properties of Ballistic Gelatin at High Deformation Rates. *Experimental Mechanics* 2009 ;49(6) :829–840. doi :10.1007/s11340-008-9207-4.

[138] Van Sligtenhorst, C., Cronin, D.S., Wayne Brodland, G.. High strain rate compressive properties of bovine muscle tissue determined using a split Hopkinson bar apparatus. *Journal of Biomechanics* 2006 ;39(10) :1852–1858. doi :10.1016/j.jbiomech.2005.05.015.

[139] Zhao, H., Gary, G., Klepaczko, J.. On the use of a viscoelastic split hopkinson pressure bar. *International Journal of Impact Engineering* 1997 ;19(4) :319–330. doi :10.1016/S0734-743X(96)00038-3.

[140] Davies, E., Hunter, S.. The dynamic compression testing of solids by the method of the split Hopkinson pressure bar. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* 1963 ;11(3) :155–179. doi :10.1016/0022-5096(63)90050-4.

[141] Casem, D.T., Dwivedi, A.K., Mrozek, R.A., Lenhart, J.L.. Compression response of a thermoplastic elastomer gel tissue surrogate over a range of strain-rates. *International Journal of Solids and Structures* 2014 ;51(11-12) :2037–2046. doi :10.1016/j.ijsolstr.2013.12.028.

[142] Wu, J.Z., Dong, R.G., Schopper, A.W.. Analysis of effects of friction on the deformation behavior of soft tissues in unconfined compression tests. *Journal of Biomechanics* 2004 ;37(1) :147–155. doi :10.1016/S0021-9290(03)00240-9.

[143] Cronin, D.S., Salisbury, C.P., Horst, C.. High rate characterization of low impedance materials using a polymeric split Hopkinson pressure bar. Dans : *2006 SEM Conference & Exposition on Experimental & Applied Mechanics, June*. 2006, p. 4–7.

[144] Cronin, D.S.. Ballistic Gelatin Characterization and Constitutive Modeling. Dans : Proulx, T., *éditeur*. Dynamic Behavior of Materials, Volume 1. New York, NY : Springer New York. ISBN 978-1-4614-0215-2 978-1-4614-0216-9 ; 2011, p. 51–55.

[145] Kwon, J., Subhash, G.. Compressive strain rate sensitivity of ballistic gelatin. *Journal of Biomechanics* 2010 ;43(3) :420–425. doi :10.1016/j.jbiomech.2009.10.008.

[146] Ravikumar, N., Noble, C., Cramphorn, E., Taylor, Z.A.. A constitutive model for ballistic gelatin at surgical strain rates. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2015 ;47 :87–94. doi :10.1016/j.jmbbm.2015.03.011.

[147] Holzapfel, G.A.. Nonlinear Solid Mechanics : A Continuum Approach for Engineering. John wiley & sons ed. ; Chichester : Wiley ; 2000. ISBN 978-0-471-82319-3.

[148] Arruda, E.M., Boyce, M.C.. A three-dimensional constitutive model for the large stretch behavior of rubber elastic materials. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* 1993 ;41(2) :389–412. doi :10.1016/0022-5096(93)90013-6.

[149] Yeoh, O.H.. Some Forms of the Strain Energy Function for Rubber. *Rubber Chemistry and Technology* 1993 ;66(5) :754–771. doi :10.5254/1.3538343.

[150] Gent, A.N.. A New Constitutive Relation for Rubber. *Rubber Chemistry and Technology* 1996 ;69(1) :59–61. doi :10.5254/1.3538357.

[151] Fontenier, B., Hault-Dubrulle, A., Drazetic, P., Fontaine, C., Naceur, H.. On the mechanical characterization and modeling of polymer gel brain substitute under dynamic rotational loading. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2016 ;63 :44–55. doi :10.1016/j.jmbbm.2016.06.008.

[152] Azar, F.S., Metaxas, D.N., Miller, R.T., Schall, M.D.. Methods for predicting mechanical deformations in the breast during clinical breast biopsy. Dans : *Bioengineering Conference, 2000. Proceedings of the IEEE 26th Annual Northeast*. IEEE ; 2000, p. 63–64.

[153] Yang, L., Shim, V., Lim, C.. A visco-hyperelastic approach to modelling the constitutive behaviour of rubber. *International Journal of Impact Engineering* 2000 ;24(6-7) :545–560. doi :10.1016/S0734-743X(99)00044-5.

[154] Du Bois, P.. A simplified approach to the simulation of rubber-like materials under dynamic loading. 2003, p. 31–46.

[155] Oliveira, I., Teixeira, P., Ferreira, F., Reis, A.. Inverse Characterization of Material Constitutive Parameters for Dynamic Applications. *Procedia Engineering* 2015 ;114 :784–791. doi :10.1016/j.proeng.2015.08.027.

[156] Markiewicz, E., Langrand, B., Notta-Cuvier, D.. A review of characterisation and parameters identification of materials constitutive and damage models : From normalised direct approach to most advanced inverse problem resolution. *International Journal of Impact Engineering* 2017 ;doi :10.1016/j.ijimpeng.2017.01.028.

[157] Lu, Y., Zhang, S.. Study on Interface Friction Model for Engineering Materials Testing on Split Hopkinson Pressure Bar Tests. *Modern Mechanical Engineering* 2013 ;03(01) :27–33. doi :10.4236/mme.2013.31003.

[158] Shigeta, K., Kitagawa, Y., Yasuki, T.. Development of next generation human FE model capable of organ injury prediction. Dans : *Enhanced Safety of Vehicle Conference, Stuttgart, Germany, June*. 2009, p. 15–18.

[159] Iwamoto, M., Kisanuki, Y., Watanabe, I., Furusu, K., Miki, K., Hasegawa, J.. Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction. *Proceedings of the 2002 International Research Council on Biomechanics of Injury, Munich, Germany* 2002 ; :31–42.

[160] Robin, S.. HUMOS : human model for safety–a joint effort towards the development of refined human-like car occupant models. Dans : *17th international technical conference on the enhanced safety vehicle*. 2001,.

[161] Gayzik, F.S., Moreno, D.P., Vavalle, N.A., Rhyne, A.C., Stitzel, J.D.. Development of the global human body models consortium mid-sized male full body model. Dans : *Injury Biomechanics Research, Proceedings of the Thirty-Ninth International Workshop*. 2011,.

[162] Vavalle, N.A., Moreno, D.P., Rhyne, A.C., Stitzel, J.D., Gayzik, F.S.. Lateral Impact Validation of a Geometrically Accurate Full Body Finite Element Model for Blunt Injury Prediction. *Annals of Biomedical Engineering* 2013 ;41(3) :497–512. doi :10.1007/s10439-012-0684-3.

[163] Merkle, A.C., Ward, E.E., O'Connor, J.V., Roberts, J.C.. Assessing Behind Armor Blunt Trauma (BABT) Under NIJ Standard-0101.04 Conditions Using Human Torso Models :. *The Journal of Trauma : Injury, Infection, and Critical Care* 2008 ;64(6) :1555–1561. doi :10.1097/TA.0b013e318160ff3a.

[164] Kang, J., Chen, J., Dong, P., Liu, H., Zhang, Q.. Numerical Simulation of Human Torso Dynamics under Non-penetrating Ballistic Impact on Soft Armor. *International Journal of Digital Content Technology and its Applications* 2012 ;6(22) :843–850. doi :10.4156/jdcta.vol6.issue22.95.

[165] Roth, S., Torres, F., Feuerstein, P., Thoral-Pierre, K.. 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* 2013 ;110(2) :160–170. doi :10.1016/j.cmpb.2012.11.004.

[166] Bodo, M., Roth, S.. Uncertainties of impact configuration for numerical replications of real-world trauma : a FE analysis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 2016 ;16(08). doi :10.1142/S0219519416400182.

[167] Bodo, M., Bracq, A., Delille, R., Marechal, C., Roth, S.. Thorax injury criteria assessment through non-lethal impact using an enhanced biomechanical model. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 2017 ; :1–17doi :10.1142/S0219519417400279.

[168] Zhao, J., Narwani, G.. Development of a human body finite element model for restraint system R&D applications. Dans : *The 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. Paper No. 05-0399 ; 2005,.

[169] Yamada, H., Evans, F.. Strength of biological materials. Williams & Wilkins ; 1970.

[170] Awoukeng-Goumtcha, A., Taddei, L., Tostain, F., Roth, S.. Investigations of impact biomechanics for penetrating ballistic cases. *Bio-Medical Materials and Engineering* 2014 ;24(6) :2331–2339. doi :10.3233/BME-141046.

[171] Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., Cesari, D.. Thoracic and human pelvis response to impact. Dans : *Proceedings of the 14th International Technical Conference on Enhanced Safety of Vehicles*. Munich, Allemagne ; 1994, p. 100–109.

[172] Viano, D.C.. Biomechanical Responses and Injuries in Blunt Lateral Impact. Dans : *SAE Technical Paper 892432*. 1989,doi :10.4271/892432.

[173] Thoral-Pierre, K., Torres, F., Roth, S.. Development and Validation of a Biomechanical FE Model of the Human Thorax/Abdomen System for High Speed Dynamic Simulation. Application to Ballistic Impact. Dans : *Personal Armour Systems Symposium*. Nuremberg, Allemagne ; 2012,.

[174] Bracq, A., Haugou, G., Delille, R., Lauro, F., Roth, S., Mauzac, O.. Experimental study of the strain rate dependence of a synthetic gel for ballistic blunt trauma assessment. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2017 ;72 :138–147. doi :10.1016/j.jmbbm.2017.04.027.

[175] Bracq, A., Haugou, G., Bourel, B., Delille, R., Maréchal, C., Lauro, F., et al. Characterization of a Visco-Hyperelastic Synthetic Gel for Ballistic Impacts Assessment. Dans : Kimberley, J., Lamberson, L., Mates, S., *éditeurs*. Dynamic Behavior of Materials, Volume 1 : Proceedings of the 2017 Annual Conference on Experimental and Applied Mechanics. Cham : Springer International Publishing. ISBN 978-3-319-62956-8 ; 2018, p. 109–113.

[176] Bracq, A., Haugou, G., Bourel, B., Maréchal, C., Lauro, F., Roth, S., et al. On the modeling of a visco-hyperelastic polymer gel under blunt ballistic impacts. *International Journal of Impact Engineering* 2018 ;118 :78–90. doi :10.1016/j.ijimpeng.2018.04.001.

[177] Gary, G., Degreef, V.. DAVID, Users' manual version, Labview version. Palaiseau, France : LMS Polytechnique ; 2008.

[178] Liu, I.S.. A note on the Mooney–Rivlin material model. *Continuum Mechanics and Thermodynamics* 2012 ;24(4-6) :583–590. doi :10.1007/s00161-011-0197-6.

[179] Meng, H., Li, Q.M.. Correlation between the accuracy of a SHPB test and the stress uniformity based on numerical experiments. *International Journal of Impact Engineering* 2003 ;28(5) :537–555. doi :10.1016/S0734-743X(02)00073-8.

[180] Storakers, B.. On material representation and constitutive branching in finite compressible elasticity. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* 1986 ;34(2) :125–145. doi :10.1016/0022-5096(86)90033-5.

[181] RADIOSS THEORY MANUAL version 14.0. Altair HyperWorks ; 2016.

[182] Bracq, A., Maréchal, C., Delille, R., Bourel, B., Roth, S., Mauzac, O.. Methodology for ballistic blunt trauma assessment. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2017 ;20(sup1) :31–32. doi :10.1080/10255842.2017.1382846.

[183] Bertrand, S.. Modélisation géométrique 3d in vivo du tronc humain à partir de l'imageur basse dose EOS. Thèse de doctorat ; École Nationale Supérieure d'ARTS et Métiers ; Paris, France ; 2005.

[184] Haugou, G., Leconte, N., Morvan, H.. Design of a pre-stretched tension Hopkinson bar device : Configuration, tail corrections, and numerical validation. *International Journal of Impact Engineering* 2016 ;97 :89–101. doi :10.1016/j.ijimpeng.2016.05.018.

[185] Haugou, G., Morvan, H., Leconte, N.. Direct Compression Loading Using the Pre-stretched Bar Technique : Application to High Strains Under Moderate Strain Rates. Dans : Kimberley, J., Lamberson, L., Mates, S., *éditeurs.* Dynamic Behavior of Materials, Volume 1. Cham : Springer International Publishing. ISBN 978-3-319-62955-1 978-3-319-62956-8 ; 2018, p. 169–173. doi :10.1007/978-3-319-62956-8_28.

[186] Taddei, L., Awoukeng Goumtcha, A., Roth, S.. Smoothed particle hydrodynamics formulation for penetrating impacts on ballistic gelatine. *Mechanics Research Communications* 2015 ;70 :94–101. doi :10.1016/j.mechrescom.2015.09.010.

[187] Frissane, H., Taddei, L., Lebaal, N., Roth, S.. SPH modeling of high velocity impact into ballistic gelatin. Development of an axis-symmetrical formulation. *Mechanics of Advanced Materials and Structures* 2018 ; :1–8doi :10.1080/15376494.2018.1452322.

[188] Bir, C., Lance, R., Stojsih-Sherman, S., Cavanaugh, J.. Behind Armor Blunt Trauma : Recreation of Field Cases for the Assessment of Backface Signature Testing. DEStech Publications, Inc. ISBN 978-1-60595-419-6 ; 2017,doi :10.12783/ballistics2017/16912.

[189] Eck, J.. Biomechanical response and abdominal injury due to blunt ballistic impacts. Thèse de doctorat ; Université Wayne State ; Détroit, États-Unis ; 2006.

[190] Bir, C., Eck, J.. Preliminary Analysis of Blunt Ballistic Impacts to the Abdomen. Dans : Gilchrist, M.D., *éditeur*. IUTAM Symposium on Impact Biomechanics : From Fundamental Insights to Applications ; vol. 124. Berlin/Heidelberg : Springer-Verlag. ISBN 978-1-4020-3795-5 ; 2005, p. 25–32. doi :10.1007/1-4020-3796-1_3.

[191] Mayeur, O.. Personnalisation géométrique et mécanique multi-échelles du thorax humain. Thèse de doctorat ; Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis ; 2013.

Publications et communications réalisées dans le cadre de cette thèse

Revue internationale avec comité de lecture

Bracq, A., Haugou, G., Delille, R., Lauro, F., Roth, S., Mauzac, O.. Experimental study of the strain rate dependence of a synthetic gel for ballistic blunt trauma assessment. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2017 ;72 : 138-147. doi :10.1016/j.jmbbm.2017.04.027.

Bodo, M., Bracq, A., Delille, R., Maréchal, C., Roth, S. Thorax injury criteria assessment through non-lethal impact using an enhanced biomechanical model. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 2017 ; 1-17. doi :10.1142/S0219519417400279.

Bracq, A., Maréchal, C., Delille, R., Bourel, B., Roth, S., Mauzac, O.. Methodology for ballistic blunt trauma assessment. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2017 ;20 : 31-32. doi :10.1080/10255842.2017.1382846.

Bracq, A., Haugou, G., Bourel, B., Maréchal, C., Lauro, F., Roth, S., Mauzac, O.. On the modeling of a visco-hyperelastic polymer gel under blunt ballistic impacts. *International Journal of Impact Engineering* 2018 ;118 : 78-90. doi :10.1016/j.ijimpeng.2018.04.001.

Chapitre d'ouvrage

Bracq, A., Haugou, G., Bourel, B., Delille, R., Maréchal, C., Lauro, F., *et al.* Characterization of a Visco-Hyperelastic Synthetic Gel for Ballistic Impacts Assessment. Dynamic Behavior of Materials, Volume 1 : Proceedings of the 2017 Annual Conference on Experimental and Applied Mechanics. Springer International Publishing. ISBN 978-3-319-62956-8 ; 2018, p. 109-113.

Conférence internationale avec actes et comité de lecture

Bracq, A., Haugou, G., Bourel, B., Delille, R., Maréchal, C., Lauro, F., *et al.* Characterization of a Visco-Hyperelastic Synthetic Gel for Ballistic Impacts Assessment. Dans : *SEM Conference & Exposition on Experimental & Applied Mechanics*. Indianapolis, États-Unis ; 2017.

Conférence nationale avec actes et comité de lecture

Bracq, A., Maréchal, C., Delille, R., Bourel, B., Roth, S., Mauzac, O.. Methodology for ballistic blunt trauma assessment. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Dans : *42ème congrès de la Société de Biomécanique*. Reims, France ; 2017.

Résumé

Depuis plusieurs décennies, l'évaluation des armes à létalité réduite (ALR) et des gilets pare-balles suscite l'intérêt majeur des forces de l'ordre autour du globe. En effet, ces armes présumées à létalité réduite ou non létales sont tenues d'occasionner uniquement une douleur suffisamment importante à un individu afin d'assurer sa neutralisation. Les gilets pare-balles, quant à eux, doivent garantir un certain niveau de protection pour réduire le risque de traumatismes lié à leur déformation dynamique. Le Centre de Recherche, d'Expertise et d'appui Logistique (CREL) du Ministère de l'Intérieur français a ainsi pour objectif le développement d'un outil de prédiction du risque lésionnel thoracique lors d'impacts balistiques non pénétrants. Cela permettrait alors d'évaluer les performances des ALR et des gilets pare-balles avant leur déploiement en théâtre d'opérations. Plus précisément, cette méthode doit uniquement être fondée sur la mesure directe du processus dynamique de déformation d'un bloc de gel synthétique soumis à un impact balistique. Pour répondre à ce besoin, l'approche numérique est considérée dans ces travaux de thèse par l'emploi du mannequin numérique du thorax humain HUByx comme un outil intermédiaire permettant la détermination de fonctions de transfert entre les mesures expérimentales sur un bloc de gel et le risque lésionnel. La reproduction de conditions d'impact réelles sur HUByx nécessite la caractérisation et la modélisation de projectiles ALR ainsi que de projectiles d'armes à feu et de gilets pare-balles. Elles reposent sur une procédure d'identification par méthode inverse appliquée à l'essai de Taylor pour la modélisation des ALR et à l'essai du cône dynamique d'enfoncement sur le bloc de gel pour celle du couple projectile/gilet pare-balles. Des travaux sont dédiés à la caractérisation mécanique et à la modélisation du gel synthétique sous sollicitations dynamiques. Enfin, une approche statistique basée sur des analyses de corrélation est introduite exploitant à la fois les mesures expérimentales, les données numériques ainsi que les rapports de cas de la littérature. Une cartographie du thorax associée au risque de fractures costales est établie et est uniquement fonction d'une mesure expérimentale.

Mots clés : Impact balistique non pénétrant, thorax humain, risque lésionnel, projectile à létalité réduite, gilet pare-balles, matériau mou, modèle du corps humain, comportement mécanique, MEF, analyse de corrélation.

Abstract

For decades, the assessment of less-lethal weapons (LLW) and bulletproof vests has generated major interest from law enforcement agencies around the world. Indeed, these presumed less-lethal or non-lethal weapons are required to cause only significant pain to an individual to ensure their neutralization. Bulletproof vests, in turn, must provide a certain level of protection to reduce the risk of trauma related to their dynamic deformation. The Center for Research, Expertise and Logistics Support (CREL) of the French Ministry of the Interior aims to develop a tool to predict thoracic injury risk during non-penetrating ballistic impacts. It would therefore be possible to evaluate the performance of LLW and bulletproof vests before their deployment in operations. More precisely, this method must only be based on the direct measurement of the dynamic process of deformation of a synthetic gel block subjected to a ballistic impact. To address that issue, the numerical approach is considered in this thesis by the use of the human thorax dummy HUByx as an intermediate tool for the determination of transfer functions between experimental metrics on a gel block and the risk of injury. The reproduction of real impact conditions on HUByx thus requires the characterization and modeling of less-lethal projectiles as well as projectiles of firearms and bulletproof vests. They rely on an inverse method identification procedure applied to the Taylor test for modeling LLW and on the analysis of blunt impacts on the gel block for projectiles/bulletproof vests. Work is then dedicated to the mechanical characterization and modeling of the synthetic gel under dynamic loadings. Finally, a statistical approach based on correlation analyses is introduced using both experimental measurements, numerical data as well as case reports from the literature. A thorax mapping associated with the risk of rib fractures is established and only depends on an experimental metric.

Keywords : Blunt ballistic impact, human thorax, risk of injury, less-lethal projectile, body armor, soft material, human body model, mechanical behavior, FEM, correlation analysis.