



HAL
open science

Modélisation centrée sur l'homme par la méthode des éléments finis : application à la biomécanique des chocs dans un contexte civil et militaire

Aristide Awoukeng Gountcha

► To cite this version:

Aristide Awoukeng Gountcha. Modélisation centrée sur l'homme par la méthode des éléments finis : application à la biomécanique des chocs dans un contexte civil et militaire. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Technologie de Belfort-Montbéliard, 2015. Français. NNT : 2015BELF0253 . tel-01876398

HAL Id: tel-01876398

<https://theses.hal.science/tel-01876398>

Submitted on 18 Sep 2018

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

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

SPIM

Thèse de Doctorat



école doctorale sciences pour l'ingénieur et microtechniques

UNIVERSITÉ DE TECHNOLOGIE BELFORT-MONTBÉLIARD

Modélisation centrée sur l'homme par la
méthode des Eléments Finis.

Application à la biomécanique des chocs dans un contexte
civil et militaire

■ ARISTIDE AWOUKENG GOUMTCHA

SPIM

Thèse de Doctorat



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

THESE présentée par
ARISTIDE AWOUKENG GOUMTCHA

pour obtenir le
Grade de Docteur de
l'Université de Technologie de Belfort-Montbéliard
Spécialité : **Mécanique**

Modélisation centrée sur l'homme par la méthode des Eléments Finis
Application à la biomécanique des chocs dans un contexte civil et militaire.

Unité de Recherche

Intitut de Recherche sur les transports, l'Energie et la Société (IRTES)

Soutenue publiquement le xx/xx/xxxx devant le Jury composé de :

ALEXANDRE PAPY	Rapporteur	Professeur des Universités, Royal Military Academy de Bruxelles
LALAONIRINA RAKOTOMANANA	Rapporteur	Professeur des Universités, Université de Rennes 1
RACHID RAHAOUADJ	Examineur	Professeur des universités, Université de Lorraine
STEFAN HIERMAIER	Examineur	Professeur des Universités, Fraunhofer Institut Für Kürzzeitdynamik
SEBASTIEN ROTH	Directeur de thèse	Maître de conférences HDR, UTBM Intitut IRTES
MATTHIEU DOMASZEWSKI	Co-Directeur de Thèse	Professeur des Universités, UTBM Institut IRTES

Remerciements

Je tiens à remercier en premier lieu le Dr HDR Sébastien Roth, mon Directeur de thèse, pour m'avoir recruté, mais également pour le dynamisme, la disponibilité, la qualité d'écoute et la bonne humeur avec lesquels il m'a encadré durant cette thèse. Je garderai véritablement un excellent souvenir de ces années qui sont passées si vite.

Je remercie également le Professeur Matthieu Domaszewski, mon Co-Directeur de thèse, qui même s'il était de part une volonté partagée plus en retrait sur le présent sujet, a toujours su garder un intérêt et un regard bienveillant sur la bonne conduite de cette thèse.

Merci au Professeur Alexandre Papy et au Professeur Lalaonirina Rakotomanana d'avoir accepté la mission de rapporteur de cette thèse.

Merci au Professeur Rachid Rahouadj et au Professeur Stefan Hiermaier d'avoir accepté de participer à ce jury de thèse.

Que le Docteur Jean-Michel Macher et le Docteur Christophe Savio trouvent en ces quelques lignes l'assurance de ma gratitude pour avoir ouvert les portes du Service Samu 90 - Urgence – SMUR du Centre Hospitalier Belfort Montbéliard. Bien que les fruits de cette collaboration n'aient pas pu être intégrés dans ce document, ils ont permis d'initier des perspectives très intéressantes pour l'équipe biomécanique.

Je pense ici aux membres de l'équipe ayant participé à la thématique biomécanique Florian Tostain et Michèle Bodo pour avoir collaboré à la présente thèse en tant que stagiaire ou doctorant, mais aussi pour leur bonne humeur. Je pense également à Lorenzo Taddei pour les mêmes raisons mais également pour m'avoir supporté dans notre cher bureau.

Je remercie bien sûr Pascal Aldinger pour sa disponibilité et son aide à la relecture de ce document.

Je n'oublie pas les autres membres du laboratoire, notamment Salima Tié Bi, Noëlie Di Césaire, Timoté Zussy, Elise Gruhier, Homam Issa, Anh-tuan Ta, Alain Nguessong, Renye Cai, Thierry Tchoumi pour tous nos échanges et la belle ambiance à laquelle ils ont, tous, contribué.

Un grand merci à Béatrice Rossez pour son aide précieuse dans les procédures et démarches administratives mais surtout pour sa bonne humeur légendaire.

J'ai sûrement oublié un nombre de personnes important, mais sachez que je vous remercie tous.

A Logan et Yohann, puisse ce travail leur inspirer de la persévérance et le goût de l'effort.

A Agnès, pour son soutien et pour ce qu'elle est.

A mon feu père Léon, puisse ce document être l'un des reflets de cet amour qu'il avait pour cette institution qu'est « l'école ».

A ma mère Louise, pour ce qu'elle est. Puisse cette thèse contribuer à lui apporter un peu plus de fierté pour tout ce qu'elle a accompli pour ses enfants.

A mon oncle Martin, pour tous les conseils qu'il m'a adressés dans le passé et qui m'ont longtemps inspirés.

La liste serait très longue mais j'ai ici une pensée pour tout le reste de ma famille et ainsi que tous mes amis qui m'ont encouragé au cours de ses années.

TABLE DES MATIERES

Remerciements.....	1
TABLE DES MATIERES.....	4
INTRODUCTION GENERALE.....	9
Chapitre 1 :	
REVUE DE LA LITTERATURE.....	15
1.1 De la nécessité de la biomécanique	16
1.2 Eléments d'anatomie	17
1.3. Sollicitations violentes et leurs effets	24
1.3.1. L'explosion	24
1.3.1.1 Généralités sur le phénomène d'explosion.....	24
1.3.1.2 Quelques éléments caractéristiques d'une explosion	25
a) <i>La nature de l'explosion</i>	25
b) <i>L'état physique des explosifs</i>	26
c) <i>La sensibilité à la détonation des explosifs</i>	26
1.3.1.3 Les régimes d'explosion.....	26
a) <i>Le régime de déflagration</i>	27
b) <i>Le régime de détonation</i>	27
1.3.1.4 Les types de lésions associés à une explosion.....	28
a) <i>Le blast Primaire</i>	28
b) <i>Le blast Secondaire</i>	29
c) <i>Le blast Tertiaire</i>	30
d) <i>Le blast Quaternaire</i>	30
e) <i>Le blast Quinquénaire</i>	30
1.3.1.5. Facteur de sévérité d'une onde de blast	31
a) <i>Le milieu de propagation de l'onde de blast.</i>	31
b) <i>La distance entre le sujet et l'explosif</i>	32
c) <i>La présence d'un facteur de réflexion.</i>	32
d) <i>Le site de l'explosion.</i>	33
1.3.2 La Balistique	34
1.3.2.1 Les impacts non-pénétrants	35

a) Armes et munitions pour l'impact non-pénétrant	35
b) Les lésions engendrées par un impact balistique non-pénétrant	37
1.3.2.2 Les impacts pénétrants	38
a) Mécanismes des traumatismes balistiques pénétrants	39
a-1) L'énergie	39
a-2) La distance	40
a-3) Phénomène de cavitation	40
a-4) Stabilité du projectile	41
a-5) Nature du projectile	41
a-6) Caractéristiques des tissus exposés	42
b) Balistique terminale, profil lésionnel	42
1.4 Les mécanismes de blessure de la partie thoracique	44
1.4.1 Blessures squelettiques : les côtes	45
1.4.2 Les blessures des organes mous :	46
1.5 Critère et tolérance lésionnels, et létalité	48
1.5.1 Quelques notions :	49
1.5.1.1. Les échelles de classification clinique	49
1.5.1.2. L'échelle AIS	50
1.5.1.3. Adjusted Severity of Injury Index (ASII)	52
1.5.2 Critères du blast	52
1.5.2.1 Critère de Bowen	52
1.5.2.2 Critère de Bass	59
1.5.2.3 Critère d'Axelsson BTD	61
1.5.2.4 Le critère de Weathervane SP (Single Point)	65
1.5.2.5 Le critère de Weathervane SP modifié	65
1.5.2.6 Le critère d'Axelsson SP	66
1.5.2.7 Le critère TNO SP [VAN_2010]	66
1.5.3 Critères de l'automobile à la balistique	66
1.5.3.1 Critère d'accélération et de force	66
1.5.3.2 « Compression Criterion »	67
1.5.3.3 « Viscous criterion »	68
1.5.3.4 « Blunt Criterion »	70
1.5.3.5 Combined Thoracic Index (CTI)	70
1.5.3.6 Thoracic Trauma Index	71
1.5.3.7 Résumé de quelques critères de blessures de la partie thoracique et abdominale	72
1.6 Les modélisations biomécaniques	73

1.6.1 Tests physiques	73
1.6.1.1 Sujets humains volontaires	73
1.6.1.2 Sujets Humains Post-Mortem (SHPM)	74
1.6.1.3 Sujets animaux	74
1.6.1.4 Mannequins physiques	75
1.6.2 Les modèles mathématiques	76
1.6.2.1 Le système Multi-corps.	76
1.6.2.2 Les modèles Eléments Finis	77
1.6.2.3 Quelques modèles mathématiques du thorax et leurs applications	78
1.7 Développement du mannequin HUByx	79
1.7.1 Description du modèle Eléments Finis thorax/abdomen : HUByx model.....	79
1.7.2 Validation du modèle Eléments Finis	84
1.8 Discussions et conclusions	87

Chapitre 2 :

INVESTIGATIONS DE LA REponse DU CORPS HUMAIN SOUMIS AU BLAST. 91

2.1 Introduction	92
2.2 Propagation d'une onde de blast dans l'air.....	93
2.2.1 Rappel théorique	93
2.2.1.1 Régime d'explosion : détonation et déflagration	93
2.2.1.2 Modélisation d'une détonation.....	95
a) <i>Notion d'onde de Choc</i>	95
b) <i>Théorie de Chapman-Jouguet</i>	97
2.2.1.3 Similitudes.....	100
2.2.1.4 Modèles existants définissant la suppression d'une onde de détonation de charge solides.	105
2.2.2 Modélisation numérique de la propagation d'une détonation en champ libre.	107
2.2.2.1 Maillage : formulation des éléments	107
2.2.2.2 Matériaux et propriétés.....	110
2.2.2.3 Résultats et analyses	112
2.3 Modélisation des effets du blast sur le corps humain : réplique du test de Merkle et al	114
2.3.1 Le test expérimental de Merkle et al. [MER_2010].....	114
2.3.2 Le modèle numérique.....	115
2.3.3 Résultats et analyses	117

2.3.4 Conclusions.....	119
Chapitre 3 :	
INVESTIGATIONS DE LA BALLISTIQUE PENETRANTE.....	121
3.1 Introduction	122
3.2 Les tests expérimentaux : les substituts de tissus humains.....	124
3.2.1 Généralités	124
3.2.2 La Gélatine balistique.	125
3.2.2.1. Son utilisation.....	125
3.2.2.2. Composition et préparation de la gélatine.....	126
3.2.2.3 Etude du comportement mécanique de la gélatine.....	126
a) <i>La caractérisation mécanique</i>	127
b) <i>L'aspect hydrodynamique</i>	130
c) <i>L'aspect thermodynamique</i>	131
3.2.2.4 Les tests expérimentaux et les modèles analytiques	132
3.3. Modélisation d'un impact balistique pénétrant en Eléments Finis.....	135
3.3.1 Géométrie et maillage	135
3.3.2 Matériaux et propriétés	136
3.3.3 Résultats.....	143
3.3.4 Discussion.....	146
3.4 Modélisation d'un impact balistique pénétrant par simulation SPH	148
3.4.1 Introduction.....	148
3.4.2 La méthode SPH	149
3.4.3 La modélisation numérique.....	151
3.4.3 Géométrie et le maillage	151
3.4.4 Matériaux et paramètres de l'étude.....	153
3.4.5 Résultats.....	153
3.4.6 Discussions	154
3.5 Conclusions	155

Chapitre 4 :
RECONSTRUCTIONS DE CAS REELS D'ACCIDENT 157

4.1 Principes et enjeux	158
4.2 Choix du critère	160
4.3 Reconstruction de quelques cas de la littérature.....	162
4.3.1 Descriptions des scenarios	162
4.3.1.1 Scenario 1	162
4.3.1.1 Scenario 2.....	163
4.3.1.1 Scenario 3.....	163
4.3.1.1 Scenario 4.....	164
4.3.2. Reconstruction numérique	165
4.3.2.1 les cas de chutes dans de l'eau	165
4.3.2.2. L'impact balistique non-pénétrant	167
4.4 Résultats et discussion	168
4.4.1. Résultats.....	168
4.4.2. Discussions	170
4.4.3. Limites	171
4.5 Conclusions	173

Chapitre 5 :
CONCLUSIONS, LIMITES ET PERSPECTIVES..... 175

5.1 Conclusions	176
5.2 Limites	177
5.3 Perspectives	178

INTRODUCTION GENERALE

Dans le domaine de la biomécanique, les outils modernes d'investigations se révèlent être des moyens puissants et indispensables dans la compréhension des mécanismes de blessures. Ils permettent de pallier les freins que sont les expérimentations sur l'humain, liés à des raisons d'éthique qui limitent la possibilité d'essais sur des SHPM (Sujets Humain Post Mortem). Le développement de ces outils numériques a conduit, au fil des dernières années, à la création de plusieurs mannequins numériques plus ou moins précis, pour des utilisations dans différents contextes.

Dans le cadre de la recherche sur les traumatismes biomécaniques, un modèle de mannequin numérique humain nommé HUByx model (Hermaphrodite Universal Biomechanics yx model), incluant les organes principaux : cœur, poumons, foie, estomac, reins, foie, intestin, peau, squelette, a été développé au laboratoire. Le développement de celui-ci, comme pour la plupart des modèles biomécaniques, avait pour objectif de lui conférer une réponse bio-fidèle, (pouvant donner une réponse mécanique assez proche de celle du corps humain, lorsque ce dernier est soumis à des sollicitations violentes) ainsi que de l'utiliser pour la compréhension des phénomènes mécaniques à l'origine d'un traumatisme, et de proposer un seuil d'apparition de blessures. Ces sollicitations violentes peuvent se produire dans un contexte civil ou militaire.

Un grand nombre de travaux peut être recensé dans le milieu civil. La majeure partie de ces recherches se positionne dans le cadre de l'industrie automobile. La réponse de la partie thoracique du modèle HUByx a, à cet effet, été validée après des tests usuels dans le milieu de l'automobile. En revanche, les études numériques, dans le contexte militaire sont encore relativement peu effectuées. La littérature commence, depuis une décennie, à s'intéresser à ce cas de sollicitations sévères où, dans le cas particulier de la balistique, des tests d'impact non-pénétrants ont été effectués. Cette thèse s'inscrit donc dans cette thématique de développement d'un mannequin numérique bio-fidèle. Elle sera, cependant, fortement consacrée à l'étude des sollicitations de la partie thoracique dans un contexte militaire de type chargement du combattant. Plus précisément, il s'agira de la modélisation du comportement du mannequin numérique, HUByx, soumis à des sollicitations en dynamique rapide de type explosion et à l'investigation du phénomène d'impact balistique pénétrant.

A cet effet, après une étude de l'anatomie du thorax humain et de ses mécanismes lésionnels, nous nous intéresserons aux différents types de chargements, que sont l'explosion et la

ballistique, ainsi qu'à leurs effets. Il s'en suivra une revue des différents modèles biomécaniques existants et des moyens de validation de ces modèles.

Dans le chapitre suivant, nous analyserons davantage le phénomène du blast et la réponse du corps humain soumis à ce type de chargement. En effet, peu d'études portent sur la modélisation numérique de ce phénomène, et encore moins sur sa simulation numérique en 3 dimensions. Nous expliciterons ainsi la modélisation par éléments finis du phénomène de blast, de la propagation d'une onde de pression, ainsi que du couplage de modèle du thorax dans le milieu aérien. Une réplique numérique d'un test expérimental de la littérature nous servira de base pour la modélisation et la validation de l'interaction entre l'onde de pression et les organes du thorax.

Le chapitre suivant sera consacré à l'étude de l'impact balistique pénétrant. Beaucoup de travaux étant effectués sur l'impact balistique non-pénétrant dans le cadre de la biomécanique des chocs, très peu traitent de la pénétration d'un projectile dans les tissus du fait de sa difficulté et de la complexité des effets mécaniques engendrés. Nous parlerons donc, dans ce chapitre, des travaux expérimentaux et numériques effectués en balistique pénétrante, et nous présenterons ensuite les simulations que nous avons réalisées. Celles-ci porteront principalement sur la validation de nouvelles lois de comportement de tissus mous permettant de modéliser la pénétration d'un projectile, qui seront par la suite implémentées dans le mannequin numérique HUByx. Ces travaux nous permettront également d'explorer la modélisation numérique à l'aide des méthodes «moins classiques», comme les méthodes sans maillage. Ces dernières ont pour intérêt de pallier les difficultés liées aux fortes sollicitations, engendrant de fortes distorsions des éléments qui introduisent des erreurs numériques. C'est bien souvent le cas lors de l'usage des formulations plus «classiques», comme la Méthode des Eléments Finis. De plus, ce type de modélisation sans maillage permet également une meilleure représentation des phénomènes d'arrachement de la matière présents dans des cas de fortes sollicitations tels que la balistique.

Tous ces travaux concourant à rendre bio-fidèle le modèle HUByx, nous aborderons, dans une dernière partie, une analyse plus générale sur le thème de la prédiction des traumatismes du corps humain soumis aux chargements violents. En effet, plusieurs critères de prédiction de blessures existent dans la littérature. Ceux-ci sont, à ce jour, développés en fonction du contexte dans lequel est effectué le chargement (automobile, explosion, etc..). Alors que nous avons mené des études dans les deux précédents chapitres sous le thème des chargements

militaires, ce chapitre nous permettra de proposer une nouvelle perspective dans la recherche usuelle des critères de prédiction de traumatismes. Est-il possible de se doter d'un critère qui serait indépendant du type de chargement ? Afin d'étudier cette question, nous simulerons, cette fois, des cas d'accidents réels collectés dans la littérature et provenant du milieu civil. Ceux-ci seront à leur tour analysés sur la base d'un critère provenant du contexte militaire. Ce travail tente donc d'apporter une contribution dans la recherche sur la définition d'un critère de blessure et l'établissement de limites de tolérance du corps humain soumis aux chargements violents.

Chapitre 1 :
REVUE DE LA LITTERATURE

1.1 De la nécessité de la biomécanique

L'homme, tout au long de sa vie, interagit avec son milieu environnant en s'exposant à des efforts mécaniques. La biomécanique intervient à ce niveau comme la science d'analyse, de mesure et de simulation des effets mécaniques que subit l'Homme, mais également les autres espèces vivantes. Ces forces peuvent être internes ou externes. Les forces externes seront dépendantes de l'agent externe qui les génère, tandis que les forces internes seront liées aux contraintes anatomiques ou physiologiques.

Les conséquences inévitables de leurs actions résident en de possibles blessures. Celles-ci peuvent se produire dans un contexte civil ou militaire. La biomécanique portera donc une attention particulière aux blessures ou traumatismes relatifs à toute atteinte, indépendamment de son origine. Dans cette tentative d'analyse, plusieurs champs d'intérêt peuvent se décliner en biomécanique. Il peut s'agir entre autres :

- d'une approche de champ macroscopique qui pourrait correspondre à l'analyse d'un mouvement dans un sport
- d'une approche en champ microscopique, comme par exemple l'analyse d'un transport moléculaire
- d'une approche multi-échelle qui intègre différents champs d'analyse. Cette approche peut se trouver, par exemple, dans la modélisation de l'os humain qui peut aller d'un champ nanoscopique à un champ macroscopique. Dans ce cas, le niveau nanoscopique sera représenté par les constituants élémentaires de l'os (minéraux, collagène etc.), le niveau microscopique sera représenté par des lamelles osseuses, par exemple le niveau mésoscopique, par un élément de volume de l'os, et le niveau macroscopique par l'os entier. [BAK_2013]

Ainsi, plusieurs aspects sont d'une grande importance afin d'analyser les traumatismes biomécaniques. Il peut s'agir, entre autres, des bases de la mécanique, de l'anatomie et de la physiologie. La biomécanique est donc une discipline ouverte à plusieurs sensibilités (chimie, physique, biologie etc.) dont l'unique contrainte est celle de mettre l'être vivant, et en particulier l'Humain, au centre de tout intérêt. Pour notre part, nous approcherons la question des traumatismes que subit le corps humain avec notre sensibilité de mécanicien mais en nous appuyant sur des données physiologiques ou anatomiques, essentielles à cette analyse.

1.2 Eléments d'anatomie

Cette thèse a pour principal sujet d'analyser le système thoraco-abdominal du corps humain. A cet effet, nous ferons, dans cette section, une description anatomique de cette partie.

Le système thoraco-abdominal, appelé en anatomie le tronc, est de façon plus précise composé du thorax en partie haute, de l'abdomen en partie moyenne et du bassin en partie basse.

Le thorax est délimité par des côtes qui sont des os plats, longs, incurvés qui délimitent ce dernier en arrière et latéralement. Voir Figure 1-1

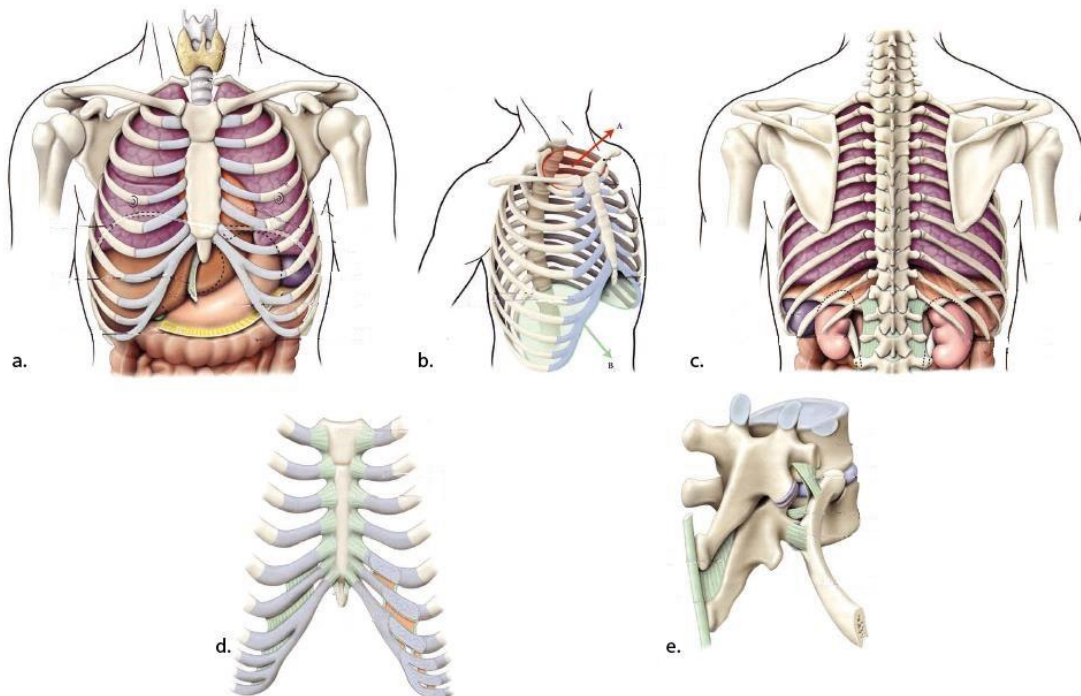


Figure 1-1 thorax a. vue antérieure, b. vue antéro-latérale, c. vue postérieure, d. articulations sternocostales, e. articulations costo-vertébrale [KAM_2004]

Celles-ci s'articulent avec la partie thoracique de la colonne vertébrale et se prolongent en avant par un cartilage costal. Douze paires, définies par niveau de haut en bas, peuvent se distinguer tel qu'il suit :

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

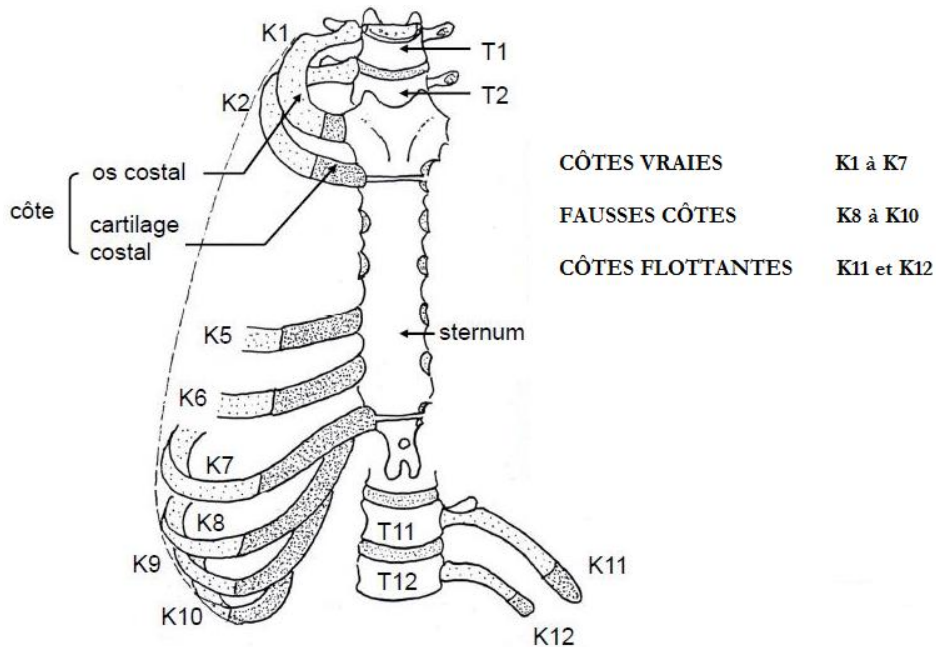


Figure 1-2 : classification des côtes

Les dimensions des côtes augmentent de (K1 à K7) et diminuent ensuite de (K8 à K12) (voir Figure 1-2). Celles-ci sont liées aux vertèbres grâce au cartilage.

Une vertèbre est un os court dont l'empilement constitue la colonne vertébrale (appelée également rachis).

Le cartilage est un tissu formé par des cellules de type arrondies. Ses propriétés mécaniques sont intermédiaires entre celles de l'os et celles du tissu dense comme les tendons.

Le sternum, situé au milieu du thorax, se définit comme étant un os plat constitué de 3 parties (voir Figure 1-3) :

- le manubrium sternal
- le corps du sternum
- l'appendice xyphoïde

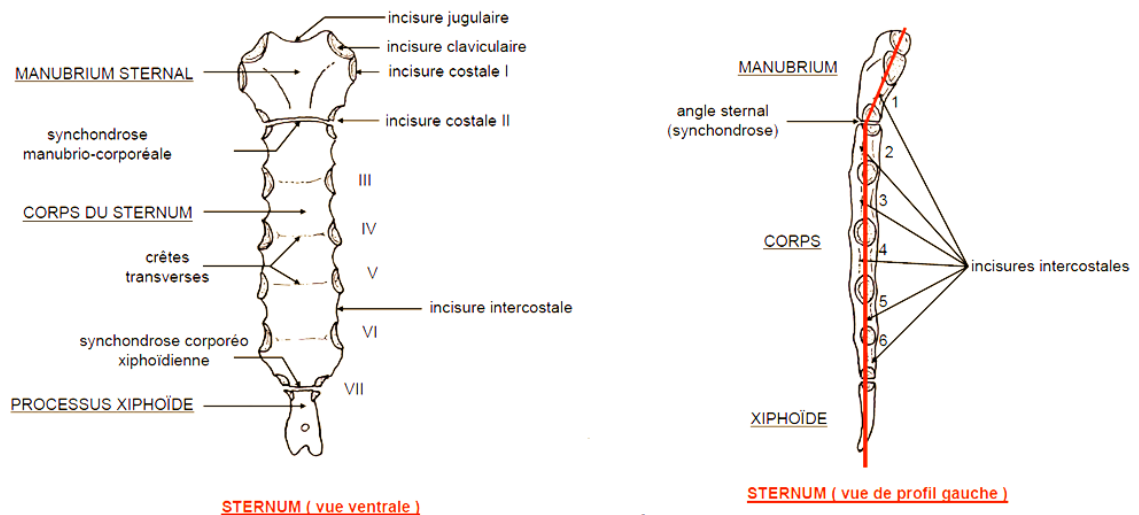


Figure 1-3 Sternum: vue ventrale et vue de profil gauche [CHA_2010a]

Nous allons identifier et décrire quelques éléments essentiels contenus dans la zone thoraco-abdominale :

La cavité thoracique, qui abrite l'appareil cardio-pulmonaire, est ouverte en haut sur la base du cou et fermée en bas par le diaphragme.

Le diaphragme est le principal muscle respiratoire. C'est une cloison de nature musculaire et tendineuse qui sépare la cavité thoracique (partie supérieure de l'organisme) de l'abdomen (en dessous). Cette cloison se présente sous la forme d'une voûte dont la concavité regarde en bas. Elle a été illustrée par le voile en vert dans la Figure 1-1.b

La cavité intra-thoracique est composée de

- 2 zones latérales où sont logés les poumons entourés dans les plèvres
- du médiastin, zone centrale qui renferme le cœur, les gros vaisseaux, les grosses voies respiratoires, l'œsophage, les nerfs et les vaisseaux lymphatiques

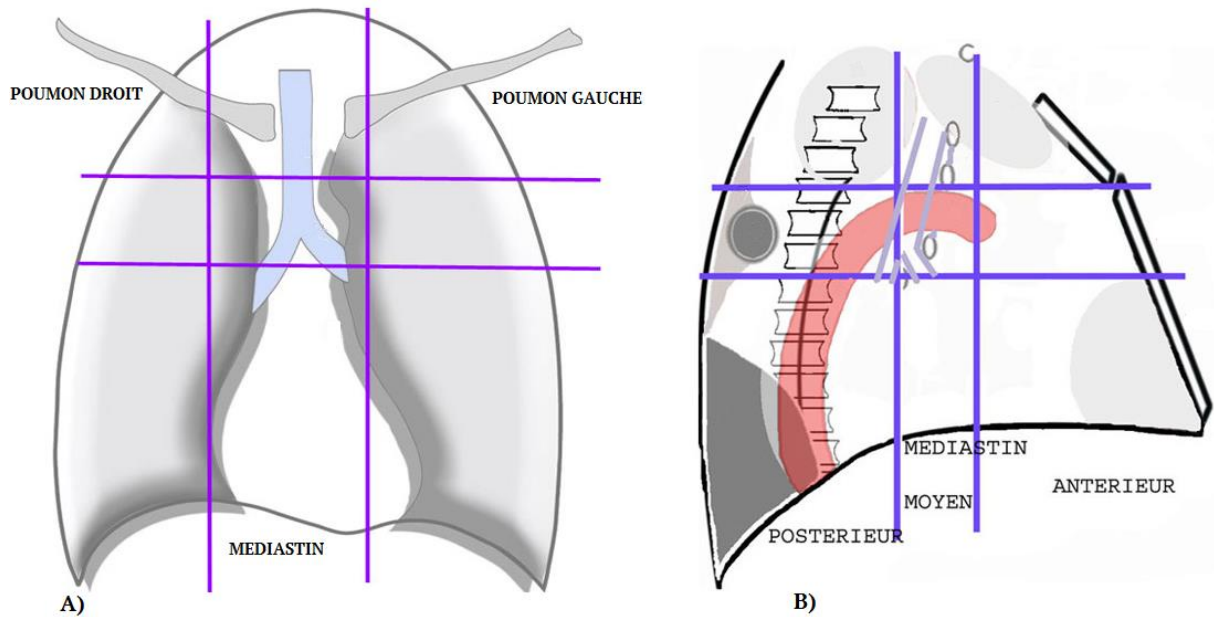


Figure 1-4 : illustration vue de A) face et de B) profil du médiastin

Le médiastin peut être divisé en 3 parties, comme l'illustre la Figure 1-4 :

- médiastin antérieur qui contient, entre autres, le cœur et les artères pulmonaires
- médiastin moyen contenant les voies aériennes supérieures comme la trachée
- médiastin postérieur où se situe l'œsophage et naissent les artères costales

La plèvre est une membrane séreuse enveloppant chacun des poumons. Elle est constituée de deux feuillets illustrés dans la Figure 1-5 B) :

- un feuillet viscéral tapissant toute la surface extérieure du poumon
- Un feuillet pariétal qui tapisse la face profonde de la cavité thoracique, du médiastin et du diaphragme.

Ces deux feuillets délimitent entre eux une cavité virtuelle appelée cavité pleurale illustrée dans la Figure 1-5. A).

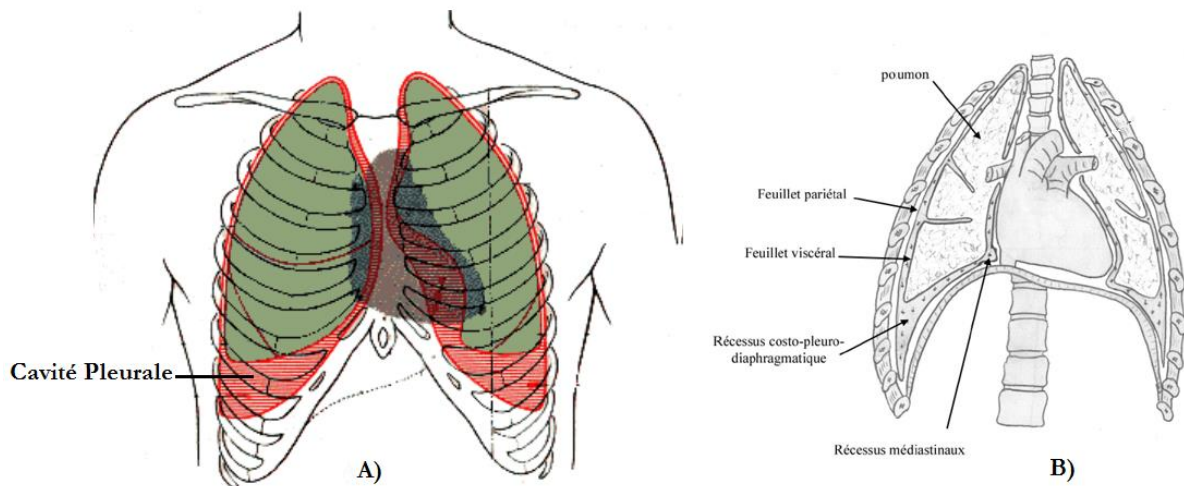


Figure 1-5 : A) Projection de la plèvre pariétale B) Schéma en coupe des deux feuillets de la plèvre

Les poumons sont des organes contenus dans le thorax et jouant un rôle fondamental dans la respiration en permettant les échanges gazeux. Le poumon droit et le poumon gauche, dont un seul suffit à assurer une vie presque normale, fournissent l'oxygène à l'ensemble de l'organisme et permettent l'élimination du gaz carbonique contenu dans le sang.

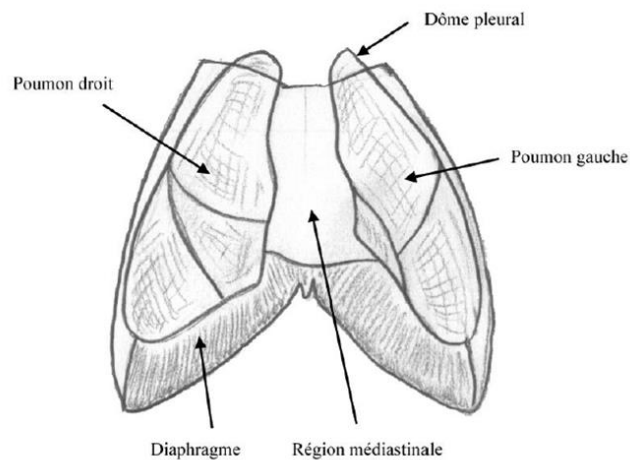


Figure 1-6 : schéma en vue antérieure de la localisation des deux poumons et du médiastin

Chaque poumon a une forme pyramidale. Le sommet, ou apex, est situé dans la région subclavière, à la base du cou. C'est la région du dôme pleural (voir Figure 1-6). Le poumon droit possède trois lobes (supérieur, moyen et inférieur) séparés par la grande scissure, ou scissure oblique, et par la petite scissure, ou scissure horizontale. Le poumon gauche possède deux lobes (supérieur et inférieur) séparés par une seule scissure. Les lobes sont des divisions

visibles et anatomiques. Chaque lobe est ensuite divisé en 10 segments de distinction fonctionnelle (voir Figure 1-7).

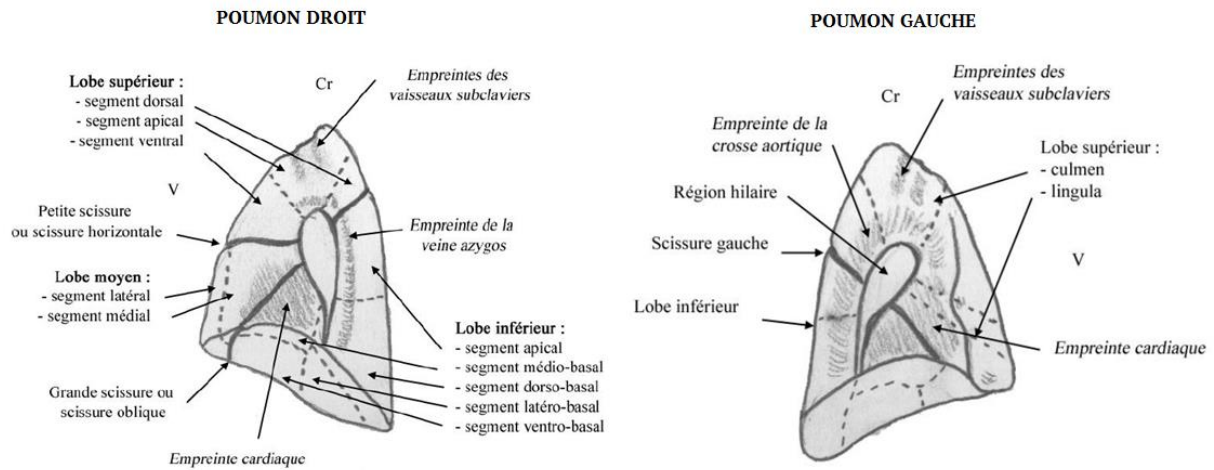


Figure 1-7 : vue médiastinale des poumons droit et gauche

Le cœur est un organe creux de nature musculaire de 270 grammes, classiquement décrit comme une pompe. Il repose sur le diaphragme, et sa pointe est orientée vers la gauche du thorax (voir Figure 1-8). Placé entre les deux poumons, il assure la distribution du sang dans tout l'organisme

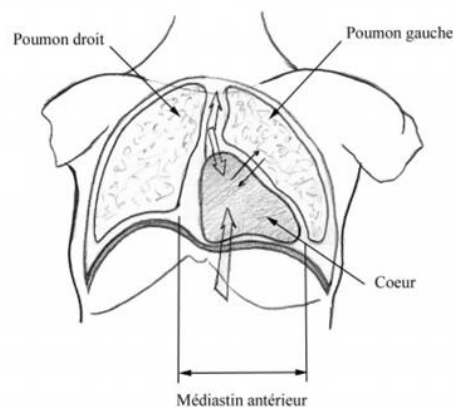


Figure 1-8 : schéma de la situation du cœur

La description de la zone abdominale peut être faite au travers de ces organes essentiels illustrés dans la Figure 1-9 . Nous présenterons, ci-dessous, certains de ces organes et leurs fonctions.

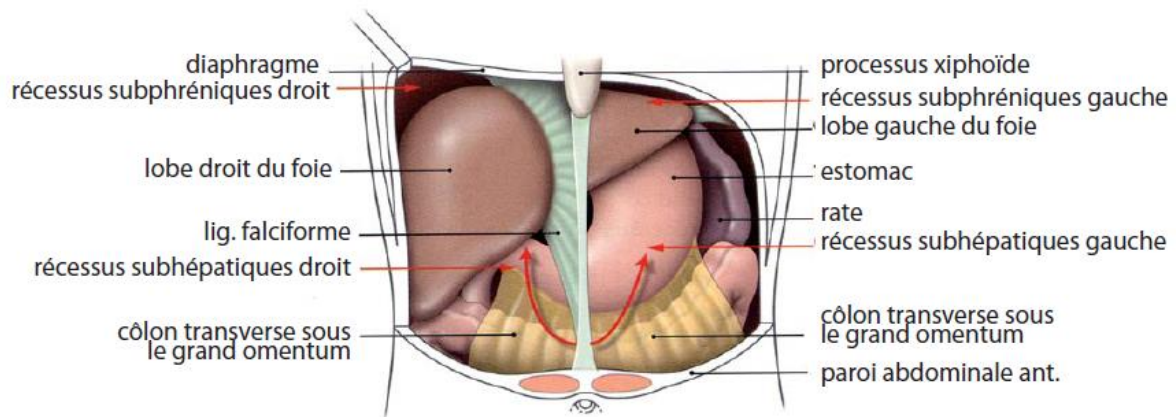


Figure 1-9 : vue antérieure de l'abdomen [KAM_2004]

Le foie : c'est l'un des organes les plus importants de l'organisme en volume. Il possède un métabolisme complexe puisqu'il assure de nombreuses fonctions, comme la production de facteurs coagulants, la destruction de certaines bactéries. Il possède à la fois une fonction digestive en tant que glande digestive et une fonction d'organe de réserve et d'excrétion.

La rate : son rôle est la fabrication des éléments du sang (globules rouges, globules blancs, plaquettes) avant la naissance. Après la naissance, elle joue un rôle important dans l'immunité de façon générale. La rate, qui est particulièrement bien vascularisée, est le plus gros des organes lymphatiques (production de lymphocytes et leucocytes pour les défenses).

L'estomac : partie agrandie du tube digestif qui fait suite à l'œsophage. Il s'agit d'une sorte de réservoir ayant la capacité de brasser, grâce à sa structure musculaire, et de sécréter, grâce à la présence de glandes, de l'acide chlorhydrique, la pepsine, le facteur intrinsèque et du mucus.

Les reins : ce sont des organes qui permettent l'élaboration et l'excrétion (expulsion) de l'urine.

Le pancréas : c'est une glande digestive relativement mobile et orientée vers la gauche. Celle-ci est à la fois exocrine (fabrication d'hormones en dehors du sang, dont l'émission se fait dans le tube digestif) et endocrine (sécrétion d'hormones dans le sang : insuline etc).

Le bassin peut finalement se définir comme étant la ceinture osseuse ayant la forme d'un puits (ou si l'on préfère d'un entonnoir) située à l'extrémité inférieure du tronc et sur laquelle s'appuie la colonne vertébrale. Le bassin repose sur les deux membres inférieurs avec lesquels il s'articule par l'intermédiaire des articulations coxo-fémorales au niveau des hanches.

1.3. Sollicitations violentes et leurs effets

Cette thèse nous a permis d'explorer la réponse du corps humain lorsque celui-ci est soumis à diverses sollicitations ayant en commun la sévérité des traumatismes qu'ils induisent. Afin de mieux comprendre les mécanismes lésionnels qui en découleront, il nous semble donc nécessaire de présenter, au préalable, ces différentes sollicitations et leurs caractéristiques.

1.3.1. L'explosion

1.3.1.1 Généralités sur le phénomène d'explosion

D'après le Groupement Français de Combustion [GFC_2015], une explosion se définit comme une « *Libération soudaine d'énergie plus ou moins confinée, plus ou moins maîtrisée, avec ou sans conséquences externes. L'explosion peut donner lieu à une onde de pression (onde de souffle), à une boule de feu. Dans le cas de l'explosion chimique, le processus de libération d'énergie peut être une déflagration ou une détonation* ».

Une autre définition apportée par Baker et al [BAK_1983] avait cependant résumé ce phénomène sous ces mots : « *en champ libre, une explosion survient si une quantité suffisamment grande d'énergie est libérée, pendant un temps suffisamment court pour engendrer une onde de souffle qui se propage dans l'environnement à partir de la source d'émission appelée source* »

Plus simplement Panzer et al [PAN_2011] la présentent comme « *le résultat d'un processus rapide convertissant un explosif liquide ou solide en gaz qui se répand rapidement, produisant une augmentation proche et rapide de la pression de la densité et de la température* ».

Il s'agit donc d'un phénomène assez violent pouvant causer de graves dommages corporels. La description d'une explosion peut également être faite en prenant en compte les distinctions qui existent dans sa nature ou dans celle de l'explosif qui en est à l'origine. La section suivante présente quelques éléments qui permettent d'émettre une distinction entre les différentes explosions ou différents explosifs.

1.3.1.2 Quelques éléments caractéristiques d'une explosion

Une explosion peut se caractériser par sa nature, **l'état physique ou la sensibilité à la détonation des matériaux explosifs**. [NGO_2007]

a) La nature de l'explosion

Les explosions peuvent être mises en catégorie sur la base de leur nature physique, nucléaire ou chimique. [NGO_2007]

Au cours d'une explosion physique, l'énergie peut être générée à partir du relâchement d'un gaz comprimé, une éruption ou même un mélange de deux liquides à températures différentes.

Dans l'explosion nucléaire, l'énergie est relâchée à partir de la formation de différents atomes nucléaires et par redistribution de protons et neutrons à l'intérieur des noyaux interagissant.

Et enfin, au cours d'une explosion chimique, la rapide oxydation des éléments de fuel (atome de carbone et d'hydrogène) sera la principale source d'énergie

b) L'état physique des explosifs

Les matériaux explosifs peuvent être également classifiés selon leur **état physique** : solide, liquide, gazeux. Les **explosifs solides**, qui nous intéresseront dans la suite, sont principalement des explosifs puissants dont l'effet est le mieux connu.

c) La sensibilité à la détonation des explosifs

Les matériaux explosifs peuvent être classés en explosifs **primaires** ou **secondaires**.

L'explosif primaire sera celui qui détonera rapidement par simple allumage d'une étincelle, d'une flamme ou d'un impact. Les matériaux comme le Fulminate de mercure, le Tricinate de plomb ou Azoture de plomb sont des explosifs primaires. Ce type d'explosif est souvent utilisé dans les détonateurs.

L'explosif secondaire quant à lui ne peut détoner qu'après être amorcé par une onde de choc provenant de la détonation d'un autre explosif. Une fois enclenché, il créera une onde de choc, lors de sa détonation, qui peut résulter à une large expansion sur l'environnement voisin. Ils servent très souvent de charge de destruction. Il s'agit par exemple du TNT ou Tolite, du Pentrite, de l'Hexogène ou du Tétryl.

1.3.1.3 Les régimes d'explosion

La nature exothermique du phénomène d'explosion entraîne la formation d'une zone de combustion où l'énergie chimique est transformée en chaleur et en énergie mécanique (pression). La pression étant un paramètre mécanique de grand intérêt, un rappel des notions sur les régimes de propagation d'une explosion semble nécessaire. Lorsque la flamme dégagée se propage dans un gaz combustible, les gaz brûlés généreront une onde de pression dans les gaz frais. Selon la vitesse de réaction, deux régimes d'explosion peuvent être produits : il s'agit de **déflagration** et de la **détonation**. L'onde de pression ainsi générée dépendra de la nature des réactifs, de la composition du mélange des conditions initiales de pression et de température, et de l'énergie d'amorçage [DUY_2012].

a) Le régime de déflagration

Le **régime de déflagration** désigne la propagation subsonique de flamme dans les gaz frais. La réaction ici est portée par la diffusion de chaleur et de la masse entre les corps brûlés en aval de la flamme et les gaz frais en amont. Elle est généralement obtenue lorsque la source d'inflammation est de faible énergie (quelques milijoules). La célérité du front d'onde est ici comprise entre 0.001 et 100 m/s [BAI_1988], [DUY_2012]. Le volume du mélange se répand, tandis que les gaz brûlés se déplacent en sens inverse à la réaction. L'onde de pression étant entre autres, fonction de la nature du mélange, aucune loi de similitude n'a été établie pour la déflagration. La déflagration est un phénomène peu répétable et donc difficilement prévisible. [DUY_2012].

b) Le régime de détonation

Le **régime de détonation** correspond à la propagation supersonique du front de flamme dans les gaz frais. Une onde de choc s'installe en amont de flamme et comprime les gaz frais qui s'échauffent et atteignent leur température d'auto-inflammation. Les gaz sont ainsi dit « choqués ». La combustion générée dégage alors l'énergie nécessaire pour entretenir le choc. La vitesse de détonation est comprise entre 1500 et 3500 m/s dans un milieu réactif gazeux. Celle-ci peut atteindre 7000 à 9000 m/s pour un explosif solide. [DUY_2012]. Ici, les produits de combustion se dirigent dans le même sens que les l'onde de choc.

Entre outre, lorsqu'un régime de déflagration est suffisamment accéléré, il peut générer une détonation. C'est ce qu'on appelle une **transition déflagration/détonation**. C'est donc au travers de l'onde de choc que se produisent les discontinuités en volume, pression, température et vitesse matérielle dans le milieu [TRE_2006].

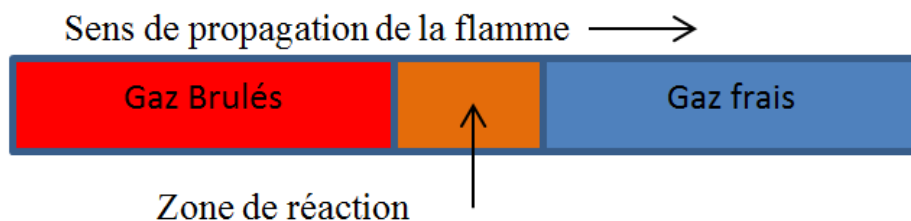


Figure 1-10 : propagation de la flamme lors d'une détonation

1.3.1.4 Les types de lésions associés à une explosion

Une explosion peut avoir des effets dont les manifestations sont diverses. Ainsi, dans la littérature, le terme « onde de souffle » ou « blast (en anglais) » est utilisé pour désigner l'onde de choc aérienne consécutive au phénomène d'explosion. [TRE_2006]. Il peut aussi être évoqué pour faire référence à la pathologie, engendrée par une explosion, parfois sans manifestation clinique immédiate mais dont les effets peuvent se révéler de manière plus brutale par la suite.

Le blast peut se rencontrer aussi bien en milieu militaire que civil. Les lésions engendrées dépendent de l'intensité de l'explosion mais également de paramètres environnementaux et physiques tels que, par exemple, la présence d'un obstacle à proximité qui amplifie l'intensité de l'onde incidente.

Historiquement, le blast est subdivisé en blast **primaire, secondaire et tertiaire** [ZUC_1940], [MEL_1988], [WOL_2009]. Le terme blast **quaternaire** a été utilisé pour des blessures diverses et le blast **quinquenaire** a eu une apparition plus récente. Plus encore, les personnes blessées suite aux explosions ont généralement de multiples blessures, qui peuvent se distinguer et créer ce qui a été défini comme des blessures multidimensionnelles. [KLU_2003], [DEP_2005], [KLU_2007], [WOL_2009]

a) Le blast Primaire

Il survient quand la surpression générée par l'explosion atteint le sujet et transmet les efforts au corps en engendrant des dommages dans les tissus [WOL_2009], [MOO_2009], [PAN_2011], [HOU_2012].

Cette surpression peut se manifester de plusieurs manières. En 1950, Schardin a décrit 3 forces d'explosion pouvant engendrer des blessures [SCH_1950], [WOL_2009] :

L'effet de pulvérisation ou « spalling effect » qui résulte du passage de la pression d'un milieu dense dans un milieu moins dense. Il correspond à un phénomène de fragmentation de l'interface entre des tissus de densité différente (phénomène de résonance consécutif à l'onde de choc). Il peut aussi se manifester lors du passage d'une onde de choc

d'un milieu liquide à un milieu gazeux. La réflexion vers le milieu liquide conduira à une soudaine croissance de la tension superficielle conduisant à la rupture de l'interface. Cet effet est à l'origine de l'éclatement des parois des organes [SAI_1998].

Les forces d'implosion, créées lorsque les gaz contenus dans les tissus sont soudainement comprimés sous l'action de la surpression. Le milieu peut subir une compression violente pouvant aller au-delà de 100 bars [SAI_1998], [CLE_1956]

Les forces d'inertie ou de **cisaillement** qui sont semblables dans leurs manifestations pathophysiologiques aux effets des forces de décélération.

Les poumons sont les organes les plus atteints par ce blast [HOU_2012]. De manière générale, les organes remplis d'air comme les oreilles les poumons les voies respiratoires supérieures et gastro-intestinales ont une faible tolérance au blast primaire. Celui-ci est la cause du mécanisme de blessure du fait de l'air que contiennent ces organes.

b) Le blast Secondaire

Il est engendré par les débris déplacés du fait d'un mouvement rapide du milieu environnant impulsé par l'onde de surpression [WOL_2009], [HOU_2012], [KAN_2012b]. L'onde de blast accélère les fragments du matériel explosif et les matériels aux alentours, causant des projections de multiples débris de petite taille. Il est très souvent étendu en superficie. Les fragments peuvent néanmoins posséder suffisamment d'énergies pour passer à travers les obstacles. Leur impact varie en fonction de la taille, de la forme du projectile et de la distance initiale entre l'explosif et la cible. Son incidence est très souvent moindre que celui du blast primaire mais il peut néanmoins être à l'origine de certaines complications graves.

Ce type de blast se rencontre plus souvent que le blast primaire. Les personnes atteintes par les bombes terroristes sont de manière récurrente sujet au blast secondaire car les munitions contiennent généralement des éléments fragmentés (comme des roulements à bille, des clous, des ferrailles) pouvant augmenter le potentiel destructeur de ces éléments. [HOU_2012].

c) Le blast Tertiaire

Il est causé par le déplacement physique de l'individu sujet au blast [WOL_2009], [HOU_2012], [KAN_2012b]. Il résulte du déplacement du corps ou de certains de ses membres. La victime se comporte en projectile dans ce cas. Ici, les dégâts sont étroitement liés à l'environnement. Dans le cas d'une explosion dans un véhicule par exemple, il devient très significatif. [KAN_2012b].

d) Le blast Quaternaire

Il se constitue des cas non répertoriés dans les 3 précédents blast [WOL_2009], [HOU_2012], [KAN_2012b]. Il provient d'effets secondaires à l'explosion tels que les brûlures, l'intoxication par des fumées des substances toxiques (monoxyde de carbone, Cyanure), l'irradiation, l'ensevelissement. L'incendie ou la libération de produits caustiques secondaires à l'explosion occasionnent des brûlures touchant les régions découvertes (visage et mains) et l'appareil respiratoire (inhalation d'air brûlant).

e) Le blast Quinquénaire

Le blast quinquénaire a été suggéré sur la base d'une série de cas survenus chez certains patients. Il a été observé un état d'hyper inflammation manifesté entre autres par une hyper asphyxie et une diaphorexie. [KLU_2003], [DEP_2005], [KLU_2007], [WOL_2009]

Il est alors possible de situer les blessures subies par différents organes à la suite d'une explosion selon les catégories de blast. Soit la classification suivante proposée par Housden et al [HOU_2012].

Type de blast	Type de blessure
Primaire	Blast pulmonaire, blast pneumo thoracique, tension pneumo thoracique, embolisme artériel de gaz, perforation gastro-intestinale, neurotraumatisme, rupture de l'œil, perforation de la membrane thoracique,
Secondaire	Blessures dues aux projectiles
Tertiaire	Amputation, fracture, blessure crânienne
Quaternaire	Brûlure, angine, hypertension, blessure cérébrale ouverte ou fermée, inhalation toxique, problèmes psychologiques

Tableau 1-1 classification des blessures du blast [HOU_2012]

1.3.1.5. Facteur de sévérité d'une onde de blast

Il est admis que le facteur primordial dans une explosion est l'onde de pression générée. Egalement à l'origine du blast primaire, la pression sera le paramètre mécanique au cœur de nos analyses, mais les autres paramètres ne sont pas à exclure dans les études numériques des critères de blessures liées au blast.

Plusieurs facteurs affectent l'amplitude de l'onde de surpression et donc les blessures qui y sont associées :

a) Le milieu de propagation de l'onde de blast.

L'onde de blast se propage de manière différente suivant le milieu qui peut être gazeux, liquide ou solide.

Dans un milieu aérien, l'explosion génère une onde de pression statique, dite « *onde de choc* », une onde de pression dynamique dite « *vent* », et un dégagement de chaleur.

L'onde de choc est responsable de blessures spécifiques de blast proprement dit (blast primaires), tandis que le « *vent* » est responsable de blessures non spécifiques de type projectile (blast secondaires) et de celles liées au déplacement du corps (blast tertiaires).

Dans un milieu liquide, Les effets de l'onde de choc ne concernent que les parties immergées de l'organisme. En raison de l'incompressibilité du milieu, la perte d'énergie est moins rapide qu'en milieu gazeux. La surpression générée est d'autant plus importante que la pression est élevée. En pratique, la zone dangereuse autour du point d'explosion est dix fois plus étendue qu'en milieu aérien. Le blast y est d'autant plus grave qu'il se produit en profondeur.

Par exemple, l'eau étant incompressible, l'onde de blast dans l'eau se propage rapidement, pouvant aller à une célérité de 15 000 m/s, vitesse de propagation du son dans l'eau [SAI_1998], et avec un taux de dissipation faible [PHI_1986], [STR_1991], [NGO_2007]. Ce qui conduit à un potentiel de blessure beaucoup plus élevé que l'air. [NGO_2007], [STR_1982], [SAI_1998].

En milieu solide, l'onde de choc est transmise au corps par un solide avec lequel il est en contact immédiat. Les lésions résultant d'une explosion en milieu solide (mine anti-personnelle ou transmission d'onde sous-marine au pont d'un bateau) sont de nature dynamique et ne peuvent pas être considérées comme de réelles lésions de blast [SAI_1998]. L'incompressibilité augmente sa vitesse et réduit l'amortissement, la rendant plus nocive. Les lésions concernent généralement l'appareil locomoteur.

b) La distance entre le sujet et l'explosif

La distance entre le sujet et l'explosif est évidemment un élément déterminant de la sévérité des lésions engendrées. Si cette distance est doublée, le pic de pression décroît d'un huitième de la valeur originale. Par exemple un kilo d'explosif pourrait générer à l'immédiat une surpression de plus de 500 kPa à partir du point de détonation. C'est une surpression pouvant occasionner la mort. Cependant, 3 mètres plus loin, la surpression serait aussi petite que 20kPa, qui ne causerait potentiellement pas de blessure [WOL_2009].

c) La présence d'un facteur de réflexion.

La surpression effective produite lors d'une explosion est amplifiée lorsque l'onde est réfléchiée par une surface solide et sa force est ainsi accrue. C'est le phénomène de

réverbération. Par exemple, les personnes à proximité d'un mur subiront une surpression beaucoup plus forte. Ils seront donc sujets à un risque de blast plus important.

d) Le site de l'explosion.

Dans un espace ouvert, l'onde de blast se propage de façon circonférentielle autour de l'origine et se dissipe rapidement. Cependant, en espace confiné (bus, chambre, immeuble etc...), la pression est amplifiée car les forces explosives sont contenues [WOL_2009], [HOU_2011], [TAK_2008]. Ce confinement augmente la durée de la phase de surpression positive résultant à une courbe de pression complexe comportant plusieurs pics dus à la réflexion de l'onde [WOL_2009]. La Figure 1-11 présente une allure des courbes de surpression pour les deux configurations (espace confiné et espace ouvert) :

A Courbe pression-temps d'une explosion en espace ouvert **B** Courbe pression-temps d'une explosion en espace fermé

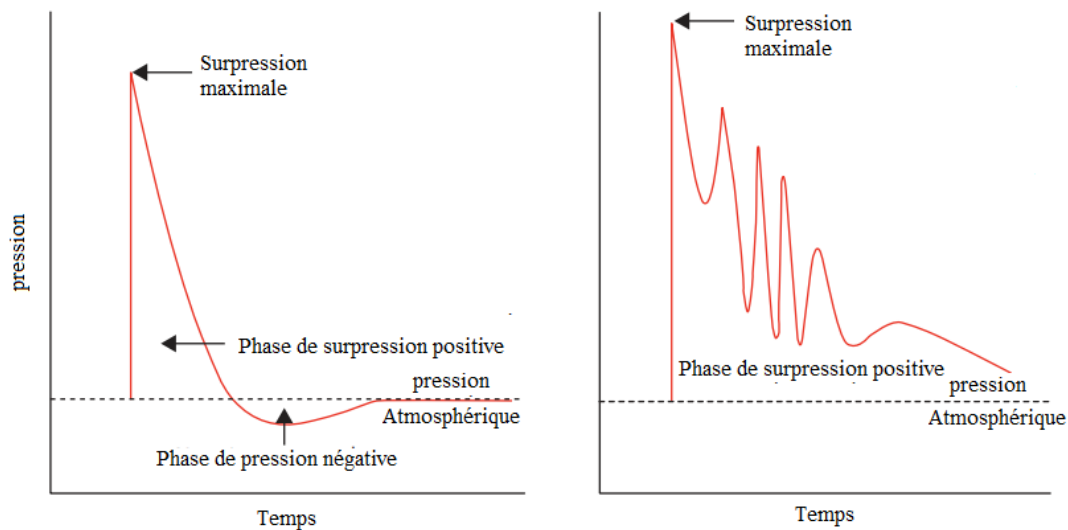


Figure 1-11 : évolution de la pression en milieu ouvert (A) et en milieu confiné (B) [WOL_2009]

L'évolution de la pression, comme illustré en figure 11, sera étudié plus en profondeur, et de manière numérique dans les chapitres qui suivent.

1.3.2 La Balistique

La balistique peut se définir comme la science qui a pour objet d'étude les projectiles, leur mouvement ainsi que leur interaction avec leurs cibles. La balistique est souvent classifiée en balistique intérieure (mécanisme d'accélération du projectile), en balistique extérieure (envol et trajectoire du projectile) et en balistique terminale (interaction entre le projectile et la cible) [SCH_2014], [SEL_1994]

Les projectiles en balistique couvrent une large gamme de calibres, de formes, et ceux-ci sont projetés à des vitesses très variées. Les premiers projectiles étaient de forme sphérique alors que les projectiles actuels sont plutôt de forme cylindrique avec des extrémités en forme d'ogive ou de cône [SCH_2014] (voir Figure 1-12).

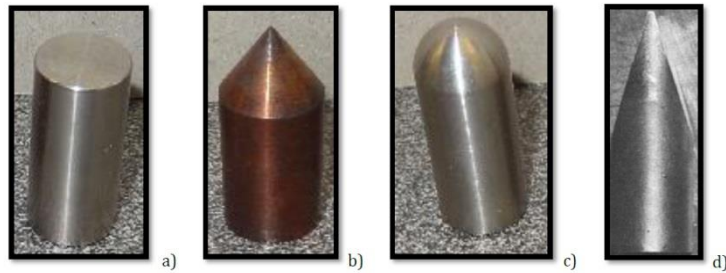


Figure 1-12 : illustration de quelques formes de projectile a) Projectile plat b) Projectile conique C) projectile hémisphérique d) projectile ogive [KPE_2013]

Au 19^{ème} siècle, la vitesse du projectile était autour de 450m/s alors que les projectiles modernes peuvent avoir des vitesses à partir de 200 m/s et jusqu'au-delà de 1000 m/s pour certains fusils. [SCH_2014]

Une distinction peut être faite parmi les armes. Les armes dites « petites » font référence aux revolvers et aux pistolets qui sont conçus pour être précis à une distance d'à peu près 40 m alors que les fusils peuvent être précis au-delà de 100 m [MAH_2005].

Les projectiles balistiques actuels, de dimensions et tailles différentes, sont conçus pour se déformer de façon significative lors d'impact non-pénétrants ou pour être plus rigides (acier par exemple) pour des impacts pénétrants. Cet aspect met en lumière une distinction claire entre les armes selon les blessures engendrées. Il s'agit là d'impacts non-pénétrants et d'impacts pénétrants

1.3.2.1 Les impacts non-pénétrants

Ces impacts sont souvent occasionnés par des projectiles impulsés par des armes à feu classiques ou par des lanceurs dédiés à des vitesses de 60 à 120 m/s [ROB_2013]. Ces projectiles sont généralement nommés « projectile non-létal ». On parlera alors « d'impact non-létal ». L'objectif recherché dans ce cas sera de neutraliser la cible en lui infligeant une douleur suffisante pour l'immobiliser sans toutefois lui occasionner une blessure grave. Quelques exemples de ces projectiles existent sur le marché.

a) Armes et munitions pour l'impact non-pénétrant

Une variété d'armes peut être recensée dans le cadre de l'impact non-pénétrant. Nous présenterons, ci-dessous, quelques exemples d'armes et de munitions qui illustreront cette thématique.

- Les lanceurs de Flash-ball

La Figure 1-13 présente deux lanceurs de flash-ball conçus par l'entreprise Verney-Carron. Ce sont des armes à létalité atténuée, conçues et dédiées exclusivement aux professionnels et aux différentes forces étant confrontées à des opérations de maintien de l'ordre, de sécurisation de zones. De calibre divers, elles utilisent des balles en caoutchouc, en gomme ou des balles chevrotines [VEY].



Figure 1-13 : lanceurs et cartouche de Flash-ball Verney-Caron [VER]

D'autres projectiles utilisent des lanceurs de la sorte. Il s'agit des projectiles bâtons de formes cylindriques constitués de bois pour les anciens et de plastique ou caoutchouc pour les plus récents, comme illustré sur la Figure 1-14.



Figure 1-14 : des projectiles bâton, de 37 mm. A gauche, un projectile en caoutchouc de 28 g, au milieu un projectile en bois de 32 g, à droite un projectile en plastique de 134 g (le L5) [ROB_2013]

- Les armes à feu classiques de calibre 12

Ce sont des armes qui propulsent de manière pyrotechnique les projectiles dits « Beanbag », les « rubber bullet » ou les « RB1FS » (Rubber Fins Stabilized Baton), comme illustré sur la Figure 1-15

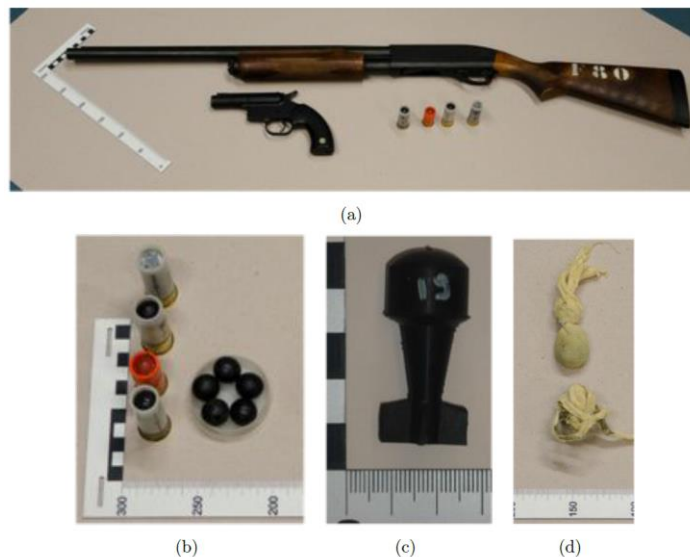


Figure 1-15 : (a) Deux lanceurs calibre 12. (b) Divers projectiles calibre 12. (c) Le projectile RB1FS. (d) Le projectile Beanbag.

Le Tableau 1-2 ci-dessous présente les caractéristiques de quelques projectiles disponibles sur le marché, dont ceux évoqués précédemment.

Projectile	Matériau	Diamètre du projectile (mm)	Masse du projectile (g)	Vitesse du projectile à la bouche (m/s)	Energie du projectile à la bouche (J)
Projectile bâton monobâton	caoutchouc, bois, PVC, polyuréthane	37	90 à 140	58 à 70	200 à 250
Beanbag	Sachet de tissu rempli de plomb	18,5	40	70 à 90	98 à 162
RB1FS	Caoutchouc	18,5	6,5	152	78
Flash-Ball	Caoutchouc	44	28	85 à 125	100 à 220
FN303	Coque plastique remplie de poudre de bismuth	17,2	8,2	90	35
Grenade sponge 40 mm	Projectile plastique à tête en caoutchouc	40	32 à 42	85 à 105	100 à 200

Tableau 1-2 : quelques projectiles non-létaux actuellement disponibles sur le marché et leurs caractéristiques principales.

b) Les lésions engendrées par un impact balistique non-pénétrant

Celles-ci sont généralement superficielles. A ce titre, elles peuvent être observées au niveau de la peau et des tissus sous-cutanés (hématome, ecchymose, abrasion et dilacération). Elles peuvent néanmoins résulter en des lésions plus profondes (fracture osseuse, rupture vasculaire et des lésions d'organes creux). Le Tableau 1-3, ci-dessous, présente une

distribution des impacts sur 768 tirs dans le cadre d'une étude tirée de la littérature [HUB_2013].

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

Tableau 1-3 : classification des zones atteintes par les projectiles d'impact et les lésions engendrées [HUB_2013]

Deux faits peuvent y être observés :

- le premier est que les impacts sur la tête tendent à produire une grande proportion de blessures graves
- le second est que la poitrine est la zone dont les blessures ont engendré le plus de décès

Ces cas de décès se trouvent tous liés à une pénétration de projectile dans la poitrine. Dans la section suivante nous aborderons davantage le cas des impacts pénétrants.

1.3.2.2 Les impacts pénétrants

Un impact pénétrant est associé à toute perturbation de la peau, de tissus sous-cutanés ou de muscles engendrés par un projectile, par une arme blanche ou par tout autre corps étranger quelle qu'en soit la nature [JOU_1995]. Cela peut être occasionné à la suite d'une agression, de façon accidentelle ou provoquée, ou être associé à d'autres événements pathogènes : chute, accident du travail, accident de la voie publique. Ces différents mécanismes entraînent une diversification des agents pénétrants : outils couteaux de cuisine, arme blanche, machines,

taules, branchages, explosifs, armes à feu, etc. Dans cette section nous nous intéressons plutôt aux impacts pénétrants engendrés par des projectiles balistiques.

Aux Etats-Unis, la mortalité des armes à feu a dépassé celle des accidents de la route. Les traumatismes balistiques ne sont pas seulement une pathologie rencontrée en milieu militaire. Ils peuvent également se produire en milieu civil. Comme dans le cas d'impact non-pénétrants, les impacts pénétrants peuvent se localiser dans diverses parties du corps (le cerveau, le thorax, l'abdomen, pelvis et les membres). Ceux-ci peuvent présenter des effets de gravité initiale minime ; cependant, dans la majorité de ces cas, un pronostic vital très souvent engagé à court terme pour la plus part [BOU_2009].

a) Mécanismes des traumatismes balistiques pénétrants

Les lésions engendrées dépendent du type d'arme employée. Celles engendrées par un projectile dépendent de nombreux facteurs. [DAB_2012]

a-1) L'énergie

L'Équation 1-1 illustre bien la prépondérance de la vitesse dans l'énergie dissipée à la masse du projectile. Elle permet donc d'effectuer une séparation entre des armes de guerre émettant des projectiles à haute énergie et celles qui émettent des projectiles à basse vitesse et donc à faible énergie. La notion de vitesse est donc capitale. Pour exemple, une munition de calibre 9 mm pesant 8g produit une énergie de 490 Joules à l'impact alors qu'une munition de calibre 5.56 mm pesant 3.6g dissipe une énergie de 1000 J. [DAB_2012]

$$E = \frac{1}{2}MV^2$$

Équation 1-1

Avec E l'énergie du projectile, M la masse du projectile et V sa vitesse.

a-2) La distance

La réduction des capacités lésionnelles en fonction de la distance est particulièrement importante dans le cas des plaies par armes de chasse qui, à une distance inférieure à 3 mètres, ont un pouvoir lésionnel majeur alors qu'à une distance supérieure à 10 mètres les lésions sont modérées (criblage superficiel).

a-3) Phénomène de cavitation

Un projectile qui traverse un milieu homogène engendre l'apparition sur son trajet d'un tunnel appelé cavité permanente. Les tissus y sont broyés et détruits. Pendant la durée du trajet du projectile, un mécanisme d'étirement et de refoulement des tissus très brutal induit une zone de lésion temporaire qui peut atteindre 25 fois le diamètre du projectile. La dimension de cette dernière varie en fonction de son énergie et des propriétés élastiques du milieu traversé. Cette zone lésionnelle est appelée cavité temporaire. Ce phénomène est d'autant plus important que l'énergie dissipée est élevée. La Figure 1-16 présente une illustration de ce phénomène. Nous reviendrons sur ces aspects dans le chapitre suivant.

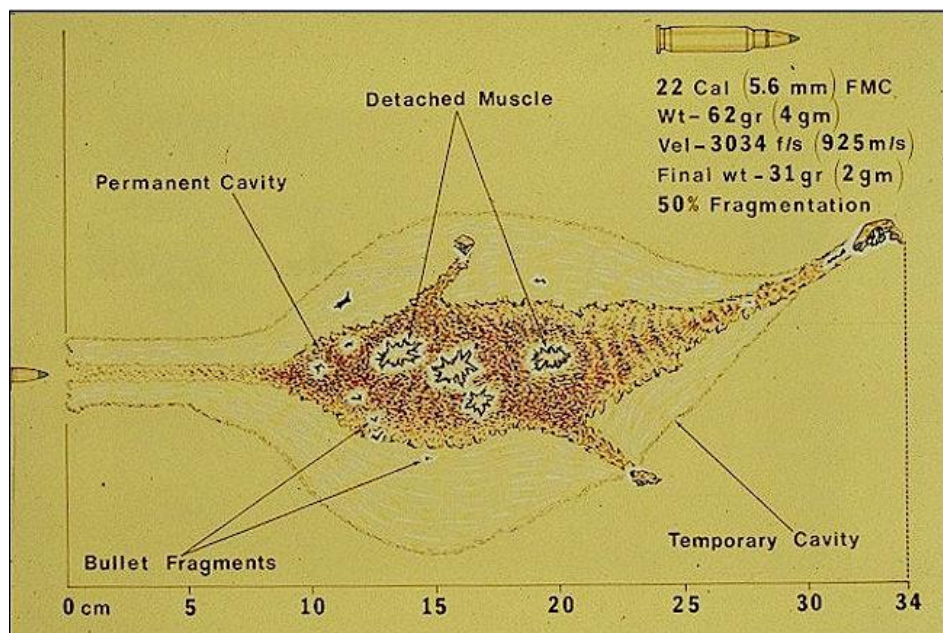


Figure 1-16 : illustration de la pénétration d'un projectile dans les tissus humains [Fac_1999]

a-4) Stabilité du projectile

Après avoir effectué une distance dans une pénétration rectiligne appelée neck, les projectiles ont souvent tendance à basculer en induisant un front de pénétration plus large augmentant la taille de la cavité permanente (voir Figure 1-16). Ce basculement découle du couple formé par certaines armes et munitions.

a-5) Nature du projectile

Les lésions sont étroitement liées à la nature du projectile. Par exemple, les projectiles homogènes en plomb non blindés (armes de poing) ont tendance à s'écraser, augmentant ainsi leur front de pénétration par effet de champignonnage. Cet effet permet donc à certaines balles de s'écraser, tel un champignon, dès l'impact pour augmenter leur diamètre apparent dans les parties molles. D'autres projectiles sont conçus pour se fragmenter et générer de projectiles secondaires. Des règles existent quant à leur utilisation. Pour exemple, les conventions internationales recommandent l'utilisation militaire de balles entièrement recouvertes de métal dur (full metal jacket) afin d'éviter le phénomène de fragmentation. Soit une l'illustration de la Figure 1-17 présentant cet effet pour un 357 Magnum.

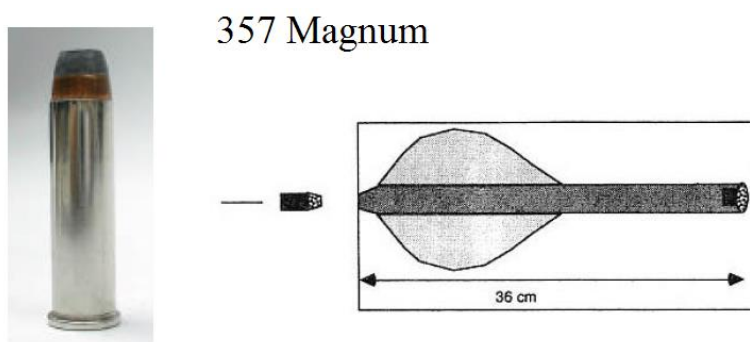


Figure 1-17 : champignonnage d'un 357 Magnum lors d'un impact dans un tissu mou [DUV_2005]

D'autres projectiles sont conçus pour se briser en profondeur après un trajet plus ou moins long. Chaque éclat va, dans ce cas, générer son propre tunnel, ce qui va engendrer une vaste cavité temporaire, comme illustrée sur la Figure 1-18

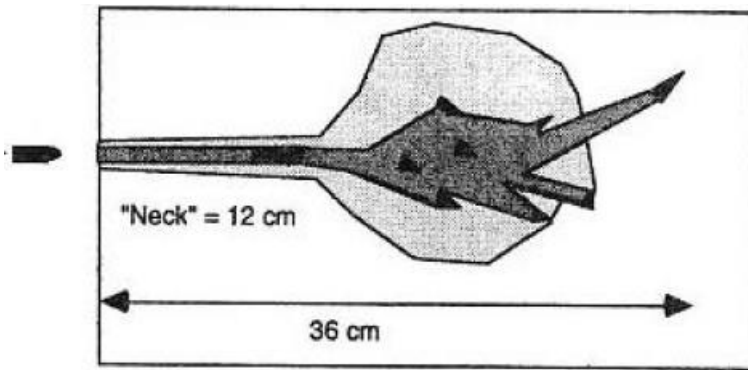


Figure 1-18 : projectile agissant par fragmentation [DUV_2005]

a-6) Caractéristiques des tissus exposés

L'impact balistique diffère également selon la nature des tissus atteints. Plus la densité des tissus est élevée et leur élasticité faible (organes pleins abdominaux, reins, cerveau, cœur) plus le transfert d'énergie et le phénomène de cavitation est important entre le projectile et l'organe concerné. Les organes peu denses et élastiques (poumons, organes creux) sont plus tolérants vis-à-vis des traumatismes balistiques et « absorbent » plus facilement l'énergie transmise. L'os, enfin, se fragmente avec génération d'esquilles multiples qui se comporteront à leur tour comme de projectiles secondaires. [DAB_2012]

b) Balistique terminale, profil lésionnel

Dans nos travaux, nous nous focaliserons sur la balistique terminale. Comme nous l'avons esquissé dans les sections précédentes, plusieurs profils lésionnels peuvent être établis. En effet, le profil d'une balle peut être très différent pour un même trajet selon que celle-ci ait été projetée de face ou de dos. La Figure 1-19 illustre une balle suivant le même trajet mais engendrant deux profils de blessures différents :

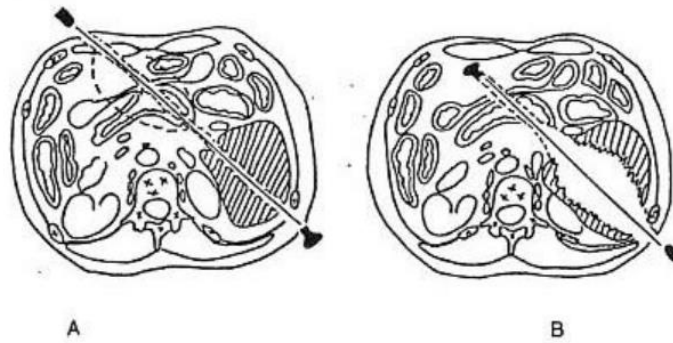


Figure 1-19 : vue de coupe du thorax impacté par une balle au trajet identique mais de sens de trajet opposé [DUV_2005]

La Figure 1-20 présente une synthèse des différents types de profil lésionnel en balistique terminale :

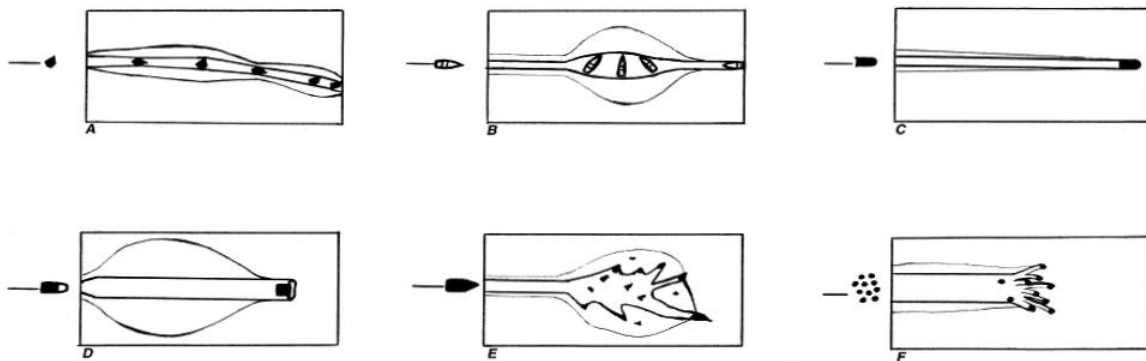


Figure 1-20 : profil lésionnel en balistique terminale A. tournoiement de l'éclat B. bascule des balles blindées de fusils d'assaut. C. Balles blindées d'armes de poing : simple tunnel d'attrition. D. Champignonnage E. Fragmentation projectiltaire F. Polycrillage par chevrotine [DUV_2005]

La maîtrise de ces mécanismes lésionnels lors d'impacts pénétrants en balistique terminale participe également à la compréhension du comportement du corps humain en général lorsque celui-ci est soumis à des sollicitations extrêmes. Ainsi, nous y consacrerons un chapitre dans la suite de ce manuscrit.

1.4 Les mécanismes de blessure de la partie thoracique

Dans cette partie, nous aborderons les blessures de la partie thoracique d'une manière plus générale, sans nous focaliser sur une cause en particulier.

L'apparition de blessures advient lorsque la réponse biomécanique du système biologique est au-delà d'un seuil tolérable et résulte en des dommages de la structure anatomique ou en une altération de ses fonctions [WIS_1994], [NAT_2007].

Les mécanismes de blessures ci-dessous peuvent être alors distingués :

- **Un mécanisme élastique** : il est lié à la compression ou à la tension du corps engendrant une blessure si la tolérance élastique est atteinte. Il peut se présenter en cas de faible déformation du corps ou d'impact à haute vitesse.
- **Un mécanisme de blessure visqueux** : il est dû à la propagation des ondes mécaniques dans le corps et résulte en des blessures internes si la tolérance visqueuse est atteinte. A travers ce mécanisme, des ondes de pression transmises au corps engendrent des lésions internes avant qu'une déformation significative des parois externes ne se manifeste.
- **Un mécanisme inertiel** : engendré par un mouvement d'accélération, il est dû aux forces d'inertie et induit des déchirements de la structure interne.

Ces mécanismes sont illustrés sur la Figure 1-21.

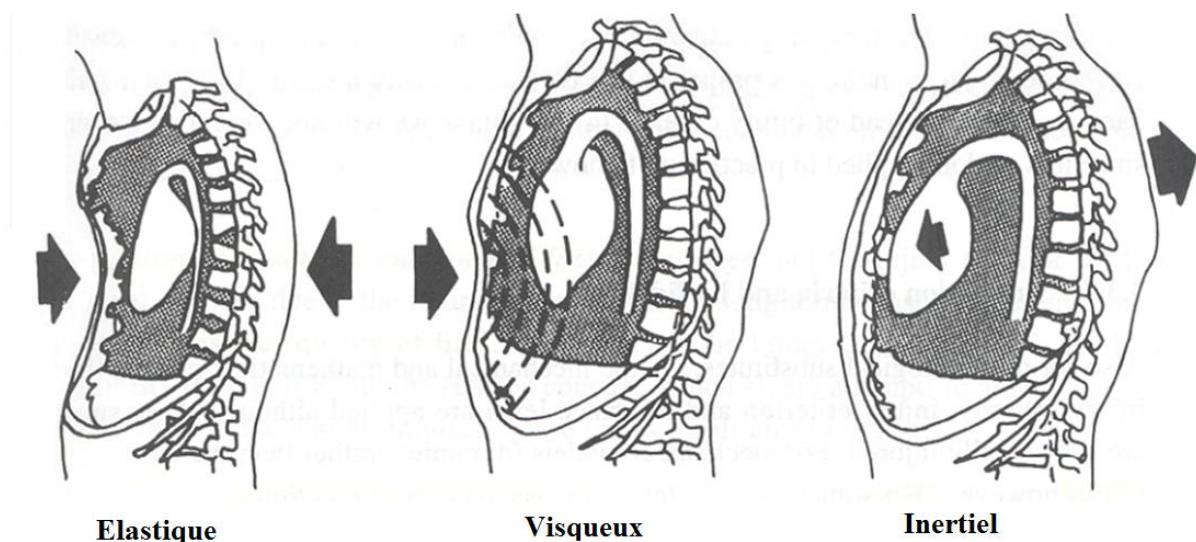


Figure 1-21 : principes de mécanismes lésionnels du thorax [WIS_1994]

Dans la partie thoracique, il est également possible d'établir deux catégories de blessure :

Les blessures squelettiques et les blessures de tissus mous.

Très souvent, le thorax et les poumons sont blessés simultanément avec les vertèbres et le sternum, accompagnés aussi d'une rupture pleurale. A ce jour, les blessures du poumon ainsi que celles des vertèbres sont raisonnablement bien comprises au niveau clinique, tandis que celles des autres organes nécessitent encore plus d'investigations. [SCH_2014].

1.4.1 Blessures squelettiques : les côtes

Nous allons principalement aborder les blessures des côtes dans cette partie. Ce type de blessure n'est en général pas sévère. En cas de blessure d'une vertèbre, celle-ci possède par ailleurs la capacité de s'auto-guérir. Par contre, la fracture de plusieurs côtes peut engendrer de graves complications. Lorsque la peau et les tissus mous restent intacts, on parle de « fracture fermée ». Si, par contre, les extrémités de côtes brisées perforent la poitrine, la fracture est dite « ouverte ». Les côtes brisées sont souvent à l'origine de problèmes respiratoires. En général, ceux-ci se brisent à un point où la courbure est maximale ou alors à une zone d'application de la force.

Cette fracture peut également être liée à la nature de l'objet, comme illustré sur la Figure 1-22:

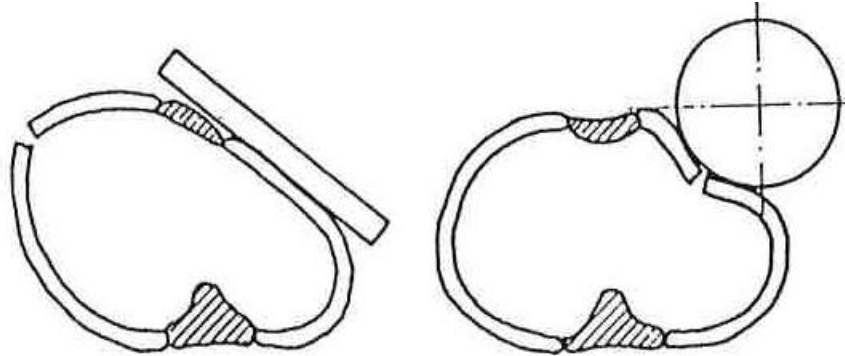


Figure 1-22 : site de fracture de côtes en fonction de la nature de l'impacteur [SCH_2014]

Du fait de la nature visqueuse du thorax, la force appliquée dépend surtout de la vitesse d'application de cette force. Les propriétés plastiques des côtes jouent également un rôle important dans les contraintes qu'elles peuvent absorber. Lorsque la limite plastique est atteinte, il n'y a quasiment plus d'augmentation de la contrainte jusqu'à la rupture. Cet aspect peut permettre d'éviter toute surestimation de la contrainte lors des expérimentations.

De plus, la fracture des côtes est étroitement liée à l'âge. Un jeune sujet pourrait subir une compression frontale de la poitrine jusqu'au contact avec la colonne vertébrale sans rupture de côtes alors qu'une procédure de secours cardiaque par compression du thorax à de faibles sollicitations pourrait briser celle d'un patient de 50 ans. [SCH_2014]

1.4.2 Les blessures des organes mous :

Les blessures des organes mous peuvent être classifiées en suivant les principales divisions suivantes : le système respiratoire, le cœur, l'aorte et les organes.

La Figure 1-23 présente cette classification.

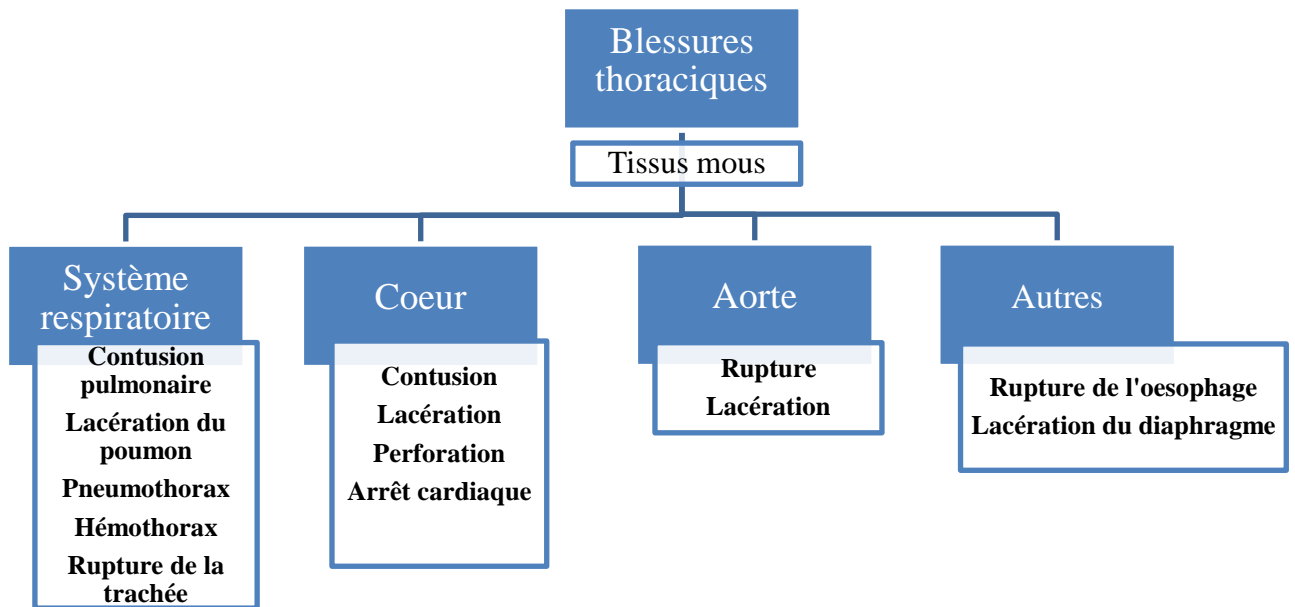


Figure 1-23 : blessures des organes mous de la partie thoracique [SCH_2014]

Le poumon est en général l'organe le plus atteint après une sollicitation de la partie thoracique [SCH_2014]. Une compression du thorax avec ou sans fracture de vertèbre peut induire une contusion pulmonaire. Les blessures du poumon sont également dépendantes de la vitesse de déformation [SCH_2014], [FUN_1984]. A haute vitesse, la compression ou l'onde de pression est transmise au poumon à travers le thorax causant au passage des dommages dans les tissus intermédiaires. Il peut par ailleurs être observé des dommages sur les tissus pulmonaires sans impact sur les tissus voisins.

Les tissus pulmonaires peuvent être parfois lacérés par les côtes brisées. Ceci pourra induire un hémithorax ou un pneumothorax ou les deux à la fois.

Le pneumothorax résulte d'une perforation de la cavité pleurale. Au cours de l'inspiration, la pression dans la zone pleurale diminue et l'air est aspiré dans la cavité. Pendant l'expiration, le poumon se trouve à ce moment comprimé.

L'hémithorax entraîne également la réduction du volume du poumon. Cette fois, après une rupture des vaisseaux sanguins, c'est le sang qui pénètre par l'orifice pour s'accumuler dans la cavité.

Un chargement du poumon peut également conduire à une contusion d'autres organes comme le cœur. Elle entraîne quelques fois aussi une hyper-extension du cou qui peut engendrer une rupture de l'aorte. On note à cet effet que 80 à 85% des victimes d'accident d'automobiles ayant subi une rupture de l'aorte décèdent sur la scène de l'accident. [SCH_2014], [SMI_1986], [BUT_1996], comme illustré sur la Figure 1-24

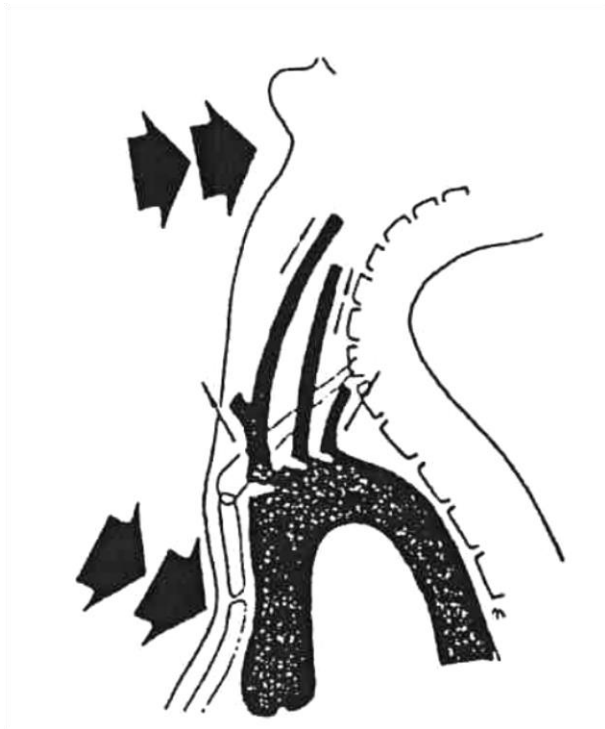


Figure 1-24 : extension du cou accompagnée d'une lacération de l'aorte [VIA_1990]

1.5 Critère et tolérance lésionnels, et létalité

Avant de présenter quelques critères existants dans la littérature, nous procédons tout d'abord à la définition de certaines notions.

1.5.1 Quelques notions :

1.5.1.1. Les échelles de classification clinique

Il apparaît important de préciser le terme « létal » même si celui-ci peut sembler évident. Il traduit dans la langue française le potentiel mortel d'une sollicitation, d'une maladie alors qu'en anglais il fait référence à l'extrême gravité de celles-ci. Les conditions d'usage de ce terme ne faisant pas consensus, il est parfois employé le terme « létalité réduite » pour faire référence aux blessures graves.

Par ailleurs, d'autres termes sont souvent utilisés dans ce domaine de la recherche :

Le critère de blessure ou lésionnel : il est un outil important qui permet d'évaluer la sévérité d'un chargement accidentel ou le risque de la blessure induite. Il s'agit en général d'un outil corrélant une fonction d'un paramètre physique ou d'un ensemble de paramètres physiques (accélération, vitesse, etc) avec la probabilité de blessure spécifique (contusion, fracture etc) d'une région du corps. [SCH_2014]. Ils sont généralement établis à partir d'études expérimentales ou analytique.

Le critère de protection est établi en fixant une tolérance lésionnelle sur la base d'une mesure effectuée grâce à un dispositif anthropomorphique d'essai (ATD Anthropomorphique Test Device). Il est généralement utilisé dans des procédures de standardisation en milieu automobile. [SCH_2014].

Toutefois, les définitions des critères de blessures, d'endommagement et de protection ne sont pas clairement établies. Le terme critère de blessure ou lésionnel est donc alors largement utilisé pour quantifier un impact ou un chargement accidentel.

La *tolérance lésionnelle* d'une région ou d'un organe du corps est l'amplitude d'une charge fixée comme valeur seuil d'un critère lésionnel engendrant une blessure spécifique. C'est donc la valeur d'un critère lésionnel connu permettant d'établir une distinction, de manière probabiliste, entre des événements traumatiques et non traumatiques. [NAT_2007]

Considérons donc une probabilité de lésion p associée à un critère lésionnel x (variable continue ou discontinue) par une fonction de régression telle qu'il suit : [MAU_2011], [PRE_2004], [ROB_2013]

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

Équation 1-2

Avec alpha et Béta des paramètres dérivés d'analyses statistiques d'essais biomécaniques. La Figure 1-25 suivante représente la loi donnant une probabilité lésionnelle p en fonction d'un critère lésionnel x.

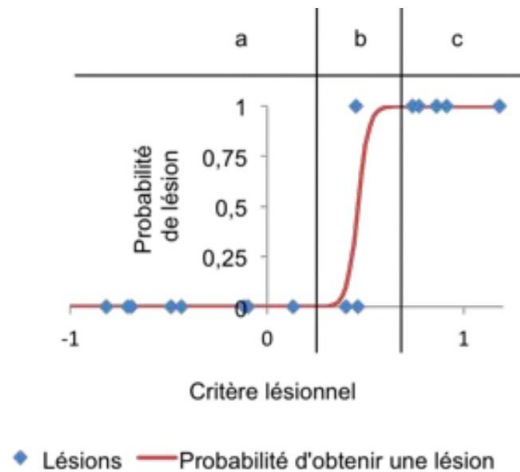


Figure 1-25 : illustration de la courbe de probabilité de lésion en fonction d'un critère lésionnel [ROB_2013]

3 zones peuvent ici être observées [ROB_2013]:

- une zone a à faible valeur du critère et dont la probabilité de lésion est quasiment nulle.
- une zone b où une faible augmentation du critère lésionnel engendrera une augmentation significative de la probabilité de lésion.
- une zone c à valeur de critère importante et dont la probabilité de lésion est de 1 donc quasi certaine.

1.5.1.2. L'échelle AIS

Engendrée par un besoin d'un système de standardisation visant à classer les catégories de blessures et leurs gravités au cours des années, l'échelle AIS (Abbreviated Injury Scale) a été développée en 1971 [ASS_2003]. C'est une échelle, basée sur des diagnostics médicaux, qui

permet de définir la sévérité des blessures du corps. Celle-ci est régulièrement mise à jour par l'AAAM (Association for the Advancement of Automotive Medicine) [ASS_2003]. L'augmentation de la sophistication des lésions décrites fait d'elle l'échelle la plus utilisée pour des blessures produites dans un contexte automobile. Elle a été développée pour fournir aux chercheurs une méthode numérique simple afin de hiérarchiser et comparer les blessures par degré de sévérité, ainsi que pour standardiser la terminologie décrivant les lésions. Celles-ci, selon leur gravité, peuvent être classées sur une échelle de 1 à 6 (1 étant la lésion mineure et 6 la lésion maximale), comme le montre le Tableau 1-4

Score AIS	Gravité	Fracture correspondante	Blessure des tissus correspondante
1	Mineure	1 fracture costale	Contusion bronchique
2	Modérée	2 à 3 fractures costales Fracture du sternum	Rupture partielle bronchique
3	Sérieuse	Plus de 4 fractures aux omoplates 2 à 3 fractures costales et hémopneumothorax	Contusion pulmonaire Contusion cardiaque mineure
4	Sévère	Volet thoracique Plus de 4 fractures bilatérales Plus de 4 fractures + hémopneumothorax	Dilacération pulmonaire bilatérales Dilacération aortique mineure Contusion cardiaque majeure
5	Critique	Volet thoracique bilatéral	Dilacération aortique majeure Dilacération pulmonaire avec pneumo-thorax sous tension
6	Maximale		Dilacération aortique avec hémorragie massive

Tableau 1-4 : échelle AIS appliquée au thorax [SCH_2007], [ROB_2013]

1.5.1.3. Adjusted Severity of Injury Index (ASII)

Développée par Yelverton [YEL_1996], elle permet également de déterminer la sévérité d'une blessure à partir d'une vitesse moyenne de la zone thoracique. Nous retrouverons cette échelle dans les critères suivants.

1.5.2 Critères du blast

Des études ont été également menées dans le contexte du blast afin de prédire l'apparition des blessures. Bien que ces blessures puissent apparaître sous l'effet de différents phénomènes, (blast primaire, secondaire, tertiaire, quaternaire et quinquénaire), une attention particulière a été portée sur le blast primaire. C'est en effet, le blast le plus dangereux, dont les effets sont particulièrement préjudiciables aux organes contenant de l'air et en particulier les poumons. Des travaux majeurs ont été effectués dans ce contexte. Il s'agit des courbes de Bowen [BOW_1968], des courbes de Bass [BAS_2008], [RAF_2010], du modèle Axelsson BTM (Behind Trauma device) [AXE_1996] et de ses modèles dérivés [LIE_2008], [VAN_2010].

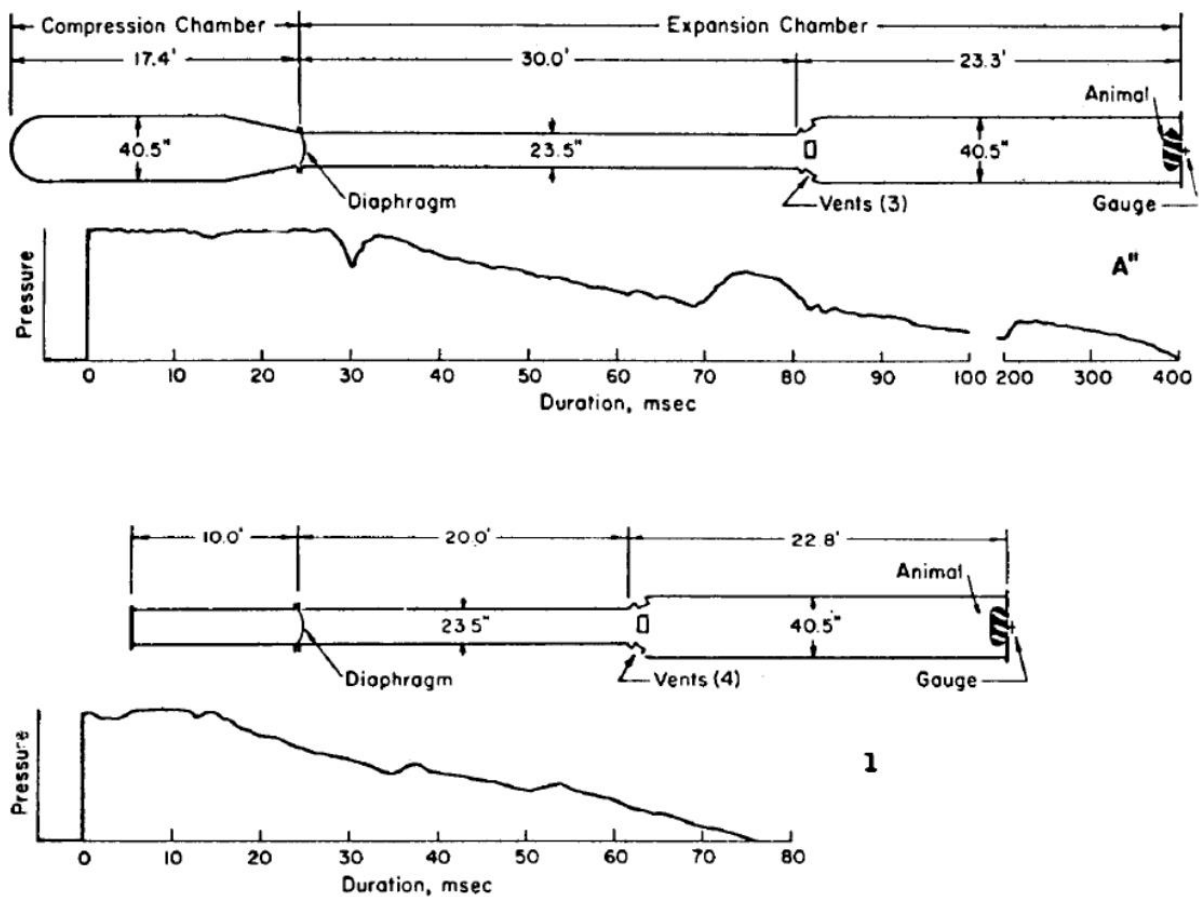
1.5.2.1 Critère de Bowen

En 1960, des travaux effectués ont permis d'investiguer la létalité d'une exposition à une onde de blast. Ces travaux dont les résultats ont été résumés par Bowen et al dans la littérature [BOW_1965], portaient sur 2097 animaux d'espèces différentes. L'onde de blast étudiée était générée soit par une détonation, soit par un tube de choc. Dans la plus part de ces expériences, les animaux étaient disposés à proximité d'une surface réfléchissante. Après un temps d'observation de 24 heures pouvant aboutir sur un diagnostic de mort ou de survie, les résultats de ces expérimentations avaient permis d'estimer de façon probabiliste le potentiel léthal d'une onde de blast donnée.

Les expérimentations de Bowen se distinguaient en deux groupes : les expérimentations de courte durée et les expérimentations de longue durée.

Les expérimentations de longue durée

Elles concernaient les tests effectués dans des tubes de choc fermés, à l'intérieur desquels les animaux étaient exposés au blast pendant 14 à 400 ms. Les espèces de petites tailles étaient placées dans des cages en métal ouvertes à 90%, tandis que les espèces de grandes tailles comme les singes, étaient placées dans des cages de plus grande rigidité. La Figure 1-26 illustre les configurations utilisées pour ces tests.



Expérimentations de courte durée

En ce qui concerne les expérimentations de courtes durées, celles-ci ont par contre été effectuées grâce aux explosifs suivant :

- RDX (14.2 g)
- Comp B (114 g)

- Pentolite (454 g)
- TNT (454 g, 3.63 kg and 29.06 kg)

Ces charges étaient disposées juste au-dessus de la tête des animaux allongés en position prône.

La Figure 1-27 illustre ce dispositif expérimental

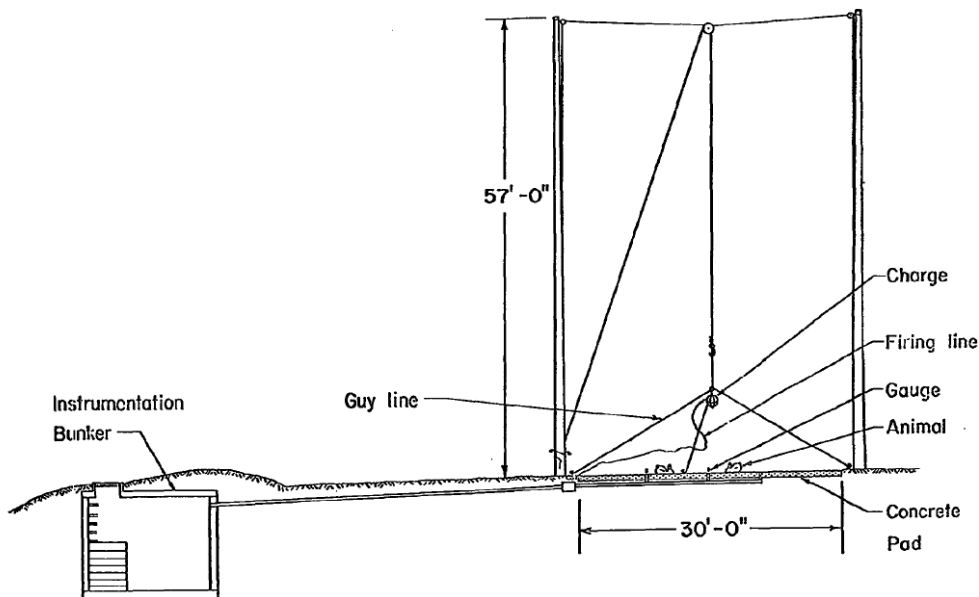


Figure 1-27 : dispositif expérimental pour les tests de courte durée [RIC_1963]

La durée de phase positive étant difficile à obtenir à partir de l'enregistrement des tests, Bowen l'a estimée à partir d'une relation semi-empirique développée par Goodman en 1960 établissant la durée de phase positive des ondes de blast. Cependant, la relation de Goodman [GOO_1960] était établie à partir de tests réalisés sur la Pentolite. Ainsi, Bowen dont les tests étaient conduits principalement avec du TNT, a considéré que le Pentolite libère 10% d'énergie de plus que le TNT avant d'appliquer cette formule.

La mise à l'échelle humaine

Pour rendre ses résultats applicables à l'homme, Bowen a réalisé une mise à l'échelle de chaque test, sur la base de la pression atmosphérique et de la masse de chaque animal m . Soit la formule ci-dessous [BOW_1965] :

$$T = t_+ \left(\frac{70kg}{m} \right)^{\frac{1}{3}} \left(\frac{p_0}{m101.225kPa} \right)^{\frac{1}{2}}$$

Équation 1-3

Après avoir rassemblé toutes ces informations, Bowen a abouti à une expression de la courbe létalité dont l'équation est la suivante ().

$$P = P^*(1 + aT^{-b})$$

Équation 1-4

Par la suite, au travers d'une analyse statistique, il a identifié les paramètres a et b et P*.

Chaque point défini par le couple (P, T), où P représente la pression réfléchie maximale et T la durée de phase positive, représente une situation donnée de létalité.

Par ailleurs, la variation des paramètres P* permet ainsi de décliner différents niveaux de mortalité. Bowen a, entre autres, obtenu les paramètres suivants pour une courbe de 50% de chance de survie :

$$P^* = 423kPa, a = 6.76 \text{ et } b = 1.064$$

La courbe de blessure de poumon a, quant à elle, été établie en considérant que la pression associée était 1/5 de la pression de la courbe à 50% de chance de survie.

Compte-tenu des conditions expérimentales, les courbes initiales de Bowen illustrées à la Figure 1-28 étaient, à ce moment, strictement applicables à des situations comprenant une interface de réflexion. La Figure 1-28 illustre les courbes de Bowen pour différents niveau de létalité.

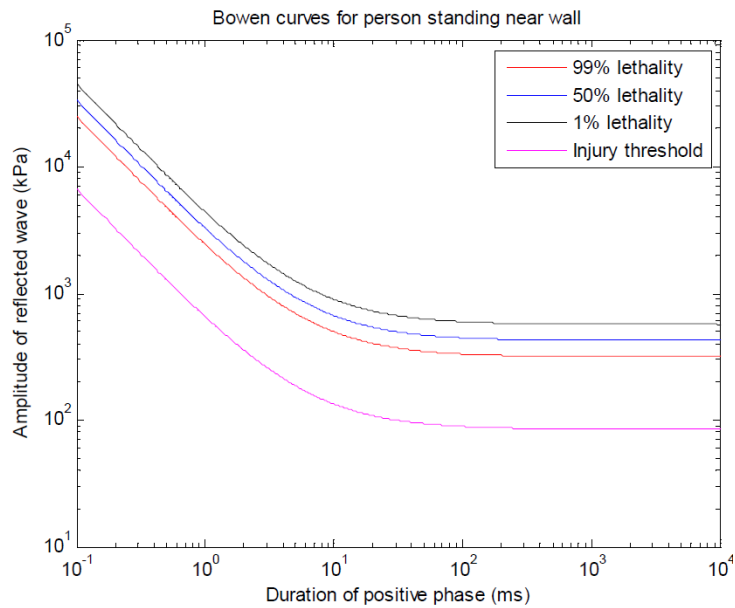


Figure 1-28 : courbes de Bowen pour différents seuil de létalité sur la base de l'onde réfléchié [TEL_2012]

En considérant certaines hypothèses, Bowen a pu étendre ses courbes à d'autres configurations :

- une personne debout dans un espace ouvert
- une personne allongée, corps parallèle à la direction de propagation de l'onde de blast.

Pour cela, il a inventé le concept de « Pressure dose » en anglais ou « dose de pression » afin de pouvoir utiliser les courbes issues des scénarios où le sujet est proche d'un obstacle, à tout autre scénario. Il a estimé à cet effet qu'une courbe pouvait être exploitée en utilisant la « dose de pression » correspondante comme donnée d'entrée.

- de cette manière , il a établi les hypothèses suivantes : pour une personne proche d'un mur, la « dose de pression » correspond à la pression réfléchié, comme dans les cas précédents.
- pour une personne dans un espace ouvert, comme l'illustre la Figure 1-29, la « dose de pression » est égale la somme de la pression incidente P_S et de la pression dynamique q . Ainsi dans ce cas, calculer la probabilité de létalité d'une personne soumise à une onde incidente P_S , consiste à déterminer une onde incidence imaginaire P_{S0} pouvant engendrer une onde réfléchié d'amplitude P_{R0} telle que :

$$P_{r0} = P_s + q \quad \text{et} \quad q = \frac{1}{2} \rho v^2 = \frac{5P_s^2}{2P_s + 14P_0} \quad \text{Équation 1-5}$$

$$P_{r0} = P_s + q \quad \text{Équation 1-6}$$

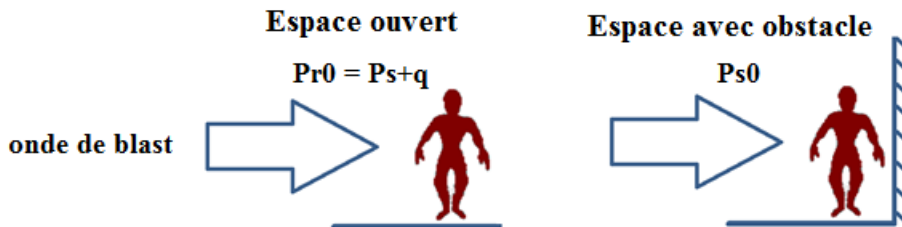


Figure 1-29 : hypothèse de Bowen sur les « doses de pressions » pour les espaces ouverts avec ou sans obstacle [TEL_2012]

- pour une personne en position prône, c'est à dire allongée sur le ventre, la pression dose est juste la pression incidente.

Bien que le concept de « dose de pression » ait permis d'exploiter les courbes initiales basées sur les pressions réfléchies, et d'en déduire celles reliées à d'autres configurations, il reste tout de même plus simple d'exprimer toutes ces courbes en fonction de la pression incidente. A cet effet, Bowen et al ont transformé les courbes initiales établies à base des pressions réfléchies grâce à l'Équation 1-7 ci-dessous. Cette équation donne la pression incidente en fonction de la pression réfléchie. L'allure de ces nouvelles courbes exprimées sur la base de pressions incidentes apparaît alors identique à celles des courbes précédentes à des facteurs d'échelle près. Ainsi, toutes les courbes de létalité seront fonction de la pression incidente et plus aucune manipulation ne sera requise quelles qu'en soient les configurations.

$$P_s = \frac{P_r - 14P_0 + \sqrt{196P_0^2 + 196P_rP_0 + P_r^2}}{16} \quad \text{Équation 1-7}$$

Finalement, les Figure 1-30 et Figure 1-31 illustrent le diagramme de Bowen, donnant les courbes de létalité (pression, durée du pic de pression), avec et sans obstacle, pour une configuration spécifique du corps par rapport au déplacement de l'onde de pression.

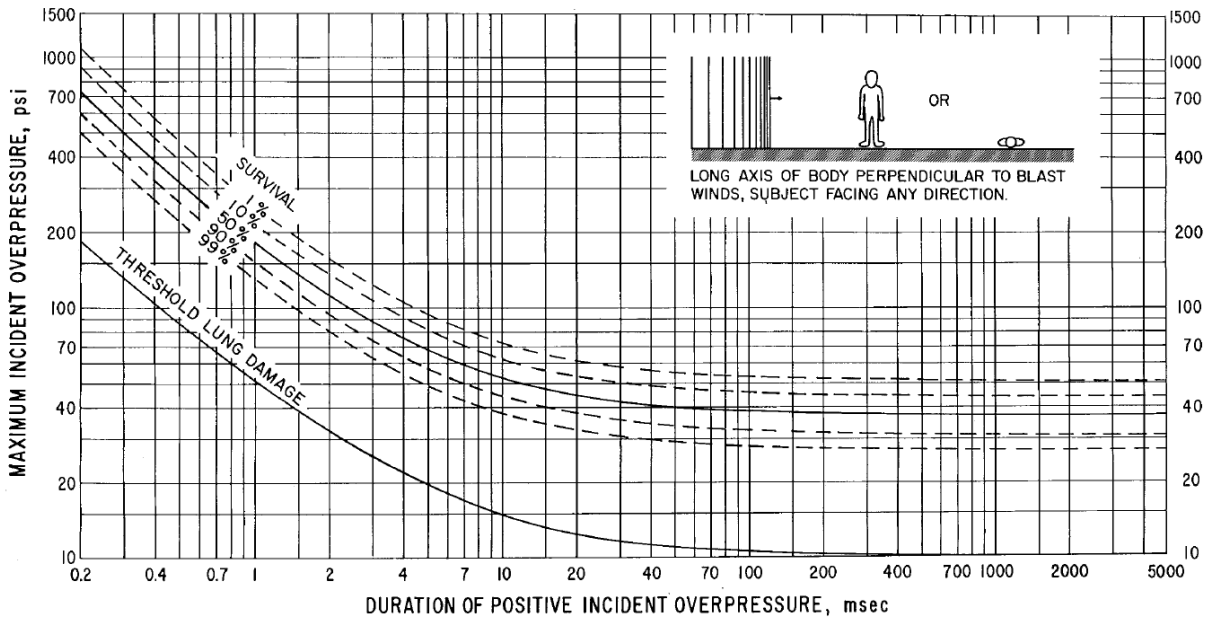
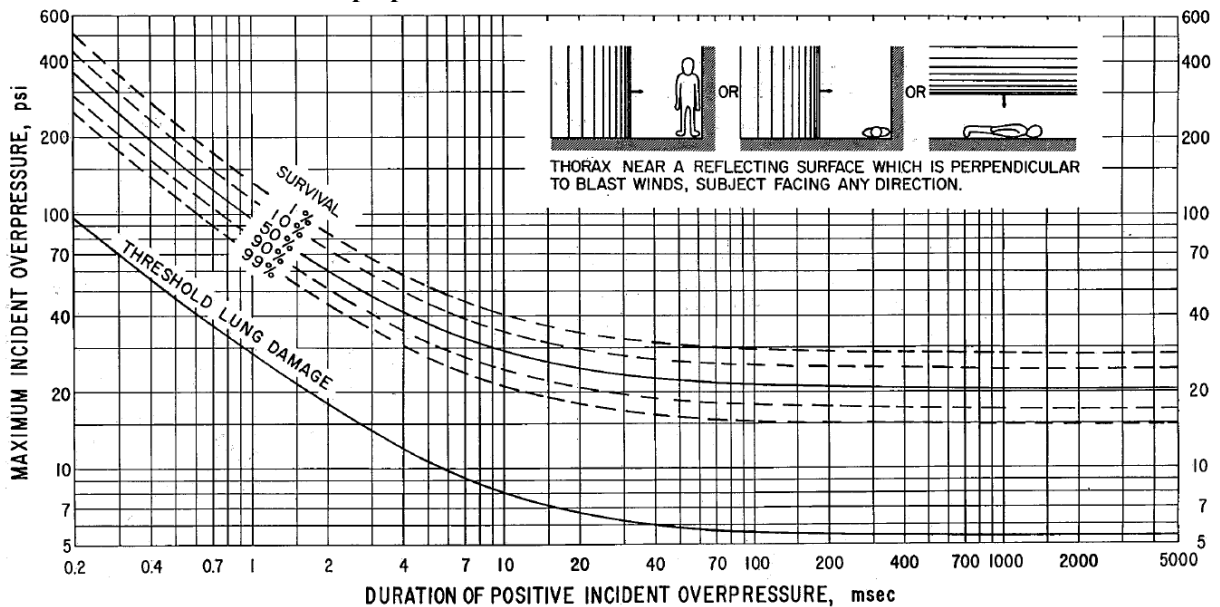


Figure 6 Survival curves predicted for 70-kg man applicable to free-stream situations where the long axis of the body is perpendicular to the direction of propagation of the shocked blast wave.

Figure 1-30 : courbes de survie de Bowen pour un sujet de 70Kg soumis à une onde de blast le traversant dans une direction perpendiculaire à son axe.



Survival curves predicted for 70-kg man applicable to blast situations where the thorax is near a surface against which a shocked blast wave reflects at normal incidence.

Figure 1-31 courbes de survie de Bowen pour un sujet de 70Kg soumis à une onde de blast réfléchi de façon normale sur une surface à sa proximité.

Ces courbes traduisent donc les chances de survie en fonction de la pression incidente et de la durée de la phase positive associée à cette onde de blast. Nous reviendrons sur ces courbes, notamment celles illustrées dans la Figure 1-30, dans la suite du manuscrit.

1.5.2.2 Critère de Bass

Bass a plus récemment proposé des courbes étudiant l'influence d'un phénomène de blast sur le corps humain et son aspect létal. Pour cela, il a réalisé plus de 2550 expérimentations afin d'améliorer les courbes de Bowen. Ces tests ont été réalisés à la fois dans un milieu ouvert et dans un environnement à proximité d'un obstacle de réflexion. Ces courbes [BAS_2008], [RAF_2010] portaient à la fois sur les ondes de courtes durées (moins de 30 ms) et longues durées (plus de 10 ms).

Les courbes de Bass ont donc également été étendues aux deux configurations : position prône et milieu ouvert, mais en suivant un raisonnement différent :

Dans le cas d'une position prône, Les courbes de Bass et Bowen restent similaires.

Dans une configuration en milieu ouvert, Bass a utilisé une pression réfléchie générée par un mur imaginaire, contrairement à Bowen qui se servait de la « dose de pression ». Il justifiait ceci par le fait qu'il n'existait pas de preuve expérimentale pour supposer une différence de tolérance des animaux placés dans un espace confiné ou dans un espace ouvert. La Figure 1-32 illustre son hypothèse.

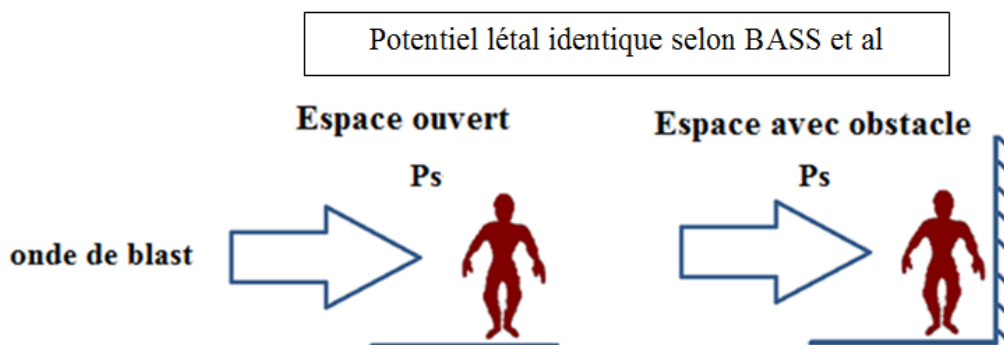


Figure 1-32 : hypothèse de Bass sur les « doses de pressions » pour les espaces ouverts avec ou sans obstacle [TEL_2012]

Bass a justifié cette hypothèse par les faits que :

- d'une part il n'existe pas de preuve expérimentale soutenant l'hypothèse d'une différence de tolérance entre des sujets soumis au blast en espace confiné et ceux qui le subissent en espace ouvert.
- d'autre part, il a estimé que pour des ondes de blast se propageant sur moins de 4 millisecondes, il faudrait des surpressions beaucoup plus élevées pour se situer sur la courbe de survie à 50%. Ainsi, les faibles amplitudes de l'onde incidente se propageant sur moins de 4 millisecondes sont largement atténuées par le corps de la victime, ce qui amortira l'onde réfléchi sur l'obstacle situé à proximité, et réduira par conséquent son impact.

La Figure 1-33 suivante illustre une comparaison entre les courbes de Bowen et celles de Bass pour différentes configurations. Les résultats suivants présentent des résultats quasi identiques pour les scénarii en présence d'obstacle et une grande proximité pour le scénario en position prône.

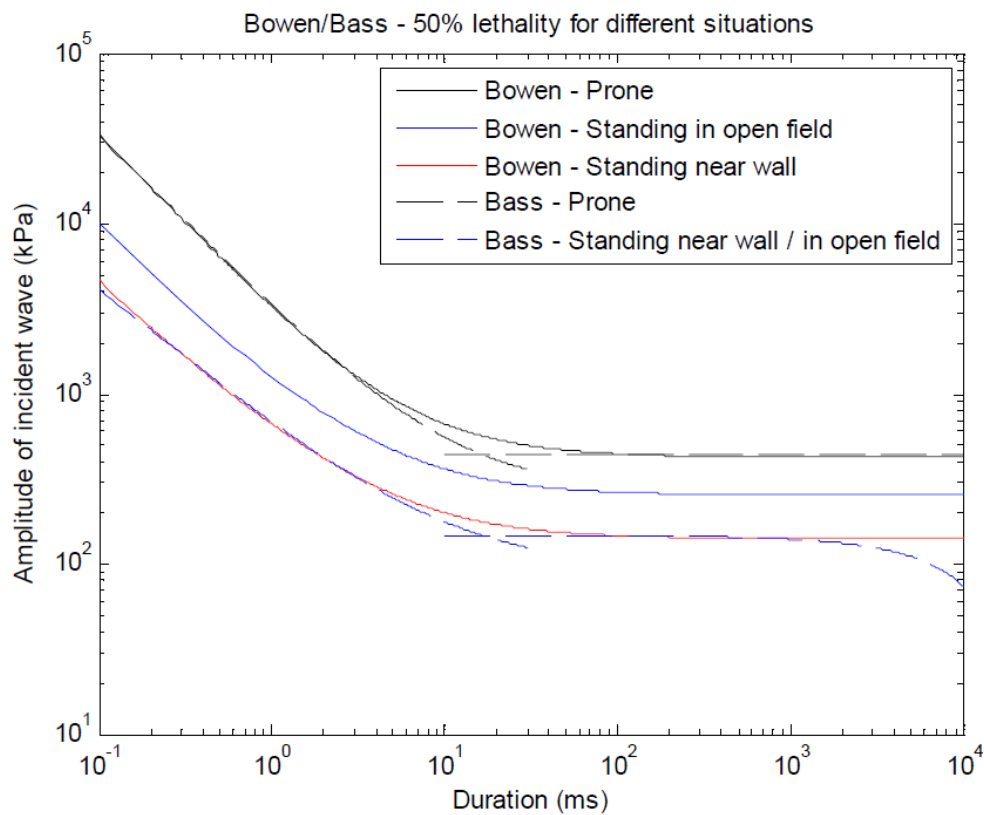
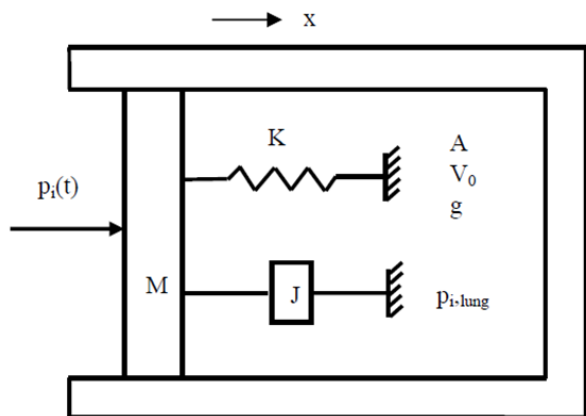


Figure 1-33 : comparaison entre les courbes de 50% de survie de Bowen et de Bass pour différentes orientations [TEL_2012]

1.5.2.3 Critère d'Axelsson BTD

En plus des modèles purement expérimentaux ci-dessus, des modèles analytiques ont également été développés. Stuhmiller [STU_1996] a, à cet effet, proposé un modèle mathématique du thorax comprenant des éléments mécaniques : masse, ressort et amortisseur. La version corrigée et améliorée de ce modèle reste par ailleurs indisponible. Mais plus récemment, Axelsson [AXE_1996] a développé un modèle similaire à un degré de liberté tentant de reproduire la réponse de la poitrine du corps humain soumis à une onde blast.



Name	Explanation
A	Effective area
M	Effective mass
V_0	Lung gas volume at $x=0$
J	Damping factor
K	Spring constant
p_0	Ambient pressure
$p_i(t)$	External (blast) loading pressure
$p_{i-lung}(t)$	Lung pressure
g	Polytropic exponent for gas in lungs
x	Chest wall displacement

Figure 1-34 : modèle mathématique du thorax selon Axelsson [AXE_1996]

Ce modèle requiert une pression comme donnée d'entrée. Celle-ci est calculée à partir de la réponse de 4 capteurs disposés à 90 degrés d'intervalle autour d'un appareil de test (Blast Test Device BTM). Soit l'illustration de ce dispositif à la Figure 1-35 suivante.

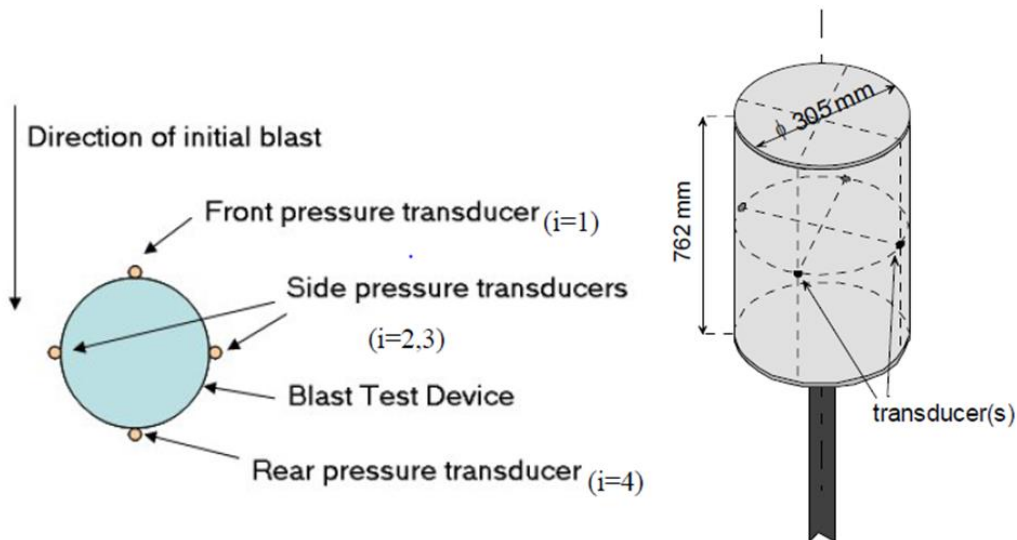


Figure 1-35 : dispositif expérimental d'analyse du Blast [AXE_1996]

La réponse de ce système est traduite par les équations mathématiques ci-dessous :

$$M \cdot \frac{d^2 x_i}{dt^2} + J \cdot \frac{dx_i}{dt} + K \cdot x_i = A \cdot [p_i(t) - p_{i, lung}(t)] \quad i = 1, 2, 3, 4 \quad \text{Équation 1-8}$$

$$p_{i, lung}(t) = p_0 \left(\frac{V_0}{V_0 - A \cdot x_i} \right)^g \quad \text{Équation 1-9}$$

Les valeurs du modèle d'Axelsson ont été mises à l'échelle pour être applicable à un humain de 70kg. Cependant, leur provenance reste encore floue.

Ce système d'équations différentielles peut ensuite être résolu en se servant des 4 histogrammes de pressions mesurés sur le BTB. Cela permet d'aboutir aux différentes positions $x_i(t)$, à la vitesse de la poitrine $V_i(t)$ et à la pression des poumons $p_{i, lung}(t)$. Pour faire le lien avec les travaux de Bowen, Axelsson a estimé que la pression, dans le cas d'un sujet positionné parallèlement à la direction de propagation de l'onde de blast, sera la même sur chaque capteur fixé autour du sujet. Il a ensuite estimé la pression pour différents points sur une même courbe de Bowen et résolu l'équation précédente. Il a ensuite observé que la vitesse maximale de la poitrine restait constante pour ces différents couples de (P et T). Cela

lui a permis de considérer que cette vitesse pouvait constituer un indicateur intéressant pour la prédiction de blessure.

Il a ensuite défini de manière plus générale un critère applicable pour toute configuration (y compris celle pour une orientation du corps non parallèle à l'onde incidente). Il s'agit du Chest Wall velocity Predictor (CWVP) qui correspond à la moyenne des quatre vitesses résolues dans le précédent système d'équations. Soit son expression :

$$V = \frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 \max(v_i(t)) \quad \text{Équation 1-10}$$

Afin d'établir une corrélation entre ce paramètre et le degré de blessure, Axelsson a exploité les données expérimentales de Johnson [JOH_1993] réalisées sur des moutons et des BTD exposés à des petites charges (57g-1361g de C4) en espace confiné.

Les blessures obtenues ont été évaluées. Ainsi, les lésions externes, les fractures, brûlures et les traumatismes du pharynx/ larynx, de la trachée, des poumons, du cœur et des organes abdominaux ont été associées à des valeurs numériques en fonction de leur sévérité. Toutes ces valeurs individuelles ont été additionnées pour établir le critère ASII (Adjusted Sévérité of Injury Index) associé à la gravité de la blessure.

Axelsson s'est ensuite servi de la pression résultant de chaque test pour renseigner ses équations différentielles et aboutir au critère de vitesse CWVP.

Les données expérimentales recueillies sur 177 chèvres ont permis d'obtenir des nuages de données. Une régression de ce nuage de données a permis ensuite l'établissement de l'équation suivante :

$$ASII = (0.124 + 0.117V)^{2.63} \quad \text{Équation 1-11}$$

La Figure 1-36 suivante illustre les corrélations effectuées par Axelsson entre l'ASII et le CWVP.

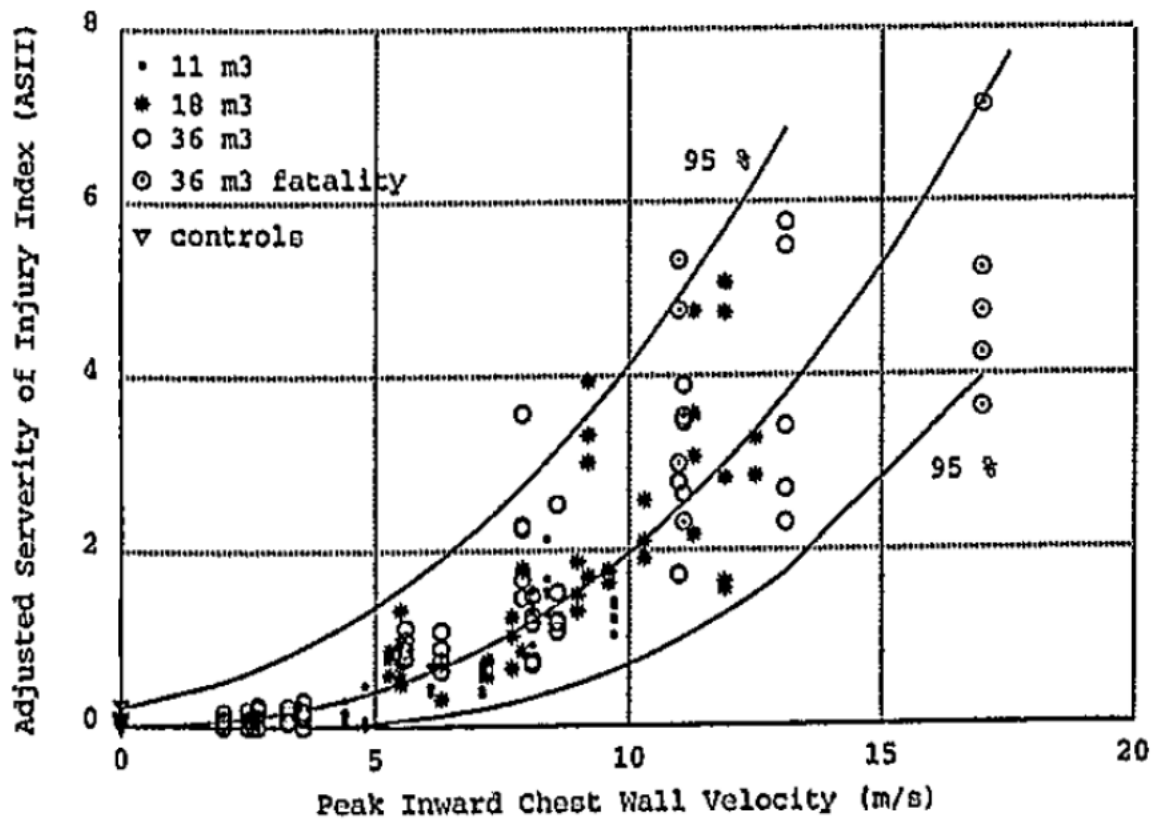


Figure 1-36 : corrélation entre les mesures ASII et le CWVP [AXE_1996]

Différents régimes, correspondant à différents seuil de blessures, ont été déclinés à partir de ces résultats. Ceux-ci sont présentés dans le Tableau 1-5 suivant :

Niveau de blessure	ASII	V(m/s)
Pas de blessure	0.0-0.2	0.0-3.6
Trace de blessure à légère	0.2-1.0	3.6-7.5
légère à modérée	0.3-1.9	4.3-9.8
Modérée à étendue	1.0-7.1	7.5-16.9
> 50% de survie	>3.6	>12.8

Tableau 1-5 : corrélation entre les niveaux de blessures, l'ASII et la vitesse V [TEL_2012]

D'autres critères ont été déduits du critère d'Axelsson afin de rendre plus simple la procédure, en particulier celle du calcul de la pression :

Il s'agit des critères de Weathervane SP (Single Point) modifié et du critère Axelsson SP (single Point). Dans tous ces critères, la vitesse et le paramètre ASII restent les éléments d'intérêt, seule la détermination de la pression s'appuie sur des hypothèses différentes.

1.5.2.4 Le critère de Weathervane SP (Single Point)

Basé sur le modèle d'Axelsson, ce modèle propose, sans toutefois utiliser un BTM, une nouvelle estimation des différentes pressions qui seraient déterminées par les 4 différents capteurs autour du BTM en fonction de leur position (1 en avant, 1 en arrière et 2 sur les côtés du BTM). Ce critère considère les hypothèses suivantes :

- La pression maximum du capteur avant au BTM situé face à l'onde du blast sera à chaque fois égale à l'impulsion totale et à l'onde réfléchie, sur un mur infini, dont la valeur peut être déterminée analytiquement. Cette hypothèse entraînera une série d'itérations afin de déterminer la valeur de cette pression.
- La pression donnée par le capteur à l'arrière sera supposée égale à la pression ambiante.
- Les pressions sur les 2 capteurs de côté seront considérées égales à celle du capteur à l'avant.

1.5.2.5 Le critère de Weathervane SP modifié

Considérant que précédent critère de Weathervane SP nécessitait un processus itératif pour le calcul de la pression du capteur à l'avant du BTM, ce critère modifié propose tout simplement de considérer cette pression comme étant égale à la pression réfléchie, le reste ne subissant aucun changement.

1.5.2.6 Le critère d'Axelsson SP

Il s'agit, également ici, du modèle d'Axelsson sans BTM et ne considérant qu'un point d'intérêt, où la pression sera estimée en fonction de la distance de celui-ci jusqu'à l'explosif. Les quatre équations différentielles seront donc égales. Et la vitesse maximale finale sera celle obtenue en point.

1.5.2.7 Le critère TNO SP [VAN_2010]

Ce critère propose une approximation de celui d'Axelsson BTM. Il est destiné également aux ondes multi-pics. Ici, les précédentes équations du modèle d'Axelsson ne sont pas exploitées, celui-ci ne considérant que le pic de pression et l'impulsion pour déterminer la vitesse.

Nous reviendrons sur ces différents critères dans les chapitres suivants.

1.5.3 Critères de l'automobile à la balistique

Nous allons, dans cette partie, introduire les critères dédiés au milieu de l'automobile et de la balistique. Certains d'entre eux ont contribué à la mise en place des outils essentiels à cette thèse. A ce sujet, des chercheurs se sont largement penchés sur les traumatismes dus aux phénomènes d'impacts, en particulier les impacts non-pénétrants, dans un contexte automobile [CAV_1993]; [KRO_1971]; [KRO_1973]; [KRO_1974]; [VIA_1985]; [VIA_1988], [VIA_1995]. Ces recherches ont également débouché sur des investigations de critères de blessures dans le domaine militaire.

1.5.3.1 Critère d'accélération et de force

Les recherches sur la partie thoracique ont pour certaines portées sur l'accélération de la colonne vertébrale. L'un d'entre eux, le critère « acceleration criteria », était spécifiquement basé sur l'accélération de la colonne vertébrale et stipulait que sa valeur limite, pour une

tolérance humaine à des blessures sévères, est de 60g pour une durée de 3ms [BIR_2000], [LAU_1986]. L'accélération étant intimement liée à la force, Patrick et al (1969) avaient par ailleurs observé des forces mineures sur la colonne vertébrale à 3.3 KN pour un impact sur le sternum [PAT_1969], [SCH_2014]. Bien que celui-ci représentait une mesure intéressante à l'échelle d'un impact entier du corps humain, il demeurait insatisfaisant pour l'investigation des blessures de la partie thoracique et celle en particulier des organes mous [BIR_2000]. Néanmoins, ce critère demeure assez utilisé dans l'évaluation de la sécurité civile et lors d'impact automobile. Des études ultérieures sur les critères de blessures ont été orientées sur l'amplitude de la force mise en jeu lors des différentes sollicitations [PAT_1965]. Ce critère a contribué à la mise en place d'un dispositif expérimental se servant de cadavres. Cependant, du fait des effets divers de la réaction du thorax (élastique, inertielle et visqueux), ce critère n'a pas été jugé assez précis quant à son aptitude à caractériser les mécanismes de blessures de la partie thoracique.

1.5.3.2 « Compression Criterion »

Sur la base d'étude portant sur des SHPM (Sujet Humains Post-Mortem), Kroell et al ont développé le Compression Criterion (C), critère relatif à la compression du thorax pris cette fois comme indicateur de sévérité du thorax. Ils ont également démontré que la fracture des côtes se produisait pour des vitesses entre 5 et 7 m/s, engendrées par une compression du thorax de 20% [KRO_1971] , [KRO_1974]. Le lien avec le degré de blessure était alors défini comme suit :

$$AIS = -3.78 + 19.56 C \quad \text{Équation 1-12}$$

$$AIS = -3.78 + 19.56 \quad \text{Équation 1-13}$$

Comme l'« acceleration criteria », la compression est un critère indiqué pour les fractures du squelette mais elle n'a pas non plus réussi à obtenir un consensus sur la détermination des mécanismes lésionnels des organes mous et donc du thorax en général.

Lau et al (1981) ont ensuite établi qu'au-delà du critère de compression, la vitesse de compression joue elle aussi un rôle important dans le mécanisme lésionnel [LAU_1981]. Plus tard, Kroell et al (1981) ont validé l'hypothèse considérant la compression et la vitesse de compression comme étant responsables des blessures relatives aux impacts non-pénétrants de la partie thoracique. [KRO_1981]. Ces analyses ont donc permis d'aboutir au « Viscous Criterion », critère prenant en compte ces deux aspects.

1.5.3.3 « Viscous criterion »

Le critère visqueux ou « Viscous criterion », aussi appelé critère des tissus mous [SCH_2014], est un critère dédié à la surface thoracique prenant en compte la dépendance des blessures de ces tissus mous à la compression et à la vitesse de déformation ou de compression. Des investigations sur ce critère ont montré qu'il représentait une mesure de l'énergie dissipée par les tissus mous [VIA_1995]. La valeur retenue pour ce critère est donc le maximum du produit entre la déformation ou compression du thorax (C) et sa vitesse moyenne de déformation (V). On parle de « viscous response ». Ces quantités sont obtenues par une mesure de la déflexion des côtes (pour impact latéral) ou la déflexion du thorax (pour l'impact frontal). Ainsi, les expressions suivantes sont définies :

$$\text{Viscous response} = (V(t).C(t)) \qquad \text{Équation 1-14}$$

Soit ci-dessous, une illustration de la méthode de calcul de ce critère :

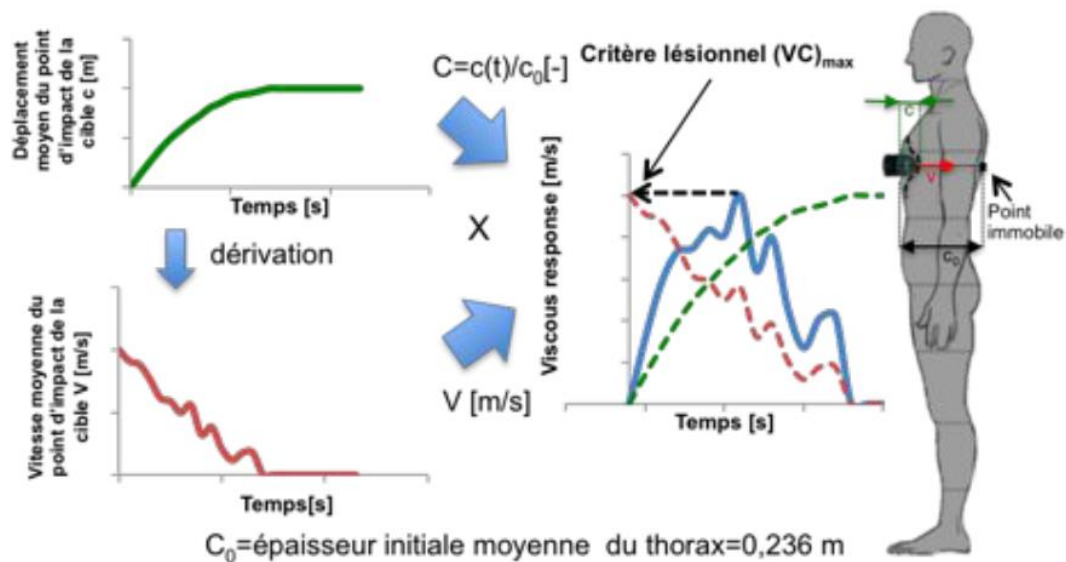


Figure 1-37 : représentation du mécanisme de blessure visqueuse et calcul du critère lésionnel [ROB_2013]

Ici, la compression moyenne C est définie comme étant le rapport entre le déplacement moyen de la zone impactée C (m) et la longueur C_0 (m) correspondant à l'épaisseur thoracique moyenne au repos. Il est également admis que l'arrière du thorax reste immobile.

Sur la base des tests effectués sur des cadavres, Viano et Lau [VIA_1985] ont validé ce critère. Celui-ci corrèle parfaitement avec les risques de blessures des tissus mous et des organes internes. Une tolérance de 1 m/s de VC_{max} est alors associée à une probabilité de blessure importante d'AIS 4. [BIR_2000]. 3 cas peuvent être distingués pour l'usage de ce critère :

- des vitesses de déformation inférieures à 3 m/s
- des vitesses de déformation comprises entre 3 et 30 m/s
- des vitesses de déformation supérieures à 30 m/s

Il est à noter que, dans les cas à vitesse de déformation inférieure à 3 m/s , les blessures dépendent essentiellement de la compression (C). Cependant, lorsque celle-ci est supérieure à 30 m/s c'est l'aspect visqueux qui l'emporte et donc la vitesse de déformation (V) [BIR_2000]

Dans la suite, Bir et al (2000) se sont appuyés sur ce critère émanant du milieu automobile afin de déterminer un critère qui pourrait convenir aux sollicitations militaires de type impact balistique non-pénétrant. Ils s'en sont également servis pour établir des corridors traduisant la

fenêtre des réponses du corps humain soumis à ce type d'impact [BIR_2000]. Nous nous y intéresserons davantage dans les sections suivantes.

1.5.3.4 « Blunt Criterion »

Le Blunt Criterion est un autre critère investiguant les impacts non-pénétrants de la partie thoracique. Développé par Sturdivan [STU_2004], c'est également un critère basé sur l'énergie cinétique. Il allie les caractéristiques de la cible et du projectile à la probabilité de létalité. Il se définit par :

$$BC = \ln \left(\frac{mv^2}{2W^{\frac{1}{3}}TD} \right) \quad \text{Équation 1-15}$$

Avec :

- m est la masse du projectile exprimé en kg
- v est la vitesse du projectile exprimée en m/s
- W est la masse de la cible exprimée en kg
- T est l'épaisseur de la paroi déformable de la cible exprimée en cm
- D est le diamètre du projectile en cm

Ce critère d'origine empirique, corrèle bien avec l'occurrence des lésions du thorax. Bien que celui-ci, à la différence du « Viscous Criterion », ne nécessite pas un modèle de test, la corrélation de ce critère aux lésions thoraciques est remise en cause. Ceci est précisément dû au fait qu'il ne prenne pas en compte les caractéristiques du matériau (rigidité etc.).

D'autres critères, dédiés aux impacts non-pénétrants du thorax, font une distinction entre les effets d'impacts latéraux et ceux des impacts frontaux

1.5.3.5 Combined Thoracic Index (CTI)

Il représente un critère de blessure lié à la poitrine en cas d'impact frontal [KLE_1998]. Combinant la compression mais aussi l'accélération qui, comme il a été évoqué plus haut, est un critère plus approprié quand on traite de sollicitations plus étendue du corps humain. Il a donc été particulièrement dédié à la fois aux effets d'impact d'airbag ou de celle d'une ceinture de sécurité sur le thorax. Dans le cas d'une action conjointe d'airbag et de ceinture de sécurité, la déformation nous renseignera davantage sur la contribution de la ceinture de sécurité à l'ensemble des sollicitations. Son calcul est donné par l'expression suivante :

$$CTI = \frac{A_{max}}{A_{int}} + \frac{D_{max}}{D_{int}} \quad \text{Équation 1-16}$$

- A_{max} les valeurs maximales de l'accélération résultant d'une durée de 3ms (g)
- A_{int} valeur critique de l'accélération résultant d'une durée de 3ms. (g)
- D_{max} déflexion maximale du thorax (mm)
- D_{int} valeur critique de la déflexion du thorax (mm)

Les valeurs critiques de l'accélération et de la déflexion, mentionnées ci-dessus, dépendent du type de mannequin utilisé pour les tests. Par exemple, pour le mannequin Hybrid III au 50^{ème} percentile, les valeurs de A_{int} et D_{int} sont respectivement de 85g et de 102 mm. [SCH_2014].

1.5.3.6 Thoracic Trauma Index

Il s'agit d'un critère dédié à l'impact latéral. Ce critère prend en compte le poids, l'âge du sujet et une combinaison d'informations sur la cinétique du mouvement. Il est donné par l'expression suivante :

$$TTI = 1.4AGE + 0.5(RIB_y + T12_y) \cdot \frac{M}{M_{std}} \quad \text{Équation 1-17}$$

Avec :

- AGE l'âge du sujet (en années)
- $T12_y$ est le maximum de la valeur absolue de l'accélération de la 12^{ème} vertèbre
- RIB_y la valeur absolue de l'accélération latérale de la 12th vertèbre
- M la masse du sujet (Kg)
- M_{std} la masse de référence d'un sujet (75Kg)

Plusieurs tests effectués [KAL_1981] sur des cadavres ont permis, à partir d'analyse statistique, l'établissement des courbes de risque reliant ce critère aux blessures thoraciques.

1.5.3.7 Résumé de quelques critères de blessures de la partie thoracique et abdominale

Ci-dessous, le Tableau 1-6 présentant de façon non exhaustive des données relatives à plusieurs critères dédiés à la partie thora-abdominale.

Impact mass range	Impact velocity range	Biological reactor used	Location of impact	Biomechanical response parameters	Injury data
(g)	(m/s)				
1750	7.14 to 19.05	Dog	Lateral, left, at 5 th costal interspace and mid clavicular line	Dmax/Cmax/Fmax/Amax/Vmax/VCmax	MAIS AIS-85 score
30 & 140	20, 40 & 60	PMHS	Frontal, above center of sternum	D(t), F(t), VCmax, BC	Skeletal AIS score (sternum, rib fractures)
140 & 380	19.7 to 72	Swine	Frontal Mid-sternum & lateral right	Dmax, Cmax	Sternal injury (fracture) and cardiac injury description
3000 to 69	5.8 to 81.2	Swine	Right lateral thorax over diaphragmatic lobe of lung	Dmax, Cmax, t95	Quotient of lung injury Qi
21000 - 4900	8.1 to 30.7	Swine	Frontal Mid-sternum	Cmax/Fmax/Amax/Vmax/VCmax/Dmax	Heart rupture, VF, AIS-84 score
80 & 53	32 to 52.1	Swine	Lateral, right between 6 th and 8 th ribs	Dmax	Rib fracture
1600 - 23600	4.4 to 14.6	PMHS	Frontal, 4 th interstitial space	Cmax, Fmax	AIS-76 score, no. of rib fractures
45 & 50	45.2 to 76.6	PMHS & swine	Epigastric, liver & bowel regions	F(t)/D(t)/Fmax/Dmax/VCmax/AIC/BC/ED	AIS-?? Score for bowel and liver
23500	4.3	PMHS	Level of the 6th rib anteriorly on the right side	F(t), D(t), Fmax, Dmax	AIS-90 score and injury details
52 to 377	15.9 to 85.8	Swine	5 cm cranial to prepuce in males subjects	D90, t90	Bowel/intestinal injury descriptions
45 & 95	35 (approx.)	Swine	Between 11 th and 9 th intercostal space		Complete injury description
227	10.9 to 45.7	Goats	Thorax & liver regions		Lung/heart/liver injury description
167 & 500	14 to 66	Goats	Heart, kidney, between 7th and 13th rib		Complete injury description
300 & 430	27.0 to 58.4	Goats	Liver region	Dmax	
63 to 382.8	18.9 to 91.4	Dogs	Mid-lateral point to the right side of the thorax		No. of rib fractures, survival
8.2 & 17	58 to 179	Swine	Thorax, liver & kidney area		Thorax injury description, survival
3.23	162 to 280	Swine	Heart, liver & kidney area		Injury description, survival
264	15.9 to 34.2	Swine	Thorax, liver & kidney area		Injury description, survival
30	50.8 to 94.4	Swine	Heart, liver & kidney area		Injury description, survival
11.7	58.2 to 149.4	Swine	Thorax, liver & kidney area		Injury description, survival
190	16.7 - 34.5	Swine	Thorax, liver, spleen & kidney area		Injury description, survival
43 to 210	18.3 to 85.7	Goats	Thorax & liver area		Survival

Dmax: Maximum thoracic deflection, D(t): Thoracic deflection versus time, Cmax: Maximum thoracic compression, Vmax: Maximum thoracic wall deformation velocity, Fmax: Maximum force applied to the thorax, F(t): Force applied to the thorax versus time, Amax: Maximum acceleration applied to the thorax, t95: Time to reach 95% reduction in projectile velocity, t90: Time to reach 90% reduction in projectile velocity, D90: Displacement at 90% reduction in projectile velocity, VCmax: Viscous criterion, BC: Blunt criterion, AIC: Abdomen Injury Criterion, ED: Energy dissipated, Qi: Quotient of lung injury. It is the injured lung weight/predicted normal lung weight, VF: Ventricular Fibrillation

Tableau 1-6 : données sur quelques critères relatifs à la partie thoraco-abdominale [BOU_2008]

1.6 Les modélisations biomécaniques

Toutes les caractéristiques mécaniques relatives au comportement du corps humain ou d'une partie de celui-ci, quand il est sujet à une sollicitation dynamique, sont appelées réponses biomécaniques [SCH_2014]. Afin d'aller vers une meilleure compréhension de ces réponses, deux approches peuvent se distinguer :

- l'approche par des tests physiques
- l'approche par des modèles mathématiques

1.6.1 Tests physiques

Les essais physiques sont conduits à l'aide de divers sujets :

- des humains volontaires
- des cadavres humains
- des animaux
- des mannequins humains physiques ou surrogate

Un aspect d'une importance certaine est la variabilité biologique. Il peut s'agir par exemple de l'âge des sujets ou de leur morphologie. Pour une estimation fiable du risque de blessure, un nombre important de données expérimentales, soumises à une analyse statistique minutieuse, est requis. Les sections suivantes présentent les différents usages de chacun de ces sujets.

1.6.1.1 Sujets humains volontaires

Les tests effectués avec tissus organiques de manière générale constituent la base du développement des mannequins physiques. Dans le cas de sujets vivants, des études sur des sujets jeunes et en bonne santé sont souvent effectuées. Cette procédure permet de minimiser la variation de résultats qui serait inhérente à une pathologie par exemple. Malgré cette sélection, les tests varient assez souvent d'un sujet à un autre pour des facteurs externes tels que la relaxation des muscles par exemple. Toutefois, ces tests restent très restreints et sont très peu mis en œuvre pour des raisons de sécurité.

1.6.1.2 Sujets Humains Post-Mortem (SHPM)

Des tests peuvent être réalisés sur des sujets Post-mortem sur l'ensemble du corps humain [MER_1971] ou juste sur la partie concernée par l'étude [TEN_2001].

Ainsi, certains tests d'impact mettent en jeu des cadavres instrumentés, couplés à des bancs de tests constitués de pendules de masses variables. Ces pendules viennent impacter le système thorax/abdomen dans différentes zones telles que le sternum, la poitrine ou l'abdomen. Ces tests sont réalisés à des vitesses différentes, ce qui permet des enregistrements de paramètres globaux comme les accélérations, les déflexions ou les forces d'impact, ainsi que leurs évolutions temporelles [HAR_2001], [BOU_1994], [VIA_1989], [KRO_1974], [BIR_2004]. Ces études mettent en avant la notion importante qu'est l'élaboration de « corridors expérimentaux », permettant de prendre en compte la variabilité naturelle des anthropométries et des morphologies d'une population donnée. A cette fin, ces tests expérimentaux utilisent des Sujets Humains Post-Mortem (SHPM) de différentes tailles et différentes morphologies.

L'utilisation de cadavres humains permet l'obtention des résultats assez bio fidèles bien que différents de celle des patients vivants du fait, par exemple, du relâchement des muscles [TEN_2001] ou du changement de propriétés mécaniques après le décès. Cependant, ceux-ci se heurtent également à des questions évidentes d'éthique.

1.6.1.3 Sujets animaux

La difficulté de l'usage de certains équipements (capteurs de pression insérés dans corps) chez des sujets « humains », ainsi que ces difficultés éthiques difficile à pallier, a souvent été contournée par l'utilisation de tests sur animaux. Cette utilisation a permis d'identifier des aspects utiles et qui auraient parfois été difficilement réalisables chez l'humain. Bass et al. et Bowen et al. ont respectivement effectué des tests sur 2097 et 2550 animaux d'espèces différentes exposés au blast [BOW_1968], [BAS_2008]. Ce type de tests permet alors de déterminer les mécanismes de blessures de tissus vivants relativement proches de l'humain. Néanmoins, la différence morphologique constitue une limite à l'aspect bio-fidèle de cette procédure.

1.6.1.4 Mannequins physiques

Il s'agit de modèles articulés et instrumentés de manière à simuler le comportement d'un corps humain. Ils sont souvent réalisés à partir de : acier ou aluminium (pour le squelette), polymères (pour la peau et les surfaces), mousses (chair) [SCH_2014]. Ils sont également équipés de plusieurs accéléromètres et de capteurs de forces et de déformation.

Dans l'automobile, ils sont très souvent employés pour l'homologation de véhicule et pour évaluer la sécurité des passagers. Ils servent également dans l'industrie aéronautique pour des problématiques similaires.

Ces mannequins doivent, toutefois, prendre en compte la variation des mesures d'anthropométrie et la biofidélité : la notion d'anthropométrie permet de s'assurer de la correspondance du modèle avec les mensurations du plus grand nombre dans une population donnée. La biofidélité doit également être évaluée en comparant la réponse du mannequin à des tests effectués sur SHPM. Si les courbes sont comparables, le mannequin de test peut être utilisé comme représentatif d'une population. La Figure 1-38 suivante illustre un exemple de mannequin physique :



Figure 1-38 : un modèle du mannequin Hybrid III [FOR_2005]

Bien plus, le Tableau 1-7 suivant liste un certain nombre de modèles physiques du domaine automobile selon leur usage.

Application	Modèles physiques
Impact frontal	Hybrid III family, THOR
Impact latéral	EuroSID, EuroSID2, SID, SID-HIII, SID IIs, BioSID, WorldSID
Impact arrière	BioRID, RID2
Choc piéton	POLAR
Ceinture de sécurité	TNO-10
Enfant	CRABI, Q-dummies, P0, P3/4, P3, P6, P10

Tableau 1-7 : mannequins physiques et leurs champs d'application [SCH_2014]

1.6.2 Les modèles mathématiques

Les technologies informatiques, et les méthodes numériques en particulier, sont devenues beaucoup plus performantes au cours des dernières années. Aujourd'hui, elles constituent un puissant outil d'investigation des traumatismes biomécaniques et sont appliquées dans tous les domaines de l'ingénierie liés à la sécurité, comme la protection dans le milieu automobile et la reconstruction de cas d'accidents. Ainsi, elles sont utilisées dans la modélisation du corps humain et surtout dans l'investigation de ses mécanismes lésionnels suite à des sollicitations diverses.

Les techniques de simulation les plus utilisées sont : l'approche par système multi-corps basée sur la dynamique de corps rigides et la méthode Eléments Finis qui est une formulation de la mécanique des milieux continus.

1.6.2.1 Le système Multi-corps.

Dans ce système, les différents éléments sont connectés par des liaisons cinématiques. Ces dernières réduisent le mouvement relatif entre les corps adjacents et donc le degré de liberté du système. Des contraintes cinématiques, de type ressort ou amortisseur, peuvent également être appliquées. L'analyse du système multi-corps est effectuée en le soumettant à des forces extérieures comme un champ d'accélération. Cette technique a fait ses preuves, notamment

dans la modélisation de la réponse d'un corps entier. Les premiers modèles intégrant un système multi-corps ont été développés dès 1970. La Figure 1-39 illustre un modèle multi-corps rigide (MADYMO BIORID II). Ce type de modèle a largement été utilisé dans des modélisations portant sur le corps humain tout entier.

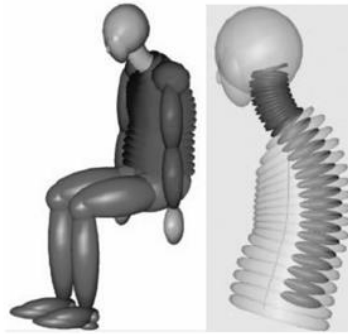


Figure 1-39 : modèle MADYMO BioRID II MBS model, modèle entier et vue en coupe du thorax et de la tête [TNO_2014]

1.6.2.2 Les modèles Eléments Finis

La modélisation par Eléments Finis est utilisée depuis plusieurs décennies pour la simulation biomécanique. Ces simulations sont généralement accompagnées d'investigations expérimentales permettant la validation des modèles. Cette modélisation consiste à réduire un système continu en un modèle numérique discret composé d'éléments géométriques bien définis (hexaèdres, tétraèdres etc). Chaque élément comporte alors un nombre fixe de nœuds. Le nombre de degré de liberté du modèle entier dépendra des conditions limites appliquées et de la configuration du maillage. En fonction de la nature du problème à résoudre (non-linéaire, large déformation etc), des approches appropriées peuvent être requises. En biomécanique, les programmes Eléments Finis sont généralement basés sur une formulation d'intégration temporelle explicite s'appuyant des équations de mouvement déterminées en des nœuds ; elle requiert également un contrôle de la stabilité numérique.

Cette méthode offre alors, contrairement la méthode des multiple-corps, la possibilité d'apporter une analyse plus détaillée de la réponse du corps humain lors d'impact. Elle permet également d'apporter une compréhension des processus complexes difficilement analysables par des tests expérimentaux. Il s'agit par exemple de la réponse du cerveau lors d'un impact

de la tête. La Figure 1-40 ci-dessous présente le modèle Eléments Finis HUMOS (Human Model for Safety) développé pour la sécurité dans un véhicule.

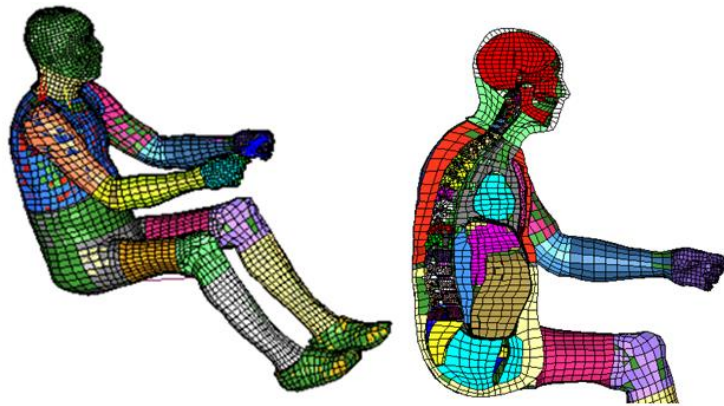


Figure 1-40 : représentation Eléments Finis du modèle HUMOS

1.6.2.3 Quelques modèles mathématiques du thorax et leurs applications

Plusieurs travaux ont été effectués dans la modélisation numérique du système thorax/abdomen/pelvis. Ceux-ci étaient plus ou moins complexes selon leurs utilisations et selon les capacités informatiques à gérer des matrices de diverses tailles. La littérature compte divers types de modélisation, comme celles incluant un squelette seul [ROB_1970], [CHE_1973], [CHE_1974], [CHE_1978] ou celles sous sollicitations statiques et dynamiques, et donc les lois de comportements sont plus ou moins complexes [SUN_1977], [PLA_1991], [PLA_1998], [WAN_1995]. Plus récemment, des simulations précises de dynamique rapide, incluant parfois des modèles complets du corps humain, ont été effectuées [DEN_1999], [JOL_2000], [CIH_2006], [ROB_2007], [SHE_2008], [AWR_2007], [LIZ_1998], [IWA_2002], [RUA_2003], [LEE_2001]. Une grande partie d'entre elles émane du domaine de la sécurité automobile. Elles évaluent la dangerosité ou la sûreté d'un véhicule pour différentes configurations de crash. Les modèles utilisés pour ces simulations sont généralement proches d'une anthropométrie 50^{ème} percentile dont les réponses numériques sont censées se positionner à l'intérieur d'un corridor expérimental.

Ce travail s'articulant autour d'un modèle numérique du thorax humain, nous présenterons, de façon sommaire dans la section suivante, le développement du modèle numérique utilisé.

1.7 Développement du mannequin HUByx

Peu de modèles ont cependant été développés dans le cadre d'impacts balistiques, cas qui s'avèrent être très différents du contexte automobile, tant en termes de masse du projectile qu'en termes de vitesses d'impact. Il s'agit donc d'un segment peu exploré de la recherche.

Le développement d'un modèle traitant de la réponse du corps humain soumis à des traumatismes liés à des sollicitations à très haute vitesse s'est avéré nécessaire. A cette fin, il a été développé au sein de l'équipe un mannequin numérique capable de simuler les cas de traumatisme dits « du combattant ». Il a été baptisé « HUByx » acronyme d'Hermaphrodite Universal Biomechanics yx.

Ce mannequin pourra par la suite être soumis à des sollicitations à très hautes vitesses (impacts balistiques, explosions). L'environnement choisi se rapportera à celui du combattant. Il pourra s'agir par exemple de systèmes de protections (gilets pare-balles, casques de protections).

1.7.1 Description du modèle Eléments Finis thorax/abdomen : HUByx model

Ce modèle Eléments Finis du système thorax/abdomen, initialement destiné à l'investigation de lésions traumatiques provoquées par des impacts balistiques ou des explosions, a été développé à l'aide du logiciel Hyperworks [RAD_2012], [ROT_2013].

Il comporte : le squelette complet, avec les omoplates, le pelvis, les côtes les disques intervertébraux, et cortical des côtes, les os spongieux, le sternum, le cartilage et les clavicules. Les organes internes ont également été modélisés, incluant le cœur, les poumons, la rate, les reins, l'estomac, le foie, les intestins, le diaphragme, la peau et les muscles.

Par ailleurs, l'espace entre ces différents organes a été modélisé avec une autre approche. Cet espace rempli usuellement d'eau et de graisse, a été simulé en utilisant une approche originale. En effet, le volume inter-organes est très complexe en termes de géométrie et le maillage d'un tel volume génère des hétérogénéités importantes en termes de taille d'éléments. C'est pourquoi des particules appelés SPH (Smooth Particles Hydrodynamic) ont été utilisées dans cet espace. Il s'agit d'une technique dite « sans maillages » [BEL_1998]. De plus, un maillage classique d'une telle géométrie entraîne des distorsions d'éléments susceptibles de faire chuter le pas de temps de calcul. Nous reviendrons plus loin sur cette technique de simulation.

Par ailleurs, de multiples interfaces classiques de type contact ont été utilisées afin d'éviter les pénétrations d'éléments « esclaves » dans les surfaces « maîtres ».

Au final, le modèle développé, nommé HUBYX model pour Hermaphrodite Universal Biomechanical YX model, comporte 38600 éléments brique, 77800 éléments shell et 233 000 particules SPH (Figure 1-41)

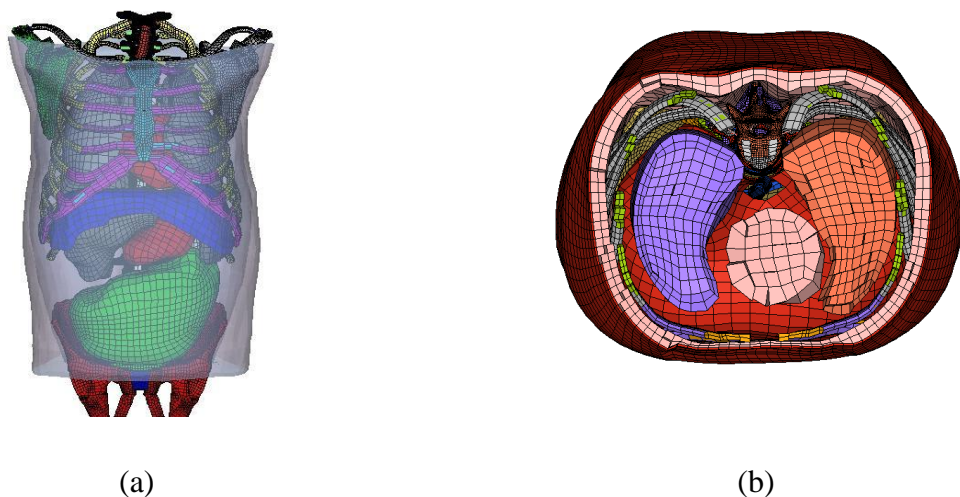


Figure 1-41: modèle Eléments Finis du système Thorax/Abdomen (a) ; section transverse avec les organes internes (b)

Le modèle comporte également trois types de lois de comportement. Il s'agit :

- d'une loi de Hooke élastique linéaire pour le diaphragme, la peau, le muscle les tissus mous de l'abdomen, ainsi que les espaces inter-organes constitués d'eau et de graisse.

- d'une loi élastoplastique de type Johnson-Cook pour tous les tissus osseux
- d'une loi viscoélastique de type Boltzman pour les organes mous

La loi de Hooke s'exprime classiquement par une relation linéaire entre la contrainte σ et la déformation ε , à l'aide du module de Young et du coefficient de Poisson ν :

$$\sigma = \frac{E}{1 + \nu} \varepsilon + \frac{E \cdot \nu}{(1 + \nu) \cdot (1 - 2\nu)} \text{tr}(\varepsilon) \cdot I \quad \text{Équation 1-18}$$

La loi élastoplastique de Johnson-Cook fait intervenir la déformation plastique ε_p , le taux de déformation $\dot{\varepsilon}$ et la température T .

$$\sigma = (a + b\varepsilon_p^n) \left(1 + c \cdot \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}\right) (1 - T^{*m}) \quad \text{Équation 1-19}$$

a, b, c, m représentent les paramètres matériaux.

Avec $T^* = \frac{T-298}{T_{\text{fus}}-298}$ où T_{fus} représente la température de fusion.

La Figure 1-42 illustre la loi de Johnson-Cook et montre une courbe typique contrainte-déformation dans la région plastique. Ainsi, lorsque la contrainte maximum est atteinte lors du calcul, le matériau subit des déformations jusqu'à la déformation plastique maximum. La rupture apparaît si la déformation plastique est supérieure à la déformation maximum. Dans le modèle, il n'a été considéré que la dépendance des contraintes par rapport à la déformation plastique, en s'affranchissant, pour le moment, de l'influence de la température et de la vitesse de déformation.

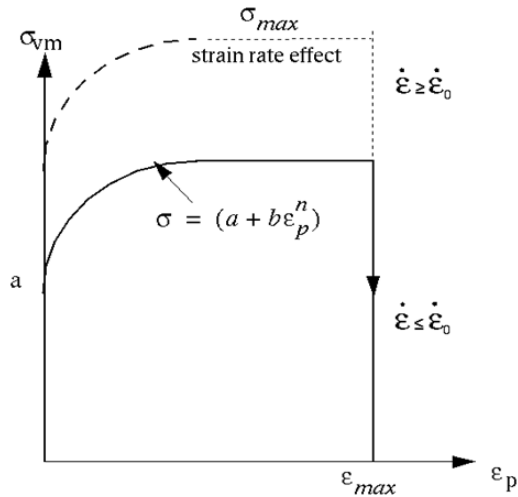


Figure 1-42: zone plastique de la loi de Johnson-Cook

Les tissus mous sont modélisés à l'aide de lois viscoélastiques de type Boltzman fréquemment utilisées pour la simulation de matériaux viscoélastiques comme les polymères ou les élastomères. Les paramètres sphériques de pression sont calculés à partir de la relation donnant la pression en fonction de la déformation :

$$P = -K \cdot \varepsilon_{kk} \cdot P_{air} \quad \text{Équation 1-20}$$

Avec :

$$P_{air} = -\frac{P_0 \cdot \gamma}{1 + \gamma - \Phi} \quad \text{Équation 1-21}$$

Et

$$\varepsilon_{kk} = \ln\left(\frac{V}{V_0}\right) \quad \text{Équation 1-22}$$

Où γ correspond à la déformation volumétrique, Φ la porosité, P_0 la pression initiale de l'air et K le module de compressibilité.

Pour les paramètres déviatoriques, un modèle généralisé de Maxwell est utilisé. La relaxation de cisaillement est définie par l'équation suivante :

$$G(t) = G_l + G_s \cdot e^{-\beta \cdot t} \quad \text{Équation 1-23}$$

$$G_s = G_0 - G_l \quad \text{Équation 1-24}$$

Où G_0 correspond au module d'élasticité instantané, G_l (également appelé G_∞) au module d'élasticité retardé, et β à la constante de temps égal à l'inverse du temps de relaxation :

$$\beta = \frac{1}{\tau_s} \text{ avec } \tau_s = \frac{\eta_s}{G_s}. \quad \text{Équation 1-25}$$

Les coefficients intervenant dans le modèle de Maxwell généralisé sont illustrés sur la Figure 1-43.

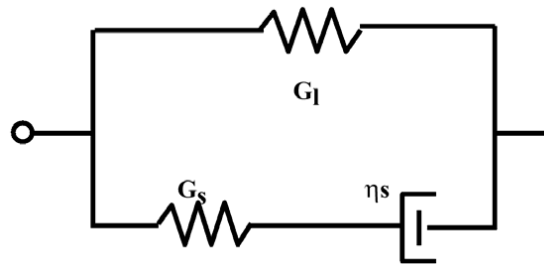


Figure 1-43: modèle de Maxwell généralisé pour la loi de Boltzmann

La liste des paramètres implémentés dans les différentes lois du modèle HUByx est donnée dans le Tableau 1-8 et le Tableau 1-9. Ceux-ci sont extraits de références de la littérature renseignées dans la dernière colonne de ces tableaux. Les objectifs de nos travaux n'étant pas encore axés sur la simulation des fractures des côtes, des omoplates ou du pelvis, ces composants sont considérés à ce jour comme rigides, ce qui permet par ailleurs d'optimiser le temps de calcul CPU.

Tissues	Material model	Density (g/mm ³)	Bulk Modulus (MPa)	Short time shear modulus (G0)	Long time shear modulus (G1)	Beta (β)	Young's Modulus (MPa)	Poisson ratio	References
Soft Tissues	Visco-elastic Boltzman	0,001	744	0,067	0,065	0,1			[ROB_2007, SAR_2007]
Aorta	Elastic	0,001					25	0,3	
Trachea	Elastic	0,001					25	0,3	
Diaphragm	Elastic	0,001					3	0,3	
Muscles	Elastic	0,001					1-10	0,3	
Skin	Elastic	0,001					31.5	0.45	[SHA_2001], [SHL_2009]
Inter-organs space / fat	Elastic	0,001					0.5	0.45	[DEN_1999], [SHE_2008]
Abdomen/ intestine	Elastic	0.001					0.5	0.45	

Tableau 1-8 : lois de comportement des tissus mous

Tissues	Material model	Density (g/mm ³)	Young's Modulus (MPa)	Poisson' ratio	Yield stress (MPa)	References
Spongy bone	Elastic	0,001	50	0.4		[SHA_2001]
Cortical bone	Elastic-plastic Johnson-Cook	0,006	14000	0,3	70	[SHA_2001], [YAM_1970]
cartilage	Elastic	0,001	50	0,3		[ZHA_2005]
Intervertebral disc	Elastic	0,00125	5	0,3		

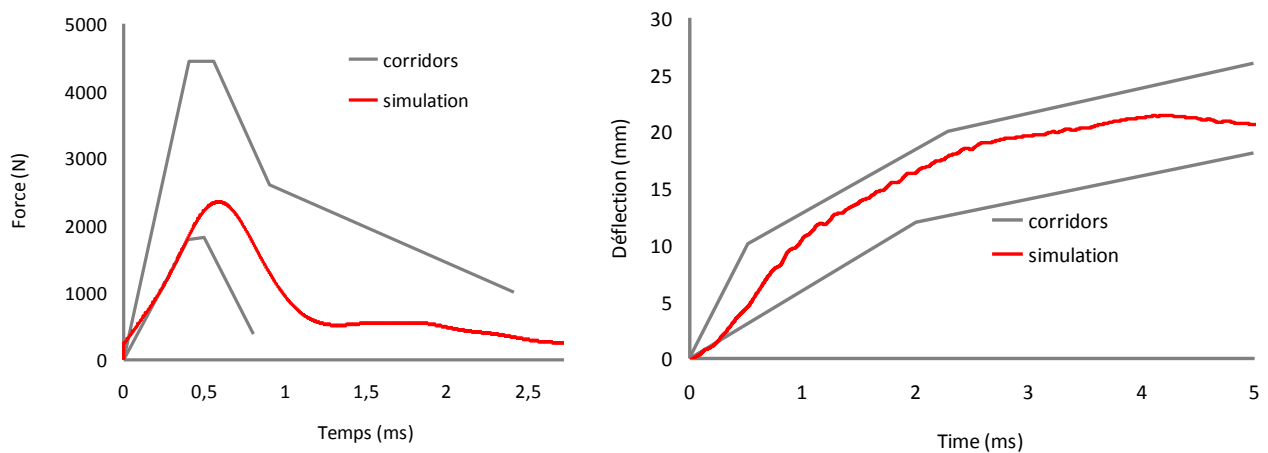
Tableau 1-9: lois de comportement des os et cartilages

1.7.2 Validation du modèle Eléments Finis

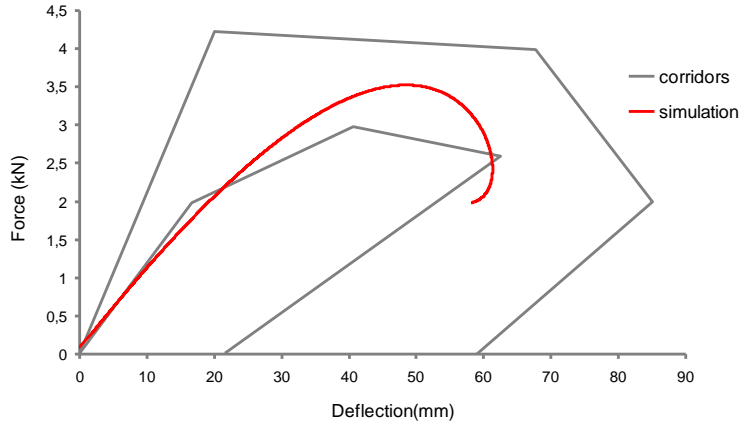
La littérature compte un certain nombre de tests expérimentaux d'impact donnant les réponses du thorax lorsque celui-ci est soumis à un impact violent. Comme évoqué dans les sections précédentes, certains tests d'impact mettent en jeu des cadavres instrumentés couplés à des bancs de tests constitués de pendules de masses variables. Ceux-ci utilisent des SHPM de tailles et de morphologies différentes. De ce fait, leurs réponses à un impact ne sont pas toujours identiques. Des corridors expérimentaux ont donc été développés à partir d'un ensemble de courbes d'essai ce qui permet de s'assurer que, pour des configurations de tests

identiques (masses identiques de l'impacteur, mêmes vitesses d'impact et mêmes zones d'impact), les réponses de n'importe quel sujet se trouvent dans le corridor défini.

Ainsi, la validation d'un modèle Eléments Finis en biomécanique et sa biofidélité passe nécessairement par le contrôle des réponses numériques qui devront se situer à l'intérieur des corridors appropriés. Le modèle HUByx a donc été soumis à plusieurs types d'impacts basés sur des configurations de choc extraites de la littérature [HAR_2001], [BOU_1994], [VIA_1989], [KRO_1974], [BIR_2004]. Les Figure 1-44 et Figure 1-45 illustrent certaines de ces comparaisons effectuées entre les courbes numériques et les courbes expérimentales pour les différentes configurations. Il s'agit pour la Figure 1-44 de projectile de faible masse à grande vitesse et pour la Figure 1-45 des projectiles de masse plus importante à faible vitesse.



**Figure 1-44 : comparaison de la réponse numérique avec le corridor expérimental. Bir et al (2004).
(Impacteur de 140 g à 20 m/s)**



**Figure 1-45 : comparaison de la réponse numérique avec le corridor expérimental.
Bouquet et al (1994) : impacteur de 23.4 Kg à 5.9 m/s**

A l'issue de ces études, dans chacun des corridors expérimentaux considérés, de bonnes corrélations ont été obtenues entre le modèle Eléments Finis et la réponse expérimentale.

Compte-tenu de la variabilité des situations envisagées, extraites de la littérature [HAR_2001], [BOU_1994], [VIA_1989], [KRO_1974], [BIR_2004], le modèle HUByx a pu gagner un crédit sur sa bio fidélité.

Toutefois, ces corridors expérimentaux ayant pour but la représentation de l'ensemble des réponses d'une population quelle que soit l'anthropométrie considérée, des études portant sur l'influence de la modification géométrique du modèle HUByx ont également été effectuées pour s'assurer des capacités du modèle. Celles-ci ont porté sur les représentations au 5^{ème}, 50^{ème} et ensuite au 95^{ème} percentile. La Figure 1-46 illustre les comparaisons entre les réponses expérimentales et les réponses numériques de ces 3 configurations pour l'un des tests effectués.

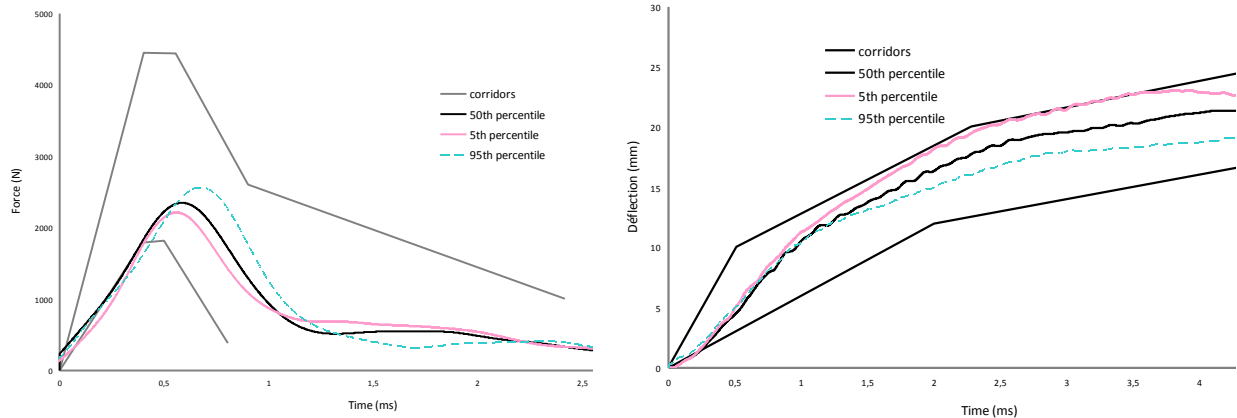
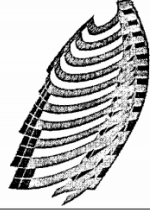


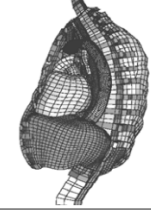
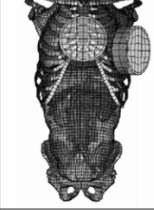
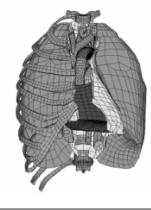


Figure 1-46 : comparaison de la réponse numérique avec le corridor expérimental de Bir et al [BIR_2004] pour les 3 anthropométries (5^{ème}, 50^{ème}, et 95^{ème} percentile) : Impacteur de 140 g à 20 m/s

De bonnes corrélations ayant été observées pour les tests effectués, un crédit supplémentaire a été accordé à l'aptitude du modèle HUByx à apporter une réponse fiable après un changement d'échelle. Dans les travaux de cette thèse, nous ne nous focaliserons pas sur cet aspect morphologique. Nous utiliserons uniquement le modèle au 50^{ème} percentile pour nos différentes études.

1.8 Discussions et conclusions

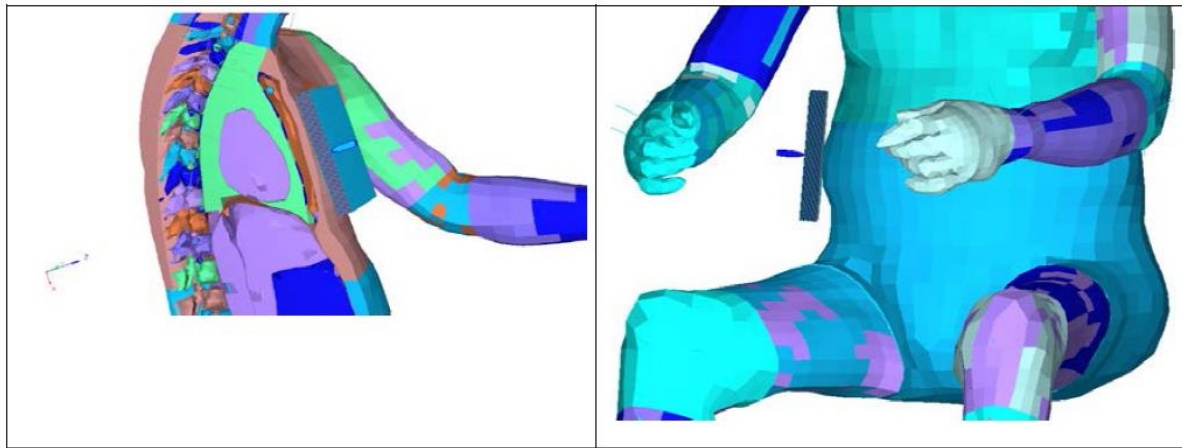
Le développement de mannequins numériques s'est largement accru au fil des dernières décennies. L'immense partie de ces modèles est destinée aux applications liées au contexte de l'automobile. La Figure 1-47 illustre quelques exemples de modèles développés dans ce cadre pour analyser la tolérance des passagers de véhicule soumis à des impacts de diverses configurations (frontal, latéral ou à l'effet d'une ceinture de sécurité).

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

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

Figure 1-47 : liste de quelques modèles Eléments Finis du thorax humain et leurs applications [YAN_2006]

Cependant, la littérature compte relativement peu d'études portant sur des chargements de type militaire (balistique ou explosion). L'intérêt pour ce type de sollicitations, aux applications variées, est néanmoins de plus en plus grandissant. La Figure 1-48 illustre, par exemple, une utilisation du modèle HUMOS, présenté dans les sections précédentes, pour une étude évaluant les effets des impacts balistiques non-pénétrants sur les organes internes.



a.

b.

Figure 1-48 : modèle HUMOS soumis à a) un impact frontal b) un impact latéral en direction du foie [AMA_2012]

Le modèle HUByx s'inscrit également dans la recherche sur ce contexte militaire. A cet effet, de premières investigations avaient par ailleurs été réalisées en incluant des outils de protections afin d'analyser leurs effets [THO_2012]. Pour exemple, la Figure 1-49 illustre la simulation d'un impact balistique sur le modèle HUByx couplé à un outil de protection en Kevlar.

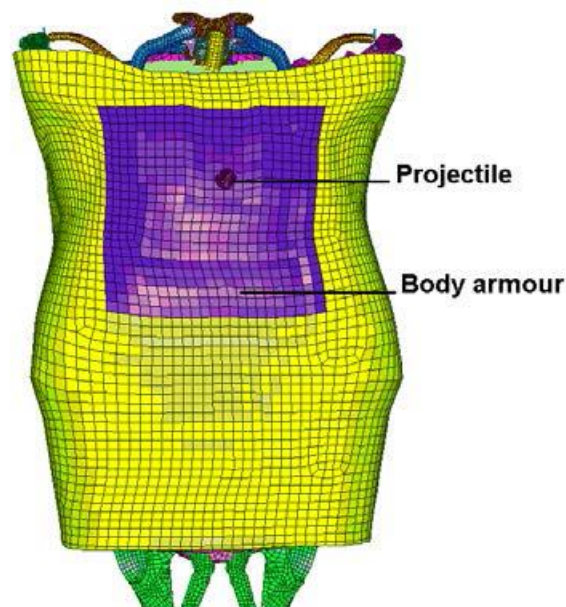


Figure 1-49 : simulation d'un impact balistique sur le modèle HUByx couplé avec une structure de protection [THO_2012]

Ainsi, pour cette thèse, nous avons fait un choix original de nous positionner sur ce créneau de la recherche dont les perspectives sont encore multiples. Dans ce but, nos travaux ont porté sur la modélisation originale du phénomène d'explosion en 3D et l'analyse de la réponse du corps humain face à ce type sollicitation. Dans le cadre de la recherche balistique, alors que les études les plus répandues portent sur l'impact balistique non-pénétrant, nous avons effectué des investigations sur la modélisation de l'impact balistique pénétrant. Ces travaux seront suivis d'une approche sur la détermination de critères de blessure et la définition de limite de tolérance du corps humain soumis aux chargements violents d'origine militaire ou civile. Ainsi, nous expliciterons donc dans les chapitres suivants les efforts consacrés dans chacun de ces axes de recherche.

Chapitre 2 :
INVESTIGATIONS DE LA REPONSE
DU CORPS HUMAIN SOUMIS AU
BLAST

2.1 Introduction

Ce chapitre est consacré aux investigations du phénomène de blast et à l'analyse des réponses du corps humain soumis à ce type de chargement. La littérature présente, à ce jour, peu de modèles permettant de prédire l'interaction d'une onde de pression avec le corps humain. En 1999, Stuhmiller a publié une revue [STU_1999] présentant différents modèles biomécaniques soumis à ce type de sollicitations. Plus tard, Przekwas a publié [PRZ_2008] un résumé portant sur plusieurs modèles, plus ou moins complexes, représentant les différentes parties du corps humain. Certaines d'entre elles traitaient des blessures thoraciques ([BOU_2000], [CRO_2004], [MER_2008], [PRZ_2005], [ROB_2007b]). Un intérêt y était particulièrement porté sur le dimensionnement des structures de protection face à ce type de sollicitations violentes. Bien que ces dernières études soient pertinentes, dans ce travail, nous ne nous focaliserons pas sur la recherche portant sur les outils de protection. D'autres études de la littérature portent sur des modèles Eléments Finis de la tête en 2D et 3D ([CHA_2010b] [GAN_2012], [IMI_2006], [LEO_2011], [MER_2012], [MOO_2009]. [MOS_2009], [PAN_2010], [SHA_2011], [SIN_2012], [STU_1988], [TAY_2009]). Plus récemment, Tan et al ([TAN_2012a], [TAN_2012b]) ont développé un modèle articulé simulant la réponse cinématique du corps humain et, en particulier celle du cerveau, soumis au blast. Une fois de plus, ces précédentes études ont un intérêt certain sur la recherche visant à modéliser la réponse des structures humaines soumise au blast. Cependant, elles se focalisent uniquement sur la modélisation de la tête qui n'est pas au cœur de notre étude. Par ailleurs, Kannan et al ([KAN_2011], [KAN_2012a]), à l'aide d'une technique numérique d'imagerie, ont également développé des modèles 2D et 3D pouvant quantifier les blessures locales et globales des organes, comme le cerveau mais aussi le poumon, subissant un blast. Cette technique non-invasive permet alors de prédire l'étendue et la sévérité des blessures et hémorragies des organes. En plus de ces recherches sur les modèles humains, des investigations ont également été menées à l'aide de modèles numériques d'animaux. Il peut s'agir de modèles numériques plus anciens présentés par Chuong et al (1985) [CHU_1985] étudiant le système thorax-abdomen de chèvre ou de modèles numériques plus récents portant sur l'étude de rat et porc soumis au blast ([SUN_2012], [ZHU_2010], [ZHU_2012]). Toutes ces études contribuent à une meilleure compréhension des mécanismes lésionnels induits par ce phénomène.

Les ondes de blast induisent un mécanisme complexe dues aux vitesses et pressions très élevées qu'elles génèrent dans le milieu environnant. Ainsi, avant d'étudier leur effet sur des

structures biomécaniques, nous allons dans un premier temps étudier la modélisation de ce phénomène dans un espace aérien. L'étape suivante consistera à coupler ce modèle aérien à notre modèle HUByx afin d'évaluer sa capacité à obtenir une réponse bio-fidèle.

2.2 Propagation d'une onde de blast dans l'air

2.2.1 Rappel théorique

Dans cette partie, il est nécessaire de prendre en compte les deux régimes d'explosion présentés dans le chapitre précédent : la détonation et la déflagration.

2.2.1.1 Régime d'explosion : détonation et déflagration

Alors que la détonation résulte d'un amorçage fort qui engendre une onde de choc qui se propage dans l'air avec une vitesse supersonique, la déflagration, quant à elle, est générée par une source d'inflammation de faible énergie, mettant en mouvement les gaz frais à une vitesse subsonique. Ainsi, les ondes de pression induites par ces phénomènes ont des profils différents. La Figure 2-1 et la Figure 2-2 présentent respectivement les profils caractéristiques des ondes de déflagration et de détonation.

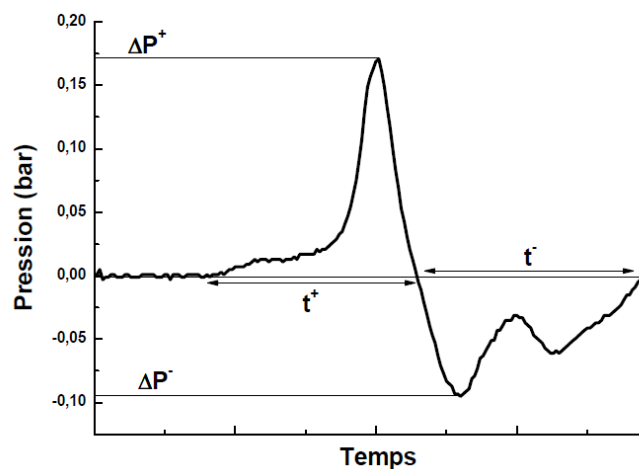


Figure 2-1 profil de la pression provenant d'une déflagration

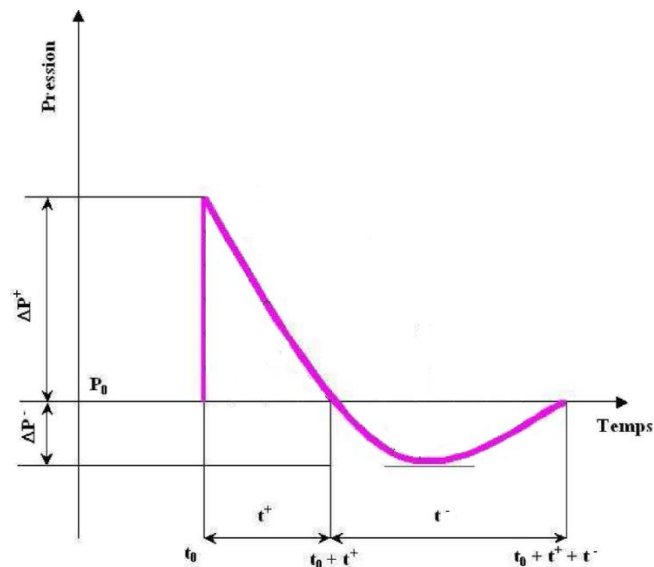


Figure 2-2 : profil de la pression provenant d'une détonation

Dans les deux cas, les pressions induites par ces ondes possèdent une phase de pressions positives et une phase de pressions négatives. La célérité et la vitesse de ces ondes diminuent également avec le temps. Toutefois, la déflagration étant pilotée par le transport et la diffusion de la matière et de la chaleur, les effets mécaniques de ce phénomène restent imprévisibles.

On parlera donc de front de flamme pour faire référence au déplacement de la matière en combustion, et d'onde de choc pour faire référence au déplacement de gaz frais. Ainsi, dans la déflagration, le front de flamme se déplace plus lentement que l'onde de choc. Les gaz brûlés, quant à eux, se déplaceront dans le sens opposé au front de flamme. La flamme d'un brûleur de gaz est un exemple qui illustre bien une déflagration maîtrisée et équilibrée où la vitesse du front de flamme est égale à celle de la vitesse d'entrée du gaz inflammable. Si le front de flamme s'accélère jusqu'à rattraper l'onde de choc, une augmentation considérable de la pression, un déplacement important d'un volume d'air et un bruit très élevé s'en suivront. Il s'agira alors d'un phénomène de détonation.

De plus, les effets mécaniques d'une déflagration sont inférieurs à ceux du régime de détonation. Bailly en 1988 [BAI_1988] a réalisé des expériences à l'aide d'un mélange de butane. Le Tableau 2-1, ci-dessous, illustre cette différence entre les surpressions obtenues par des régimes de détonation et de déflagration pour ce mélange.

Explosif	Détonation	Déflagration
524 m ³ de mélange C ₃ H ₈ (E = 0,008 MJ) (r = 0,5 m)	$\Delta P^+ = 310$ mbar $t^+ = 0,28$ ms	$\Delta P^+ = 50$ mbar $t^+ = 1,4$ ms

Tableau 2-1 caractéristiques comparées des évolutions de pression pour différentes explosions, résultats expérimentaux [BAI_1988]

Où r est la distance à laquelle sont réalisées les mesures à partir du centre de la charge explosive, et E l'énergie contenue dans la charge explosive.

En plus des éléments évoqués, ci-dessus, il est à noter que le régime de déflagration est le mode de combustion le plus couramment rencontré, alors que la détonation reste le régime le plus probable pour de fortes explosions. Nous allons donc nous focaliser, dans la suite de ce document, sur le régime de la détonation.

2.2.1.2 Modélisation d'une détonation

Afin de mieux comprendre ce phénomène, il est utile de faire, dans un premier temps, un rappel sur la notion d'onde de choc.

a) Notion d'onde de Choc

Un choc se définit comme la propagation d'une discontinuité des grandeurs caractéristiques de l'état d'un milieu. Cette propagation entraîne une succession d'états dont la pression est de plus en plus élevée. De cette manière, une rampe de pression va s'accroître et se raidir jusqu'à donner un front vertical : c'est l'onde de choc.

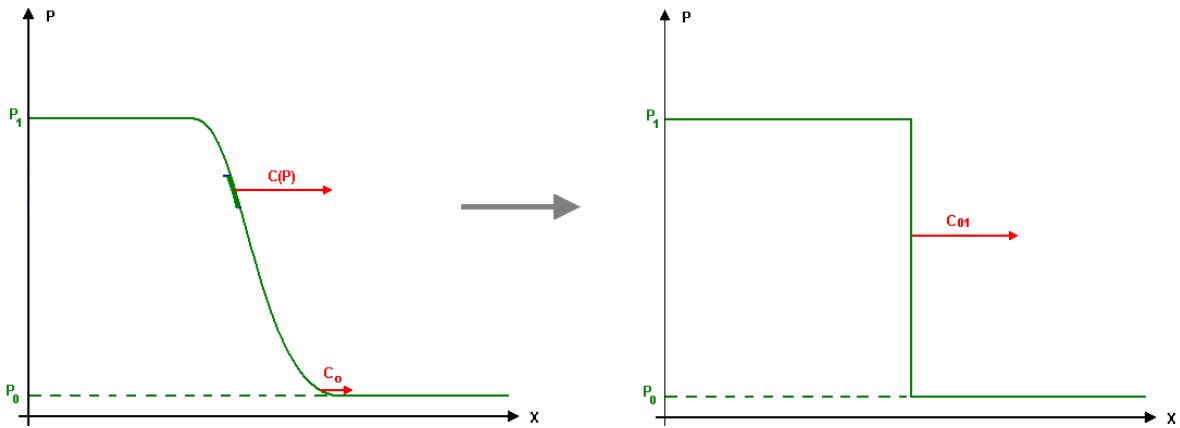


Figure 2-3 : évolution d'un front d'onde choc

C_0 , $C(p)$ et C_{01} Les vitesses respectives du son à l'état initial, condensé et à l'état final dans le milieu. Ainsi, dans le cas de ce milieu condensé, la vitesse du C sera donnée par :

$$c = \sqrt{\frac{\partial P}{\partial \rho}}$$

Équation 2-1

Dans le cas d'une détonation, l'onde dont la célérité se compte en kilomètre par seconde, ne modifie pas le milieu frais dans lequel elle se propage. Elle comprime les gaz de façon adiabatique et l'écoulement devient subsonique. Un changement de pression déclenchera ensuite une réaction chimique qui libérera de l'énergie. Cette libération d'énergie permettra une ré-accélération jusqu'à la vitesse du son. Cette dernière zone sonique constitue « le plan de Chapman Jouguet ». Dans ce plan s'établissant en fin de réaction, la propagation étant sonique, aucune perturbation ne peut rattraper l'onde de détonation autonome qui sera dite « Chapman-Jouguet ». Celle-ci est alors stable d'un point de vue aérodynamique. Ici, les effets mécaniques sont comparables aux effets thermiques, contrairement à la déflagration où les effets thermique priment. A ce stade, il est ensuite utile d'apporter quelques précisions sur cet état de stabilité que décrit la théorie de Chapman-Jouguet

b) Théorie de Chapman-Jouguet

Il s'agit d'une théorie qui prédit la vitesse de détonation d'un mélange explosif. Celle-ci a été formulée par Chapman (1889) et Jouguet (1904 et 1905) quelque temps après la découverte de ce phénomène. Elle considère que la détonation est une discontinuité dans l'écoulement mais que le passage de l'état initial (0) à l'état final (1) a lieu en l'absence de tout phénomène de dissipation (viscosité, conduction ou diffusion). Cette théorie est basée sur le travail de Rankine (1870) et Hugoniot (1887 et 1889) qui ont analysé les équations de conservations à travers un choc d'onde. Ces équations sont données par :

$$\text{Masse: } \rho_0 u_0 = \rho_1 u_1 \quad \text{Équation 2-2}$$

$$\text{Quantité de mouvement : } P_0 - \rho_0 u_0^2 = P_1 - \rho_1 u_1^2 \quad \text{Équation 2-3}$$

$$\text{Energie : } h_0 - \frac{1}{2} u_0^2 = h_1 - \frac{1}{2} u_1^2 \quad \text{Équation 2-4}$$

Où h représente l'enthalpie massique des gaz, u la vitesse matérielle, P la pression et r la masse volumique des états initiaux et actuels (représentés par les indices 0 et 1).

Peuvent-être considérées les variables adimensionnées suivantes :

$$w = \frac{P_1}{P_0}, \quad k = \frac{\gamma + 1}{\gamma - 1}, \quad \sigma = \frac{V_1}{V_0}, \quad q = \frac{Q}{c_0^2}, \quad M_0 = \frac{u_1}{c_0} \quad \text{Équation 2-5}$$

M_0 , Q, c_0 et γ respectivement le nombre de Mach, la chaleur massique de réaction, la vitesse du son dans le milieu non réagi et la constante des gaz brûlés.

Par une combinaison des équations de la conservation de la masse (Équation 2-2) et de la quantité de mouvement (Équation 2-3), on aboutit à l'équation de la droite de Rayleigh-Mickelson :

$$-\gamma M_0^2 = \frac{w - 1}{\sigma - 1} \text{ ou sous la forme } \frac{P_1 - P_0}{v_1 - v_0} = \rho_1 u_1 = \text{constante} \quad \text{Équation 2-6}$$

L'expression $-\gamma M_0^2$ représente la pente de la droite w fonction de σ . Cette droite donne les états possibles du milieu perturbé par une onde de choc pour une vitesse donnée de la propagation. Elle traduit donc la conservation des grandeurs mécaniques.

Par ailleurs, en partant des équations de conservation de la masse (Équation 2-2), de la quantité de mouvement (Équation 2-3) et de l'énergie (Équation 2-4), on aboutit à l'équation de l'adiabatique de Crussard donnée par :

$$w = \frac{k - \sigma + 2\gamma q}{k\sigma - 1} \quad \text{Équation 2-7}$$

Définit également dans le repère (σ, w) , cette équation représente une hyperbole traduisant la conservation des grandeurs thermodynamiques. Celle-ci est entièrement déterminée par l'état initial et la nature des réactifs.

Ainsi, l'intersection de la courbe de Crussard avec la droite de Rayleigh-Mickelson définit des caractéristiques thermodynamiques de l'état final du milieu soumis à une onde de détonation de célérité connue. Toutes ces courbes sont illustrées dans la Figure 2-4 suivante :

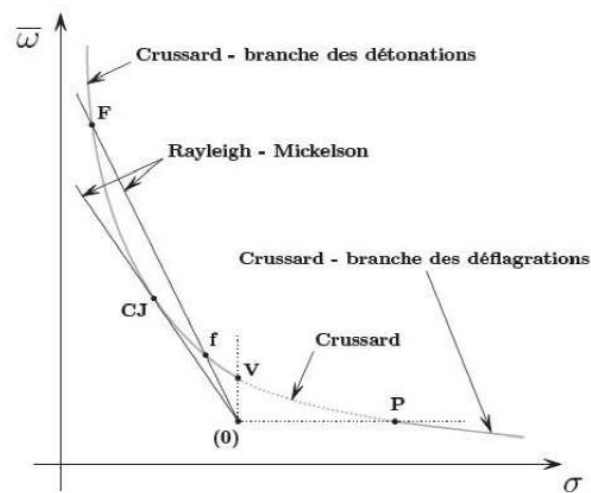


Figure 2-4 : droite de Rayleigh-Mickelson et adiabatique de Crussard dans le repère (σ, w)

La branche des détonations dite « haute » pourra être identifiée dans la partie supérieure. P et V représentent respectivement les états de combustion isobare et isochore. Plus généralement, il est admis que l'existence d'un régime de détonation nécessite une célérité D dont la valeur minimale sera notée D_{CJ} . Ainsi, 2 configurations peuvent être identifiées :

- $D = D_{CJ}$, ici la droite de Rayleigh-Mickelson est tangente à la courbe de Crussard. Et la solution unique est celle de « Chapman-Jouguet ». Ici, aucune perturbation des gaz brûlés ne peut influencer l'onde. On est donc dans un point de fonctionnement stable et autonome.
- $D > D_{CJ}$, ici deux solutions sont possibles. On parle donc de détonation faible représentée par le point f et de détonation forte représentée par le point F. En général, seule la détonation forte est observée et celle-ci se relaxe vers l'état stable de Chapman-Jouguet.

D représente ici la célérité de l'onde. Et de façon générale, la modélisation du comportement d'un explosif nécessitera alors de connaître les paramètres, D_{CJ} et P_{CJ} , du point Chapman-Jouguet correspondant aux valeurs de la vitesse et de la pression en ce point.

De plus, les conditions de détonation au point Chapman-Jouguet correspondent à un explosif utilisé de diamètre infini. De ce fait, dans un cadre expérimental, des conditions sont imposées sur les dimensions de la charge pour obtenir le point équivalent à Chapman-Jouguet. Les lois

qui sont utilisées pour la modélisation des phénomènes de détonation prennent en compte tous ces paramètres. Nous les présenterons davantage dans les sections suivantes.

Pour revenir aux généralités sur la détonation, il est également à noter qu'elle permet l'utilisation des lois de similitudes. Celles-ci servent à prédire les effets mécaniques d'une détonation, à une échelle donnée, à partir des valeurs connues d'une échelle qui lui serait équivalente. Des précisions sur les notions de similitudes sont présentées dans la section suivante.

2.2.1.3 Similitudes

Avant d'aller plus loin dans l'explication de cette notion, il est important d'expliciter les éléments caractéristiques d'un profil de pression induit par une détonation. Soit l'illustration suivante :

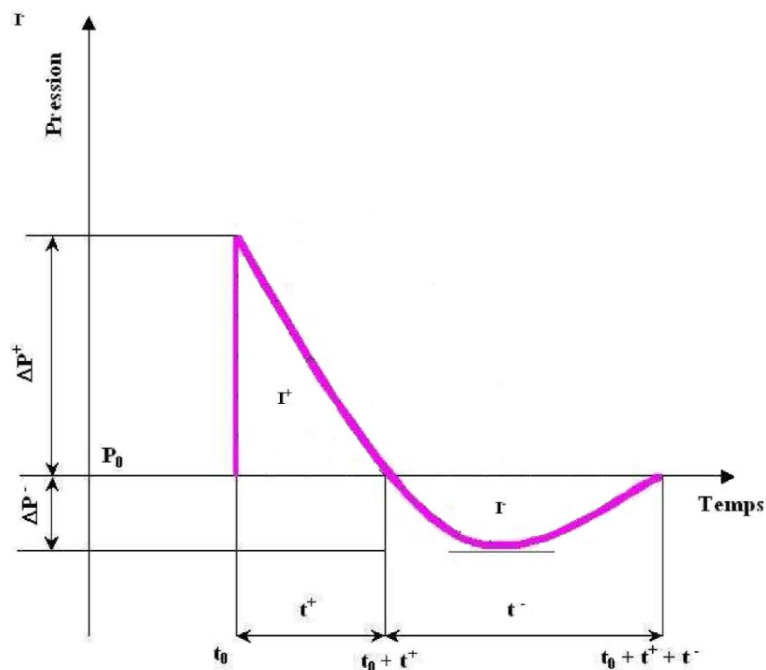


Figure 2-5 : caractéristiques d'un profil de pression induit par une détonation

Avec :

- P_0 : pression ambiante

- ΔP^+ et ΔP^- : valeur maximale de la surpression et de la dépression
- t^+ et t^- : durée de la phase positive et de la phase négative
- t_0 : instant d'arrivée de l'onde au point de mesure
- I^+ : impulsion positive définie par

$$I^+(t) = \int_{t_0}^{t_0+t^+} P(t)dt \quad \text{Équation 2-8}$$

- I^- : impulsion négative définie par

$$I^-(t) = \int_{t_0+t^+}^{t_0+t^++t^-} P(t)dt \quad \text{Équation 2-9}$$

Les notions de similitudes sont utilisées pour l'estimation des caractéristiques d'une onde qui se produirait dans une échelle donnée (masse de l'explosif, distance d'observation) à partir des caractéristiques connues à une échelle donnée. Plusieurs travaux ont été menés sur cette notion, aboutissant à la définition de courbes caractéristiques en champ libre sur la base d'un facteur d'échelle fonction de l'énergie ou plutôt de la masse de l'explosif.

Hopkinson, en 1915, fût le premier à proposer ces considérations de similitudes [HOP_1915]. Ainsi, pour des caractéristiques de type : pression P , célérité de l'onde D et masse volumique de l'explosif, l'impulsion réduite I et la durée t , le rayon de la charge explosive R_0 et r , la distance entre le centre de l'explosion et le point de mesure de la pression, les caractéristiques équivalentes produisant le même effet à l'échelle réduite sont respectivement : P , D , ρ , $\frac{I}{E^{\frac{1}{3}}}$, $\frac{t}{E^{\frac{1}{3}}}$, $\frac{R_0}{E^{\frac{1}{3}}}$, $\frac{r}{E^{\frac{1}{3}}}$. Figure 2-6 présente une illustration de ce principe de similitude de Hopkinson :

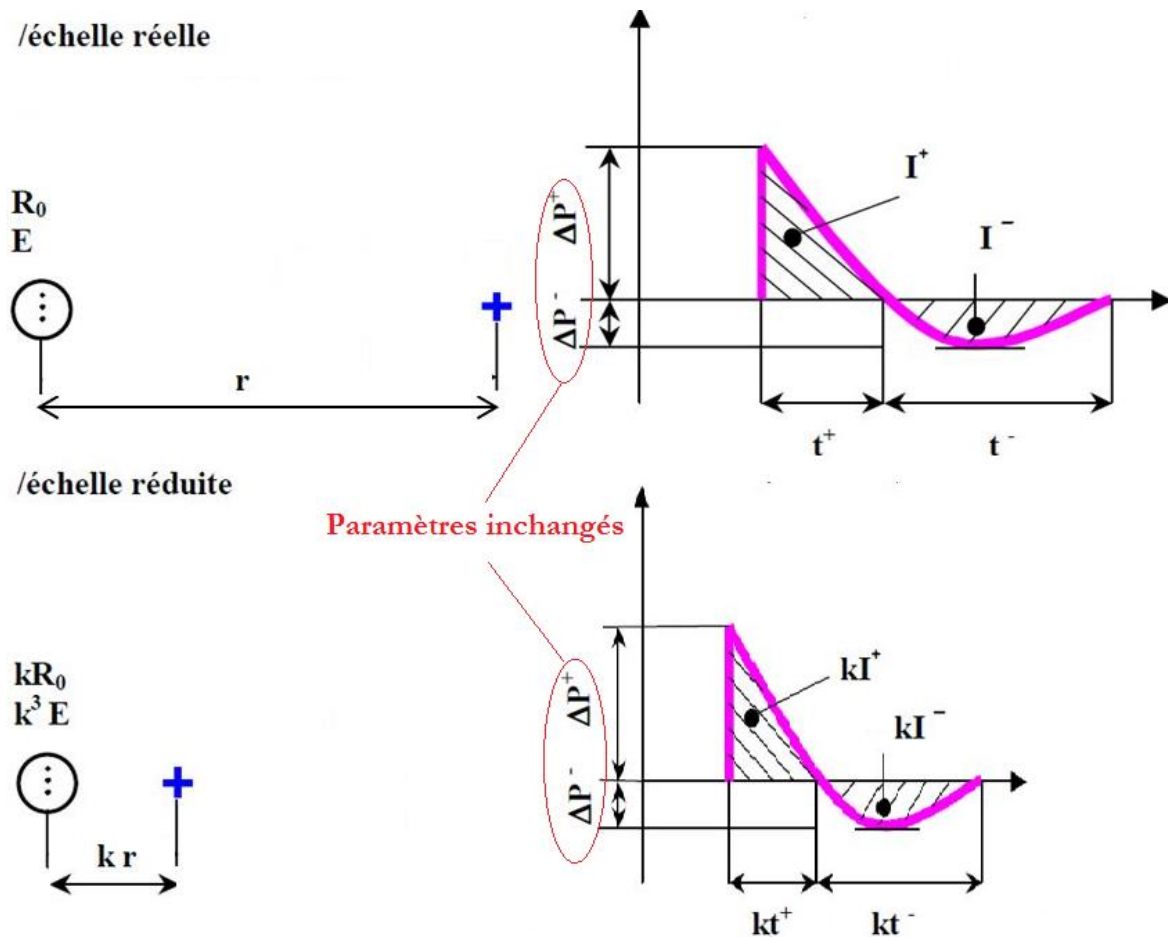


Figure 2-6 : similitude de Hopkinson (Hopkinson, 1915), [HOP_1915] [TRE_2006]

Plus tard, Brossard et al (1985) travaillant sur des explosions de charges combustibles gazeuses non ou très peu confinée, ont considéré l'hypothèse suivante : un observateur sera soumis durant un temps t^+ à une source explosive sphérique de rayon R_0 , placée à une distance r et d'énergie E , de même amplitude qu'une source de même nature, de rayon kR_0 , située à distance kr et d'énergie $k^3 E$. La Figure 2-7 suivante illustre les courbes caractéristiques de Brossard.

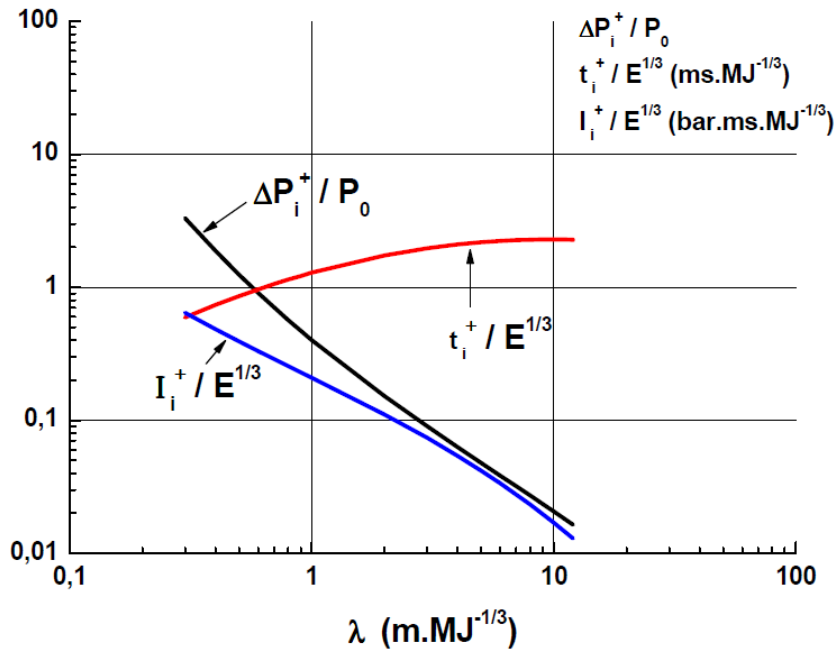


Figure 2-7 : caractéristiques de l'onde de pression, [BRO_1985]

Brossard utilise donc une variable λ pour estimer la pression en tout espace autour de l'explosif.

$$\lambda (m. MJ^{-1/3}) = \frac{R}{E^{-1/3}} \quad \text{Équation 2-10}$$

Baker et al (1983) avaient mené des travaux similaires avec des explosifs solides. Pour cela, ils avaient adopté une autre variable [BAK_1973] :

$$Z (m. Kg^{-1/3}) = \frac{R}{W^{-1/3}} \quad \text{Équation 2-11}$$

où W (kg) représente la masse d'explosif, R (m) la distance entre le centre de l'explosion et le point de mesure. Il a également établi des courbes en champ libre de l'explosion, illustrées dans la figure suivante.

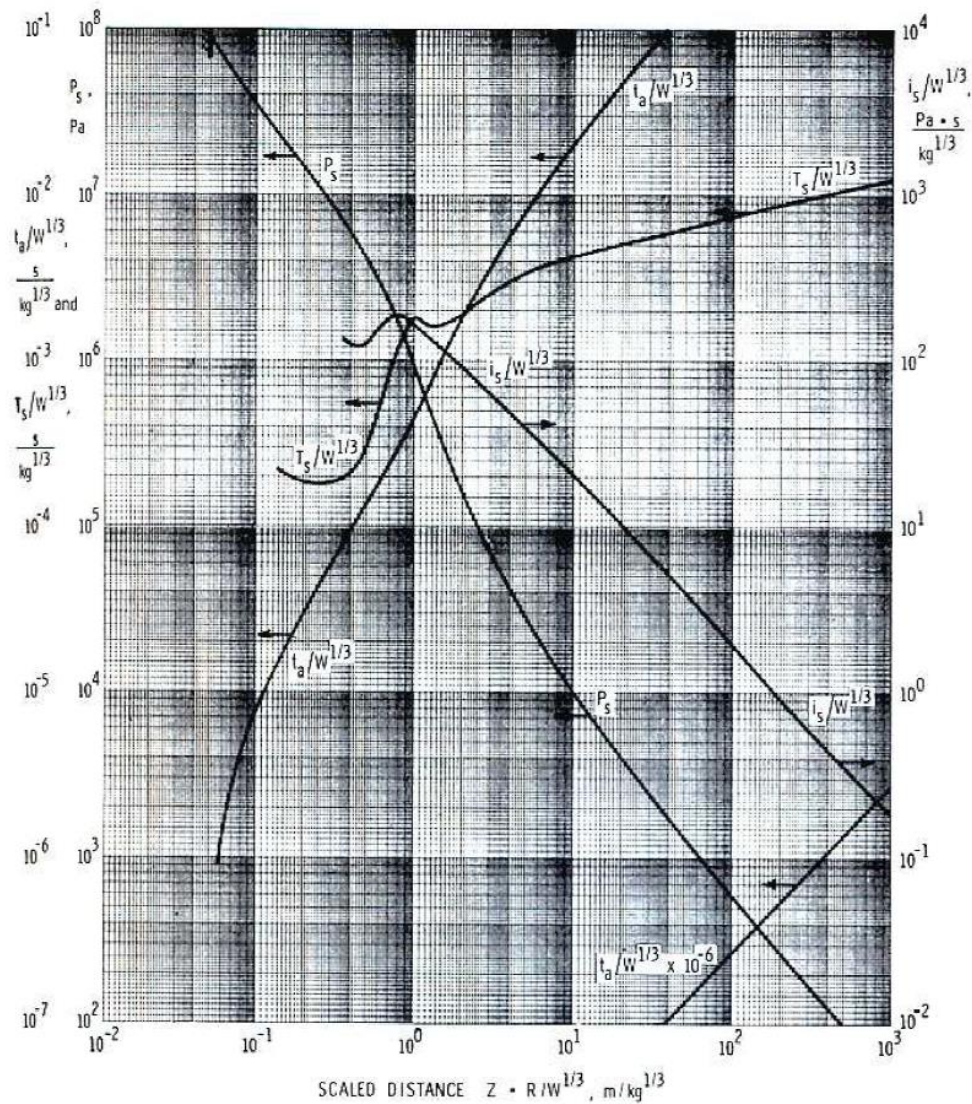


Figure 2-8 : caractéristiques de l'onde incidente pour une explosion de TNT (détonation de différentes masses de TNT) (Baker et al. 1983)

Le passage entre ces deux variables peut s'effectuer en divisant la distance réduite Z par la racine cubique de l'enthalpie massique du TNT (explosif de référence) qui vaut 4,69 kJ [LAN_1984]. A partir de la Figure 2-7 et de la Figure 2-8, une comparaison peut être également faite entre ces deux approches. Soit son illustration au Tableau 2-2 suivant :

	Baker et al. (1983)	Brossard et al. (1985)
Surpression positive	1 bar	1 bar
Durée de la phase positive ramenée à la racine cubique de l'énergie	1,2 ms.MJ ^{-1/3}	0,9 ms.MJ ^{-1/3}
Impulsion de la phase positive ramenée à la racine cubique de l'énergie	0,41 bar.ms.MJ ^{-1/3}	0,35 bar.ms.MJ ^{-1/3}

Tableau 2-2 : comparaison de deux séries de courbes, celles de (Baker et al. [BAK_1983]) concernant des détonations d'explosifs solides, avec celles de (Brossard et al. [BRO_1985]) concernant des explosions gazeuses. [TRE_2006]

Le Tableau 2-2 montre que ces courbes caractéristiques donnent des pressions identiques mais des impulsions et des durées différentes pour la détonation de charges gazeuses et d'explosifs solides (TNT) utilisés par Brossard.

D'autre part, des modèles ont été développés dans la littérature pour permettre la caractérisation de la surpression issue d'une détonation d'explosif solide en champ libre. Ceux-ci sont exprimés en fonction de la variable Z de Baker ou de la variable λ de Brossard.

Sachant que dans le cadre de nos travaux, nous utiliserons des explosifs solides de type TNT pour la modélisation d'une explosion en champ libre, nous nous intéresserons, dans la suite, sur les modèles de caractérisation de la surpression en fonction de la variable Z de Baker concernant les explosifs solides.

2.2.1.4 Modèles existants définissant la surpression d'une onde de détonation de charge solides.

La littérature compte différentes équations semi-empiriques permettant de caractériser le pic de surpression. Parmi ces modèles, les plus connus sont ceux de Brode et al. [BRO_1955] et de Henrych et al. (1979) [HEN_1979]. Ces équations définissent la surpression en fonction de la distance réduite Z. Cette distance comme, précédemment présentée, équivaut à la distance à l'explosif ramenée à l'équivalent de la charge en kilogramme de TNT :

Brode fut le premier à établir une relation entre la pression et la distance en utilisant 2 équations pour les champs proches et les champs lointains par rapport la source de l'explosion ([BRO_1955], [NGO_2007], [TAK_2008], [TRE_2006]) :

$$\frac{\Delta P_i}{P_0} = 1 + \frac{6.7}{Z^3} \quad \Delta P_i \geq 10 \text{ [bar]} \quad \text{Équation 2-12}$$

$$\frac{\Delta P_i}{P_0} = -0.019 + \frac{0.975}{Z} + \frac{1.455}{Z^2} + \frac{5.85}{Z^3} \quad 0.1 \leq \Delta P_i \leq 10 \text{ [bar]} \quad \text{Équation 2-13}$$

P_0 est la pression atmosphérique et ΔP_i correspond à la variation de pression.

Henrych en 1979 établit ensuite une expression plus précise de la pression pour le champ proche ([HEN_1979], [TAK_2008], [TRE_2006]):

$$\frac{\Delta P_i}{P_0} = \frac{14.072}{Z} + \frac{5.540}{Z^2} - \frac{0.357}{Z^3} + \frac{0.00625}{Z^4} \text{ [bar]} \quad \text{Équation 2-14}$$

$$0.05 \leq Z \leq 0.30 \text{ [m. Kg}^{-1/3}\text{]}$$

$$\frac{\Delta P_i}{P_0} = \frac{6.194}{Z} - \frac{0.326}{Z^2} - \frac{2.132}{Z^3} \text{ [bar]}$$

Équation 2-15

$$0.3 \leq Z \leq 1 \text{ [m. Kg}^{-1/3}\text{]}$$

$$\frac{\Delta P_i}{P_0} = \frac{0.662}{Z} + \frac{4.05}{Z^2} - \frac{3.288}{Z^3} \text{ [bar]}$$

Équation 2-16

$$1 \leq Z \leq 10 \text{ [m. Kg}^{-1/3}\text{]}$$

Plus tard, Baker a introduit une équation considérée comme plus générale en 1983 [BAK_1983], [JAV_2009], [TRE_2006] :

$$\frac{\Delta P_i}{P_0} = \frac{808 \left[1 + \left(\frac{Z}{4.5} \right)^2 \right]}{\left(1 + \left(\frac{Z}{0.048} \right)^2 \right)^{0.5} \cdot \left(1 + \left(\frac{Z}{0.32} \right)^2 \right)^{0.5} \cdot \left(1 + \left(\frac{Z}{1.35} \right)^2 \right)^{0.5}} \quad [bar] \quad \text{Équation 2-17}$$

Nous pouvons également citer l'équation de Mills (1987) [JAV_2009], [MIL_1987], [NGO_2007], [TRE_2006] :

$$\frac{\Delta P_i}{P_0} = \frac{108}{Z} - \frac{114}{Z^2} + \frac{1772}{Z^3} \quad \Delta P_i [10^{-2} bar] \quad \text{Équation 2-18}$$

Enfin, nous citerons l'équation de Newmark et al [NEW_1961] qui donne le maximum de pression initiée par des explosifs en présence d'une surface de réflexion (sol) :

$$P_s = 6784 \frac{W}{R^3} + 93 \left(\frac{W}{R^3} \right)^{1/2} \quad [bar] \quad \text{Équation 2-19}$$

Toutes ces équations, serviront de base pour la validation de notre modèle numérique simulant la propagation d'une onde de blast issue d'une détonation.

2.2.2 Modélisation numérique de la propagation d'une détonation en champ libre.

2.2.2.1 Maillage : formulation des éléments

Le choix de la formulation à utiliser pour une simulation dépend du phénomène à modéliser. L'explosion fait partie de ces phénomènes qui induisent des surpressions très élevées et qui conduiraient tout maillage classique (lagrangien) à des déformations très importantes. Pour éviter ce cas de figure, le changement de formulation des éléments s'avère judicieux. En

rappel, le logiciel Radioss, qui est utilisé pour les simulations, dispose des formulations : Lagrangienne, Eulérienne et ALE (Arbitrary Lagrangien Eulerian). Soit l'illustration de ces 3 approches :

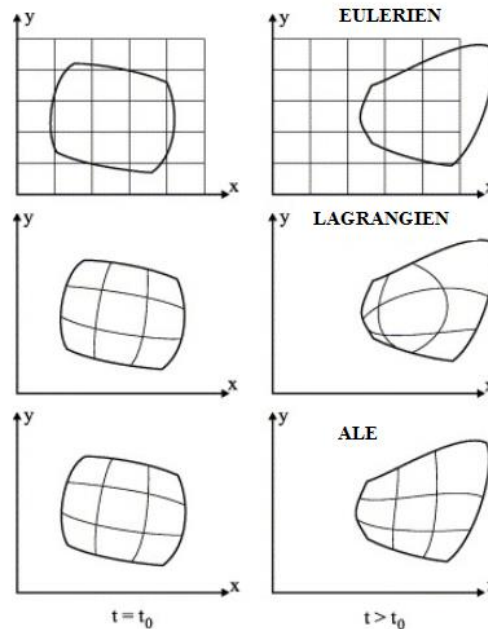


Figure 2-9 : formalisme Eulérien, Lagrangien, et ALE

La formulation Lagrangienne est la formulation employée pour des milieux subissant une déformation modérée, à savoir les solides. Dans cette description, le maillage est solidaire avec le milieu matériel. Il n'y a donc aucun glissement entre la déformation du matériau et le maillage. Dans ce cas les conditions de chargements et les conditions aux limites peuvent être facilement appliquées aux matériaux en utilisant les données du maillage (nœuds et/ou éléments). Elle permet aussi de discerner toute surface libre ou interface entre différents milieux. Cependant, la forte déformation du domaine entraîne une grande distorsion du maillage et donc une dégradation de la précision et de la robustesse du calcul.

La formulation Eulérienne, quant à elle, est surtout employée en mécanique des fluides. Dans ce cas, le maillage reste fixe dans l'espace et le milieu se déplace au travers de celui-ci. Les équations du mouvement utilisées sont différentes de l'analyse lagrangienne car celles-ci doivent prendre en compte les termes convectifs. Le maillage n'ayant subi aucune modification, il n'y a donc pas de détérioration de la qualité du calcul. Cependant, le

traitement des frontières du domaine et des interfaces devient complexe puis qu'elles sont indépendantes du maillage.

La formulation ALE est une formulation hybride des deux précédentes. Ici, le milieu se déforme au travers d'un maillage arbitrairement mouvant, excepté ses frontières qui suivent le matériau. Les mouvements de grille sont déterminés de manière à minimiser la déformation des éléments au cours d'un calcul. Les formulations Eulérienne et Lagrangienne peuvent être respectivement assimilées à des formations ALE à vitesse de grille nulle pour l'un, et à vitesse de grille égale à celle de la matière. Les approches lagrangiennes et Eulériennes étant donc des formes particulières d'ALE, il est toujours possible de connecter des domaines avec différentes formulations, ce qui est intéressant pour la résolution des interactions fluide-structure.

L'explosion étant un phénomène libérant une grande énergie et donc d'énormes modifications de l'environnement, le milieu aérien a été modélisé en formalisme eulérien. Cela permet donc de s'affranchir de toutes perturbations du calcul du fait des distorsions de maillage. L'explosif est choisi dans le même formalisme, de sorte à obtenir un maillage continu air/explosif.

Le maillage de cette première simulation a consisté en 2 805 476 nœuds d'éléments brique (5mm) couvrant un domaine parallélépipédique de 3.4m×0.7m×0.9m. Les conditions externes du domaine « air » ont été simulées en utilisant des conditions de « domaine infini », empêchant toutes réflexions d'ondes pouvant interférer avec l'onde de pression incidente. Le modèle de cette première simulation est illustré par la Figure 2-10 suivante :

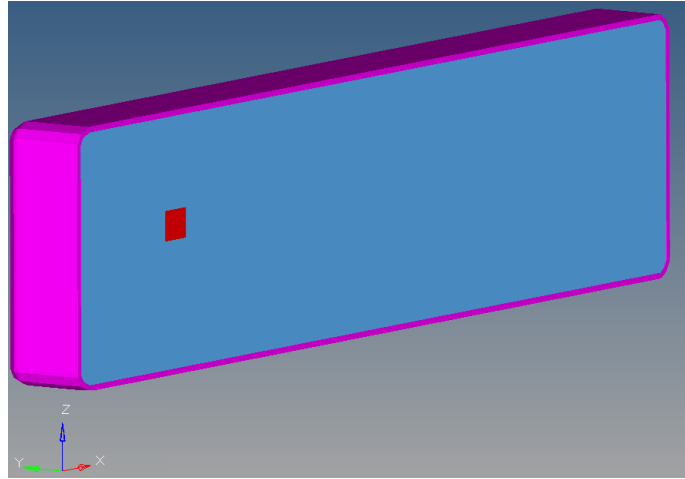


Figure 2-10 : modèle utilisé pour simuler l'environnement (air + explosif)

La modélisation d'un phénomène aussi rapide que l'explosion requiert un maillage suffisamment raffiné pour correctement simuler la propagation des ondes [HAL_2012]. Une étude menée par Panzer et al. [PAN_2012] a, par ailleurs, porté sur cet aspect en analysant la sensibilité du maillage dans un environnement de blast aérien ainsi que ses effets sur la réponse numérique du crâne humain en interaction avec l'onde de pression. Dans ce but, un calcul similaire se fera avec un maillage plus raffiné (3 mm) conduisant le modèle à 4 375 280 éléments. L'effet de cette discrétisation sera analysé à l'issue de ces deux simulations.

2.2.2.2 Matériaux et propriétés

L'air est considéré comme un matériau hydrodynamique avec une équation d'état polynomiale (Équation 2-20 et Équation 2-21). Ensuite, en le simplifiant en gaz parfait, il suivra l'équation d'état donnée comme suit [ALI_2006, LAN_2003] :

$$P = C_0 + C_1\mu + C_2\mu^2 + C_3\mu^3 + (C_4 + C_5\mu + C_6\mu^2)E \quad \text{Équation 2-20}$$

$$\text{Où } P \text{ et } \mu \text{ sont définis par } P = \frac{(\gamma-1)\cdot\rho}{\rho_0} \cdot E \text{ et } \mu = \frac{\rho}{\rho_0} - 1 \quad \text{Équation 2-21}$$

$C_0 = C_1 = C_2 = C_3 = C_6 = 0$, $C_4 = \rho$ et ρ_0 sont les densités instantanées et initiales de l'air, E l'énergie par unité de volume et γ le rapport des capacités calorifiques massique du gaz. Le Tableau 2-3 liste les propriétés de l'air utilisées dans le modèle.

γ	E	ρ_0 (Kg.m ⁻³)
1,4	0,25	1,293e ⁻⁶

Tableau 2-3 : paramètres mécaniques utilisés pour l'air

Les coefficients C_i ($i=0,6$) utilisés dans l'Équation 2-20, sont les paramètres hydrodynamiques de l'air. Pour un gaz parfait, on prend généralement :

$$C_0 = C_1 = C_2 = C_3 = C_6 = 0 \text{ et } C_4 = C_5 = \gamma - 1 \quad \text{Équation 2-22}$$

L'explosif, quant à lui, est modélisé en utilisant Équation 2-23, l'équation d'Etat JWL ou Jones-Wilkins-Lee. Cette équation est largement utilisée pour des simulations hydrodynamiques, et permet de décrire la thermomécanique des phénomènes d'explosions. C'est une équation basée sur une approche, à la fois théorique et empirique, d'approximation des équations de Navier-Stokes ([ALI_2006], [BAU_2010], [LEE_1968]). Elle demeure une équation largement utilisée du fait de sa simplicité et de sa capacité à correctement modéliser le comportement des explosifs très réactifs ([ALI_2006], [BAU_2010], [ITO_2002], [JOH_1994], [LEE_1968]). Elle est donnée par l'équation suivante :

$$P = A \cdot \left(1 - \frac{\omega}{R_1 \cdot V}\right) e^{-R_1 \cdot V} + B \cdot \left(1 - \frac{\omega}{R_2 \cdot V}\right) e^{-R_2 \cdot V} + \frac{\omega E}{V} \quad \text{Équation 2-23}$$

Où A , B , R_1 , R_2 , et $\omega R_1, R_2$ sont les paramètres du matériau (obtenus par interpolation des courbes expérimentales). V la densité (rapport de $\frac{\rho}{\rho_0}$) et E l'énergie interne par unité de

volume d'explosif. Les propriétés mécaniques de l'explosif sont issues de la littérature et listées dans le Tableau 2-4 ([ALI_2006], [BAU_2010], [DOB_1985], [JOH_1994], [LAN_2003], [LEE_1968]) :

Composant	ρ_0	A	B	R_1	R_2	ω
TNT	1.630	3.712	0.0323	4.15	0.95	0.30

Tableau 2-4 : propriétés mécaniques utilisées pour le modèle d'explosif

2.2.2.3 Résultats et analyses

A partir des équations semi-empiriques présentées dans les sections précédentes, plusieurs profils de pressions ont été tracés. Ceux-ci donnent le pic de surpression en fonction de la distance réduite Z . D'un point de vue numérique, le pic de pression est également enregistré à différentes positions dans le sens de propagation principal de l'onde incidente (direction X). La Figure 2-11 illustre les résultats des modèles numériques superposés à ceux issus des équations semi-empiriques de la littérature [BRO_1955], [HEN_1979], [BAK_1983], [MIL_1987], [NEW_1961].

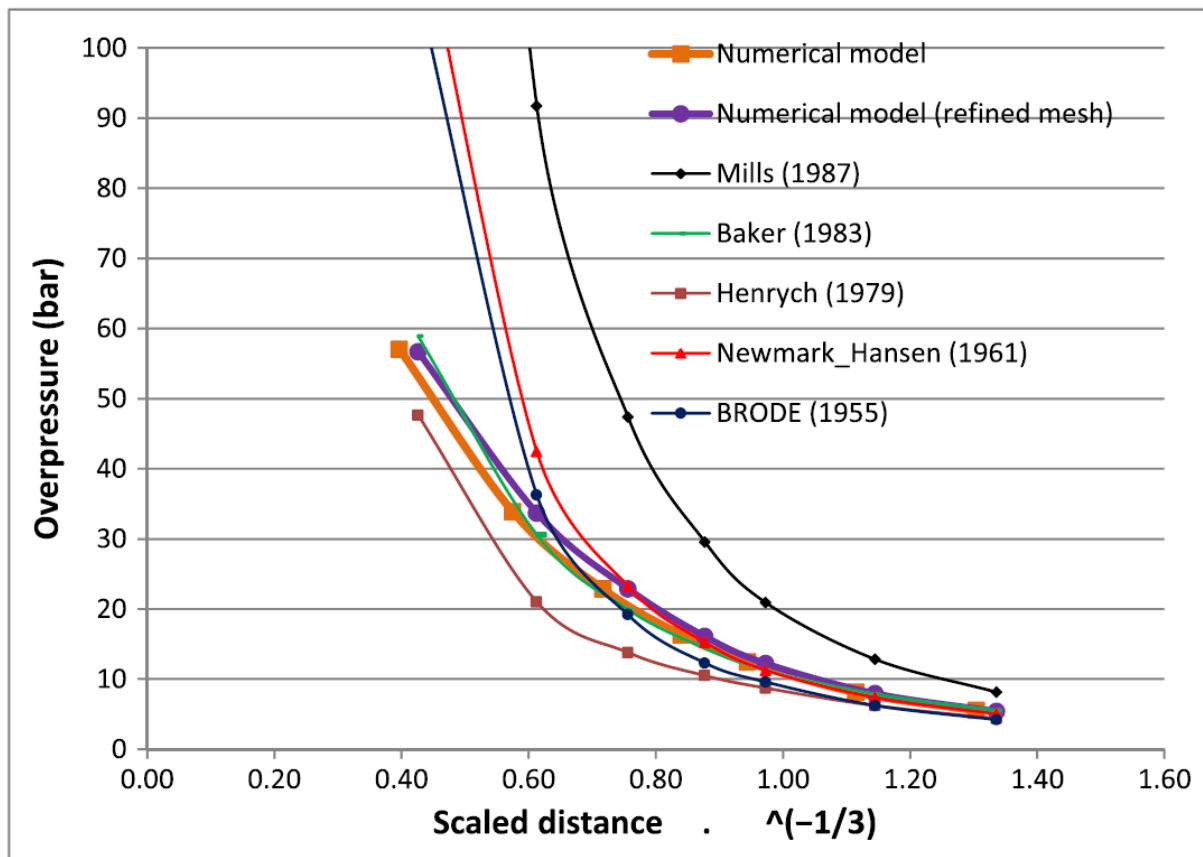


Figure 2-11 : comparaison de la variation de pression en fonction de la distance. Comparaison des modèles semi-empiriques et éléments finis [AWO_2014a]

Il apparaît alors que la courbe numérique se situe entre les « corridors » que définissent les courbes des équations semi-empiriques extraites de la littérature. Les valeurs des pressions, fonction de la distance réduite, données par les courbes numériques peuvent être considérées comme tout à fait réalistes. Il peut être également noté que les courbes numériques sont situées sur la « partie basse » par rapport à l'ensemble des équations semi-empiriques. Les plus distantes sont les courbes de Mills et Newmark. Cela peut s'expliquer par le fait que, pour faciliter les continuités de maillages et éviter les multiples interfaces, l'explosif a été modélisé avec une géométrie hexaédrale, et non sphérique, comme dans la plupart des tests. Or, certaines études ([SIM_2012], [TAN_2012a], [TAN_2012b]) ont mis en lumière cet effet de la forme de l'explosif sur l'évolution du pic de pression et son évolution. Cela peut expliquer en partie les différences observées avec les autres courbes.

D'autres parts, certaines équations semi-empiriques explicitées précédemment ([MIL_1987], [NEW_1972]) se basent sur des tests où l'onde de pression rencontre un obstacle ou un mur, générant ainsi une onde réfléchie interférant avec l'onde incidente [NGO_2007]. Ce dernier

aspect peut expliquer les différences entre les courbes numériques simulant un environnement libre (sans obstacle) et celles de Mills et Newmark.

En outre, en observant les résultats issus du modèle initial « grossier » et celui du modèle « raffiné », une différence peut être notée. Les deux courbes, qui se situent bien dans les « corridors » définis par celles issues des équations de la littérature, finissent néanmoins par se rejoindre au-delà d'une valeur réduite proche d' $1 \text{ m.kg}^{-1/3}$. Il est également à noter que le raffinement de ce modèle nécessite des temps de calcul beaucoup plus importants.

La modélisation du phénomène de propagation d'une détonation que nous venons d'effectuer est une première étape dans la recherche portant sur les conséquences de ce type de chargement sur une structure mécanique. Dans le cas particulier d'une structure « Biomécanique », et en particulier la partie thoracique, la section suivante portera sur la réplique d'un test expérimental incluant un mannequin physique simulant le comportement d'un thorax humain soumis aux effets de 2,268 kg de charge explosive C4 placée à 2m30 de celui-ci. Cette configuration reviendra à observer l'effet de ce chargement à une distance réduite Z équivalente à $1.75 \text{ m.kg}^{-1/3}$. De ce fait, compte-tenu à la fois de la proximité des résultats entre les modèles « raffiné » et « grossier » et du coût du calcul, cette modélisation se fera avec un modèle initial maillé avec 2 805 476 nœuds d'éléments brique.

2.3 Modélisation des effets du blast sur le corps humain : réplication du test de Merkle et al

2.3.1 Le test expérimental de Merkle et al. [MER_2010]

Merkle et al. (2010) ont développé un modèle physique nommé Human Surrogate Torso Model (HSTM). Ce modèle a été soumis à un scénario d'explosion en espace ouvert (libre). Ainsi, ce modèle a été placé à 2m30 de 2,268 kg d'une charge explosive de C4. Le modèle HSTM a également été doté d'accéléromètres mais surtout de capteurs à l'intérieur des organes : poumon gauche et droit, le cœur, le lobe gauche et droit du foie et l'estomac. La Figure 2-12 illustre le modèle et le positionnement des capteurs.

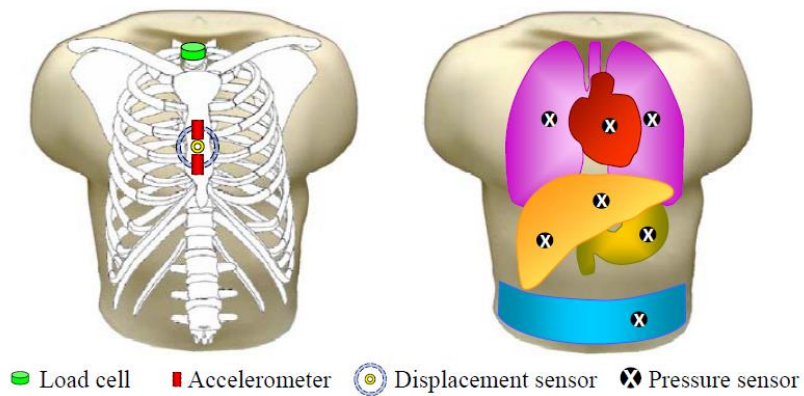


Figure 2-12 : modèle HSTM utilisé pour les expériences de Merkle et al. [MER_2010]

L'analyse numérique sera réalisée aux mêmes positions anatomiques que pour le test expérimental.

2.3.2 Le modèle numérique

Afin de reproduire cette expérimentation, le modèle biomécanique HUByx a été couplé à l'environnement (air + explosif) précédemment modélisé. Le thorax est immergé dans l'air, face à l'onde de pression incidente comme illustré par la Figure 2-13.

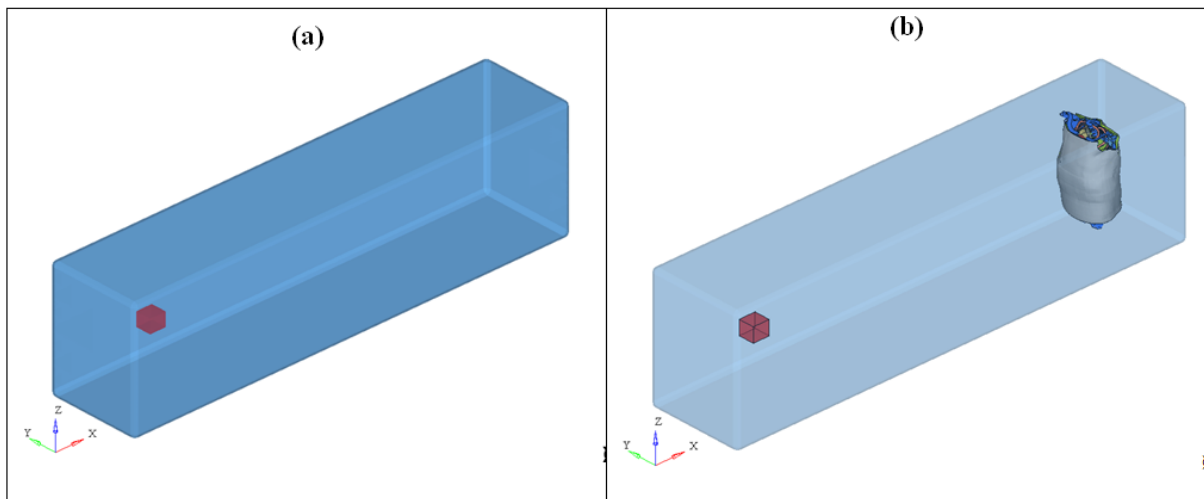


Figure 2-13 : (a) modélisation de l'environnement (air + explosif C4) (b) Couplage avec le modèle HUByx

Le modèle HUByx étant modélisé avec une formulation lagrangienne, une interface spécifique a été utilisée pour gérer le couplage entre les éléments Lagrangien du modèle biomécanique et les éléments Eulérien de l'air. La liaison entre la surface maîtresse du thorax

lagrangien et les nœuds esclaves de l'air environnant utilise un facteur appelé *STFAC* donné par la formule [RAD_2012] :

$$STFAC = \frac{\rho \cdot v^2 \cdot A_{el}}{gap}$$

Équation 2-24

- *Gap* recommandé à 1.5 fois la taille de maille des éléments eulériens
- *v* la vitesse d'impact
- ρ la densité de l'air
- A_{el} la surface des éléments lagrangien.

La corrélation entre le modèle HUByx et le mannequin physique HTSM sera faite après un enregistrement des pics de pressions dans les organes : le poumon gauche, l'estomac, le lobe droit et le lobe gauche du foie. La Figure 2-14 présente les zones où les enregistrements ont été effectués :

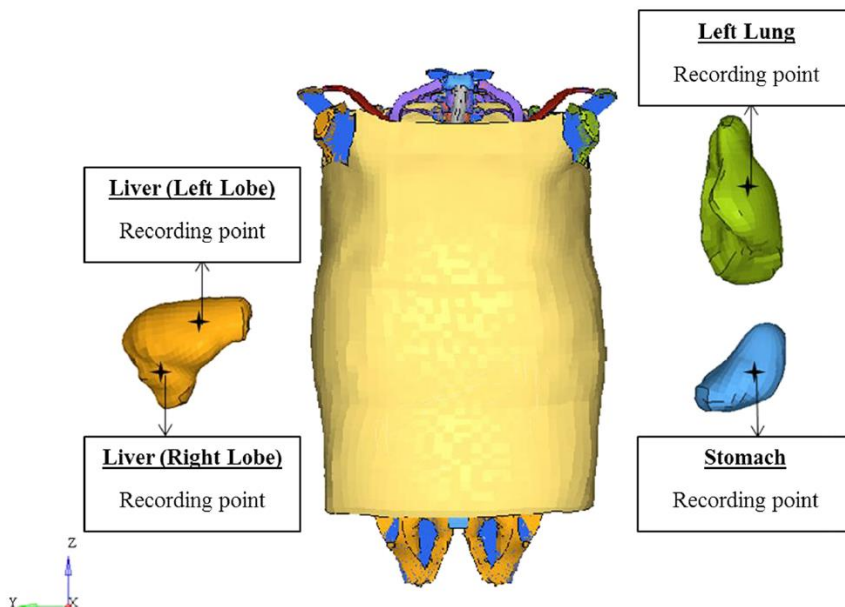


Figure 2-14 : localisation des points d'enregistrement des pressions dans le Modèle HUByx [AWO_2014a]

2.3.3 Résultats et analyses

La Figure 2-15 illustre une comparaison entre l'histogramme de pression obtenu par Merkle et al. (2010) et ceux du modèle numérique.

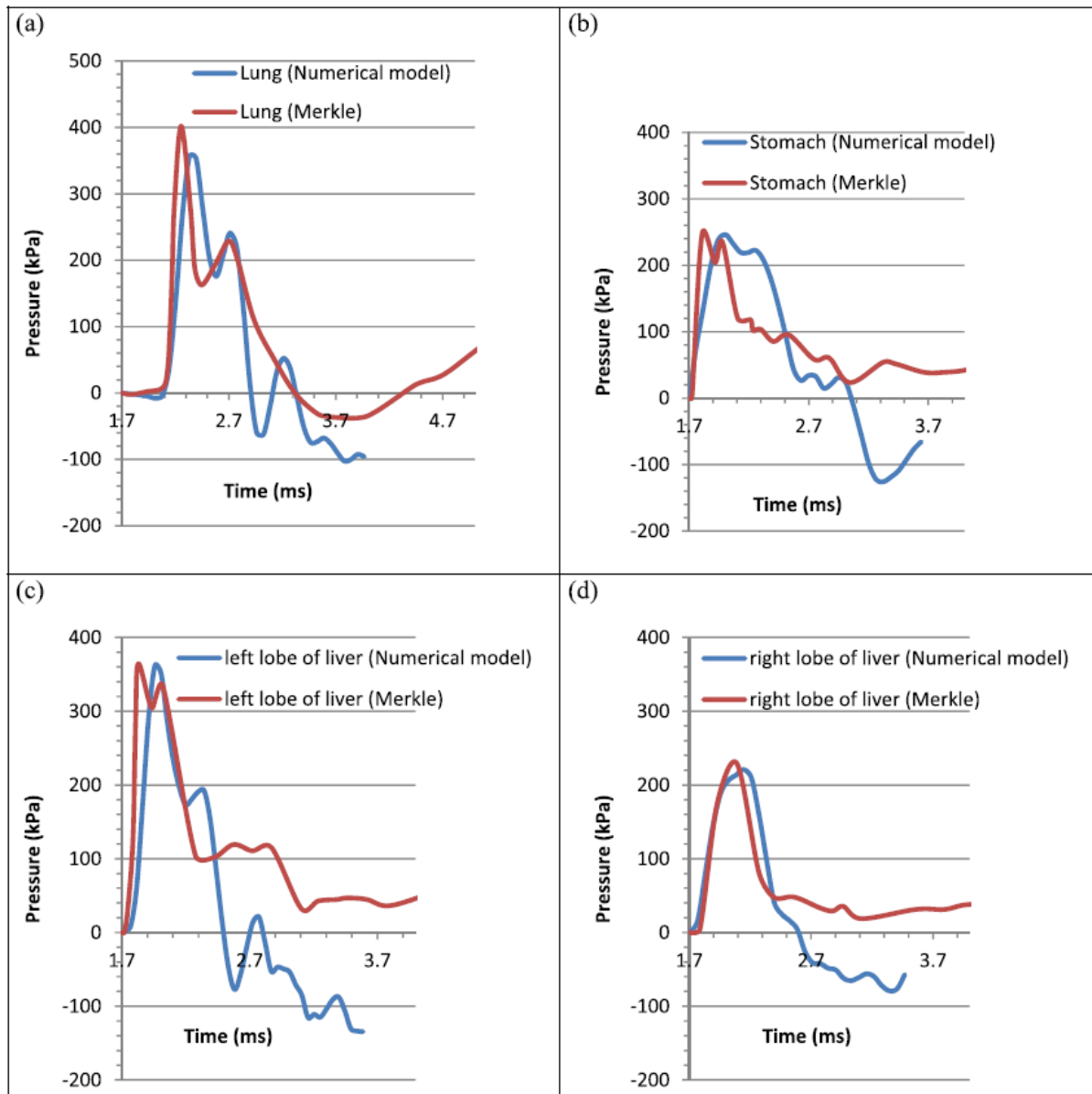


Figure 2-15 : comparaison des réponses de pressions entre le modèle numérique HUByx et le modèle expérimental HSTM soumis à 2.268 kg d'une charge de C4 située à 2.3m. Histogramme de pression enregistré dans a) le poumon gauche b) l'estomac c) le lobe gauche du foie d) le lobe droit du foie. [AWO_2014a]

D'après la Figure 2-15, Les courbes numériques et expérimentales présentent des profils assez semblables. De plus, après avoir répété cette expérimentation, Merkle et al ont fourni une

description statistique représentant la moyenne des pics de pressions obtenues dans chaque organe ainsi que les écarts-types incluant toutes les réponses enregistrées. En superposant les valeurs des pics de pressions sur ces « corridors », la Figure 2-16 suivante est obtenue :

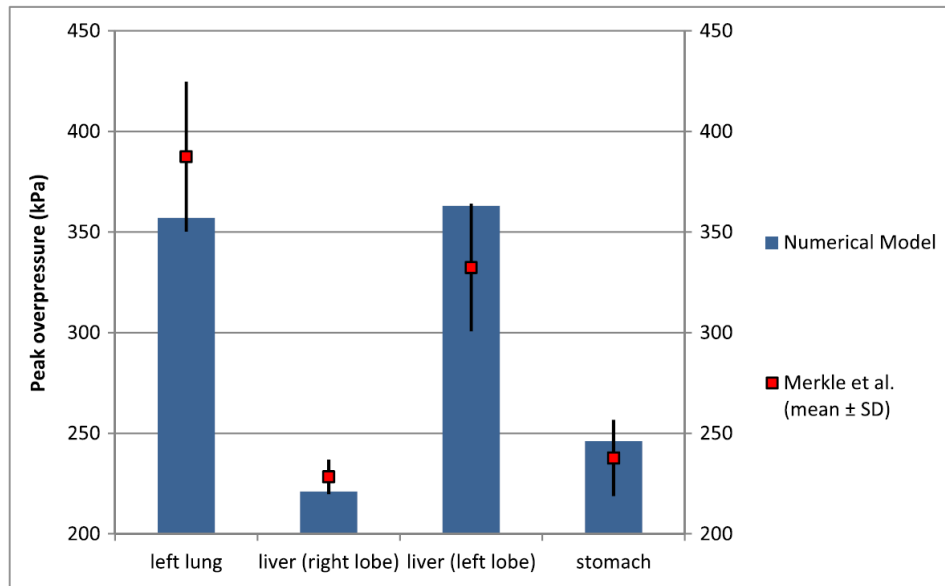


Figure 2-16 : comparaison entre les pics de pression de différents organes (poumon gauche, estomac, lobe gauche et droit) entre les valeurs de Merkle et al (moyenne et écart statistique) et les celles du modèle numérique HUByx.

Cette Figure 2-16 nous montre également une bonne corrélation entre les valeurs des pics de pressions expérimentales moyennes et numériques.

Par ailleurs, Merkle et al. ont pris en compte dans ces tests, la réflexion de l'onde incidente sur la surface du sol. Celle-ci est mise en évidence à travers le second pic de pression visible sur les différents histogrammes en Figure 2-15. Cet aspect explique les différences observées à la fin du premier pic de pression.

Plus encore, dans les simulations portant sur le blast, l'onde incidente aussi bien que l'onde réfléchie sur le thorax sont analysés ainsi que leur influence sur les tissus mous. Dans la Figure 2-17 suivante, nous présentons une illustration de l'onde incidente ainsi que celle de l'interaction de celle-ci avec le modèle HUByx.

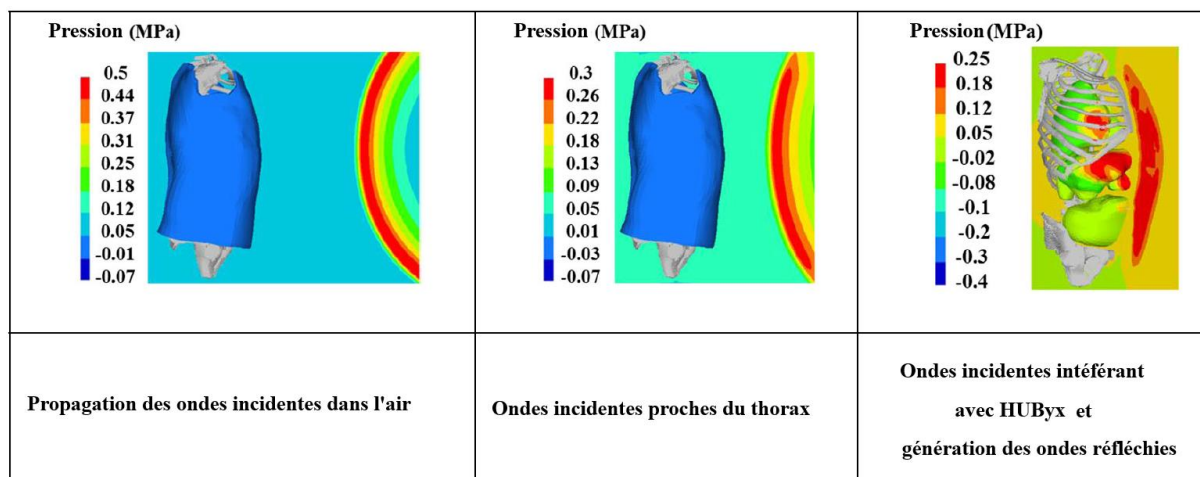


Figure 2-17 : illustration de l'onde de pression se propageant dans l'air et en interaction avec HUByx

Cet aspect a été, par ailleurs, étudié par Haladuick et al. dans leurs travaux sur l'étude de cette sollicitation sur le crâne humain [HAL_2012]. Dans le cadre de cette étude, les investigations n'ont pas davantage été poussées. Cependant, l'étude numérique de ces ondes réfléchies et incidentes, après interaction avec un obstacle (corps humain dans notre cas) constitue une réelle perspective pour nos investigations. .

2.3.4 Conclusions

A l'issue de ce travail portant sur la modélisation d'une détonation et de ses effets sur une structure biomécanique, les premières simulations ont été réalisées menant à des corrélations numériques/expérimentales intéressantes et prometteuses dans le cadre de l'étude des mécanismes de blessures du corps humain sous très hautes sollicitations. Le modèle étant très sensible aux conditions limites, il conviendrait d'intégrer, dans celui-ci, des structures de type mur, sol ou tout autre obstacle afin d'étudier leur influence sur la réponse du modèle.

D'autres formulations semblent être également intéressantes à tester comme les méthodes sans maillage qui pourraient se substituer à la « grid » Eulérienne pour s'affranchir totalement de toutes connectivités liées au maillage.

Une étude préliminaire a d'ailleurs été réalisée dans ce sens, avec l'utilisation de la méthode « Smooth Particles Hydrodynamics » (méthode faisant partie des méthodes meshless). Une

application immédiate serait la modélisation de l'explosion de mine. La mine pourrait alors être modélisée en SPH et il serait intéressant d'étudier ses effets sur les structures humaines.

Une illustration des résultats de cette étude préliminaire est donnée sur la figure suivante.

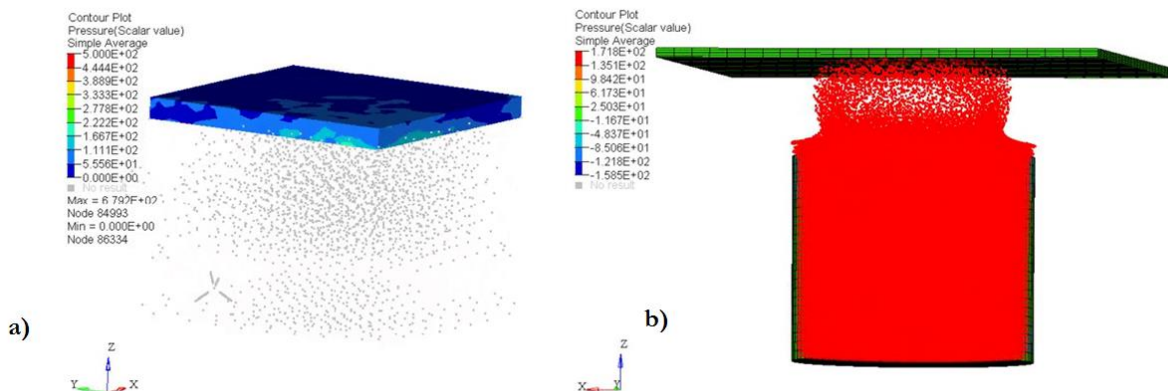


Figure 2-18 : modélisation de l'explosion d'une mine a) de 1.7kg de TNT impactant une plaque en acier b) de 33g de TNT dans un container de sable

En conclusion, le phénomène d'explosion reste assez particulier de par son extrême violence mais aussi par le mécanisme lésionnel, qu'il engendre sur les tissus mous, différent des phénomènes d'impact (automobile et balistique). Cette étude a donc également permis d'accorder un crédit supplémentaire à l'aptitude du modèle HUByx à apporter une réponse bio-fidèle lorsqu'il est soumis à ce type particulier de sollicitation.

Chapitre 3 :
INVESTIGATIONS DE LA
BALLISTIQUE PENETRANTE

3.1 Introduction

Comme introduit dans les chapitres précédents, les chargements violents du type sollicitations du combattant sont encore très peu analysés d'un point de vue numérique. Dans le contexte militaire, les types de chargement les plus fréquents sont l'explosion et la balistique. En ce qui concerne l'explosion, nous avons présenté, dans les deux premiers chapitres, les recherches initiées sur ce phénomène. Nous y avons montré l'aptitude de notre modèle numérique HUByx à pouvoir obtenir une réponse numérique bio-fidèle quand celui-ci est exposé à ce type de chargement [AWO_2014a]. Dans le cadre de la recherche sur la balistique, des tests d'impact balistique non-pénétrant avaient précédemment été reproduits [ROT_2013] à l'aide également du modèle HUByx. Cependant, en ce qui concerne l'impact balistique pénétrant, aucune validation n'avait encore été faite. Il est important de rappeler que la recherche sur l'impact balistique pénétrant trouve son intérêt dans trois grands axes :

- la conception d'armes, de projectiles et des structures de protections
- la recherche médicale sur l'endommagement des tissus mous, utile en chirurgie
- l'environnement criminel, dont l'un des intérêts serait l'analyse d'une scène de crime.

Toutefois, nos travaux portent sur l'analyse de la balistique terminale, qui est l'étude de la pénétration d'un solide par un projectile, et en particulier dans un bloc de gélatine. Pour les tissus mous, cette pénétration du projectile crée un endommagement qui génère une cavité considérablement plus large que le projectile [DIM_1998]. Celle-ci se subdivise en une cavité dite temporaire et une cavité permanente.

- la cavité permanente dépend d'une combinaison des contraintes de cisaillement, de compression et de la déformation créée par l'impact de la balle.
- la cavité temporaire qui possède une « durée de vie » moyenne d'environ 5 à 10 ms, correspond à une déformation élastique qui va se résorber.

Ce phénomène de cavitation est d'une grande importance car il joue un rôle capital dans la détermination de l'étendue d'une blessure. Les tailles des cavités permanente et temporaire sont déterminées à la fois par l'intensité de l'énergie cinétique et par les caractéristiques des tissus (densité, élasticité). Par exemple, le foie et les muscles ont des densités similaires ((1.01 à 1.02) pour le foie et (1.02 à 1.04) pour les muscles). Ainsi, les deux tissus peuvent absorber

la même quantité d'énergie cinétique/centimètre de tissu traversé. Cependant, le muscle ayant une plus grande élasticité que le foie, il produira, pour des conditions d'impact identiques, des cavités temporaire et permanente moins larges que celles du foie. [DIM_1998]. La fragmentation du projectile pourrait amplifier ce phénomène de cavité. Dans le cadre de cette étude, nous n'analyserons pas les aspects liés à la fragmentation. Tous ces phénomènes, qui concourent à la dangerosité du phénomène d'impact pénétrant, dépendent du type d'armes/projectile utilisés. Il semble donc primordial d'étudier la sévérité de ceux-ci en analysant leurs effets sur des structures réelles. Cependant, pour des raisons évidentes d'éthique, les tests sur des humains sont difficilement mis en place. Une alternative a été trouvée dans l'usage de tissus d'animaux ou de matière synthétique comme substitut de tissus humains. Néanmoins, comme souligné également par Bresson et al [BRE_2012], les tests expérimentaux restent insuffisants pour comprendre pleinement le phénomène de pénétration ou estimer les dommages des tissus mous. C'est à ce niveau que réside l'utilité des techniques numériques.

En effet, pour ce type de phénomène à haute vitesse, il faut souligner le fait qu'au niveau numérique, la gestion du contact projectile/cible, la prise en compte du comportement non-linéaire des tissus humains et de leur endommagement constituent un grand challenge.

Dans le cadre d'un calcul par éléments finis, la conjugaison de ces facteurs conduit à des erreurs numériques et à des volumes d'éléments négatifs générés par les déformations du maillage lors de la pénétration. Afin de permettre à notre modèle HUByx d'acquérir, également, une réponse bio-fidèle à la suite d'impact balistique pénétrant, nous avons entrepris, dans cette partie, d'initier les recherches sur ce type sollicitation. La bonne maîtrise de la modélisation de ce phénomène contribuera au développement de notre modèle HUByx qui pourra simuler d'autres types de sollicitations. Il pourrait s'agir là de nouvelles méthodes de modélisation, d'une première approche (mono-matériau ou multi-matériau) et d'une approche (mono-couche ou multi-couche) qui seraient intégrées dans le modèle HUByx pour l'étude biomécanique d'impact pénétrants dans le corps humain. L'étude numérique que nous allons mener dans ce chapitre sera confrontée à des tests expérimentaux. A ce titre, il sera rappelé dans la section suivante les moyens expérimentaux utilisés dans ce contexte d'impact pénétrant.

3.2 Les tests expérimentaux : les substituts de tissus humains

3.2.1 Généralités

Comme évoqué dans la section précédente, les tissus humains sont généralement remplacés par des matières synthétiques ou animales. Dans le règne animal, le porc demeure le plus utilisé du fait de la similarité entre le comportement de ses tissus et celui de l'humain [SCH_1979]. Leur usage permet d'étudier l'énergie de dissipation et le potentiel létal d'un projectile. Cependant, l'existence des matières synthétiques simulant correctement le comportement des tissus humains a rendu le recours aux animaux de moins en moins nécessaire. L'utilisation de ce type de matériaux constitue donc un compromis entre les problématiques de bioéthique et les problématiques expérimentales de bio-fidélité. Ces matières synthétiques s'intéressent à la fois aux tissus mous, à la peau, aux os ou au crâne. Cependant, un grand nombre d'études dans la littérature se focalise sur la modélisation du comportement de tissus mous. A ce niveau, deux types de matière sont généralement utilisés :

- le savon à base de glycérine, introduit par des chercheurs suédois dans les années 1970 [BER_1976], [BER_1977] ;
- la gélatine balistique utilisée pour la première fois par Harvey dans les années 1940 [HAR_1962].

Toutefois, la gélatine balistique est très souvent préférée au savon à base de glycérine à plusieurs égards :

- la gélatine est translucide ; ce qui permet l'observation facile et précise, à l'aide d'une caméra rapide, de la trajectoire d'un projectile. Cependant, cette observation nécessiterait l'usage de techniques d'imagerie plus complexes telles que les rayons X dans le cas du savon à base de glycérine
- le savon est plastique et ne reproduit pas correctement la cavité temporaire, évoquée dans le chapitre précédent, contrairement à la gélatine
- en changeant la concentration de la gélatine, il est possible de modifier ses propriétés mécaniques et de simuler virtuellement différents tissus mous. Du côté du savon à base de glycérine, bien que ce dernier puisse simuler différents tissus, il est généralement conçu en industrie et non préparé par les chercheurs eux-mêmes. [THA_2001] ;

- des travaux de compression suivant une grande gamme de vitesses de déformation [1^{-3} ; 1^{+3}] s^{-1} ont montré que la gélatine présente un comportement, influencé par ce paramètre, plus proche des tissus biologiques que d'autres matériaux de substitution [APP_2011], [APP_2014].

Nous allons donc nous intéresser davantage à la gélatine balistique, et la section suivante servira à apporter plus de détails sur ses particularités.

3.2.2 La Gélatine balistique.

3.2.2.1. Son utilisation

Shergold et al. (2006) [SHE_2006] ont montré que la dépendance de la réponse des tissus des mammifères à la vitesse de déformation est très importante, et les expérimentations faisant varier ce paramètre donnent des réponses de contraintes/déformations très différentes. En fonction de la vitesse de chargement de tests de traction-compression, il peut être observé des propriétés mécaniques, comme le module d'élasticité, qui diffèrent. Ces observations sont similaires pour la gélatine. Il est donc couramment admis que la gélatine balistique simule assez bien les tissus mous des mammifères. Cependant, la gélatine, qui est globalement homogène et isotrope, ne permet pas de prendre en compte la structure fibreuse des tissus biologiques. Il est bien évident qu'un muscle constitué de fibres ne répond pas de la même manière suivant l'orientation de la sollicitation. Les travaux d'Ankersen et al. (1999) [ANK_1999] mettent en évidence cette remarque en proposant des tests de traction sur la peau de l'abdomen de porc suivant l'orientation relative des fibres à la colonne vertébrale de l'animal. Pour une contrainte équivalente, une déformation de plus de 40% est observée. Malgré le manque de représentation de la structure des tissus, la primeur est accordée à sa propriété de transparence qui permet alors d'obtenir les courbes pénétration-temps du projectile. Plus généralement, plusieurs types de gélatines sont utilisés dans la littérature suivant leur composition et leur température d'utilisation. La section suivante présente les différentes compositions de la gélatine.

3.2.2.2. Composition et préparation de la gélatine

Plusieurs types de gélatine sont utilisés dans la littérature. Cette diversité est créée en faisant varier leur composition (pourcentage d'eau et de poudre dans le mélange) et les températures d'utilisations. La modification de ces paramètres induit également, un changement de propriétés mécaniques qui permet de reproduire le comportement de différents tissus humains. Les deux configurations les plus utilisées sont :

- la gélatine 10% à 4°C introduite par Fackler et Malinowski et nommée Fackler formulation [FAC_1987]
- la gélatine 20% à 10°C nommée NATO formulation. (North Atlantic Treaty Organization formulation)

La préparation d'un bloc de gélatine est effectuée en diluant une quantité déterminée de poudre de gélatine dans de l'eau chaude, puis en la mettant dans un moule où elle se refroidira et se solidifiera. Il est à noter que pour une même proportion de poudre, différentes propriétés peuvent être obtenues suivant la température de l'eau utilisée. Afin d'éviter une déshydratation et la présence de bulle d'air émanant du moule, celui-ci est recouvert d'un film plastique. Le bloc de gélatine ainsi formé est alors placé dans un réfrigérateur où il sera refroidi à la température voulue. Ainsi, il est nécessaire d'observer la composition, la température d'utilisation mais aussi le procédé de fabrication de la gélatine pour établir des comparaisons [NIC_2013].

3.2.2.3 Etude du comportement mécanique de la gélatine

Depuis plus d'une vingtaine d'années, plusieurs travaux ont été menés pour déterminer le comportement mécanique de la gélatine. D'une manière générale, ces travaux de caractérisation peuvent être divisés en trois analyses qui se différencient par les variables étudiées :

- une caractérisation mécanique dans le sens où l'observation est portée sur la relation classique en mécanique contrainte-déformation

- l'analyse hydrodynamique se focalisant sur la relation entre la pression, la vitesse et la densité et menant à conclure que la gélatine se comporte comme un fluide
- l'analyse thermodynamique considérant une équation d'état (fonction de la pression, du volume et de la température).

a) La caractérisation mécanique

Les tests les plus courants en caractérisation mécanique d'un matériau solide portent sur l'allongement, la compressibilité, la plasticité ou la rupture d'une éprouvette. Le test le plus courant est l'essai de traction uni-axial quasi-statique permettant d'établir une relation contrainte-déformation. Cependant, ce test est difficile à réaliser avec de la gélatine du fait de sa grande souplesse qui rend quasiment impossible la préhension d'un échantillon pour la réalisation d'un effort de traction [MOY_2009]. Les essais de compression, comme le test de la barre de Hopkinson ou de Kolsky, lui sont préférés. Ces tests ont été réalisés à plusieurs reprises et ont permis d'observer un comportement élastique linéaire pour une déformation inférieure à 0.3 et des vitesses de déformations inférieures à 1s^{-1} ([MOY_2009], [KWO_2010], [JUL_2006], [CRO_2011a]). Ces travaux traitaient surtout de l'influence de la vitesse de déformation sur le comportement de la gélatine. Les travaux de Caillou et al. (1994), Salisbury et Cronin (2009) [CAI_1994], [SAL_2009] vont dans le même sens en démontrant cet aspect du comportement de la gélatine 10% avec le test de la barre de Hopkinson pour des vitesses de déformation élevées. Une illustration est donnée en Figure 3-1

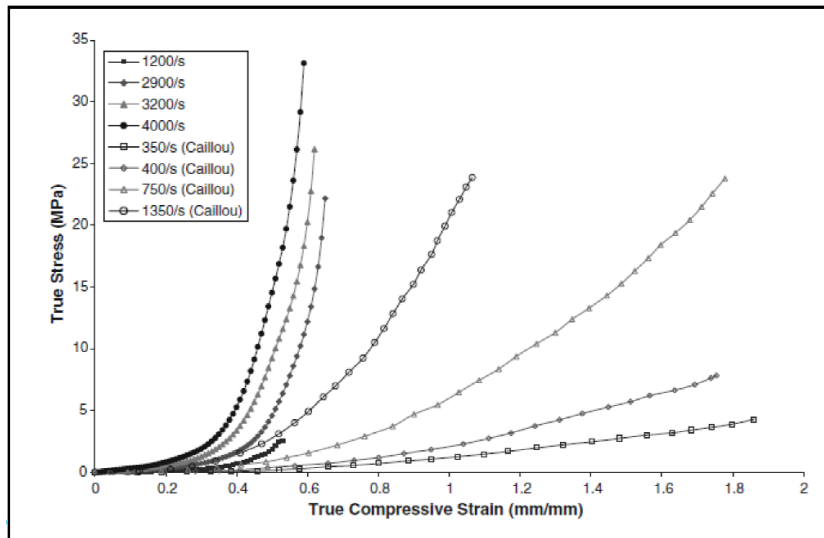


Figure 3-1 compression d'éprouvettes de gélatine balistique 20% à une température de 10 °C [CAI_1994]

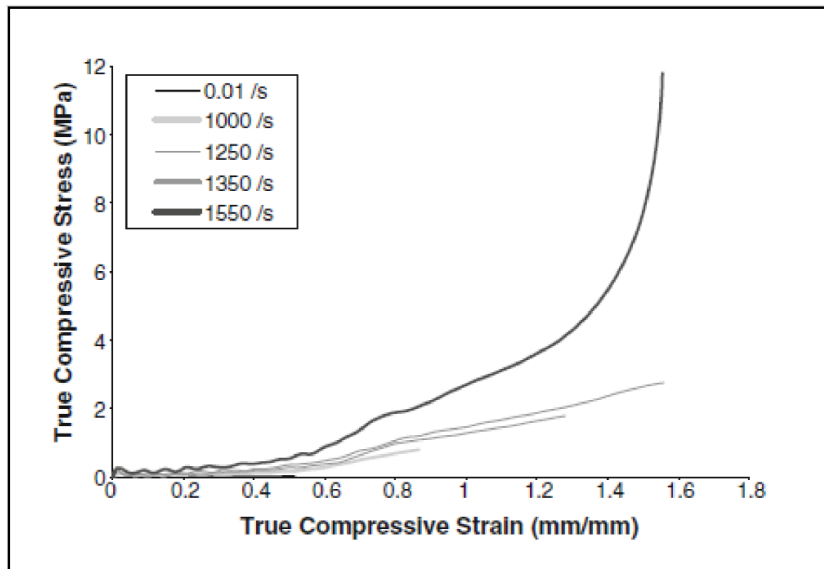


Figure 3-2 : compression d'éprouvettes de gélatine balistique 10% à une température de 4 °C [CAI_1994]

Il est intéressant de noter que, pour un même matériau et des tests similaires, deux travaux peuvent donner des réponses très différentes. Les travaux de Kwon and Subhash (2010) (Figure 3-3) et Salisbury and Cronin (2009) (Figure 3-1 et Figure 3-2) qui diffèrent sur l'apparition de fissures sur les éprouvettes en compression mais aussi sur la réponse en contrainte par déformation.

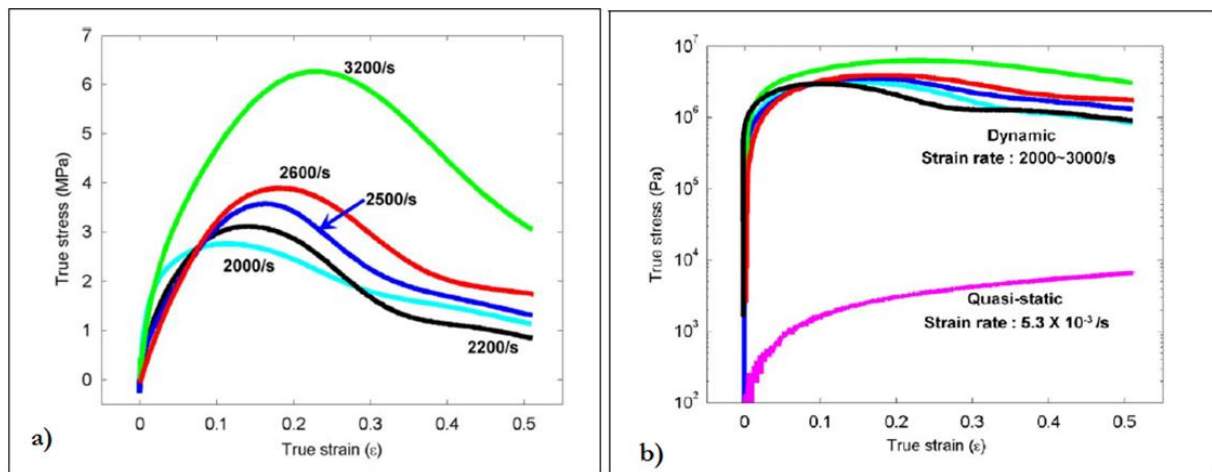


Figure 3-3 : courbes de compression dynamique issues de Kwon and Subhash (2010) [KWO_2010] a) compression à hauts taux de déformation d'éprouvettes de gélatine balistique 10% à une température de 5 °C. (b) comparaison entre les réponses quasi-statiques et hautes vitesses de sollicitation de la gélatine balistique 10% à une température de 5 °C

L'analyse de Kwon and Subhash (2010) met en évidence plusieurs points. Il s'agit du comportement pour une sollicitation quasi-statique ($\dot{\epsilon} < 1 \text{ s}^{-1}$) où l'élasticité linéaire apparaît clairement. Le second point indique que le comportement élastique linéaire n'est plus fidèle au-delà d'une valeur de 2000 s^{-1} , comme illustré dans la Figure 3-3. Un dernier point important concerne le début de dégradation et l'apparition de fracture ou fissuration de la gélatine pour des taux de déformations élevés. L'apparition de ce phénomène de détérioration en compression semble survenir au point d'inflexion des courbes contrainte-déformation. Concernant la rupture, de manière plus claire, un travail sur la propagation de la fissure est établi par Moy et al. (2009) [MOY_2009] pour un test de traction permettant d'observer la charge maximum que peut soutenir une éprouvette type avant de laisser se propager la fissure. Le Tableau 3-1 : quelques articles essentiels portant sur la caractérisation mécanique de la gélatine balistique à l'aide de tests expérimentaux classiques de type traction-compression

suivant répertorie les principaux travaux de caractérisation mécanique, ainsi que les principales informations les concernant.

D'une manière générale, toutes ces études mettent en avant le comportement non linéaire de la gélatine sous hautes sollicitations. Il est également observé une dépendance de la rigidité à la vitesse de déformation amenant à conclure que la gélatine peut être considérée comme un matériau visco-hyper-élastique sensible à la température.

Sources	Réf	Matériau	$\dot{\epsilon}(s^{-1})$	ϵ	Température (°C)
Juliano et al. (2006)	[JUL_2006]	BG 20%	[0.001; 1]	≤ 1	[0;30]
Moy et al. (2009)	[MOY_2009]	BG 20%	[0.001; 1]	≤ 1.3	10
Salisbury and Cronin (2009)	[SAL_2009]	BG 10% et 20%	[0.01;4000]	[0.5;1.8]	4 et 10
Cronin (2009)	[CRO_2009]	BG 10%	[0.01;1552]	≤ 0.8	4
Cronin and Falzon (2011)	[CRO_2011]	BG 10%	0.01	≤ 0.8	4
Kwon and Subhash (2010)	[KWO_2010]	BG 10%	[0.0013;3200]	[0.1;0.3]	5

Tableau 3-1 : quelques articles essentiels portant sur la caractérisation mécanique de la gélatine balistique à l'aide de tests expérimentaux classiques de type traction-compression

b) L'aspect hydrodynamique

La gélatine, comme les organes humains, est constituée de plus de 60% d'eau. D'un point de vue hydrodynamique, il est intéressant d'observer la réponse pression-volume, relative au module de compressibilité, à la suite des tests de choc en compression unidirectionnel. Sans surprise, il est observé que la gélatine adopte bien un comportement proche de celui de l'eau. La réponse de la gélatine à la suite de différents tests ([APP_2014], [NAG_2006], [SHE_2009]) sur des animaux, confirme bien le fait que la gélatine adopte le comportement prédit par l'équation d'état de Hugoniot, propre à un caractère hydrodynamique. Il en ressort des paramètres tels que : la vitesse du son dans le matériau, la densité de la gélatine, mais aussi, le coefficient de Hugoniot « s » qui permet de décrire la variation du module de compressibilité. L'Équation 3-1 présente la fonction de Hugoniot où « c » est la vitesse du son, u_s la vitesse de l'onde de choc, u_p la vitesse de propagation dans le matériau et « s » le coefficient de Hugoniot.

$$us = c + s up$$

Équation 3-1

c) L'aspect thermodynamique

D'un point de vue thermodynamique, l'équation d'état prend en compte : le caractère quasi-incompressible de la gélatine (coefficient de poisson de 0.47 estimé dans Appleby-Thomas et al. (2014) [APP_2014]), la sensibilité à la vitesse de déformation, l'isotropie, la sensibilité à la température et également son élasticité. Cette approche permet donc de caractériser le matériau pour des conditions extrêmes comme le choc impliquant une pression très importante. La littérature compte plusieurs équations dont : le modèle de Vinet; le modèle de Birch-Murnaghan et le modèle de Mie-Gruneisen ([AIH_2008], [AIH_2011], [AWO_2014b], [GRI_2013], [HEU_2012], [HUA_2009], [WEN_2013]). Lors d'un phénomène impliquant des vitesses de déformations très importantes comme un impact, l'importance de la pression (partie sphérique) l'emporte sur la partie déviatorique du tenseur des contraintes. La principale équation d'état, utilisée dans ce contexte pour la compression de solides, est celle du modèle de Mie-Gruneisen, explicité dans l'Équation 3-2 s'écrivant sous la forme d'une pression P fonction du volume V à la température T_0 et du gradient de pression due à la variation de la température.

$$P(V, T) = P_T(V, T_0) + \Delta P_T(V, T)$$

Équation 3-2

Ici P_T est la pression à température constante et ΔP_T le gradient de pression due à la variation de la température.

Cette équation d'état est complétée par les équations de Rankine-Hugoniot et la droite de Hugoniot. Suivant certaines hypothèses, on obtient une équation d'état complète permettant de prendre compte la relation liant la pression, le volume et la température pour un matériau solide qui présente un comportement hydrodynamique lors d'un choc. Nous y reviendrons dans les sections suivantes qui présentent les équations d'états dont nous nous servirons pour notre étude.

Plus généralement, comme l'ont affirmé Bresson et al, la compréhension de la réponse des tissus humains soumis à l'impact balistique pénétrant ne peut trouver entièrement satisfaction dans les tests expérimentaux utilisant de la gélatine balistique [BRE_2012]. Ainsi, dans les sections suivantes, nous nous intéresserons à la modélisation numérique du comportement de

la Gélatine en utilisant des lois de comportement qui intègrent les trois précédentes approches. Cependant, comme toutes validations de modèles numériques, nous effectuerons des comparaisons avec des modèles analytiques et des tests expérimentaux. Ces modèles qui nous serviront de référence sont présentés dans la section suivante.

3.2.2.4 Les tests expérimentaux et les modèles analytiques

Notre étude sera consacrée à la modélisation de l'impact pénétrant. Pour cela, nous nous appuyons sur les données expérimentales des travaux de Sturdivan (1978) [STU_1978]. Ceux-ci utilisent des billes d'aciers de différents diamètres d pénétrant de la gélatine 20% (constituée à 80% d'eau), à différentes vitesses d'impact V_s . Les différents scénarios utilisés par Sturdivan sont décrits dans le Tableau 3-2 et les résultats expérimentaux sont présents dans les travaux de Sturdivan et al, 1978 [STU_1978] sous la forme de graphes reliant la pénétration de la bille avec le temps. Le Tableau 3-2 suivant résume l'ensemble des configurations de tests réalisés par Sturdivan.:

d = 2.38 mm	d = 4.76 mm	d = 6.3 mm
Scenario 1 $V_s = 240$ m/s	Scenario 6 $V_s = 287$ m/s	Scenario 8 $V_s = 305$ m/s
Scenario 2 $V_s = 305$ m/s	Scenario 7 $V_s = 942$ m/s	Scenario 9 $V_s = 686$ m/s
Scenario 3 $V_s = 814$ m/s		Scenario 10 $V_s = 1022$ m/s
Scenario 4 $V_s = 951$ m/s		
Scenario 5 $V_s = 2229$ m/s		

**Tableau 3-2: vitesse d'impact pour chaque diamètre de sphère
[STU_1978]**

Sur la base de ces données expérimentales de Sturdivan, plusieurs modèles analytiques ont été développés pour des sphères rigides [WIJ_2001], [SEG_2008], [LIU_2012]. Le point de départ est l'équation de Poncelet (Équation 3-3) [SEG_2008].

$$-M\dot{V} = BV^2 + C \quad \text{Équation 3-3}$$

Ici, M est un paramètre lié à la géométrie tel que :

$$M = \frac{\pi d^3}{6} \rho_s \quad \text{Équation 3-4}$$

où d et ρ_s représentent respectivement le diamètre et la masse volumique de la sphère. B et C sont deux constantes dont les expressions sont explicitées plus loin.

En considérant une vitesse d'impact V_s , la solution de cette équation différentielle donne la pénétration en fonction de la vitesse V tel qu'il suit :

$$x(V) = \frac{M}{2B} \ln \left(\frac{C + BV_s^2}{C + BV^2} \right) \quad \text{Équation 3-5}$$

X représente ici la pénétration du projectile dans la gélatine. L'Équation 3-5 peut également se mettre sous forme paramétrique en fonction du temps, comme le montre l'Équation 3-6 :

$$x(t) = \frac{M}{B} \left\{ \ln \cos \left[\frac{\sqrt{BC}}{M} (tf - t) \right] - \ln \cos \left[\frac{\sqrt{BC}}{M} tf \right] \right\} \quad \text{Équation 3-6}$$

Et la vitesse se mettra sous la forme paramétrique suivante :

$$V(t) = \sqrt{\frac{C}{B}} \tan \left[\frac{\sqrt{BC}}{M} (tf - t) \right] \quad \text{Équation 3-7}$$

où tf représente le temps de pénétration final :

$$tf = \frac{M}{\sqrt{BC}} \tan^{-1} \left(V_s \sqrt{\frac{B}{C}} \right) \quad \text{Équation 3-8}$$

Les constantes B et C sont obtenues à partir de l'étude menée par Wijk et al [WIJ_2001]. Tout part de l'équation de la dynamique donnée à l'Équation 3-9 par :

$$m \frac{d^2z}{dt^2} = -\frac{C_d \pi d^2 \rho_t}{8} \left(\frac{dz}{dt} \right)^2 - \frac{\sigma_t \pi d^2}{4} \quad \text{Équation 3-9}$$

Avec m Masse de la sphère, C_d Coefficient de trainée, σ_t "Apparent target strength" Force de réaction de la cible [Wij_2001], ρ_t Masse volumique de la cible.

Une analogie entre les Équation 3-3 et Équation 3-9 permet de poser les coefficients B et C tels que :

$$B = -\frac{C_d \rho_t \pi d^2}{8} \quad C = -\frac{\sigma_t \pi d^2}{4} \quad \text{Équation 3-10}$$

Avec $\sigma_t, \rho_t, C_d, \rho_s$ sont des constantes et V_s, M et d des variables.

Il faut signaler également que le modèle analytique de Segletes [SEG_2008] est basé sur les équations de Poncelet. Pour comparer son modèle analytique à des données expérimentales, Segletes a extrapolé les résultats de Sturdivan pour obtenir les pénétrations finales de chaque scénario. Après une comparaison à partir des courbes de vitesse en fonction de la pénétration, une bonne corrélation entre les résultats expérimentaux de Sturdivan et le modèle analytique de Segletes a été observée.

Le modèle de LIU [LIU_2012], quant à lui, s'est inspiré des équations de Poncelet pour s'intéresser à de la gélatine 10%. Ce travail n'a donc pas permis de réaliser des comparaisons avec les tests de Sturdivan effectués avec de la gélatine à 20%.

A partir des équations de Poncelet, Wijk et al. [WIJ_2001] ont développé un modèle analytique et comparé celui-ci à leurs propres résultats expérimentaux. Différents diamètres de sphères, de vitesses et de matériaux ont été utilisés dans les essais. Une bonne corrélation a été observée entre les résultats expérimentaux et le modèle analytique pour de la gélatine 20%.

En effet, le modèle analytique de Segletes utilise des constantes empiriques d'ajustement de courbe, alors que le modèle analytique de Wijk s'appuie sur des constantes physiques reliées au matériau pour ajuster son modèle. Par ailleurs, nous n'avons pas réussi à obtenir les données expérimentales de Wijk. Dans le but d'une comparaison entre un modèle expérimental et un modèle analytique avec les résultats de notre modélisation numérique, nous avons choisi de réaliser un croisement de ces informations. Nous nous servirons donc du modèle analytique de Wijk et al. [WIJ_2001] ainsi que des données expérimentales de Sturdivan [STU_1978].

Ainsi, nous simulerons des essais d'impact pénétrant de sphère en acier de différents diamètres/masses et vitesses dans de la gélatine 20% pour différents scénarii établis dans le Tableau 3-2 précédent. La trajectoire de la sphère sur l'axe de pénétration sera également décrite par le modèle analytique de Wijk et al., et basé sur les équations de Poncelet [WIJ_2001].

3.3. Modélisation d'un impact balistique pénétrant en Eléments Finis

3.3.1 Géométrie et maillage

Pour ce travail, nous nous sommes servis du code Eléments Finis explicite Radioss. Afin de pouvoir reproduire le test de Sturdivan, des modèles numériques 3D de cylindre et de sphère seront utilisés pour représenter respectivement la gélatine et la bille d'impact en acier. Le modèle 3D de la gélatine sera maillé en 434 000 éléments brique à 8 nœuds. Ce maillage sera

également raffiné dans sa partie centrale (1mm) qui sera la zone d'impact et un biais linéaire sera appliqué jusqu'à la surface extérieure pour diminuer le nombre d'éléments et optimiser le temps de calcul (voir Figure 3-4)

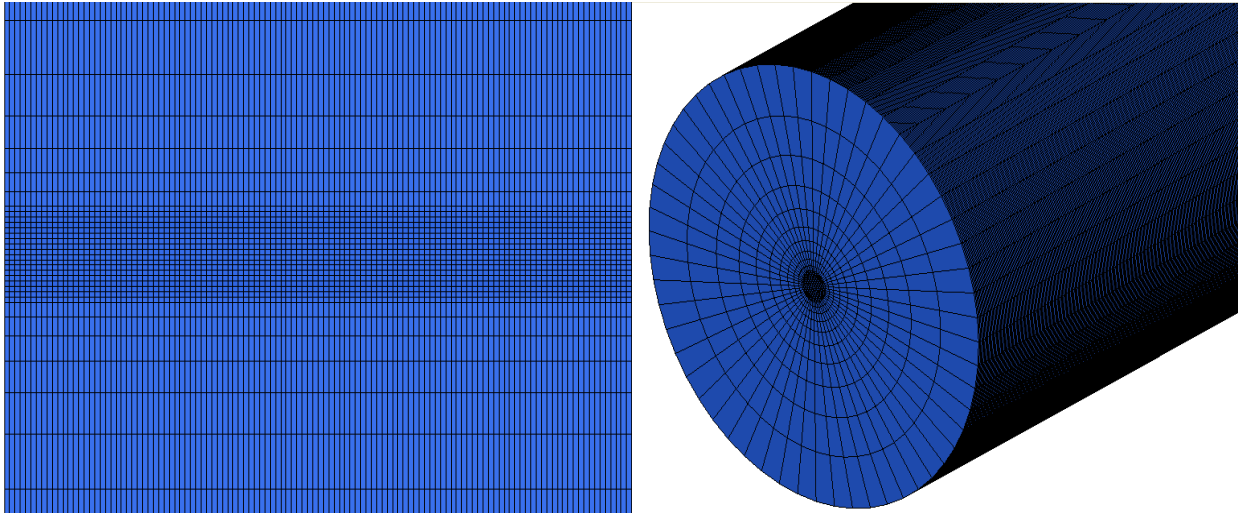


Figure 3-4 : maillage du cylindre gélatineux : vue latérale et vue isométrique [AWO_2014b]

Quant à notre sphère en acier, elle a été considérée comme rigide (formulation « rigid body » dans le logiciel) dans le but de diminuer le temps de calcul. Il est également à noter que, dans le but de diminuer de limiter l'influence des conditions aux limites, le diamètre du cylindre (252mm) a été pris 40 fois plus grand que celui du diamètre maximum de la bille d'acier (6.3mm).

3.3.2 Matériaux et propriétés

Compte-tenu des trois approches, présentées dans les sections précédentes, permettant sa caractérisation, la gélatine est généralement représentée dans la littérature par 3 types lois de comportement différents: hyper-élastique, viscoélastique ou élasto-plastique hydrodynamiques.

- Les lois viscoélastiques de type Boltzmann sont souvent utilisées pour modéliser le comportement de matériaux tels que les polymères, les élastomères, les verres et les

fluides.

La partie déviatorique de ce type de loi peut être définie à partir des modèles tels que le modèle généralisé de Maxwell. Pour ce modèle, la relaxation de cisaillement est définie par les équations suivantes :

$$G(t) = G_l + G_s \cdot e^{-\beta \cdot t} \quad \text{Équation 3-11}$$

$$G_s = G_0 - G_l \quad \text{Équation 3-12}$$

Où G_0 correspond au module d'élasticité instantané, G_l (également appelé G_∞) au module d'élasticité retardé, et β à la constante de temps égal à l'inverse du temps de relaxation

Ce type de loi a été implémenté dans notre modèle HUByx pour modéliser les viscères. Une description plus détaillée est présentée au chapitre 1 (section 1.7.1).

Les lois hyper-élastiques sont utilisées pour les matériaux soumis à de grandes déformations comme les caoutchoucs et les mousses. Les modèles d'Ogden et de Mooney-Rivlin figurent parmi les plus connus. Le modèle d'Ogden est décrit par une énergie de déformation W en fonction des déformations principales.

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_p \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) + \frac{K}{2} (J - 1)^2 \quad \text{Équation 3-13}$$

Le second terme de cette Équation 3-13 permet de gérer les changements de volume et l'incompressibilité éventuelle du matériau ($J=1$). J représente le déterminant de la matrice gradient des déformations et $\lambda_i^{\alpha_p}$ ($i = 1,2,3$) les déformations principales, c'est-à-dire la racine carré des valeurs propres du tenseur des déformations de Cauchy-Green. Les coefficients μ_p et α_p sont des paramètres matériaux et K est un paramètre qui définit l'incompressibilité. Le modèle de Mooney-Rivlin est obtenu en réduisant le modèle d'Ogden à 2 termes dont les paramètres seraient : $\alpha_1, \alpha_2, \mu_1, \mu_2$. Contrairement à la densité d'Ogden, qui s'exprime en fonction des valeurs propres de C , la densité de Mooney-Rivlin fait intervenir les 3 invariants

de C en supposant que le dernier est égal à 1 pour tenir compte de l'incompressibilité. Soit son expression :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad \text{Équation 3-14}$$

$$\text{et } I_1 = \text{tr}(C) ; I_2 = \frac{1}{2}(\text{tr}(C)^2 - \text{tr}(C^2)) ; I_3 = \det(C) = 1 \quad \text{Équation 3-15}$$

Avec C_{10} et C_{01} correspondants aux constantes du matériau qui seront tirées de [SHE_2006]. Mais aussi :

$$\mu_1 = 2.C_{10} ; \mu_2 = -2.C_{01} ; \alpha_1 = 2 ; \alpha_2 = -2. \quad \text{Équation 3-16}$$

- Enfin, la loi élasto-plastique hydrodynamique est issue d'un couplage du comportement hydrodynamique et d'un comportement élasto-plastique. Ainsi, l'élasto-plasticité de la loi est modélisée avec une équation de Johnson-Cook classique (voir chapitre 1, Équation 1-19) avec une faible contribution plastique, due à la fragilité de la gélatine, qui sera ensuite négligée ([AWO_2014b], [WIL_1978]). La loi de Johnson-Cook est donc utilisée pour modéliser la relation contrainte-déformation de l'élément en traction.

La vitesse jouant un rôle majeur lors de l'impact balistique, l'aspect hydrodynamique et aérodynamique ne peut être négligé. Le caractère hydrodynamique est représenté par l'équation d'état présentée dans le chapitre 2 (Équation 2-20) faisant intervenir les coefficients hydrodynamiques C_i (i variant de 0 à 5). Cette partie est prépondérante pour des vitesses élevées, lorsque la courbe pression/volume est non-linéaire ([NAG_2006], [AIH_2008]). Dans le cas d'un milieu condensé (liquide ou solide), l'équation d'état de Mie-Gruneisen (Équation 3-2), l'équation de conservation de l'énergie et la forme cubique de Hugoniot permettent de déterminer les coefficients C_i ([HEU_2012], [RAD_2012]) donnés par :

$$C_0 = P_0 \quad C_1 = \rho_0 c_0^2 - \frac{\Gamma_0}{2} P_0 \quad C_2 = \rho_0 c_0^2 (2s - 1) - \frac{\Gamma_0}{2} \rho_0 c_0^2 \quad \text{Équation 3-17}$$

$$C_3 = \rho_0 c_0^2 (2s - 1)(3s - 1) - \frac{\Gamma_0}{2} \rho_0 c_0^2 (2s - 1) \quad C_4 = C_5 = \Gamma_0 \quad \text{Équation 3-18}$$

Ainsi, le comportement dynamique est décrit par les grandeurs E_{v0} , ρ_0 , c_0 la vitesse du son dans le milieu, s le coefficient linéaire de Hugoniot [NAG_2006] et Γ_0 constante de Gruneisen [AIH_2011].

La modélisation de ce phénomène de pénétration à haute vitesse de déformation dans la gélatine est très complexe. Il n'existe pas dans la littérature un consensus sur la caractérisation de la gélatine. Plusieurs études présentent différents paramètres mécaniques. Ainsi, pour cette étude, en vue de prendre en compte le comportement élasto-plastique hydrodynamique, un ensemble de paramètres, listés dans le Tableau 3-3 ci-dessous, sera implémenté dans le code.

E (MPa)	N	A (MPa)	ρ_0 (g/cm ³)	C_0 (m/s)	S	Γ_0
2.5	0.499	2	1.06	1520	1.87	0.17

Tableau 3-3 : paramètres mécaniques implémentés dans la loi elasto-plastique-hydrodynamique

Comme nous l'avons précédemment évoqué, ces 3 types de lois (viscoélastique, hyper-élastique, et élastoplastique hydrodynamique) sont communément utilisés pour simuler les tissus mous. Cependant, les études de la littérature concernant les propriétés viscoélastiques de la Gélatine Balistique ne sont conduites que pour de la GB 10%. De plus, ces études montrent clairement certaines limitations pour reproduire correctement les impacts pénétrants [DAT_2010]. Ces limites nous ont guidés vers le choix de renoncer à la possibilité d'utiliser des lois viscoélastiques. Quant aux deux autres types de lois, elles ont été évaluées sur des scénarii d'impact listés dans le Tableau 3-2.

Une interface classique, basée sur le principe de friction de Coulomb, a également été utilisée pour gérer le contact entre le projectile et le bloc de gélatine. La Figure 3-5 illustre les résultats pénétration\temps portant sur la modélisation du scénario d'impact 7 pour les lois hyper-élastique (Mooney-Rivlin et Ogden) et élasto-plastique hydrodynamique.

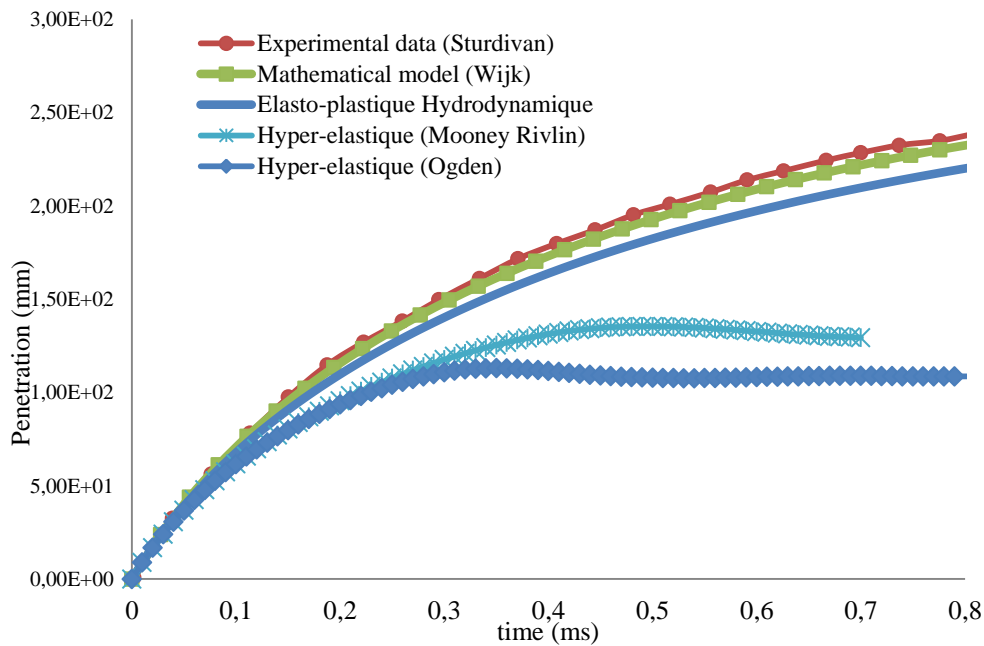


Figure 3-5 : pénétration de la bille dans le cylindre gélatineux avec différents modèles : loi hyperélastique et élasto-plastique hydrodynamiques (scénario7)

Il peut être alors constaté que les courbes des lois hyper-élastiques (Ogden et Mooney-Rivlin) étaient très en dessous de celles des résultats numériques en termes de pénétration de la bille dans la gélatine. Ainsi, la loi élasto-plastique hydrodynamique a été retenue pour modéliser l'ensemble des scénarii. Par ailleurs, un test de traction force/déplacement effectué par Moy et al [MOY_2009], et les approximations linéaires de ses résultats, permettent de simplifier la partie plastique qui sera donc considérée comme négligeable (voir Figure 3-6).

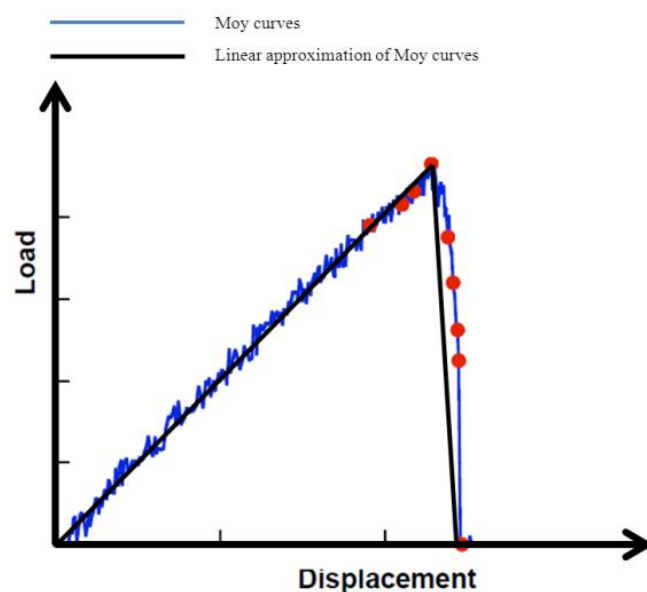


Figure 3-6 : courbe typique force/déplacement pour la gélatine à 20% [MOY_2009]

D'un point de vue numérique, pour pallier les problèmes de la formulation classique lagrangienne relative aux distorsions d'éléments, un modèle de rupture est appliqué à la loi matériau de la gélatine. Borvik et al. [BOR_2011] dans leurs travaux, avaient déjà utilisé cette pratique. Ainsi, lorsque la déformation ε atteint ε_{max} , un facteur d'endommagement D est appliqué.

$$D = \frac{\varepsilon - \varepsilon_{max}}{\varepsilon_{max} - \varepsilon_{rup}} \quad \text{Équation 3-19}$$

Cela permet de réduire les contraintes, comme l'illustre la Figure 3-7. L'élément est rompu lorsque $D = 1$ avec

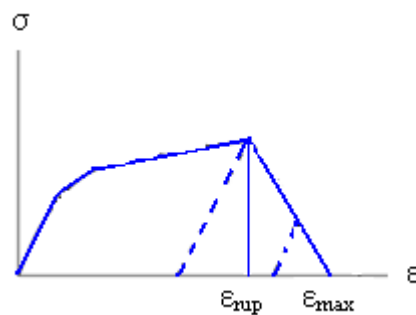


Figure 3-7 : modèle de rupture d'un élément

D'autres études, dans la littérature ([MOY_2009], [CRO_2011]), traitent également de cette notion de rupture de la gélatine en notant une déformation à la rupture de l'ordre de 0.8. Par ailleurs, lors de la pénétration du projectile dans la gélatine, deux effets sont observés : les effets de la pression normale (effort normal) et les effets visqueux (efforts tangentiels). Ces effets liés à la viscosité sont modélisés grâce aux lois d'interface et de frottement proposées par Renard [REN_2001] et illustrées sur la Figure 3-8. Cette loi est basée sur la vitesse tangentielle qui, dans notre cas, est liée à la vitesse d'impact.

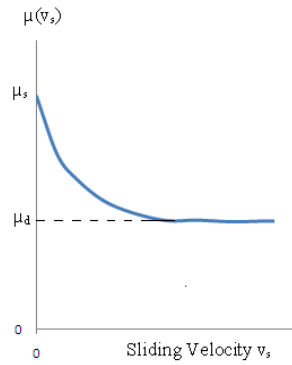


Figure 3-8 : courbe classique de la loi de frottement de Renard [REN_2001]

Dans cette loi, le coefficient de friction μ dépend de la vitesse tangentielle V des nœuds esclaves dans la gélatine. Dans notre cas, cette vitesse tangentielle sera liée à la vitesse d'impact. Cela permet de déterminer l'évolution du coefficient de frottement en fonction des coefficients de frottement statique μ_s et dynamique μ_d .

$$\mu = \mu_s + (\mu_{max} - \mu_s) \frac{V}{V_{cr1}} \left(2 - \frac{V}{V_{cr1}} \right) \quad V \in [0, V_{cr1}] \quad \text{Équation 3-20}$$

$$\mu = \mu_{max} - \left((\mu_{max} - \mu_{min}) \left(\frac{V - V_{cr1}}{V_{cr2} - V_{cr1}} \right)^2 \left(3 - 2 \left(\frac{V - V_{cr1}}{V_{cr2} - V_{cr1}} \right) \right) \right) \quad V \in [V_{cr1}, V_{cr2}] \quad \text{Équation 3-21}$$

$$\mu = \mu_d - \frac{1}{\frac{1}{\mu_d - \mu_{min}} + (V - V_{cr2})} \quad V > V_{cr2} \quad \text{Équation 3-22}$$

V_{cr1} et V_{cr2} représentent les vitesses critiques où l'on peut observer de brutales variations du coefficient de frottement. La Figure 3-9 permet d'observer cette chute ainsi que la faiblesse des valeurs du coefficient de frottement dynamique pour des vitesses d'impact très élevées, comme l'avait également expliqué Molinari et al 1999 [MOL_1999]. Les paramètres de cette loi ont été calibrés de manière empirique en fonction des scénarii, du Tableau 3-2, à modéliser.

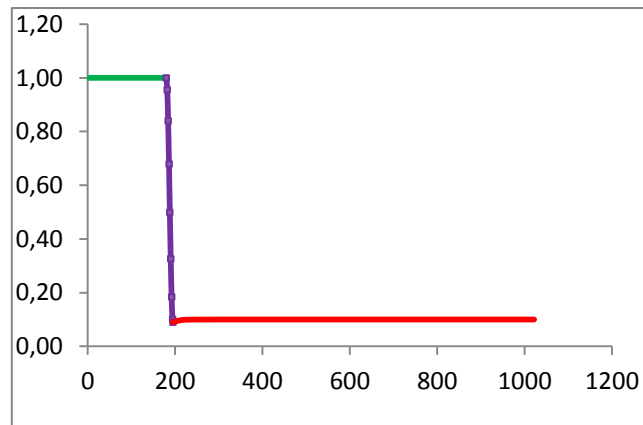


Figure 3-9: courbe de frottement de Renard en fonction de la vitesse (en m/s)

3.3.3 Résultats

Comme il pouvait être attendu, l'interaction entre la sphère en acier (rigide) et la gélatine a engendré, au cours du calcul, de fortes déformations du maillage de la gélatine. Le pas de temps du calcul de ces simulations étant fonction du maillage, du matériau, et de l'interface, son ordre de grandeur a été observé autour de $4 \cdot 10^{-5}$ ms, ce qui peut être considéré comme correct.

Les Figure 3-10 à Figure 3-19, présentent les résultats des simulations pour 10 scénarios du Tableau 3-2. Les calculs ont été réalisés à l'aide du maillage de la Figure 3-4 et de la loi élasto-plastique hydrodynamique. Nous avons ensuite comparé les résultats numériques avec les données analytiques extraites des travaux de Wijk et al. [WIJ_2001] et avec les données expérimentales fournies dans [STU_1978]. Ces courbes donnent la vitesse en fonction de la pénétration (Figure 3-10 à Figure 3-17) ainsi que la pénétration en fonction du temps (Figure 3-18 à Figure 3-19).

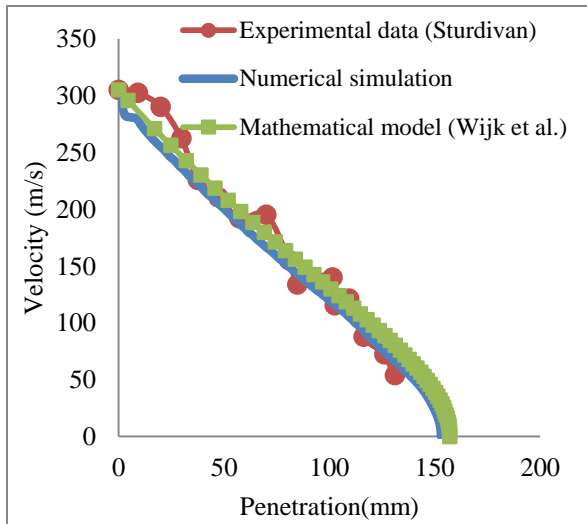


Figure 3-10 : réponse numérique comparée aux données expérimentales (Sturdivan) and analytiques (Wijk et al.). La gélatine est impactée par un projectile de 1.03g à 305 m/s

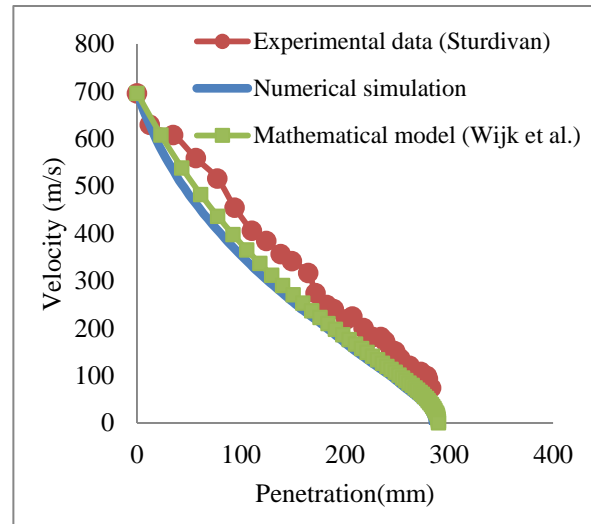


Figure 3-11 : réponse numérique comparée aux données expérimentales (Sturdivan) and analytiques (Wijk et al.). La gélatine est impactée par un projectile de 1.03g à 696 m/s

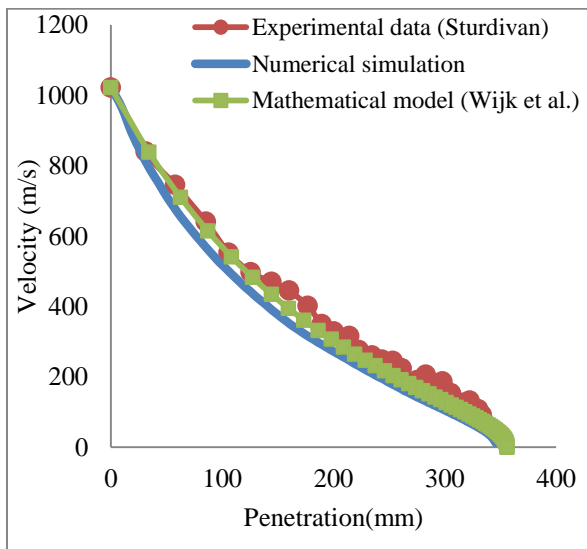


Figure 3-12: réponse numérique comparée aux données expérimentales (Sturdivan) and analytiques (Wijk et al.). La gélatine est impactée par un projectile de 1.03g à 1022m/s

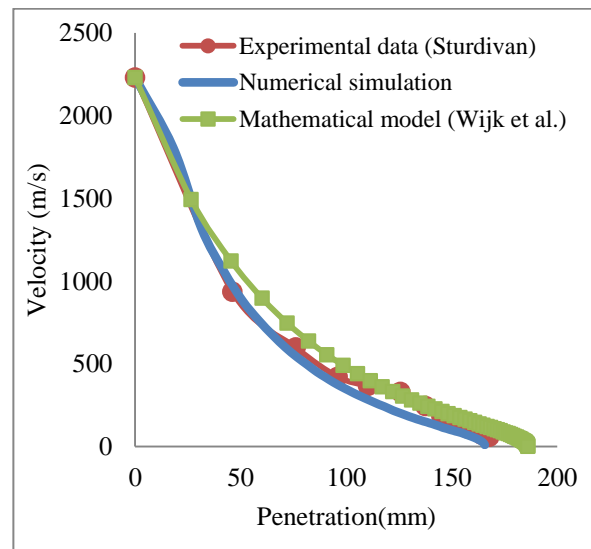


Figure 3-13: réponse numérique comparée aux données expérimentales (Sturdivan) and analytiques (Wijk et al.). La gélatine est impactée par un projectile de 0.055g à 2229m/s

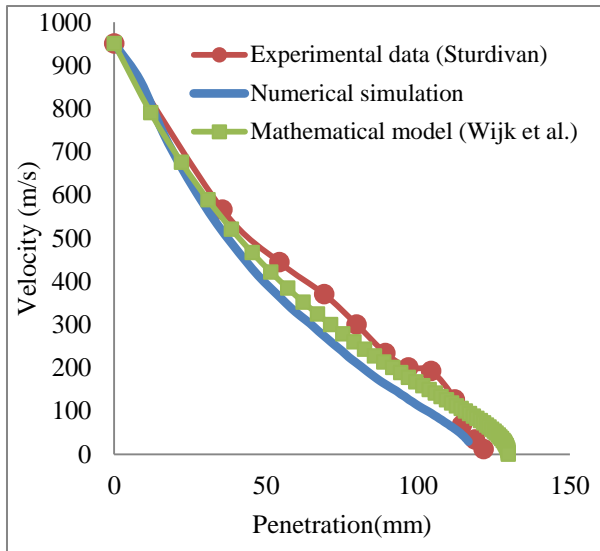


Figure 3-14: réponse numérique comparée aux données expérimentales (Sturdivan) and analytiques (Wijk et al.). La gélatine est impactée par un projectile de 0.055g à 951m/s

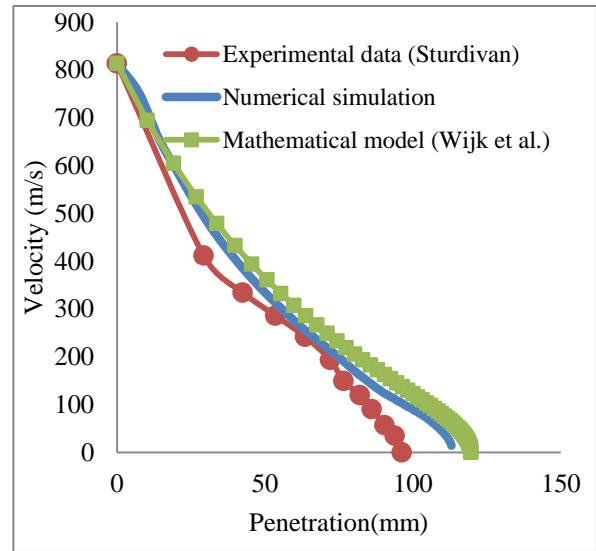


Figure 3-15: réponse numérique comparée aux données expérimentales (Sturdivan) and analytiques (Wijk et al.). La gélatine est impactée par un projectile de 0.055g à 814m/s

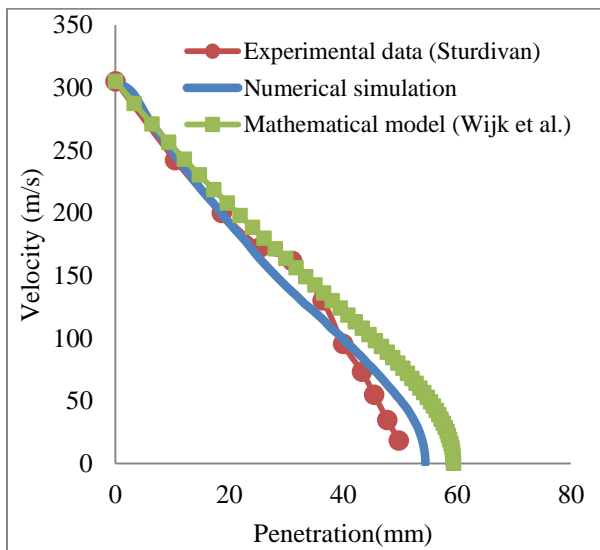


Figure 3-16: réponse numérique comparée aux données expérimentales (Sturdivan) and analytiques (Wijk et al.). La gélatine est impactée par un projectile de 0.055g à 305m/s

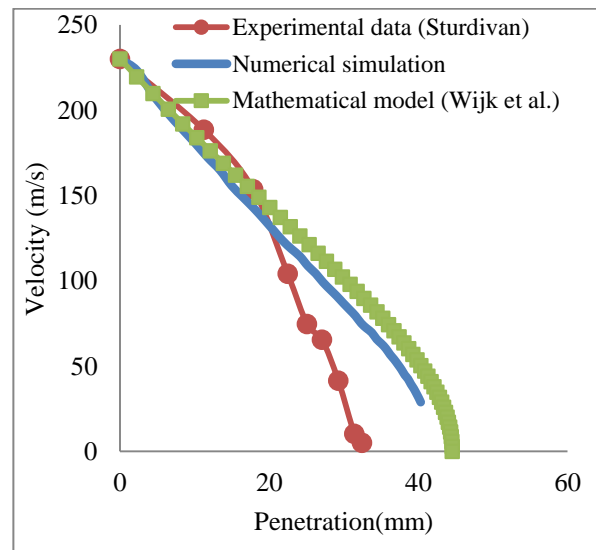


Figure 3-17: réponse numérique comparée aux données expérimentales (Sturdivan) and analytiques (Wijk et al.). La gélatine est impactée par un projectile de 0.055g à 240m/s

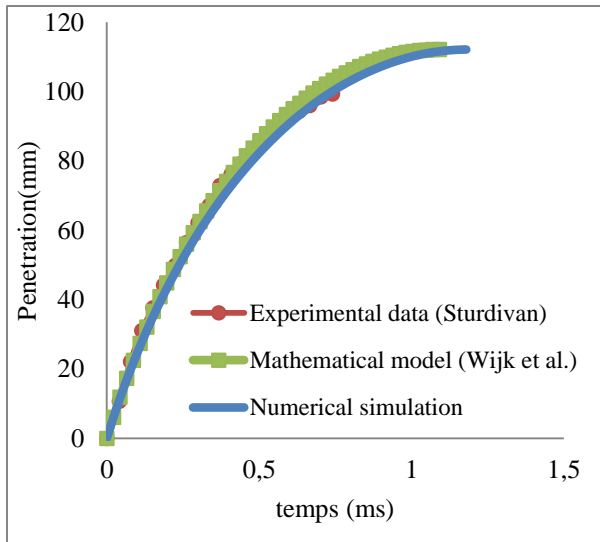


Figure 3-18 : réponse numérique comparée aux données expérimentales (Sturdivan) and analytiques (Wijk et al.). La gélatine est impactée par un projectile de 0.439g à 287m/s

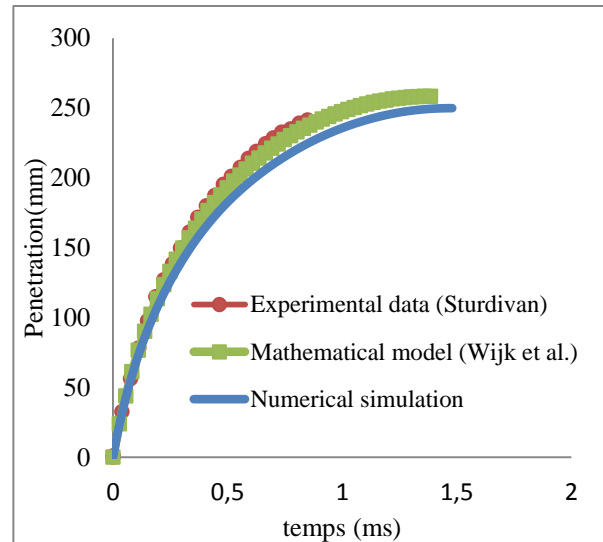


Figure 3-19: réponse numérique comparée aux données expérimentales (Sturdivan) and analytiques (Wijk et al.). La gélatine est impactée par un projectile de 0.439g à 942m/s

3.3.4 Discussion

La pénétration de la bille rigide dans la gélatine est également illustrée sur la Figure 3-20, montrant la simulation et la pénétration réelle capturée avec une caméra rapide [LIU_2012]. Il peut être observé que les résultats numériques reproduisent correctement la forme conique de la cavité occasionnée par la pénétration de la balle dans la gélatine.

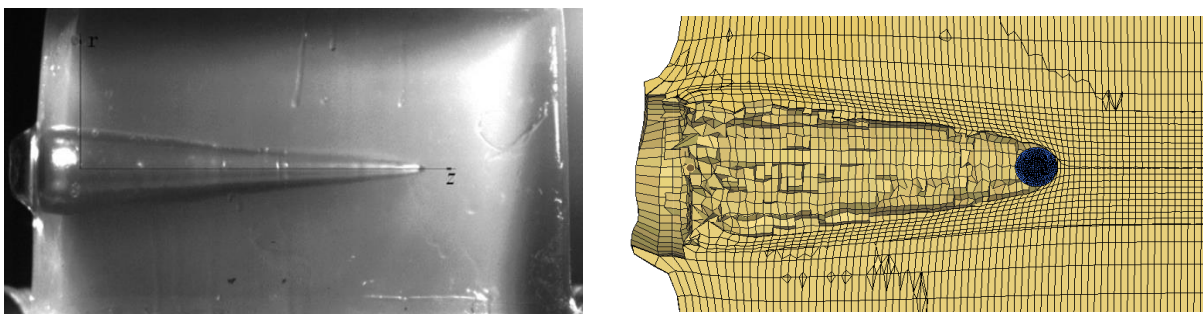


Figure 3-20 : pénétration de la balle dans la gélatine : image réelle et simulation

D'après les courbes des résultats ci-dessus, nous observons que les ordres de grandeurs sont parfaitement respectés entre les 3 courbes. Une bonne correspondance est également observée

entre les résultats numériques ou analytiques. La Figure 3-21 fournit le pourcentage d'erreur entre le modèle par éléments finis, les expérimentations et le modèle analytique.

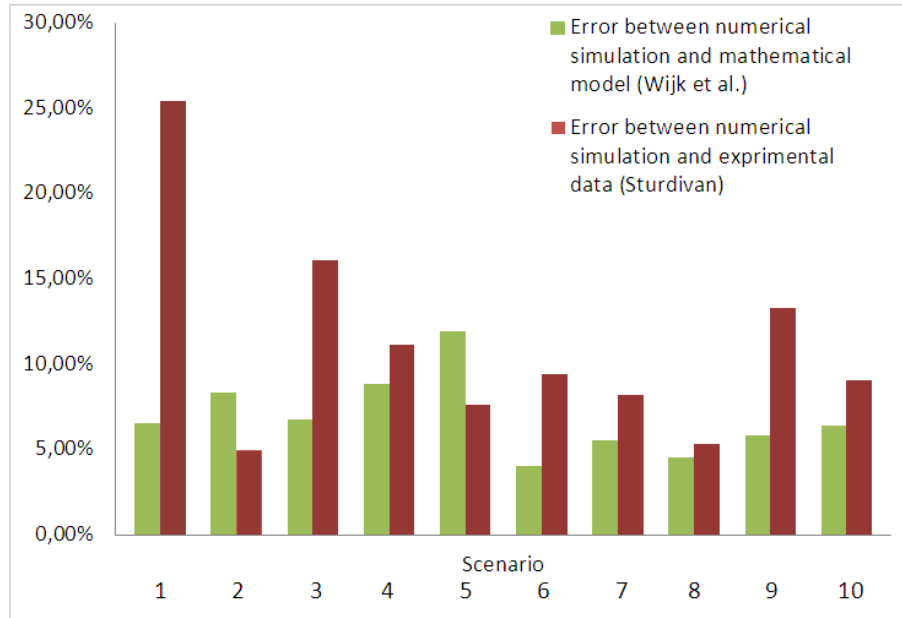


Figure 3-21 : erreurs entre les simulations par éléments finis et les tests expérimentaux et le modèle analytique.

Les pourcentages d'erreurs montrent des différences moyennes de 7% entre nos simulations et le modèle de Wijk, et de 9% entre nos simulations et l'expérimentation. Toutefois, ces différences sont plus élevées dans le cas du scénario 1 allant jusqu'à 25% (masse du projectile de 0,055 g à 240 m/s) (Figure 3-17). Pour ce scénario, les résultats des modèles numérique et analytique sont plus élevés que ceux du modèle expérimental de Sturdivan. Plusieurs explications peuvent être formulées :

D'un point de vue analytique, la gélatine étant considérée comme un fluide Newtonien, une incertitude existe sur les valeurs des coefficients de traînées. De plus, l'influence du caractère hydrodynamique étant liée à l'énergie cinétique, les effets mécaniques devraient redevenir prépondérants en fin de pénétration du projectile (diminution de la vitesse). Ainsi, le comportement de la gélatine devrait se rapprocher davantage de celui d'un tissu mou plutôt que de celui d'un fluide.

D'un point de vue numérique, le modèle ne prend pas, à ce jour, compte de la température. Ce paramètre est pourtant important pour des impacts à très hautes vitesses [WIJ_2001]. Plus encore, la loi matériau utilisée est par ailleurs une loi homogène, ce qui ne correspond pas exactement à la réalité (inclusion de bulles d'eau dans le matériau) [SEG_2008]. Cet aspect pourrait certainement avoir une influence sur la pénétration de la sphère. De plus, la surface de contact gélatine/sphère est considérée comme parfaite dans notre simulation, alors que certaines études de la littérature montrent que tel n'est pas le cas [GOL_1998]. Enfin, bien que l'énergie de Hourglass soit considérablement plus faible que l'énergie totale du système, comme recommandée à l'issue d'un calcul de ce type, les erreurs liées aux distorsions d'éléments peuvent exister. En effet, la distorsion du maillage lagrangien peut être à l'origine des erreurs numériques bien que le bilan d'énergie ait été contrôlé pour chaque simulation (avec une énergie de Hourglass considérablement plus faible que le total des énergies physiques). Cet aspect pourrait néanmoins être résolu en utilisant des modélisations sans maillage « meshless » ; ce qui permettrait de s'affranchir des erreurs de distorsions des éléments et de mieux gérer la rupture d'un matériau et la pénétration de la sphère dans la gélatine. A cet effet, la prochaine section présente les premiers travaux que nous avons initiés dans la recherche sur cette nouvelle formulation.

3.4 Modélisation d'un impact balistique pénétrant par simulation SPH

3.4.1 Introduction

Comme précédemment mentionné, pour palier le défaut de la méthode des éléments finis, une méthode de type sans maillage peut être utilisée. C'est le cas de la méthode SPH (Smoothed Particles Hydrodynamics), initialement introduite par Lucy (1977) [LUC_1977], Gingold et Monaghan (1977) [GIN_1977], dédiée à la modélisation en astrophysique d'étoiles non sphériques et qui a été étendue plus tard pour la modélisation de gaz, puis de liquide. Cette méthode s'est ensuite répandue aux calculs de structures, notamment pour l'étude de la fissuration. Son avantage est qu'elle demeure une méthode lagrangienne sans toutefois nécessiter l'usage d'un maillage. Ainsi, les erreurs liées à la discrétisation de la structure en éléments n'interviendront plus dans le calcul.

Libersky, Petschek et Randles sont les pionniers dans l'utilisation des méthodes SPH dans le contexte de l'impact à haute vitesse portant sur des matériaux solides. Ils ont ainsi mis en place les fondements de base pour des sollicitations à hautes vitesses de déformation. ([LIB_1990], [LIB_1993], [LIB_1997], [RAN_1996]). Par ailleurs, en 1993, Johnson et al [JOH_1993b] ont proposé la combinaison d'éléments finis et de particules SPH. L'idée était de remplacer les éléments Lagrangien (éléments finis) par les particules SPH lors que ceux-ci étaient distordus. L'usage de cette méthode n'est néanmoins pas répandu dans la littérature et il lui est généralement préféré, la définition d'une structure intégrant les deux formulations dès les premières simulations. Dans ce travail, nous proposons la reprise des investigations précédentes, sur les essais d'impact dans de la gélatine, en utilisant la méthode SPH. Cette méthode étant particulièrement coûteuse, nous optons pour la combinaison initiale des particules SPH avec des éléments finis. En se servant des scénarii d'impacts précédents, cette étude portera à nouveau sur une comparaison entre les courbes numériques et expérimentales pénétration/temps. Avant d'apporter plus d'informations sur les éléments de cette modélisation, la section suivante présente un résumé de la méthode de calcul SPH

3.4.2 La méthode SPH

Dans un système de particules SPH, les particules n'interagissent pas entre eux de manière directe, mais par une fonction d'interaction inter-particulaire définie en chaque particule. Cette fonction est définie sur un domaine de dépendance. Ce domaine peut être délimité par une fenêtre, sous forme de fonction de répartition spatiale. Ainsi, une structure SPH est modélisée par un ensemble de particules de masse liées les unes aux autres par une distribution de densité de type Gaussienne [GIN_1982] illustrée dans la Figure 3-22 suivante.

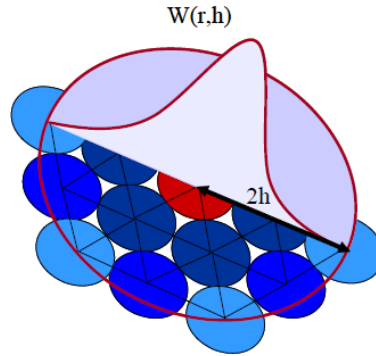


Figure 3-22 : représentation de la fonction de pondération d'une particule SPH dans son voisinage

L'influence des particules très éloignées est donc négligée. Le domaine d'influence de chaque particule est limité par la longueur de lissage h communément appelé « Smoothing length ». La masse des particules, quant à elle, sera déterminée en fonction du volume initial V représentatif de la structure, de la densité du matériau et du nombre N de particules dans ce volume. Soit :

$$m_p = \frac{V\rho}{N} \quad \text{Équation 3-23}$$

$W(r, h)$ représente la fonction de pondération permettant de décrire le domaine de dépendance. Elle peut être exprimée sous plusieurs formes. L'expression utilisée dans notre cas est la forme polynomiale cubique définie telle que suit :

$$W(q, h) = \frac{\sigma}{h^\nu} \begin{cases} 1 - \frac{3}{2}q^2 + \frac{3}{4}q^3 & \text{si } 0 \leq q \leq 1 \\ \frac{1}{4}(2 - q)^3 & \text{si } 1 \leq q \leq 2 \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad \text{Équation 3-24}$$

Où σ est le coefficient de normalisation, ν la dimension dans laquelle la représentation est faite. Dans le cas suivant $\sigma = 1/\pi$ et $\nu = 3$. Par ailleurs, q représente la distance relative d'une particule (normée sur la « smoothing length ») par rapport à la fonction gaussienne centrée sur la particule sur laquelle le calcul est réalisé.

Ainsi, d'une manière générale, chaque quantité A (vitesse, masse volumique etc.), liée à une particule positionnée à une distance r , sera calculée comme suit :

$$A(r) = \sum_j m_p \frac{A_j}{\rho_j} \cdot W(|r - r_j|, h)$$

Équation 3-25

3.4.3 La modélisation numérique

L'équation 3-25, ci-dessus, définit une approximation du calcul des quantités A de différentes particules. La qualité de cette dernière dépend de la définition du support d'approximation (domaine d'influence) limité par la longueur de lissage. Ainsi, la valeur de h est donc importante pour avoir des résultats cohérents. Cette distance est également définie en fonction du réseau (disposition des particules proches voisines selon des références de cristallographie : cubique centré ou cubique face centrée) choisi pour la modélisation. Pour une distribution régulière de particule, une bonne valeur de h est comprise entre 0.75 et 1.25 fois la longueur de discrétisation. Ainsi nous avons choisi de prendre une valeur de h égale à la longueur de discrétisation (1 fois la discrétisation). Cette valeur étant fixée, nous allons nous intéresser à la définition de la structure (discrétisation) qui sera utilisée pour le modèle. Nos travaux seront effectués avec le logiciel Radioss.

3.4.3 Géométrie et le maillage

Il est à noter, avant de définir le modèle, que l'ouverture de la cavité est généralement largement plus grande que le diamètre du projectile. Ainsi, la gestion du contact est un enjeu majeur. Afin de palier le problème de contact projectile/gélatine (pour mieux transmettre les efforts), il était important d'effectuer une discrétisation dense dans la zone d'impact. Cependant, en appliquant une discrétisation très raffinée à tout le modèle, des temps de calcul très grands devront être opérés. Ainsi, afin de gagner du temps de calcul tout en gardant la zone d'impact très raffinée, il est possible de définir la discrétisation progressive (un bias). Nous avons donc fait le choix de créer plusieurs composants dont les discrétisations seront de tailles progressives en allant vers la périphérie. Ce travail a été réalisé grâce au logiciel Matlab. Au total, 4 composants SPH ont été créés. Le reste du domaine de la gélatine a été modélisé par un composant en périphérie constitué d'éléments finis pour gagner également en temps de calcul. Connaissant la longueur initiale de la discrétisation (définie en fonction de la taille des éléments du projectile) ainsi que la profondeur approximative de la pénétration

(estimation théorique et expérimentale), la création des particules SPH a été effectuée avec le logiciel Matlab de sorte à avoir une longueur discrétisation de plus en plus grande d'un composant à l'autre. Plus précisément, les distances entre les particules SPH sont doublées d'un composant à l'autre en allant du centre vers la périphérie.

Par ailleurs, au niveau de l'interface Elements Finis/particules SPH, des conditions cinématiques ont pu être assurées par une interface soudant les particules SPH aux éléments finis. Pour assurer une bonne gestion de ce contact, deux rangées de particules SPH, chevauchant les éléments finis à leurs frontières, ont été créées (voir Figure 3-23).

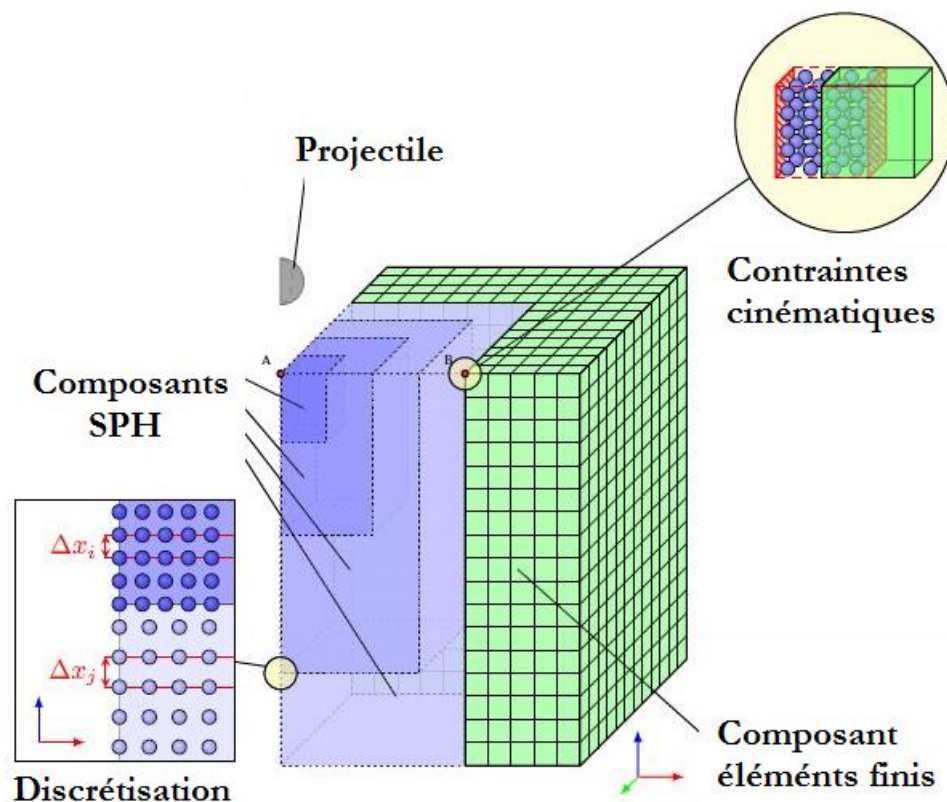


Figure 3-23 : représentation du modèle utilisé pour simuler l'impact d'une sphère dans la gélatine

Par ailleurs, le projectile a été modélisé à partir de 96 éléments brique à 8 nœuds. Le modèle ayant été défini symétrique, et représenté par le quart de sa géométrie effective pour réduire le temps du calcul, il a été important d'imposer des conditions spécifiques aux frontières pour que le calcul effectué en chaque particule SPH, à la frontière du domaine, prennent en compte un nombre suffisant de particules pour assurer une bonne interpolation. Pour cela, des

particules fantômes ont été créées, d'une manière fictive par le logiciel Radioss, par une projection de chaque particule par rapport au plan de symétrie défini (voir Figure 3-24)

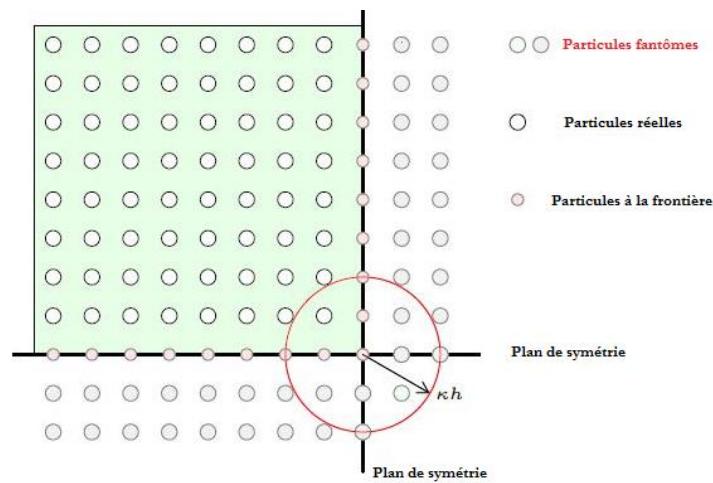


Figure 3-24 : gestion des conditions de symétrie du modèle

3.4.4 Matériaux et paramètres de l'étude

Le projectile a, une fois de plus, été modélisé en tant que corps rigide avec une loi élastique intégrant les propriétés de l'acier données dans le Tableau 3-4 ci-dessous :

Module d'Young (MPa)	Coefficient de poisson	Densité (kg/mm ³)
210000	0.499	7.8

Tableau 3-4 : paramètres mécaniques implémentés dans la loi élastique de l'acier

La gélatine, quant à elle, a été simulée grâce à la loi élasto-plastique hydrodynamique précédente. Ce travail étant une étude préliminaire sur cette formulation, nous présenterons ci-dessous les travaux effectués en simulant l'impact d'une sphère de diamètre 6.3 mm aux vitesses respectives de 305m/s, 696 m/s et 1022m/s.

3.4.5 Résultats

Une comparaison a été faite entre le modèle SPH et les résultats expérimentaux de Sturdivan, en termes de pénétration en fonction du temps, pour des simulations d'impacts d'une sphère

de 6.3 mm de diamètre aux vitesses respectives de 305m\s, 696 m\s et 1022m\s et. La Figure 3-25 présente les premiers résultats de nos recherches.

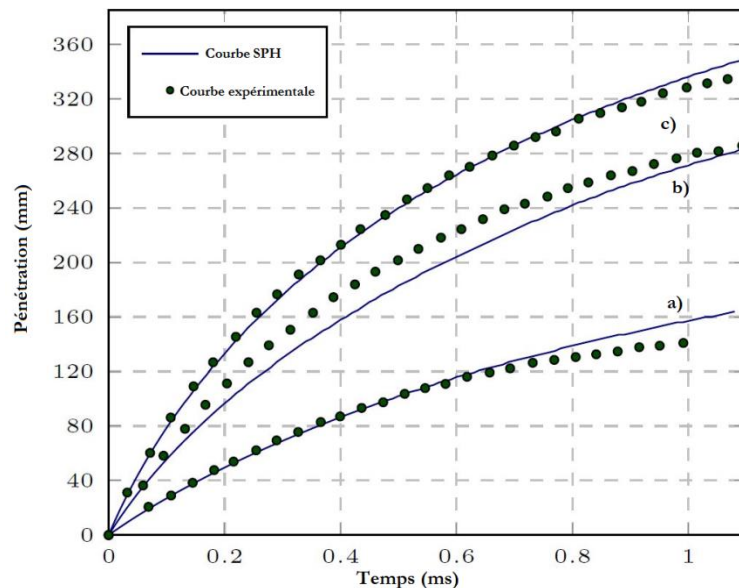


Figure 3-25 : comparaison des résultats expérimentaux avec les résultats numériques pour l'impact d'une sphère de 6.3 mm de diamètre pour les vitesses respectives de a) 305m\s b) 696 m\s c)1022m\s

3.4.6 Discussions

Les résultats suivants nous montrent de très bonnes corrélations entre le modèle expérimental et le modèle SPH. Sans aucune surprise, la profondeur de pénétration décroît avec la vitesse d'impact. Ces résultats constituent un premier pas dans l'analyse de l'apport de cette formulation.

Toutefois, plusieurs investigations sont requises pour l'amélioration, voire la maîtrise de ce type de simulation. Il peut par exemple s'agir de la gestion des coefficients de viscosité. En effet, la formulation SPH est fortement influencée par la viscosité artificielle. Celle-ci influence donc de façon évidente le phénomène de pénétration de la sphère dans la gélatine. Un travail est actuellement en cours au sein de l'équipe afin de maîtriser cet aspect qui est d'une grande importance dans la formulation SPH.

Une fois la calibration de ce modèle totalement accomplie, il serait utile enfin de reproduire tous les 10 scénarii des expériences de Sturdivan. En somme, il est établi que cette formulation produit des résultats très prometteurs.

3.5 Conclusions

Dans ce chapitre, un intérêt a été porté à la modélisation d'un impact pénétrant dans la gélatine. Une formulation classique Lagrangienne a été utilisée et comparée à des résultats expérimentaux et analytiques de la littérature. En extension de cette approche classique par Eléments Finis, une formulation sans maillage a été utilisée pour simuler ces mêmes tests de pénétration dans la gélatine.

- les premiers résultats obtenus à partir de cette formulation ont montré des perspectives très intéressantes.

Ces travaux nous ont permis d'évaluer les différentes problématiques qui se déclinent lors de la recherche sur la gélatine. En effet, la gélatine est un matériau complexe dont le comportement est sensible aux effets thermiques et mécaniques. Dès sa conception, elle peut adopter des propriétés différentes selon sa composition, mais aussi selon le procédé. La présence de bulle d'air par exemple, ainsi que l'homogénéité du mélange, joueront un rôle important dans la réponse du matériau. Une fois produite, sa conservation peut également modifier ses propriétés en fonction notamment de la température et de l'humidité. Le temps entre la sortie du milieu de conservation et l'expérimentation doit aussi être pris en compte. Cette complexité explique la présence d'un grand nombre d'études destinées à caractériser son comportement.

La modélisation à l'aide d'une formulation SPH étant prometteuse, nos efforts de recherches actuels portent sur le développement d'un code SPH, actuellement en cours, au sein de notre équipe. Le choix du développement de ce code fait suite aux limitations des logiciels commerciaux (notamment la possibilité de réaliser des simulations axi-symétriques permettant de gagner largement en tant de calcul). Celui-ci est, dans un premier temps, dédié à la modélisation de l'impact et des phénomènes incluant des corps solides. Nous pouvons à ce stade relever les problématiques suivantes, qui gagneront à être investiguées :

- modélisation 2D plan et axisymétrique permettant de réduire considérablement le nombre de particules et de diminuer fortement les temps de calculs.
- tester et proposer des lois de comportement nouvelles prenant en compte tous les points limitant sur la gélatine balistique (influence de la température, de la vitesse de déformation).

- étudier les différentes formulations de la viscosité artificielle, pour obtenir une meilleure stabilité lors du calcul SPH. Ainsi, le développement d'un code permet de proposer de nouvelles formulations plus adaptées et même d'étudier de nouvelles techniques récentes qui pourraient permettre de ne plus se servir de la viscosité artificielle.
- un dernier point très important serait de pouvoir travailler sur de nouvelles techniques de gestion du contact. Celles-ci pourraient être spécialement développées pour les méthodes sans maillage dans le contexte d'importantes déformations.

Chapitre 4 :
RECONSTRUCTIONS DE CAS
REELS D'ACCIDENT

4.1 Principes et enjeux

Bien que les critères de blessures en biomécanique aient été largement analysés durant les dernières décennies, les mécanismes lésionnels ne sont pas encore parfaitement connus. Un nombre important de tests, conduits dans le domaine de l'automobile, a permis de développer des modèles numériques, des critères numériques de blessures et des limites de tolérance [CHE_1988], [HAM_1988], [PIP_1996]. Dans le contexte militaire, les recherches ont principalement porté sur la compréhension des blessures du corps humain soumis à des impacts balistiques et aux explosions. Divers critères ont été développés, dans ce domaine de la recherche, afin de déterminer les limites de tolérance du corps humain soumis à ce type de sollicitations violentes [AXE_1996], [BAS_2008] , [BEC_1970] , [BOW_1968], [COO_1982], [COO_1986], [DAM_1964], [DAM_1966], [DAU_2011], [JOH_1993a], [KRO_1971], [KRO_1974], [KRO_1981], [KRO_1986], [LAU_1981], [LAU_1986], [LIE_2008], [PAT_1965] , [PET_2003], [RAF_2010] , [SHA_2004] , [STU_1996], [TEL_2012], [VAN_2010] , [VIA_1983], [VIA_1985], [YOG_1995] . Ces sollicitations violentes, liées au contexte militaire, peuvent, d'une manière générale se subdiviser en deux groupes :

- d'une part, les impacts entre le corps humain et le projectile. Ces sollicitations diffèrent des interactions du contexte du fait des faibles masses et des vitesses très élevées du projectile [BIR_2004]
- d'autre part, les interactions entre le corps humain et une onde de pression incidente

La différence entre ces deux types de sollicitations de l'environnement militaire est évidente. La sollicitation, due à l'impact d'une structure ou d'un projectile, conduit directement à une réponse mécanique du corps humain (force /déplacement par exemple), ce qui induit une compression directe et des effets de cisaillement. Dans le cas d'une onde de blast, la pression sera acheminée jusqu'aux organes. Il sera créé, à chaque fois, une onde réfléchiée et une onde transmise qui toutes deux contribueront à endommager les tissus. La durée de ces différentes interactions est également différente. Elle oscille autour de 1ms pour les interactions d'onde de blast et de 5ms pour les impacts de projectile/structure dans le contexte militaire. Cependant, alors que les interactions avec les ondes de pression aboutissent principalement aux lésions pulmonaires ([AWO_2014a], [KOB_2009], [LEU_2002], [ROB_1978], [RUT_1971], [SNY_1965], [SNY_1967], [TRI_1973]), ce type de blessure est également très

répandu dans des cas d'impact de projectile/structure sur la partie thoracique [ROB_1978], [RUT_1971]. Considérant qu'un même traumatisme (lésion pulmonaire) pouvait être fréquent à la suite de chargements de nature diverse (explosion, balistique), il apparaît alors intéressant d'analyser l'hypothèse d'un critère, consacré à la prédiction des lésions pulmonaires, qui serait indépendant du type de sollicitation (civil ou militaire, interaction d'onde de pression ou impact de structure/projectile). Les lésions pulmonaires étant comprises dans les traumatismes de la partie thoracique, nous nous intéresserons à différentes sollicitations de la zone thoracique. Parmi les sollicitations de cette zone, les chargements les plus étudiés portent sur les accidents de trafic. Il existe, par ailleurs, d'autres types d'accident relatif à la partie thoracique, tels que les impacts balistiques non-pénétrants ou les accidents de chute libre.

Concernant les cas de chute libre, l'étude numérique de ce type de scénario comprend un certain nombre d'avantages dans l'étude des limites de tolérance du corps humain :

- c'est une technique dépourvue d'environnements complexes, ce qui permet de réduire le nombre de variable et de limiter la présence de facteurs d'incertitude. Il peut s'agir, par exemple, d'un sujet disposant d'une ceinture de sécurité dans un crash automobile
- dans ce contexte, Les examens médicaux et radiologiques sont très souvent disponibles, ce qui permet d'avoir une description assez fournie de chaque cas

Malgré ces avantages, cette technique n'a pas été très exploitée dans le passé. Il apparaît donc pertinent de l'exploiter comme sollicitation de la partie thoracique en milieu civil. A cet effet, nous avons recherché dans la littérature, un certain nombre de cas d'accidents de chute dont la description pouvait permettre une reconstruction numérique. Pour cela, il est utile que le cas sélectionné possède un certain nombre d'informations. Notamment :

- la surface d'impact doit être identifiée
- les informations relatives à la cinétique du mouvement doivent être connues (la hauteur de chute, la vitesse d'impact)
- le scénario de chute doit être suffisamment décrit pour écarter tout facteur pouvant créer une incertitude. Il s'agirait, par exemple, de la présence d'objets ou d'obstacles durant la chute

Ainsi, ce chapitre portera sur l'analyse de cas d'accidents issus de la littérature, à des fins de détermination d'une limite de tolérance du corps humain soumis à des chargements violents.

Les cas retenus concernent des accidents de chute sur de l'eau mais également un cas d'impact balistique non-pénétrant. Une reconstruction numérique a été faite pour chacun de ces scénarii. Les résultats obtenus ont été confrontés à un critère émanant du blast afin d'évaluer le lien entre ses diverses sollicitations. Plus clairement, cette démarche a permis de lever les questions suivantes :

- est-il possible de prédire différents traumatismes émanant de la zone thoracique à partir d'un unique critère et de manière indépendante du type de sollicitations ?
- un critère dédié au blast peut-il être approprié pour prédire des blessures engendrées par des sollicitations du milieu civil (cas de chute) ou des impacts balistiques non-pénétrants ?

4.2 Choix du critère

Deux types de sollicitations ont principalement été explorés dans cette thèse : les impacts structure/projectile et les interactions avec les ondes de pressions. Dans le premier chapitre, une revue, décrivant les mécanismes lésionnels induits par ceux-ci mais surtout les critères existants à ce jour dans chacun de ses domaines, a été présentée. Le blast ne figurant pas parmi les cas d'accidents recensés, nous avons choisi de confronter les résultats qui seront obtenus à travers les simulations des autres scénarii sur un critère émanant du blast.

Le tableau 4-1 suivant liste un ensemble de travaux de la littérature traitant de critères de blessures et des paramètres mécaniques susceptibles de discriminer les cas blessés des cas non blessés. Ce tableau vise à mettre en évidence les éléments qui nous permettront de choisir un critère adapté pour cette corrélation.

Modèles	Scénarii	Variables	Informations en sortie	Avantages	Inconvénients
Bowen	Position Prône Espace ouvert Proximité d'un mur	Pression Durée	Mortalité	Simple à appliquer Nécessite juste la pression et le temps Basé sur de nombreux tests	Dédié seulement aux ondes idéales Tests principalement effectués pour des cas à proximité d'un mur Autres scénarii déduits de formules empiriques
Bass	Position Prône Espace ouvert Proximité d'un mur	Pression Durée	Mortalité	Simple à appliquer Nécessite juste la pression et le temps Basé sur de nombreux tests	Dédié seulement aux ondes idéales Tests principalement effectués pour des cas à proximité d'un mur Autres scénarii déduits de formules empiriques Diffère de Bowen pour les résultats en espace ouvert
Axelsson BTD	Quelconque	4 valeurs pressions extraites sur le dispositif expérimental	ASII (degré de blessure)	Applicable à toute onde de choc	Complexe à mettre en œuvre Basé sur des mesures de pression discutables S'appuie uniquement sur des tests avec de petites charges.
Weatherwane SP	Quelconque	Une valeur de pression en un point	ASII (degré de blessure)	Applicable à toute onde de choc	Complexe à mettre en œuvre Basé sur des mesures de pression discutables S'appuie uniquement sur des tests avec de petites charges.
Weatherwane Modifié	Quelconque	Une valeur de pression en un point	ASII (degré de blessure)	Applicable à toute onde de choc	Pas assez précis. Basé sur des mesures de pression discutables S'appuie uniquement sur des tests avec de petites charges.
Axelsson SP	Quelconque	Une valeur de pression en un point	ASII (degré de blessure)	Applicable à toute onde de choc	Pas assez précis. Basé sur des mesures de pression discutables S'appuie uniquement sur des tests avec de petites charges.
TNO SP	Quelconque	Pression Temps	ASII (degré de blessure)	Simple Ne requiert pas l'enregistrement de tout l'histogramme de pression	Pas assez précis. Basé sur des mesures de pression discutables S'appuie uniquement sur des tests avec de petites charges. Dédié seulement aux ondes comportant plusieurs pics de pression

Tableau 4-1 description de quelques critères du blast [TEL_2012]

Après la synthèse présentée par le Tableau 4-1, deux critères émergent du lot. Il s'agit du critère de Bowen et de celui de Bass. Ces deux critères ont principalement pour avantage leur simplicité. Seules la surpression maximale et la durée de l'onde de pression seront requises dans ces cas. De plus, ces modèles ont également été établis après un grand nombre de tests expérimentaux. Toutefois, nous notons que ces critères prédisent plutôt la létalité et non le niveau de blessures. Les cas de chute qui vont être simulés peuvent, dans ce contexte, être assimilés à des interactions d'onde de pressions incidentes (générées par l'impact avec la surface de l'eau) idéale en espace ouvert, c'est-à-dire sans obstacle autour de la victime. Cet aspect a permis de guider notre choix vers le modèle de Bowen, considéré beaucoup plus fiable que celui de Bass, pour des configurations en espace ouvert [TEL_2012].

Ainsi, les sections suivantes présentent des cas d'accident de chute libre mais également de balistique non-pénétrante, dont les résultats de simulations numériques seront ensuite placés sur les courbes de Bowen afin d'en prédire leur potentiel létal.

4.3 Reconstruction de quelques cas de la littérature

4.3.1 Descriptions des scénarios

4.3.1.1 Scenario 1

Ce cas extrait de la littérature [LIV_2011], décrit un accident de sport subi par un jeune athlète de plongée pendant ses entraînements. Cet athlète, de 19 ans, a subi un impact sur la surface de l'eau en plongeant d'une hauteur d'un mètre. L'impact s'est fait à plat ventre sur la surface de l'eau (position prône), le thorax étant la première zone impactée. L'athlète a ressenti alors une douleur dans la poitrine. Après un certain temps, il commença à cracher du sang. Transporté à l'hôpital, un examen tomographique de la poitrine révéla la présence d'une opacité dans la partie droite associée à une contusion pulmonaire. Le jeune athlète retourna à son activité sportive après une complète réhabilitation. Ce cas sera traité comme un scénario de chute libre dans de l'eau.

4.3.1.1 Scenario 2

Ce scénario résulte d'une étude portant sur des tentatives de suicide par chute libre d'une hauteur de 50 m. Ces cas ont été répertoriés, parmi les chutes survenues sur le pont Aurora aux Etats-Unis, par Robertson et al [ROB_1978]. Les investigations ont porté sur l'étude de 142 cas, rapportés dans la presse de Seattle, où les sujets ont atterri directement sur de l'eau. Alors que la mortalité a été estimée à 87% parmi ceux-ci, 15 cas de survie ont été davantage analysés. Les circonstances de blessure, la zone d'ecchymose, l'hémorragie ainsi que les zones de grande opacité décelées en radiologie ont permis d'identifier les contusions pulmonaires comme première cause de blessure. En effet, les radiographies thoraciques ont montré un pneumothorax développé au cours de 12 heures d'admission parmi 10 des sujets. Dans la plupart des cas, des analyses cliniques ont permis d'émettre l'hypothèse qu'un traumatisme pulmonaire a généré un pneumothorax. Ces cas seront traités comme des scénarii de chute libre dans de l'eau. La hauteur de chute de 50 m sera traduite par une vitesse de chute de 31.31 m/s en utilisant la formule $v=g*h$ avec g l'accélération de la pesanteur $g=9.81$ m/s².

4.3.1.1 Scenario 3

Le scénario 3 est basé sur divers cas d'accidents de chute libre à grande vitesse (de 15.24 à 56.64 m/s), produits aux États-Unis entre 1962 et 1965 et examinés par Snyder et al [SNY_1965], [SNY_1967]. Il s'agissait de 44 cas de survie dans de l'eau produits dans 17 états des États-Unis. Parmi ceux-ci, 4 chutes se sont produites depuis des ponts et 24 d'entre elles étaient des tentatives de suicide. Parmi les chutes accidentelles depuis de hautes structures et les tentatives de suicide enregistrées, se trouvent des environnements connus comme : la Baie de San Francisco, les tours du nouveau pont Verrazano situé entre Staten Island et Brooklyn ; mais aussi d'autres ponts comme le Pont du Barrage de la vallée du Canyon. Divers autres scénarii ont également été inclus, à savoir, des accidents de saut de parachute ou une évacuation ratée depuis un avion. Dans tous les cas enregistrés, la mesure de la distance de chute a permis de calculer la vitesse en prenant en compte la correction de la force de traînée de l'air. A l'issue de ce travail d'investigation, Snyder [SNY_1965], [SNY_1967] a établi qu'il existait, pour les cas étudiés, une vitesse critique de survie du corps

humain lors d'un impact dans de l'eau, selon les orientations du corps. Les vitesses critiques définies par Snyder pour les différentes positions suivantes sont illustrées dans le Tableau 4-2:





Descriptions	Illustrations	Vitesses critiques spécifiées par Snyder
Position à plat ventre ou position prône		26.82 m/s
Orientation latérale		26.82 m/s
Position allongée sur le dos ou position supine		28.35 m/s
Chute avec la tête		29.52 m/s

Tableau 4-2 vitesse critique de chute dans de l'eau en fonction des orientations du corps selon Snyder

Dans ce travail, seule la position allongée sur le ventre ou position prône a été analysée et reconstruite numériquement. La simulation de ce cas s'est faite en spécifiant la vitesse limite définie ci-dessus par Snyder.

4.3.1.1 Scenario 4

Le scénario 4 est un cas de balistique non-pénétrante enregistré après une violence domestique en Suisse et rapporté dans la littérature [KOB_2009], [WAH_2006]. L'incident a opposé des forces de police et un jeune homme armé. Alors que les négociations étaient infructueuses, le sujet a commencé à se mutiler ; ce qui a amené les officiers à le neutraliser à

coup de flash-ball. L'homme a été visé une fois dans la partie basse du thorax par une balle de 28g et d'un diamètre de 44mm à une distance approximative de 2m. La vitesse estimée de la balle était de 120m/s [KOB_2009]. Il a alors ressenti une douleur sévère dans la partie inférieure du thorax qui s'est traduite par une marque de contusion. Un examen de tomographie a ensuite permis de conclure à une contusion pulmonaire. Le patient a néanmoins retrouvé un état normal quelques jours plus tard. Cet incident a conduit à une suspension provisoire de l'usage de ce type de projectile par la police suisse.

4.3.2. Reconstruction numérique

4.3.2.1 les cas de chutes dans de l'eau

La reconstruction numérique de ces précédents scénarii a été effectuée grâce au code commercial Radioss. A la lecture de ces scénarii, la partie thoracique se présente comme la zone la plus atteinte (fracture de côtes, pneumothorax, contusion pulmonaire). La reconstruction de ces cas s'est effectuée à l'aide au modèle HUBYX représentant la partie thoracique des sujets accidentés. La surface d'impact étant de l'eau dans les 3 premiers scénarii, son environnement a été modélisé en utilisant une formulation sans maillage : Smooth Particle Hydrodynamics (SPH) que nous avons présentée dans le Chapitre 3 précédent. Contrairement au maillage lagrangien où les distorsions trop importantes du maillage peuvent mener à l'arrêt des calculs, cette formulation permettra d'effectuer de très grandes déformations sans impact majeur sur le pas de temps de calcul.

Sachant que notre système thoracique (thorax et abdomen) a une surface de 0.68 m x 0.37 m, le milieu liquide a été représenté sur une surface de 1 m x 0.6 m pour les 3 premiers scénarii concernés. La profondeur de ce domaine liquide a été définie à 0.275 m. Ces dimensions sont suffisantes pour observer le pic de pression dans les poumons et la décélération au niveau poitrine.

Par ailleurs, compte-tenu du fait qu'il s'agit d'une situation de plongeon (scenario 1) et que les impacts résultent en des blessures au niveau thoracique, il a semblé judicieux d'orienter le modèle HUBYX tel que la poitrine puisse être la première zone d'impact. Des études

expérimentales ont montré que les lésions pulmonaires sont généralement localisées sous la première zone d'impact [ROB_1978], [RUT_1971], [TRI_1973]. Pour cela, deux axes de rotation ont été définis tels que présentés dans la Figure 4-1. Des rotations d'angle alpha et béta seront successivement appliquées de sorte à placer HUByx dans la position la plus défavorable (zone de premier impact localisée autour de la région pulmonaire) pour des traumatismes pulmonaires.

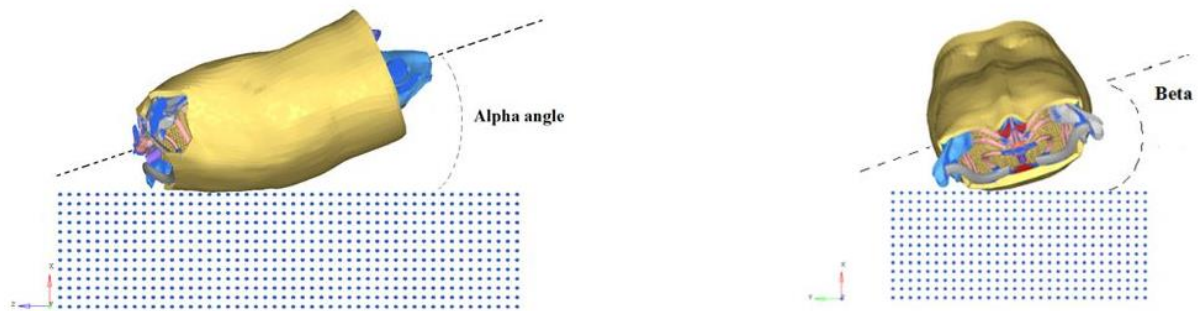


Figure 4-1 orientation du modèle HUByx avant la chute dans de l'eau

Le scénario 3, impliquant également un impact thoracique dans le l'eau en position prône, a été simulé avec une vitesse de 26.82m/s dans la même configuration que les deux précédentes simulations.

Ainsi, pour les 3 scenarii, le domaine liquide sera maillé par 19 500 particules SPH et modélisé en utilisant une loi fluide visqueuse hydrodynamique utilisée pour modéliser l'air dans le chapitre 2 précédent. Les paramètres utilisés pour ce modèle sont donnés dans le Tableau 4-3 [ALT_2014]

Composant	C_0 (MPa)	C_1 (MPa)	C_2 (MPa)	C_3 (MPa)	C_4 (MPa)	C_5 (MPa)	E (MPa)	ρ (g.mm ⁻³)
Eau	0	2199	5351	7324	0	0	0	1 e ⁻³

Tableau 4-3 paramètres utilisés pour modéliser l'eau

Une condition limite a été définie et appliquée à un domaine délimitant la frontière de la zone liquide. Celle-ci permet la non-prise en compte des particules s'éloignant du domaine fluide, de sorte à éviter qu'ils ne perturbent le pas de temps du calcul.

Une interface de contact classique, basée sur le principe de friction Coulomb, a également été appliquée afin de gérer l'interaction entre la surface Maîtresse du thorax d'HUBYX et les nœuds esclaves du domaine liquide.

4.3.2.2. L'impact balistique non-pénétrant

Le scénario 4, représentant un cas d'impact balistique, a été modélisé différemment. Le projectile de nature hyper-élastique a été modélisé par une masse de 28 g et un diamètre de 44 mm. Celle-ci a été modélisée par 2048 éléments brique de 8 nœuds et soumise à une vitesse initiale de 120m/s [KOB_2009]. Compte-tenu de la présente vitesse et de la décélération associée, la gravité n'a pas été prise en compte dans cette simulation. La trajectoire de la balle a donc été considérée comme rectiligne.

Le comportement mécanique du projectile, restant une problématique autre, sa modélisation a été réalisée en utilisant des données de la littérature, et en particulier, une étude menée par Baumgartner et al [BAU_2003] portant sur la réponse de la tête humaine soumise à un impact d'un projectile similaire. Le comportement mécanique de cette balle est considéré comme hyper-élastique et représenté par l'un modèle de Mooney-Rivlin. [BAU_2003]. Celui-ci était traduit par une courbe contrainte-déformation. Ainsi, dans la présente étude, le comportement du projectile a été simulé par une loi hyper-élastique tabulée disponible dans le code Radioss. Les paramètres appropriés seront calculés sur la base de la courbe expérimentale fournie par Baumgartner et al. Sur la base des modèles disponibles dans le code, différents modèles hyper-élastiques, définis successivement à des ordres différents, ont été évalués afin de trouver la meilleure interpolation de ces données.

- le Modèle de Ogden (1^{er}, 2nd, 3^{ème}, 4^{ème} et 5^{ème} ordre)
- le modèle de Mooney-Rivlin (1^{er} ordre)

La Figure 4-2 illustre les réponses numériques des différents matériaux confrontées l'étude de Baumgartner.

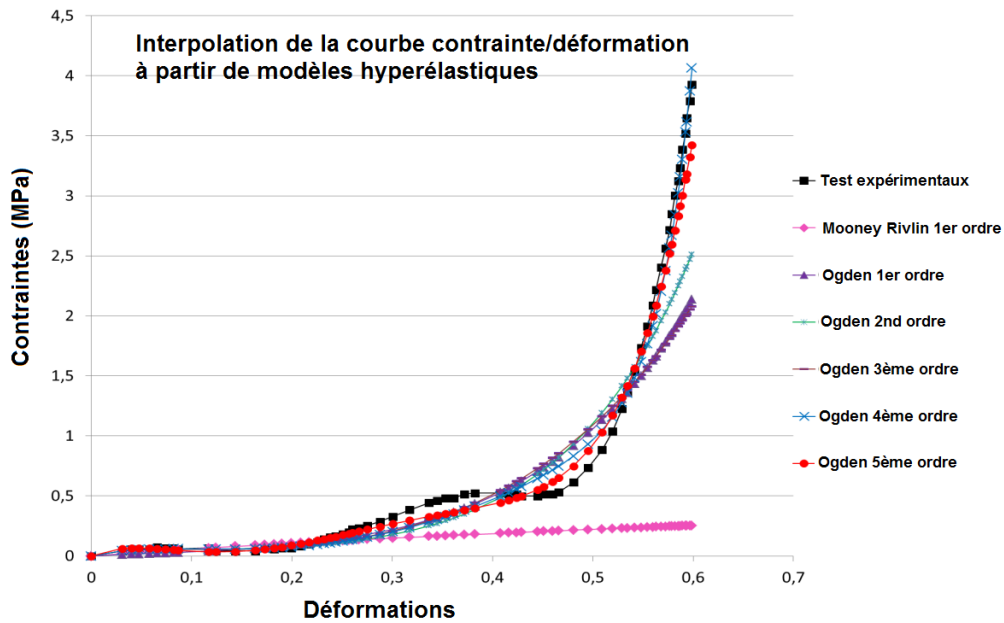


Figure 4-2 calibration de la loi de comportement du projectile de Baumgartner

Il apparaît alors que le modèle le plus proche du comportement expérimental est le 5^{ème} ordre d'Ogden. Ce modèle a donc été utilisé pour simuler le comportement du projectile.

Par la suite, une interface de contact classique a, également, été appliquée afin de gérer l'interaction entre la surface « maîtresse » du thorax d'HUBYX et les nœuds « esclaves » du projectile.

4.4 Résultats et discussion

4.4.1. Résultats

La Figure 4-3, ci-dessous, illustre le modèle HUByX au cours de l'impact dans de l'eau :

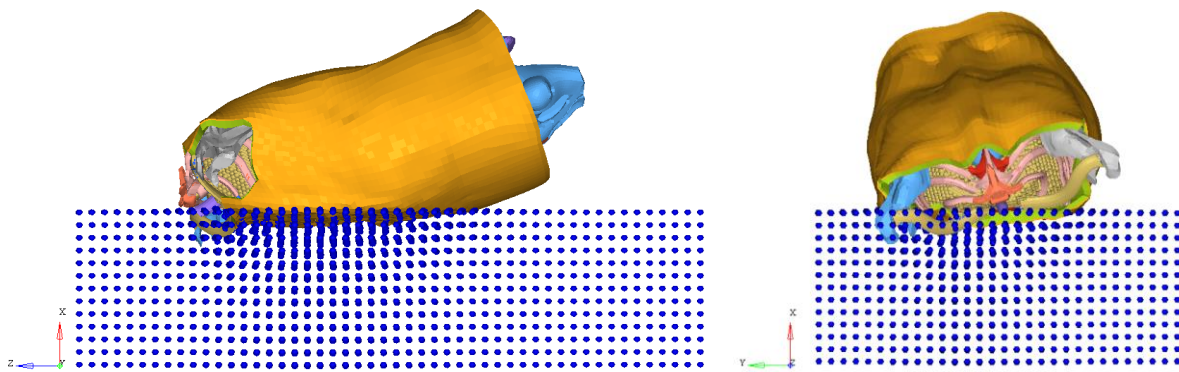


Figure 4-3 modèle HUByx pendant l'impact sur de l'eau

La Figure 4-4, ci-dessous, illustre une comparaison entre le cas réel du scénario 4 et sa reconstruction numérique après l'impact.



Figure 4-4 : illustration de sujets après l'impact (image du patient extraite de [WAH_2006] et image de HUByx)

Il peut être observé une marque de contusion concentrique similaire dans les deux cas.

Afin d'analyser l'aptitude d'un critère de blast à prédire des blessures issues de sollicitations aussi diverses que celles des 4 derniers scénarii, les précédents résultats ont été placés sur la courbe de Bowen. Il a donc été utile d'enregistrer les pics maximums de pressions et les durées de simulations de chaque scénario. Chaque scénario a donc été représenté par un point dans le graphe de Bowen illustré à la Figure 4-5:

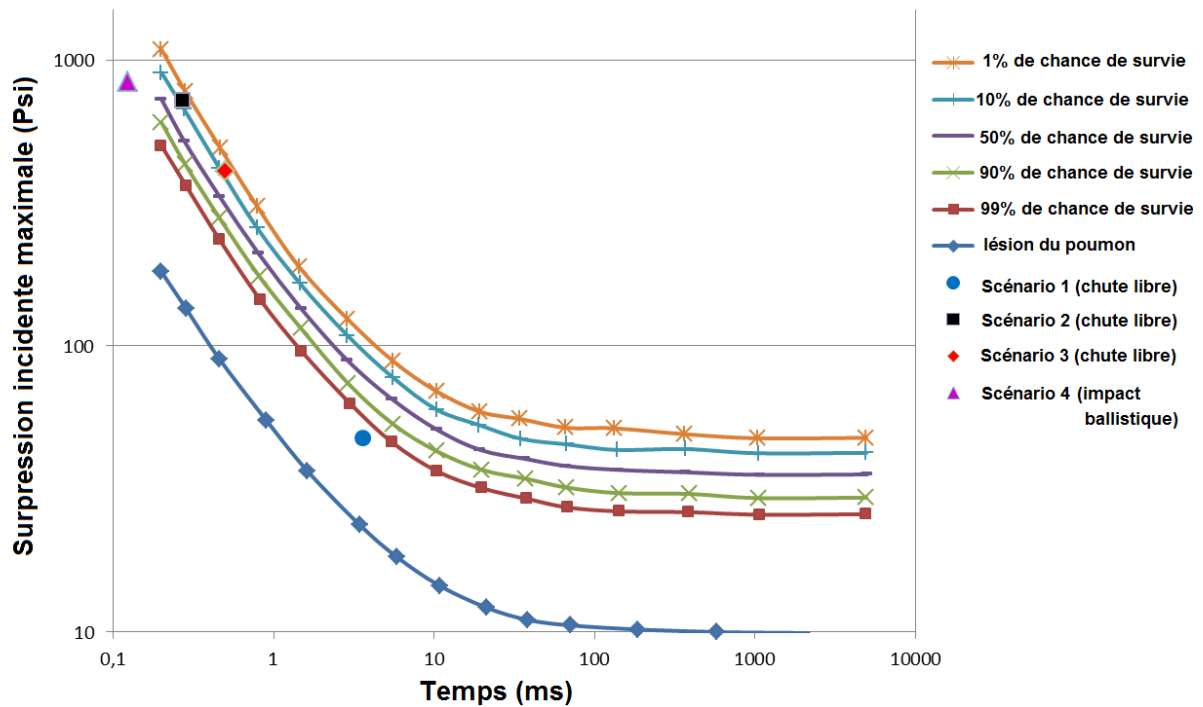


Figure 4-5 : estimation de la létalité des différents scénarios d'accident, places sur la courbe de Bowen. Cette courbe correspond à des pourcentages de survie de (1%, 10%, 50%, 90%, 99%), et à un seuil de blessure du poumon

4.4.2. Discussions

Comme présenté dans la Figure 4-5 précédente, le résultat numérique du scénario 1 (cas de chute) s'est situé entre les courbes de 99 % de chance de survie et la courbe-seuil de dommage du poumon. Cette réponse est cohérente d'après le rapport de l'incident. En effet, ce rapport [LIV_2011] relatait la présence d'une contusion pulmonaire qui peut être traduite dans la courbe de Bowen par une valeur au-dessus de la courbe-seuil de dommage du poumon.

Le scénario 2 (cas de chute à 31.56 m/s) s'est trouvé situé sur la courbe à 10 % de chance de survie. La description du scénario avait estimé le pourcentage de chance de survie dans cette configuration autour de 14 % [ROB_1978]. La réplique numérique semble donc être tout à fait cohérente par rapport au cas réel, au regard de la pression, de la durée du pic de pression et du taux de survie. .

Le scénario 3 (cas de chute à 26.82 m/s), simulé à l'aide d'une vitesse critique définie par Snyder et al [SNY_1965], [SNY_1967] pour les chutes dans de l'eau, a été positionné entre

les courbes de 1% et 10 % de chance de survie. Etant proche des courbes extrêmes de survie, cette différence avec le cas réel est faible.

Enfin, le scenario 4 (impact balistique non-pénétrant à 120 m/s) s'est positionné entre les courbes de 90% et de 99% de chance de survie. Ce résultat numérique est également très proche du diagnostic, établi dans ce scénario, qui décrit des contusions pulmonaires [KOB_2009], [WAH_2006].

Le Tableau 4-4 suivant présente un comparatif des données cliniques et des données numériques des 4 scenarii.

Scenarii	données cliniques	données numériques
1	Contusion pulmonaire	Blessures pulmonaires
2	14% de chance de survie	1% and 10% de chance de survie
3	limite de survie	1% and 10% de chance de survie
4	Contusion pulmonaire	90% and 99% de chance de survie

Tableau 4-4 : comparaison entre les données cliniques et les données numériques des 4 scénarii

Au regard, du positionnement occupé par ces différents cas et de la description préalable des cas, les courbes de Bowen semblent fournir une bonne estimation de la dangerosité de ces cas aussi divers soient-ils.

4.4.3. Limites

Les techniques de reconstruction consistent en une analyse mathématique de divers cas basée sur les lois classiques de la mécanique [SCH_2014]. Bien que les réponses des précédents scénarii, placées sur les courbes de Bowen, aient apporté des estimations pertinentes de la

dangerosité de ces types de chargements, quelques limites peuvent tout de même être soulignées dans une telle approche.

Dans un travail de reconstruction de scénarii, il est possible d'éviter des cas présentant un certain nombre d'incertitudes. Cette démarche a été utilisée par Snyder [SNY_1965] [SNY_1967] [SNY_1977] et Robertson [ROB_1978] dans leurs investigations. Dans l'analyse des différents cas enregistrés, ces derniers ont mis à l'écart les scénarii où les victimes ont impacté des objets autres que de l'eau. Il peut s'agir là d'objets flottants sur la surface de l'eau. Néanmoins, comme c'est bien le cas pour toute transmission d'informations, la description des scénarii et les témoignages ne sont pas toujours rapportés sans perte d'informations. Cela peut concerner, par exemple, la séquence exacte des évènements. Ce facteur engendre une incertitude dont l'impact sur notre étude ne saurait être quantifié.

Plus encore, des études expérimentales ayant établi le fait que les lésions pulmonaires sont généralement localisées sous la première zone d'impact [RUT_1971], les reconstructions de ces cas d'accidents ont été effectuées en orientant HUByx tel que le poumon puisse être la première zone d'impact. Toutefois, des études [SNY_1967], [SNY_1977] ont pointé l'influence de l'orientation sur les traumatismes du thorax. Il est donc important de relever qu'une incertitude subsiste sur l'orientation exacte des différents sujets durant le choc.

Un autre point qui mérite d'être mis en lumière est la durée d'impact. En général, il peut être observé que la durée d'impact d'un sujet dans un cas de chute est de l'ordre de la milliseconde [WAR_1986], et que les impacts dans des structures de faible rigidité génèrent des durées d'impact beaucoup plus longues [SNY_1963], [WAR_1986]. Dans les courbes de Bowen, dédiées aux ondes de blast idéales, c'est-à-dire qui ne comportent qu'un seul pic de pression, la durée prise en compte est celle de la phase positive induite par cet unique pic de pression. Observant qu'un impact de chute libre engendre plusieurs interactions dans les poumons, celui-ci peut être considéré comme un phénomène comportant une succession de pic de pressions. Afin de se rapprocher au mieux de la durée considérée dans l'analyse de Bowen, il a été décidé la prise en compte d'une durée se rapportant au pic de pression maximum, potentiellement plus dangereux. Malgré la pertinence des résultats obtenus par ce post-traitement, cette approche consistant à analyser une onde de pression aux pics multiples suivant un critère dédié à une onde idéale (mono pic) reste néanmoins une approximation qui peut être questionnée.

Il est admis que les conditions physiologiques et physiques constituent un élément d'analyse pertinent dans les techniques de reconstitution. Elles peuvent avoir une influence sur la puissance, la direction de chute ou les réflexes qui vont à leur tour déterminer la position finale du sujet à l'impact et donc le degré de blessure. [SNY_1965], [WIS_2004]. Ces données physiologiques et physiques n'ayant pas été prises en compte, constituent une variable supplémentaire.

En outre, le scénario 3 simule un cas de chute libre à une vitesse de 26.82m/s. Cette vitesse, définie par Snyder comme une vitesse limite de survie, se trouve inférieure à celle issue de l'étude de Robertson (31.31ms) qui prédit, tout de même, un pourcentage de survie de 14%. Il peut donc être observé que les paramètres globaux tels que la vitesse ne permettent pas d'aboutir à un consensus. Ces écarts justifient bien de la nécessité de l'usage des modèles éléments finis où les paramètres locaux (pressions dans ce cas) peuvent être obtenus pour mener une analyse plus pertinente.

4.5 Conclusions

Cette étude a porté sur le lien entre des chargements violents provenant de sollicitations de natures diverses. 4 scénarii portant sur des cas de chute dans de l'eau (pendant une activité sportive, une situation accidentelle ou de suicide) et sur des impacts balistiques non-pénétrants ont été analysés. Ces cas ont été reconstruits à l'aide du modèle élément fini HUByx. Afin de prédire la dangerosité de ces scénarii, les résultats de chacune de ces simulations ont permis de placer celles-ci sur les courbes de Bowen. Les courbes de Bowen représentent différents pourcentages de chance survie (1 %, 10 %, 50 %, 90 %, 99%) d'un sujet soumis à une onde de blast, caractérisée par un couple pression maximale / durée du pic de pression donnée.

L'objectif d'une telle démarche était également d'évaluer l'aptitude d'un critère issu du blast dans la prédiction des traumatismes issus de chargements de natures diverses. Le placement de ces scénarii parmi ces courbes de risque a été pertinent compte-tenu de la description de ces différents cas. Elles permettent, ici, d'établir un lien entre les mécanismes lésionnels de ces diverses sollicitations. Cette étude porte également sur les limites des paramètres globaux

tels que la (la hauteur de chute ou la vitesse) qui ne suffisent pas à traduire la gravité des cas investigués. Cela permet clairement de valoriser les méthodes numériques qui permettent d'extraire des paramètres locaux, tels que la pression dans notre cas, dont l'usage directe ou par une convolution de ceux-ci permettraient d'aboutir à des prédictions encore plus proches de la réalité.

Par ailleurs, ce travail ayant porté sur la courbe de Bowen qui analyse uniquement l'aspect létal de ces chargements, il serait intéressant d'utiliser cette technique de reconstruction pour investiguer des critères de blessure. Le nombre de cas présentés dans cette étude étant très limité pour une telle analyse statique, il serait pertinent d'agrandir la base actuelle de données accidentelles. Nous avons en effet initié un partenariat avec Centre Hospitalier de Belfort-Montbéliard afin de rassembler un plus grand nombre de cas réels d'accident de chute dont les diagnostics médicaux sont disponibles. La reconstruction de ce plus grand nombre de cas, que nous avons déjà initiée, constitue la suite de ce travail. Elle nous permettra d'aller plus loin dans l'étude des critères de tolérance du corps humain et du possible lien entre différentes sollicitations violentes.

En somme, ce travail peut être considéré comme une première étape dans la recherche d'un critère universel de blessure de la partie thoracique soumise à des chargements violents.

Chapitre 5 :
CONCLUSIONS, LIMITES ET
PERSPECTIVES

5.1 Conclusions

Ce travail de Thèse de Doctorat s'inscrit dans le contexte de la recherche sur les critères de tolérance du corps humain soumis aux sollicitations de la partie thoracique. Il présente une étude anatomique de la partie thoracique de l'humain ainsi que l'analyse de différentes sollicitations violentes de cette partie et ainsi que leurs effets. Ces sollicitations, en particulier les chargements du contexte militaire, ont été analysées et simulées. Ce travail s'est positionné sur la modélisation numérique par Eléments finis et par la méthode sans maillage SPH (Smooth Particles Hydrodynamics) de ces phénomènes. Des corrélations ont été conduites en comparaison avec les données expérimentales et analytiques de la littérature. Les différents chapitres de ce manuscrit ont exploré le phénomène d'explosion, l'impact balistique pénétrant et la réplique de cas d'accidents réels. Les résultats et conclusions suivants ont été formulés :

Concernant la modélisation 3D de la réponse du mannequin numérique HUByx soumis à un cas de blast, tiré d'une étude expérimentale, de bonnes corrélations numériques/expérimentales ont été obtenues. Ces premières simulations sont très intéressantes, pour des travaux de recherche futurs sur cet axe, et elles apportent un crédit supplémentaire sur l'aptitude du modèle HUByx à donner une réponse bio-fidèle lorsqu'il est soumis à ce type particulier de chargement.

Dans la modélisation d'un impact balistique pénétrant, la pénétration d'un modèle représentatif d'un bloc de gélatine à 20% par un projectile en acier a été simulée avec succès. Deux modèles ont été effectués : le premier a été réalisé avec une formulation uniquement lagrangienne et les résultats de ce modèle ont conduit à de bonnes corrélations avec les données analytiques et expérimentales. Toutefois, avec ce type de formulation, il est difficile de s'affranchir complètement d'erreurs numériques en simulant ce type de sollicitations violentes. A cet effet, nous avons initié une simulation intégrant un modèle couplant les éléments de la formulation lagrangienne classique et des particules SPH (Smoothed Particles Hydrodynamics) de la méthode sans maillage. En plus de s'affranchir d'erreurs numériques, ceux-ci ont eu pour but de proposer une simulation plus réaliste, notamment, dans les phénomènes d'arrachement de la matière. Les premières simulations effectuées dans ce cadre montrent des résultats très prometteurs, dont les corrélations avec les données expérimentales sont satisfaisantes. Ces modélisations ont été effectuées avec une loi élastoplastique

hydrodynamique qui pourra plus loin être intégrée dans le modèle HUByx pour simuler le comportement des tissus mous.

Concernant la reconstruction numérique d'accidents réels générant des traumatismes de la partie thoracique, cette étude a permis d'initier les réflexions sur la recherche d'un critère pouvant prédire l'apparition de lésions indépendamment de la nature de la sollicitation. A cet effet, 4 répliques numériques d'accidents réels ont été effectués avec le modèle élément finis HUByx. Parmi ces scénarii, 3 cas portaient sur des accidents de chute et un autre sur un impact balistique non-pénétrant. Les résultats de ces simulations ont été placés parmi les courbes de Bowen qui prédisent le pourcentage de chance de survie à une onde de blast dont on connaîtrait la valeur du pic de pression maximal ainsi que la durée de propagation de cette onde. Le positionnement de ces simulations a conforté l'idée d'un critère qui pourrait prédire des traumatismes dus à des sollicitations, qu'elles soient du milieu civil ou militaire.

5.2 Limites

Malgré la qualité des corrélations obtenues, ces travaux constituent un premier pas vers un modèle bio-fidèle et la définition de critère de prédiction des traumatismes du corps humain. De ce fait, un certain nombre de limites peut naturellement être adressé.

Tout d'abord, dans le contexte du blast, les phénomènes de réflexion d'onde n'ont pas été étudiés dans cette étude. Il est à noter que la modélisation de ce phénomène accorderait également un crédit supplémentaire à la maîtrise d'une simulation d'explosion. De plus, il est également important de relever que les explosifs que nous avons considérés dans nos travaux ont une forme parallélépipédique, différentes des formes sphériques usuelles. La forme de l'explosif jouant un rôle dans la propagation de l'onde de pression générée, il est important de prendre en compte ce facteur dans l'analyse des résultats obtenus.

Dans la recherche portant sur la balistique pénétrante, il est tout d'abord intéressant de rappeler que ce travail conduira à terme à l'implémentation des lois de comportement dans le modèle HUByx. A cet effet, il est important de noter que la loi élastoplastique hydrodynamique utilisée à ce jour, malgré la pertinence des résultats, n'intègre pas encore la température qui est un paramètre très important pour des impacts à très hautes vitesses. Plus

encore, cette loi est dédiée à la simulation de matériau homogène ce qui n'est pas le cas des blocs de gélatine utilisés dans les modèles expérimentaux que nous avons tenté de représenter. Par ailleurs, pour pallier des erreurs numériques de nos premiers modèles, effectués avec un maillage lagrangien classique, nous avons initiés de premières simulations avec une formulation sans maillage. Malgré les premiers résultats très prometteurs que nous avons obtenus, plusieurs axes peuvent être creusés sur ce nouveau modèle. Il peut s'agir par exemple, de l'étude de modèle de viscosité numérique qui influence la pénétration du projectile dans la cible. La durée des simulations constituant, également un paramètre très important dans toute étude numérique, la réduction de nos temps de simulations passe également par l'utilisation de modèles 2D axisymétriques. Cependant, le logiciel Radioss que nous utilisons aujourd'hui n'intègre pas de modèle 2D axisymétriques pour une formulation sans maillage SPH. Il s'agit donc en effet d'une limitation supplémentaire à prendre en compte pour nos travaux futurs.

Enfin, en ce qui concerne la réplique de cas d'accident, les résultats très intéressants qui ont été obtenus permettent d'initier les réflexions sur les critères de blessures venant de sollicitations diverses. Cependant le nombre limité de cas reconstruits (4 scénarii) ne nous donne pas une base statistique suffisante pour conclure sur cette démarche et plus loin proposer un critère et des limites de tolérance. A cet effet, une étude plus large sur un plus grand nombre de cas est requise. De plus, dans les cas reconstruits, il est également important d'intégrer le fait que dans tout travail de réplique, des incertitudes peuvent être observées. C'est par exemple le cas sur le positionnement exact (angle d'impact) d'un sujet lors de l'impact avec la surface de l'eau.

5.3 Perspectives

Compte tenu des résultats obtenus et des limites constatées, plusieurs perspectives peuvent donc être explorées :

Il s'agit dans un premier temps de poursuivre les modélisations sur le phénomène d'explosion en utilisant des formulations sans maillage. Ces simulations seront, par exemple, utiles pour la modélisation des phénomènes d'explosion de mine dans le contexte militaire.

Dans le cadre de l'étude de la balistique pénétrante, plusieurs pistes restent à explorer. Il s'agit de la prise en compte de la température dans les lois de comportement actuel, de la gestion de la viscosité dans les formulations SPH et du développement de modèle axisymétrique. Afin de contourner ses limites, qui sont à ce jour dues au logiciel Radioss utilisé, le développement d'un code numérique est actuellement en cours au sein de l'équipe. Celui-ci sera dans un premier temps dédié à la modélisation d'impact pénétrant dans des modèles représentatifs de tissus mous.

Dans le cadre de l'étude sur la définition de critère de blessure, un partenariat avec un établissement hospitalier, (CHBM Centre Hospitalier de Belfort-Montbéliard), a été effectué pour l'accès à des bases d'informations sur l'accidentologie sur le territoire de Belfort et de Montbéliard. Les analyses des dossiers ont principalement porté sur des chutes sur la partie thoracique, amenant, ou non à des blessures caractéristiques du poumon et des structures osseuses (pneumothorax, hémithorax, fractures de côtes, etc...). Les répliques numériques de ces cas réels est actuellement en cours et doivent conduire, à terme, à une analyse statistique permettant de trouver un critère discriminant les cas de blessures des cas non blessés. Afin d'avoir un grand nombre de cas, la période de cette recherche a été fixée entre le 01/01/2009 to 30/11/2014. Les résultats de cette recherche des rapports médicaux ont permis de recueillir 25 cas d'accidents disposant d'informations sur les lieux, les hauteurs de chute et la description des circonstances. La réplique de ces cas d'accidents est actuellement en cours au sein de l'équipe et elle permettrait d'aller plus loin dans la réplique numérique d'accidents réels et dans le développement de mécanismes de blessures et seuils de tolérance.

REFERENCES

[AIH_2008] Aihaiti, M., Hemley, R. J., 2008. Equation of State of Ballistic Gelatin. Tech. rep., Carnegie Institution of Washington, Washington DC.

[AIH_2011] Aihaiti, M., Hemley, R. J., 2011. Equation of State of Ballistic Gelatin (II). Tech. rep., Carnegie Institution of Washington, Washington DC.

[ALI_2006] Alia A, Souli M. High explosive simulation using multi-material formulations. Applied Thermal Engineering 2006; 26:1032–1042.

[ALT_2014] Altair Hypermesh Radioss® Starter User's Manual, Version 12, 2 rue de la renaissance, 92184 Antony Cedex France

[AMA_2012] Amarilio I.B. 1, BenesD. 1, Asaf1 Z.1, Ya'akobovichA. 1, Shmulevich I. 2, Mouradjalian A. 2, Wolf A. 3, Grunner S. 4, Kluger Y. 4 Development of a Simulation Tool for Assessing the Effect of Non-Penetrating Blunt Trauma from Ballistic Impact, Personal Armour Systems Symposium proceedings, p295-p305, September 2012 Germany

[ANK_1999] Ankersen, J., Birkbeck, A. E., Thomson, R. D., Vanezis, P., Jan. 1999. Puncture resistance and tensile strength of skin simulants. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine 213 (6), 493{501.

[APP_2011] Appleby-Thomas, G. J., Hazell, P. J., Wilgeroth, J. M., Shepherd, C. J., Wood, D. C., Roberts, A., Apr. 2011. On the dynamic behavior of three readily available soft tissue simulants. Journal of Applied Physics 109 (8), 084701.

[APP_2014] Appleby-Thomas, G. J., Hazell, P. J., Sheldon, R. P., Stennett, C., Hameed, A., Wilgeroth, J. M., May 2014. The high strain-rate behaviour of selected tissue analogues. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 33, 124-35.

[ASS_2003] Association for the Advancement of Automotive Medicine : Description et gravité des lésions traumatiques selon les classifications AIS 1998 et IIS 1994 ; http://opac.invs.sante.fr/doc_num.php?explnum_id=5724; version traduite en français, juin 2003

- [AWO_2014a] Awoukeng Goumtcha A., Karine Thorat-Pierre and Sébastien Roth, Biomechanical model of the thorax under blast loading: A three dimensional numerical study. International International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, Volume 30, Issue 12, pages 1667–1678, December 2014
- [AWO_2014b] Awoukeng-Goumtcha, A., Taddei, L., Tostain, F., Roth, S., Jan. 2014. Investigations of impact biomechanics for penetrating ballistic cases. Bio-medical materials and engineering 24 (6), 2331-9.
- [AWR_2007] Awrejcewicz J., Łuczak B., ‘The finite element model of the human rib cage’, Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 45 (1), (2007), 25-32
- [AXE_1996] Axelsson H., and Yelverton J.T., Chest Wall Velocity as a Predictor of Non-auditory Blast Injury in a Complex Wave Environment, The journal of trauma, Injury, Infection, and Critical Care, Vol 40, no 3, pp. S31-S37, 1996
- [BAI_1988] Bailly P. Effets des explosions sur les constructions - chargement et réponse de la Structure, Thèse de doctorat, Université d’Orléans, 1988.
- [BAK_1973]. Baker W.E. : Explosions in Air. Austin, University of Texas Press (1973)
- [BAK_1983]. Baker W.E., Cox P.A., Westine P.S., Kulesz J.J., and Strehlow R.A.: Explosion hazards and evaluation. Fundamental Studies in Engineering. Elsevier, New-York, Elsevier (1983)
- [BAK_2013] Barkaoui A., Modélisation multi-échelle du comportement mécano-biologique de l’os humain : de l’ultrastructure au remodelage osseux, Thèse de Doctorat 2013, Université d’Orléans,
- [BAS_2008] Bass C R, Rafaels K A, Salzar R S, Pulmonary injury risk assessment for short-duration blasts, Journal of Trauma, Vol. 65, No 3, pp. 604-615, September 2008
- [BAU_2003] Baumgartner D, Willinger R, Finite element modelling of human head injuries caused by ballistic projectiles, Proc. RTO Specialist Meeting, the NATO, Koblenz, Germany
- [BAU_2010] Baudin G, Serradeil R. Review of Jones-Wilkins-Lee equation of state. EPJ Web of Conferences 2010; 10:00021.

- [BEC_1970] Beckman D.L., Palmer M.F., Thoracic force-deflection studies in primates, *J. Biomechanics*, Vol. 3 (1970)
- [BEL_1998] Belytschko T., Krongauz Y., Dolbow J., Gerlach C., On the completeness of meshfree particle methods, *International Journal of Numerical Methods in Engineering*. 43 (1998), 785-819.
- [BER_1976] Berlin R.H., Gelin L.E., Janzon B. Local effects of assault rifle bullets in live tissues. Part I, *Acta Chir. Scand. Suppl.* 459, 1-84, 1976
- [BER_1977] Berlin R.H., Janzon B., Rybeck J. Sandegard and Seeman T., Local effects of assault rifle bullets in live tissues. Part II. Further studies in live tissues and relations to some simulant media; *Acta Chir. Scand. Suppl.* 477, 1-48, 1977
- [BIR_2000] Bir. C., The evaluation of blunt ballistic impacts of thorax. PhD thesis, Wayne State University, 2000.
- [BIR_2004] Bir C., Viano D., King A., Development of biomechanical corridors of the thorax to blunt ballistic impacts, *Journal of Biomechanics* 37 (2004) 73-79.
- [BOR_2011] Borvik T., Olvsson L., Dey S.. Normal and oblique impact of small arms bullets on AA6082-T4 aluminium protective plates. *International Journal of Impact Engineering*, 38(2011), p 577-589.
- [BOU_2000] Bouamoul A, Williams K. Effect of human and sheep lung orientation on primary blast injury induced by single blast, *Personal Armour System Symposium, (PASS 2010)*, Québec city, Canada 2010; pp. 149-156.
- [BOU_1994] Bouquet R., Ramet M., Bermond F., Cesari D.: Thoracic and human pelvis response to impact, *proceedings of the 14th International technical conference on enhanced safety of vehicles*, (1994) pp. 100-109
- [BOU_2008] Bourget D., Anctil B., Pageau G., Rice K., and Toman A. Overview of thoracic and abdominal blunt impact models, *Personal Armour Systems Symposium 2008*, Belgium pp. 100-109
- [BOU_2009] Bouteiller H., Baron P., Castel M., Velly A., Collet L., Gallet S., Bleas J., Tran D. *Prise en charge des victimes de traumatismes pénétrants. Rapport du SAMU de France*, Chapitre 91, 2009

- [BOW_1965] Bowen I G, Hoiladay A, Fletcher E R, Richmond D R, White C S, A fluid-mechanical model of the thoraco-abdominal system with applications to blast biology, DASA Report 1675, Defense Atomic Support Agency, 1965
- [BOW_1968] Bowen I G, Fletcher E R, Richmond D R, Estimate of man's tolerance to the direct effects of air blast, technical progress report, DASA-2113, Defense Atomic Support Agency, Department of Defense, Washington, DC, October 1968
- [BRE_2012] Bresson F., Ducoureta J., Peyré J., Maréchal C., Delille R., Colard T., Demondion X.. Experimental study of the expansion dynamic of 9 mm Parabellum hollow point projectiles in ballistic gelatin. Juin 2012. Forensic science international 219 (1-3), 113-8.
- [BRO_1955] Brode, H.L., Numerical solution of spherical blast waves, Journal of Applied Physics, American Institute of Physics, New York, 1955
- [BRO_1985] Brossard J., Leyer J.C., Desbordes D., Saint-Cloud J.P., Hendricks S., Garnier J.L., Lannoy A., Perrot J.: Air blast from unconfined gaseous detonation. Vol.94, pp. 556-566 of Progress in Astronautics and Aeroronautics (1985)
- [BUT_1996] But_1996 Butler K, Moore E, Harken A (1996) Traumatic rupture of the descending thoracic aorta AORN J 63(5):917-925
- [CAI_1994] Caillou, J., Dannawi, M., Dubar, L., Wielgosz, C., 1994. Dynamic behaviour of a gelatine 20% material numerical simulation. In: Personal Armour System Symposium. pp. 325{331.
- [CAV_1993] Cavanaugh, J.M. (1993) The biomechanics of thoracic trauma. In Accidental Injury: Biomechanics and Prevention (Edited by Nahum, A.M., Melvin, J.W.) pp. 362-390. Springer-Verlag , New York
- [CHA_2010a] Chaffanjon P. Cours d'anatomie du thorax université Joseph Fourier de Grenoble année universitaire 2010/2011
- [CHA_2010b] Chafi MS, Karami G, Ziejewski M. Biomechanical assessment of brain dynamic responses due to blast pressure waves. Annals of Biomedical Engineering 2010; 38(2):490–504. doi:10.1007/s10439-009-9813-z.

- [CHE_1973] Chen P.H., Dynamic response of the human thoracic skeletal system to chest impact. Ph.D. Dissertation, (1973). University of California, Los Angeles.
- [CHE_1974] Chen P.H., Roberts S.B., Dynamic response of the human thoracic skeleton to impact. ENG-0274, School of Engineering and Applied Science, (1974). University of California, Los Angeles.
- [CHE_1978] Chen P.H., Finite element dynamic structural model of the human thorax for chest impact response and injury studies. *Aviation Space and Environmental Medicine* (1978), 143–149.
- [CHE_1988] Chen, H.-H., and Guenther, D.A. (1988) Computer simulation and evaluation of the effect of padding on the thorax in the lateral impact. Proceedings of the 32nd Stapp Car Crash Conference, Atlanta, Georgia, USA, SAE 881722.
- [CHU_1985] Chuong CJ, Stuhmiller JH. Characterization and modeling of Thoracoabdominal response to blast waves. Final Report for the USAMRDC, Contract No. DAMD17-82-C-2062, 1985.
- [CIH_2006] Cihalova L. Development of biomechanical deformable thoracic model, *Journal Engineering mechanics*, 13 (2006) No. 6, pp. 453–465
- [CLE_1956]. Clemedson C J. Blast injury. *Physiol Rev* 1956; 36: 336-354
- [COO_1982] Cooper G.J., Pearce B.P., Stainer M.C., Maynard R.L. (1982) The biomechanical response of the thorax to non-penetrating impact with particular reference to cardiac injuries. *J. Trauma* 22, 994-1008.
- [COO_1986] Cooper G. J., and Maynard R.L. (1986) An experimental investigation of the biokinetic principles governing non-penetrating impact to the chest and the influence of the rate of body wall distortion upon the severity of lung injury. In Proceedings of IRCOBI European Impact Biomechanics Conference, Zurich
- [CRO_2004] Cronin D, Greer A, Williams K, Salisbury C. Numerical modelling of blast trauma to the human torso, Proceedings of the Personal Armour Systems Symposium (PASS 2004), The Hague, The Netherlands, 2004; pp. 323–332.

[CRO_2009] Cronin, D. S., 2009. Dynamic characterization and simulation of ballistic gelatin. In: Proceedings of the SEM Annual Conference. Society for Experimental Mechanics Inc., Albuquerque New Mexico USA.

[CRO_2011] Cronin, D. S., Falzon, C., Nov. 2011. Characterization of 10% Ballistic Gelatin to Evaluate Temperature, Aging and Strain Rate Effects. *Experimental Mechanics* 51 (7), 1197-1206.

[DAB_2012] Daban J.L., Peigne V., Boddaert G., Okoue Ondo R., Paul S., Debien B. Traumatisme pénétrant et balistique, Congrès Médecins, 2012, France

[DAM_1964] Damon E G, Richmond D R, White C S, The effects of ambient pressure on tolerance of mice to air blast, DASA Report 1483, Defense Atomic Support Agency, 1964

[DAM_1966] Damon E G, Gaylord C S, Hicks W, Yelverton J T, Richmond D R, White C S, The effects of ambient pressure on tolerance of mammals to air blast, DASA Report 1852, Defense Atomic Support Agency, 1966

[DAU_2011] Dau N., Cavanaugh J., and Bir C., Evaluation of Injury Criteria for the Prediction of Commotio Cordis from Lacrosse Ball Impacts, *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 55 (2011), pp. 251-279

[DAT_2010] Datoc D., Finite element analysis and modeling of a 38 Lead round nose ballistic gelatin test. PhD thesis, 2010, San Luis Obispo: Faculty of California Polytechnic State University.

[DEN_1999] Deng Y., Kong W., Ho H., “Development of a Finite Element Human Thorax Model for Impact Injury Studies,” SAE Technical Paper 1999-01-0715, (1999)

[DEP_2005]. DePalma RG, Burris Dg, Champion HR, Hodgson MJ. Blast injuries. *n Engl J Med* 2005; 352: 1335-42

[DIM_1998] Di Maio V. J.M., *Gunshot Wounds: Practical Aspects of Firearms, Ballistics, and Forensic Techniques*, SECOND EDITION, ISBN 9780849381638 - CAT# 8163, Dec 1998

[DOB_1985]. Dobratz BM, Crawford PC. LLNL Explosives Handbook: Properties of chemical explosives and explosive simulants, Lawrence Livermore National Laboratory, UCRL – 52997 Change 2, 1985.

[DUV_2005] DUVERGER V., Les plaies vasculaires par arme à feu. Notions fondamentales et principes thérapeutiques. Séance d'enseignement du Collège de chirurgie vasculaire 10 Juin 2005, Chirurgie vasculaire HIA Begin St Mandé

[DUY_2012] Duy-Hung DUONG Etude de la vulnérabilité de structures cylindriques soumises à une forte explosion externe, (2012) Thèse de Doctorat, Université d'Orléans

[FAC_1999] Fackler M.L. report 1999 . Firearms tactical institute. <http://www.firearmstactical.com/>

[FOR_2005] Forbes P. A., Development of a Human Body Model for the Analysis of Side Impact Automotive Thoracic Trauma; Ph.D thesis of the University of Waterloo, Canada (2005)

[FUN_1984] Fung YC, Yen MR (1984) Experimental investigation of lung injury mechanisms. Topical report U.S. Army DAMD17-82-C-2062

[GAN_2012] Ganpule S, Alai A, Plougouven E, Chandra N. Mechanics of blast loading on the head models in the study of traumatic brain injury using experimental and computational approaches. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology. DOI: 10.1007/s10237-2012-0421-8 California.

[GFC_2015] Site du Groupement Français de Combustion <http://www.combustioninstitute.fr/>

[GIN_1977] Gingold, R. A., Monaghan, J. J., 1977. Smoothed particle hydrodynamics - Theory and application to non-spherical stars. Monthly Notices of the Royal Astronomical Society 181, 375–389.

[GIN_1982] Gingold, R., Monaghan, J., Jun. 1982. Kernel estimates as a basis for general particle methods in hydrodynamics. Journal of Computational Physics 46 (3), 429-453.

[GOL_1998] Goldsmith W.. Non-ideal projectile impact on targets. International Journal of Impact Engineering, 22, 1999,p 95-384.

[GOO_1960] Goodman H J, Compiled free-air blast data on bare spherical pentolite, BRL-Report 1092, Ballistics Research Laboratory, Aberdeen Proving Ground, Maryland, USA, 1960

[GRI_2013] Grinfeld, M., 2013. Complete Operational Equations of State for Hydrocode. *Procedia Engineering* 58, 260-268.

[HAL_2012] Haladuick TN, Cronin DS, Lockhart PA, Singh D, Bouamoul A, Dionne J-P, Ouellet S. Head Kinematics Resulting from Simulated Blast Loading Scenarios (PASS 2012), Nürnberg, Germany, 2012; pp. 48–57.

[HAM_1988] Hamilton, M.N., Chen, H.-H.F., Guenther, D.A., and Cheng, P. (1988) Computer simulation of the child thorax. *Proceedings of the 32nd Stapp Car Crash Conference*, Atlanta, Georgia, USA, SAE .881724.

[HAR_1962] Harvey E.N., Butler J.H., McMillen E.G., Mechanism of wounding in wound ballistics (Coates JB, ed), (1962) Washington DC: US Army Surgeon General, pp 143-235

[HAR_2001] Hardy N.W., Schneider L.W., Rouhana S.W, Abdominal impact response to rigid-bar, seatbelt, and airbag loading, 45th Stapp Car Crash conference (2001), SAE paper 2001-22-0001

[HEN_1979] Henrych J.M. : The dynamics of explosion and its use. Amsterdam, Elsevier (1979)

[HEU_2012] Heuzé O., Oct. 2012. General form of the Mie-Gruneisen equation of state. *Comptes Rendus Mécanique* 340 (10),679-687.

[HOP_1915]. Hopkinson B., British Ordnance Board Minutes, 13565 (1915)

[HOU_2012]. Housden Steven MSC BSc (Hons) BN (HONS) RN (A), Blast injury: A case study, Queen Alexandra's Royal Army nursing Corps (QARANC), United kingdom, *international Emergency Nursing* (2012) 20, 173-178

[HUA_2009]. Huang, Y., 2009. Gelatin Equation of State Characterization Progress. Tech. rep., U. S. Army Research Laboratory, Aberdeen Proving Ground, MD, 21005-5066.

[HUB_2013]. Hubbs K. and Klinger D. Impact munitions data base of use and effects, disponible sur internet en mars 2013 : <https://www.ncjrs.gov/pdffiles1/nij/grants/204433.pdf>. Technical report, U.S. Department of Justice, 2004.

[IMI_2006] Imielinska C, Przekwas A, Tan XG. Multiscale Modeling of Trauma Injury, *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 3994. Springer-Verlag: Berlin, 2006.

[ITO_2002] Itoh S, Hamashima H, Murata K, Kato Y. Determination of JWL parameters from underwater explosion test, in: 12th international Detonation Symposium San Diego, CA, 2002.

[IWA_2002] Iwamoto M., Kisanuki Y., Watanabe I., Furusu K., Miki K., Hasegawa J., Development of a finite element model of the total human body model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction. Proc. Of International Research Council on the Biomechanics of Impact (IRCOBI), (2002) Munich (Germany), pp. 31-42

[JAV_2009] Javed I. Effects of an External Explosion on a concrete Structure, PhD thesis, University of Engineering & Technology, Taxila, 2009.

[JOH_1993a] Johnson D L, Yelverton J T, Hicks W, Doyal R, Blast Overpressure Studies with Animals and Man: Biological Response to Complex Blast Waves, Final Report, US Army Medical Research and Development Command, October 1993

[JOH_1993b] Johnson, G. R., Petersen, E. H., Stryk, R. A., 1993. Incorporation of an SPH option into the EPIC code for a wide range of high velocity impact computations.

[JOH_1994] Johnson JB. Determining the equivalent explosive effect for different explosives, U.S Army Cold Regions Research and Engineering Laboratory Ft. Wainwright AK99703-0170, Proceedings of the 1994 International Snow Science Workshop, Snowbird Utah, USA.

[JOL_2000] Jolly J.E., Young K.W., Computer modelling and simulation of bullet impact to the human thorax. NPS-ME-00-002, .Naval Postgraduate School, Monterey, CA, June (2000)

[JOU_1995] Jourdan Ph. Éléments de balistique lésionnelle. Cours de l'EASSA, Edit Val-de-Grâce,1995.

[JUL_2006] Juliano, T. F., Moy, P., Forster, A. M., Weerasooriya, T., VanLandingham, M. R., 2006. Multiscale Mechanical Characterization of Biomimetic Gels for Army Applications. Tech. rep., U. S. Army Research Laboratory, Weapons & Materials Research Directorate, Aberdeen Proving Ground, MD, 21005.

[KAL_1981] Kallieris D, Mattern R, Schmidt G, Eppinger R (1981) Quantification of side impact responses and injuries. In : Proceedings of 25th Stapp car crash conference, pp 329-366

[KAM_2004] KAMINA P.: Précis d'anatomie clinique, volume III. 2004.

[KAN_2011] Kannan R, Przekwas A. A computational model to detect and quantify a primary blast lung injury using near-infrared optical tomography, *International Journal for Numerical Methods. Biomedical Engineering* 2011; 27(1):13–28.

[KAN_2012a] Kannan R, Przekwas AJ. A near-infrared spectroscopy computational model for cerebral hemodynamics. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 2012; 28(11):1093–1106. doi:10.1002/cnm.2480.

[KAN_2012b] Kang D. G., MD, Lehman R. A., Jr., MD, Carragee E. J., MD, Wartime spine injuries: understanding the improvised explosive device and biophysics of blast trauma the spine *Journal* 12 (2012) 849-857

[KLE_1998] Kleinberger M, Sun E, Eppinger R, Kuppa S, Saul R (1998) Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems. NHTSA report, September 1998.

[KLE_2002] Kleiven S., Von Holst H. Consequences of head size following trauma to the human head *Journal of Biomechanics* Volume 35, Issue 2 (2002) p. 153-160

[KLU_2003]. Kluger Y. Bomb explosions in acts of terrorism - detonationn, wound ballistics, triage and medical concerns. *Isr Med Assoc J* 2003; 5: 235-40

[KLU_2007]. Kluger Y, Nimrod A, biderman P, Mayo A, Sorkin P. The quinary pattern of blast injury. *Am J Disaster Med* 2007; 2: 21-25.

[KOB_2009] Kobayashi M., Mellen P.F., Rubber bullet injury: case report with autopsy observation and literature review, *Am. J. Forensic Med. Pathol.* 30 (3) (2009) 262–267

[KPE_2013] Etude du comportement dynamique et modélisation thermo-viscoplastique de nuances d'acier soumises à un impact balistique, Thèse de Doctorat, Université de Lorraine (2013)

[KRO_1971] Kroell C.K., Schneider D.C., Nahum A.M. (1971) Impact tolerance and response of the human thorax. 15th Stapp Car Crash Conference. SAE Paper No. 710851.

[KRO_1973] Kroell, C.K., Gadd C.W. and Schneider, D.C. (1973) Biomechanics in crash injury research. In *Proceedings of 19th International ISA Aerospace Instrumentation Symposium*, Las Vegas.

[KRO_1974] Kroell C.K., Schneider D.C., Nahum A.M. (1974) Impact tolerance and response of the human thorax II. 18th Stapp Car Crash Conference. SAE Paper No. 741187.

[KRO_1981] Kroell C.K., Pope M.E., Viano D.C., Warner C.Y., Allen S.D. (1981) Interrelationship of velocity and chest compression in blunt thoracic impact to swine. 25th Stapp Car Crash Conference. SAE Paper No. 811016.

[KRO_1986] Kroell C.K., Allen S., Warner C.Y., et al (1986) Interrelationship of velocity and chest compression in blunt thoracic impact to swine II. 30th Stapp Car Crash Conference. SAE Paper No. 861881.

[KWO_2010] Kwon, J., Subhash, G., Feb. 2010. Compressive strain rate sensitivity of ballistic gelatin. *Journal of Biomechanics* 43 (3), 420-5.

[LAN_1984] Lannoy A. : Analyse des explosions air-hydrocarbure en milieu libre : Etudes déterministe et probabiliste du scénario d'accident. Prévission des effets de suppression. Bulletin Direct. Etudes et Recherches EDF. A4 (1984)

[LAN_2003] Langrand B, Deletombe E, Charles J-L, Sobry J-F, Martin S, Chazal H. Armoured vehicles subject to mine explosions – an analysis method for operationability and survivability. *Journal de Physique IV France* 2003; 110:621–626.

[LAU_1981] Lau V.K. and Viano D.C. (1981) Influence of impact velocity on the severity of nonpenetrating hepatic injury. *J. Trauma.* 21,115-123.

[LAU_1986] Lau I and Viano, D.C. (1986) The viscous criterion - Bases and applications of an injury severity index for soft tissues. 30th Stapp Car Crash Conference. SAE Paper No. 86182123

[LEE_1968] Lee EL, Horning HC, Kury JW. Adiabatic expansion of high explosives detonation products, Lawrence Livermore National Laboratory, University of California, Livermore, TID 4500-UCRL 50422, 1968.

[LEE_2001] Lee J.B., Yang K.H., Development of a finite element model of the human abdomen Stapp Car Crash Journal. 45 (2001) p. 79-100 SAE paper 2001-22-0004

[LEO_2011] Leonardi AD. An investigation of biomechanical response from shock wave loading to the head, ETD Collection for Wayne State University, Paper AAI3469965, 2011.

[LEU_2002] Leung Sh, Cheung KY, Yau HH, Kam CW. case report: Blast injury Hong Kong J Emerg Med 2002;9:46-51

[LIB_1990] Libersky, L., Petschek, A., 1990. Smooth Particle Hydrodynamics with Strength of Materials. Lecture Notes in Physics 395, 248–257.

[LIB_1993] Libersky, L. D., Petschek, A. G., Carney, T. C., Hipp, J. R., Allahdadi, F. A., 1993. High Strain Lagrangian Hydrodynamics. Journal of Computational Physics 109 (1), 67–75.

[LIB_1997] Libersky, L. D., Randles, P. W., Carney, T. C., Dickinson, D. L., Jan. 1997. Recent improvements in SPH modeling of hypervelocity impact. International Journal of Impact Engineering 20 (6-10), 525–532.

[LIE_2008] Li E, Yoshinaka A, Josey T, 2008, Weathervane: a single point model for blast injury approximations, 20th Symposium on Military Aspects of Blast and Shock, 2008, Oslo, Norway

[LIU_2012] Liu L., Fan Y., Li W., and Liu H., Cavity Dynamics and Drag Force of High-Speed Penetration of Rigid Spheres into 10wt% Gelatin. International Journal of Impact Engineering, 50:68 – 75, 2012

[LIV_2011] Lively MW Pulmonary contusion in a collegiate diver: a case report. J Med Case Rep. 2011 Aug 10; 5:36

[LIZ_1998] Lizee E., Robin S., Song E., Bertholon N., Le Coz J.Y., Besnault B., Lavaste F., Development of a 3D Finite Element Model of the Human Body, proceeding of the 42nd Stapp car Crash Conference, Tempe, Arizona, SAE Paper 983152 (1998) p 215-38

[LUC_1977] Lucy, L. B., 1977. A numerical approach to the testing of the fission hypothesis.

[MAH_2005] Mahoney P.F., Ryan J., Schwab C.W., Ballistic trauma: a practical guide, 2nd edition Springer, London (2005)

[MAU_2011] Mauchant D, K Rice, M Riley, D Leber, D Samarov, and A Forster. Analysis of three different regression models to estimate the ballistic performance of new and environmentally conditioned body armor. National Institute of Standards and Technology NIST Interagency, disponible sur internet en mars 2013Z: <http://nvlpubs.nist.gov/nistpubs/ir/2011/ir7760.pdf>, 2011.

[MEL_1988]. Mellor SG. The pathogenesis of blast injury and its management. *Br J Hosp Med* 1988; 39: 536 -39

[MER_1971] Mertz J.H. And Patrick, L.M. (1971) Strength And Response Of The Human Neck Proceedings of The 15th Stapp Car Crash Conference, 1971.

[MER_2008] Merkle AC, Ward EE, Roberts JC. Assessing BABT for Different Level Soft Armor Vests Using a Biofidelic Model of a Human Torso. *Journal of Trauma* 2008; 64(6):1555–1561.

[MER_2010]. Merkle AC, Roberts JC, Wickwire A, Wing ID, Carboni M, DeCristofano B, Maffeo M. Evaluation of the Human Surrogate Torso Model Response to Ideal and Complex Blast Loading Conditions, Personal Armor System Symposium (PASS), Quebec City, Canada, May 2010; pp. 678–687.

[MER_2012]. Merkle AC, Wing ID, Carneal C. Effect of Helmet Systems on the Two-Phased Brain Response to Blast Loading (PASS), Nürnberg, Germany, May 2012; pp. 38–47.

[MIL_1987]. Mills CA. The design of concrete structure to resist explosions and weapon effects, Proceedings of the 1st Int. Conference on concrete for hazard protections, Edinburgh, UK, 1987; pp. 61–73.

[MOL_1999] Molinari A., Estrin Y., Mercier S.. Dependence of the Coefficient of Friction on the Sliding conditions in the high velocity range. *Journal of Tribology*, 121(1999) p 36-41

[MOO_2009]. Moore D. F, Jérusalem A., Nyein M., Noels L., Jaffee M. S., Radovitzky R. A., Computational biology - Modeling of primary blast effects on the central nervous system, *NeuroImage* 47 (2009) T10–T20, doi:10.1016/j.neuroimage.2009.02.019

[MOS_2009] Moss WC, King MJ, Blackman EG. Rev. Skull Flexure from Blast Waves: A Mechanism for Brain Injury with Implications for Helmet Design. *Physics Letters* 2009; 103:108702.

[MOY_2009] Moy, P., Gunnarsson, A. C., Weerasooriya, T., 2009. Tensile Deformation and Fracture of Ballistic Gelatin as a function of Loading Rate. In: Proceedings of the SEM Annual Conference. Society for Experimental Mechanics Inc., Albuquerque New Mexico USA.

[NAG_2006] Nagayama, K., Mori, Y., Motegi, Y., Nakahara, M., Jun. 2006. Shock Hugoniot for Biological Materials. *Shock Waves* 15 (3-4), 267-275.

[NAT_2007] NATO. Test methodology for protection of vehicle occupants against anti-vehicular landmine effects, chapter 3 - injury criteria and tolerance levels". RTO-TR-HFM-090, document non publié, voir sur <https://www.cso.nato.int/pubs/rdp.asp?RDP=RTO-TR-HFM-090> pour distribution, 2007.

[NGO_2007] Ngo T., Mendis P., Gupta A. & Ramsay J., Blast Loading and Blast effects on Structures – *Electronic Journal of Structural Engineering*, 7:76-91, (2007)

[NIC_2013] Nicholas N and Welsch. J Ballistic gelatin. institute for Non-Lethal Defense Technologies. Disponible en mars 2013 sur internet : <http://www.dtic.mil/cgibin/GetTRDoc?AD=ADA446543>, 2004.

[PAN_2010] Panzer MB, Bass CR, Myers BS. Numerical Study on the Role of Helmet Protection in Blast Brain Injury, *Personnal Armour System Symposium, (PASS 2010)*, Québec city, Canada, 2010.

[PAN_2011]. Panzer M. B., MAsc, Bass C. R. 'Dale', PhD, Rafaels K. A., BS, Shridharani J., MS, and Capehart B. P. ,MD,MBA, Primary Blast Survival and injurt Risk Assessment for Repeated Blast Exposures, *The journal of TRAUMA injury, Infection, and Critical Care*, Volume XX, Number XX, XXX 2011

[PAN_2012] Panzer MB, Bass CR. Finite Element Models of the Human Head: Essential Issues for Biofidelic Modeling of Blast Trauma, *Personnal Armour System Symposium, (PASS 2012)*, Nürnberg, Germany, 2012.

[PAT_1965] Patrick L.M., Kroell C.K., Mertz H.J. (1965) Forces on the human body in simulated crashes. *Proceedings of 9th Stapp Car Crash Conference*.

[PAT_1969] Patrick LM, Mertz HJ, Kroell CK (1969) Cadaver knee, chest and head impact loads. In: *Proceedings of 9th Stapp car crash conference*, pp 168-182.

[PET_2003] Petitjean A., Baudrit P., Thoracic injury criterion for frontal crash applicable to all restraint systems, *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 47 (2003)

[PHI_1986]. Phillips YY. Primary blast injuries. *Ann Eemerg Med* 1986; 15: 1446-50

[PIP_1996] Pipkorn, B. (1996) Influence of the NHTSA and EEVC side impact barriers on various dummy responses: evaluation by mathematical simulations. Proceedings of the 40th Stapp Car Crash Conference, Albuquerque, New Mexico, USA, SAE 962415.

[PLA_1991] Plank G.R., Eppinger R.H. An improved finite element model of the human thorax. Proceedings of the 13th ESV, (1991) pp. 902–907.

[PLA_1998] Plank G.R., Kleinberger M., Eppinger R.H., Finite element modelling and analysis of thorax/restraint system interaction. In Proceedings of the 42nd Stapp Car Crash Conference, SAE-P337, (1998) pp. 317–329.

[PRE_2004] Preux P, Odermatt O, Perna A, Marin B, and A Vergnenègre. Qu'est-ce qu'une régression logistique ? Service de l'Information Médicale et de l'Evaluation, UF de Recherche Clinique et Biostatistique, Hôpital du Cluzeau, Limoges, France. Disponible sur internet en janvier 2013 : http://www.ifmt.auf.org/IMG/pdf/Qu_est-ce_qu_une_regression_logistique_-_Rev_Mal_Respir_2005_22_159-162.pdf, 2004.

[PRZ_2005] Przekwas A, Yang HQ, Furmanczyk M, Chen ZJ, Ding H, Jiang Y, Bayyuk S, Reinhardt JM, Pelletiere JA. Virtual Multiscale Model of Human Lung Injury from Explosion Blasts. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR-14) Conference, Long Beach, CA, Jan. 26–29, 2005.

[RAD_2012] Radioss theory Manual, Large displacement, finite element analysis- 2012

[RAF_2010] Rafaels K, Bass C, Panzer M B, Salzar R S, Pulmonary Injury Risk Assessment for Long-duration Blasts: A Meta-Analysis, Journal of Trauma, Vol. 69, No. 2, pp. 368-374, August 2010

[RAN_1996] Randles, P., Libersky, L., Dec. 1996. Smoothed Particle Hydrodynamics: Some recent improvements and applications. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering 139 (1-4), 375–408.

[REN_2001] Renard Y.. Numerical analysis of a one-dimensional elastodynamic model of dry friction and unilateral contact. Computer methods in applied mechanics and engineering 190, (2001), p 2031-2050.

[RIC_1963] Richmond D R, Goldizen V C, Clare V R, White C S, Overpressure-duration relationship and lethality in small animals, DASA Report 1325, 1963

- [RIC_1966] Richmond D R, Damon E G, Bowen I G, Fletcher E R, White C S, Air-blast studies with eight species of mammals, DASA Report 1854, Defense Atomic Support Agency, 1966
- [ROB_1970] Roberts S.B., Chen P.H., Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton. *Journal of Biomechanics* 3 (1970), 527–545.
- [ROB_1978] Robertson H T, S Lakshminarayan, L D Hudson Lung injury following a 50-metre fall into water *Thorax* 05/1978; 33(2):175-80.
- [ROB_2007a] Roberts J.C., Merkle A.C., Biermann P.J., Ward E.E., Carkhuff B.G., Cain R.P., O'Connor J.V., Computational and experimental models of the human torso for non-penetrating ballistic impact, *Journal of Biomechanics* 40 (2007) 125–136
- [ROB_2007b] Roberts JC, Ward EE, Merkle AC, O'Connor JV. Assessing BABT in Accordance with NIJ Standard for Personal Body Armor Protection. *Journal of Trauma* 2007–2; 62(5):1127–1133.
- [ROB_2013] Robbe Cyril, Evaluation expérimentale de l'impact thoracique des projectiles non-létaux, Thèse de Doctorat, 2013.
- [ROT_2008] Roth S., Raul J.S., Willinger R., Biofidelic child head FE model to simulate real world trauma *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 90, (3) (2008) p.262-274
- [ROT_2013] Roth S, Torres F., Feuerstein P., Thorat-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*, 110 (2013) 160-170.
- [RUA_2001] Ruan J., Prasad P. The Effects of Skull Thickness Variations on Human Head Dynamic Impact Responses, *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 45 (2001) p395-414
- [RUA_2003] Ruan J., El-Jawahri R., Chai L., Barbat S., Prasad P. Prediction and analysis of human thoracic impact responses and injuries in cadaver impacts using a full human body finite element model, *Stapp car crash journal*, vol 47, (2003) p 299-321.
- [RUT_1971] Rutherford R.B., and Valenta J. (1971). An experimental study of 'traumatic wet lung'. *Journal of Trauma*, 11, 146-166

- [SAI_1998] Saïssy J.M. Blast injuries Focus on: Prehospital and emergency trauma care in disaster medicine, *Current anaesthesia and critical care* (1998) 9, 58-65
- [SAL_2009] Salisbury, C. P., Cronin, D. S., Jan. 2009. Mechanical Properties of Ballistic Gelatin at High Deformation Rates. *Experimental Mechanics* 49 (6), 829-840.
- [SAR_2007] Saraf H., Ramesh K.T., Lennon A.M., Merkle A.C., Roberts J.C.. Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading. *J Biomech.* (2007) 40(9):1960-7.
- [SCH_1979] Aspects on the choice of experimental animals when reproducing missile trauma, *Acta Chir Scand, Suppl* 489, 1979, 121-130
- [SCH_1950] Schardin H. the physical principles of the effects of a detonation. German aviation medicine, World War II. Washington, DC: Departement of the US Air Force. Office of the Surgeon General: 1950: 1207 -24.
- [SCH_2007] Schmitt K, Niederer P, and Muser M. *Trauma biomechanics : accidental injury in traffic and sports*, volume 2nd edition. Springer, 2007.
- [SCH_2014] Schmitt K.-U., Niederer P.F, Cronin, D.S., Muser, M.H., Walz, F. *Trauma Biomechanics, An Introduction to Injury Biomechanics* 4th ed. 2014, XVI, 243 p. Springer
- [SEG_2008] Segletes S. B., *Modeling the Penetration Behavior of Rigid Spheres Into Ballistic Gelatin*. Final ARL-TR-4393, U.S. Army Research Laboratory, Aberdeen Proving Ground, MD 21005-5069, March 2008.
- [SEL_1994] Sellier K., Kneubuehl B., *Wound ballistics and the scientific background*. Elsevier, Amsterdam. ISBN 0-444-81511-2.
- [SHA_2001] Shah J.S., Yang K.H., Hardy W.N., Wang H.K., King A.I., Development of a computer model to predict aortic rupture due to impact loading, *Stapp Car Crash Journal* vol 45, (2001) pp161-182.
- [SHA_2004] Shashi Kупpa, injury criteria for side impact dummies, National Transportation Biomechanics Research Center – National Highway Traffic Safety Administration (2004)
- [SHA_2011] Sharma S, Zhang L. Prediction of intracranial responses from blast induced neurotrauma using a validated finite element model of human head, *Proceedings of Injury Biomechanics Symposium (IBS) 2011*, Ohio State University

- [SHE_2006] Shergold, O. A., Fleck, N. A., Radford, D., Sep. 2006. The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates. *International Journal of Impact Engineering* 32 (9), 1384-1402.
- [SHE_2008] Shen W., Niu Y., Mattrey R.F., Fournier A., Corbeil J., Kono Y., Stuhmiller J.H.. Development and validation of subject-specific finite element models for blunt trauma study. *J Biomech Eng.* (2008) 130(2):021022.
- [SHE_2009] Shepherd, C. J., Appleby-Thomas, G. J., Hazell, P. J., Allsop, D. F., 2009. The dynamic behaviour of ballistic gelatin. In: *AIP Conference Proceedings*. Vol. 1195. pp. 1399-1402.
- [SHI_2009] Shigeta K., Kitagawa Y., and Yasuki T.. Development of next generation human FE model capable of organ injury prediction. In: *21st International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, June 15–19, (2009), Stuttgart, Germany. Paper number 09-0111
- [SIM_2012] Simoens B, Lefebvre MH, Arrigoni M, Kerampran S. Effect of charge shape: Pressure field around a cylindrical explosive charge, *Military aspect of Blast and shocks (MABS)*, Bourges, France, Nov 2012.
- [SIN_2012] Singh D, Cronin DS, Lockhart PA, Haladuick TN, Bouamoul A, Dionne J-P. Evaluation of Head Response to Blast using Sagittal and Transverse Finite Element Head Models, *Proceedings of the Personal Armour Systems Symposium (PASS 2012)*, Nürnberg, Germany, 2012; pp. 68–77.
- [SMI_1986] Smith RS, Chang FC (1986) Traumatic rupture of the aorta: still a lethal injury. *Am J surg.* 152(6):660-663
- [SNY_1963] Snyder R.G. Human survivability of extreme impacts in free-fall 29 p. (OCO)10731523, Oklahoma City, Okla. : Civil Aeromedical Research Institute, 1963
- [SNY_1965] Snyder RG. Survival of high velocity free falls in water. FAA-AM-65-12, Federal Aviation Agency, Washington DC, 1965.
- [SNY_1967] Snyder RG, Snow CC. Fatal injuries resulting from extreme water impact. *Aerosp Med.* 1967 Aug; 38(8):779–783.

[SNY_1977] Snyder R. G. Study of impact tolerance through free-fall investigations. Final report 1977 Report Number: UM-HSRI-77-8

[STR_1982]. Straczynski JS., blast injuries. *Ann Emerg Med* 1982; 11: 687-94

[STU_1978] Sturdivan L. M., A Mathematical Model of Penetration of Chunky Projectiles in a Gelatin Tissue Simulant. Technical Report ARCSL-TR-78055, Chemical Systems Laboratory, Aberdeen Proving Ground, Maryland 21010, December 1978.

[STU_1988] Stuhmiller JH, Chuong CJ, Phillips YY, Dodd KT. Computer modelling of thoracic response to blast. *Journal of Trauma* 1988; 28:S 132–139.

[STU_1996] Stuhmiller J., Ho K.H.H., Vandervorst M.J., Dodd K.T., Fitzpatrick T., Mayorga M., A model of blast overpressure injury to the lung, *Biomechanics*, volume 29, no. 2, 1996.

[STU_1999] Stuhmiller JH, Masiello PJ, Ho KH, Mayorga MA, Lawless N, Argyros G. Biomechanical Modeling of Injury from blast overpressure. NATO Rep. RTO-MP-20, Aug. 1999 (Available from FTIC), 1999.

[STU_2004] Sturdivan, L.M., Viano, D.C., Champion, H.R., ‘Analysis of Injury to Assess Chest and Abdominal Injury Risks in Blunt and Ballistic Impacts’, *Journal of Trauma*, Volume 56, No.3, March 2004.

[SUN_1977] Sundaram S.H., Feng C.C. Finite element analysis of the human thorax. *Journal of Biomechanics* 10 (1977), 505–516.

[SUN_2012] Sundaramurthy A, Alai A, Ganpule S, Holmberg A, Plougonven E, Chandra N. Blast-Induced Biomechanical Loading of the Rat: An Experimental and Anatomically Accurate Computational Blast Injury Model. *Journal of Neurotrauma* 2012; 29(13):2352–2364. doi:10.1089/neu.2012.2413.

[TAK_2008]. Takafuji E. T., Effets of explosion and Blast from Military Operations and Acts of Terrorism (2008), Walter Reed Army Institute of Research, In: Elsayed NM, Atkins JL, editors. *Explosion and blast-related injuries*, Elsevier Academic Press

[TAN_2012a]. Tan XG, Kannan R, Przekwas AJ. A Comparative Study of the Human Body Finite Element Model Under Blast Loadings, ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Paper No. IMECE2012-89072, pp. 829–836; 8 pages. DOI: 10.1115/IMECE2012-89072

[TAN_2012b]. Tan XG, Kannan R, Przekwas AJ, Ott K, Harrigan T, Roberts J, Merkle A. An Enhanced Articulated Human Body Model Under C4 Blast Loadings, ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Paper No. IMECE2012-89067, pp. 821–828; 8 pages, DOI: 10.1115/IMECE2012-89067

[TAY_2009] Taylor P, Ford C. Simulation of Blast-Induced Early-Time Intracranial Wave Physics leading to Traumatic Brain Injury. Journal of Biomechanical Engineering 2009; 131:061007. DOI: 10.1115/1.3118765

[TEL_2012] Teland J.A. Review of blast injury prediction models, FFI-rapport 2012/00539

[TEN_2001] Tencer A. F, Sohail Mirza, Philippe Huber (2001). The Response Of The MADYMO 50th Percentile Male Human Model (V 5.4), Human Volunteers, And Cadaveric Specimens: A Comparison In Rear-end End Impact. 9th International MADYMO User Conference pp. 1-9.

[THA_2001] Thali B.P., Kneubuehl R., Dirnhofer U; Zollinger, body models in forensic ballistics: reconstruction of a gunshot injury to the chest by bullet fragmentation after shooting through a finger; Forensic Science International 123 (2001) 54-57

[THO_2012] Thorat-Pierre K. 1, Torres F. 1, Roth S. 2, Development and Validation of a Biomechanical FE Model of the Human Thorax/Abdomen System for High Speed Dynamic Simulation. Application to Ballistic Impact, Personal Armour Systems Symposium proceedings, p98-p107, September 2012 Germany

[TNO_2004] TNO MADYMO BV, Madymore. Madymo Newsletter 24 June 2004

[TRE_2006] Trelat S., Impact de fortes explosions sur les bâtiments représentatifs d'une installation industrielle (2006), Thèse de Doctorat, Université d'Orleans

[TRI_1973] Trinkle J. K., Furman R. W., Hinshaw M.A., Bryant L.R. and Griffen W.O. (1973). Pulmonary contusion: Pathogenesis and effect of various resuscitative measures. Annals of Thoracic Surgery, 16, 568-573.

[VEY] Site officiel de l'entreprise Verney-Carron. <http://www.verney-carron-security.com/fr/>

[VAN_2010] Van Doormaal J C A M, van der Horst M J, An approximation of the Axelsson model for quick injury predictions, 21th Symposium on Military Aspects of Blast and Shock, 2010, Jerusalem, Israel

- [VIA_1983] Viano D.C., Lau V.K. (1983) Role of impact velocity and chest compression in thoracic injury. *Aviat. Space Environ. Med.* 54, 16-21.
- [VIA_1985] Viano D.C., Lau I.V. (1985) Thoracic impact: A viscous tolerance criterion. Tenth International Conference on Experimental Safety Vehicles. Oxford, England.
- [VIA_1988] Viano, DC (1988) Cause and control of automotive trauma, *Bulletin NY Academy of Medicine, Second Series*, 64(5), 376-421.
- [VIA_1989] Viano D.C., Biomechanical Responses and Injuries in Blunt lateral impact. *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 33 (1989), Paper 892432
- [VIA_1990] Chest: anatomy, types and mechanisms of injury, tolerance criteria and limits and injury factors. Seminar at AAAM conference, Orlando (1990)
- [VIA_1995] Viano, D.C., King, A.I. (1995) Biomechanics of chest and abdomen impact. In *The Biomedical Engineering Handbook* (Edited by Bronzino, J.D.) pp 369-380. CRC Press, Inc, Florida..
- [WAH_2006] 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. *J Emerg Med.* 2006; 31:325-330.
- [WAN_1995] Wang H.C., Development of a side impact finite element human thoracic model. Ph.D. Thesis, (1995) Wayne State University, Detroit, MI
- [WEN_2013] Wen, Y., Xu, C., Wang, H., Chen, A., Batra, R., Dec. 2013. Impact of steel spheres on ballistic gelatin at moderate velocities. *International Journal of Impact Engineering* 62, 142-151.
- [WAR_1986] Warner KG, Demling R.H: The pathophysiology of free-fall injury. *Ann Emerg Med* September 1986;15:1088-1093
- [WIJ_2001] Wijk G, Collin Å., and Amiree R., Sphere Penetration into Gelatine and Board. In 19th International Symposium of Ballistics, May 2001.
- [WIL_1978] Wilbeck J.S.. Impact behaviour of low strength projectiles. Technical Report AFML-TR-77-134, Air Force Materials Laboratory, 1978.

[WIS_1994] Wismans, W. et al. (1994), Injury Biomechanics (4J610) Course Notes, Eindhoven University of Technology, Mechanical Engineering, The Netherlands

[Wis_2004] Wischhusen F., Patra S., Braumann M., Türk E.E., Püschel K. analysis of jumping/falling from a height, accepted 28-12-2004; Forensic Science International 156 (2006) 150-153

[WOL_2009]. Wolf S. J., Bebarta V. S., Bonnett C. J., Pons P. T., Cantrill S. V., Blast injuries, Seminar, Published Online July 23, 2009 DOI: 10.1016/S0140-6736(09)60257-9

[YAM_1970] Yamada H., Strength of Biological Materials, FG. Evean, Ed., The Williams&Wilkins Company, Baltimore (1970).

[YAN_2006] Yang K.H., Hu J., White N.A., and King A.I. Development of Numerical Models for Injury Biomechanics Research: A Review of 50 Years of Publications in the Stapp Car Crash Conference, Stapp Car Crash Journal, Vol. 50 (November 2006), pp. 429-490

[YEL_1996] Yelverton, J.T. (1996), Pathology scoring system for blast injuries, Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care, Vol. 40, No. 3.

[YOG_1995] Yoganandan, Morgan R.M., Eppinger R.H., Pintar F.A., Skrade D.A., Sances A., Thoracic deformation and velocity analysis in frontal impact, J Biomech Eng. (1995).

[YEL_1996] Yelverton, J.T. (1996), Pathology scoring system for blast injuries, Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care, Vol. 40, No. 3.

[ZHA_2005] Zhao J.Z. and Norwani G., "Development of a Human Body Finite Element Model for Restraint System R&D Applications", 19th ESV Conference, (2005) Paper# 05-0399

[ZHU_2010] Zhu F, Mao H, Dal Cengio Leonardi A, Wagner C, Chou C, Jin X, Vandevord P, Yang KH, King AI. Development of an FE model of the rat head subjected to air shock loading. Stapp Car Crash Journal 2010; 54:211–25.

[ZHU_2012] Zhu F, Skelton P, Chou CC, Mao H, Yang KH, King AI. Biomechanical responses of a pig head under blast loading: a computational simulation. International Journal Numerical Methods Biomedical Engineering 2012.doi:10.1002/cnm.2518.

[ZUC_1940]. Zuckerman S. Experimental study of blast injuries to the lungs. lancet 1940; 2:
219-24